



Universidad de San Carlos de Guatemala
Facultad de Ingeniería
Escuela de Ciencias

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

Marcos Calixto Catú Sajcabún
Asesorado por el Lic. Franky Reyes

Guatemala, septiembre de 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A LA JUNTA DIRECTIVA DE LA
FACULTAD DE INGENIERÍA

POR

MARCOS CALIXTO CATÚ SAJCABÚN
ASESORADO POR EL LIC. FRANKY REYES

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE

LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

GUATEMALA, SEPTIEMBRE DE 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
FACULTAD DE INGENIERÍA



NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
VOCAL I	Ing. Alfredo Enrique Beber Aceituno
VOCAL II	Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco
VOCAL III	Ing. Miguel Ángel Dávila Calderón
VOCAL IV	Br. Juan Carlos Molina Jiménez
VOCAL V	Br. Mario Maldonado Muralles
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
EXAMINADOR	Lic. Ricardo Enrique Contreras Folgar
EXAMINADOR	Ing. José Rodolfo Samayoa Dardón
EXAMINADOR	Ing. Otto Miguel Hurtarte Hernández
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

En cumplimiento con los preceptos que establece la ley de la Universidad de San Carlos de Guatemala, presento a su consideración mi trabajo de graduación titulado:

IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA

Tema que me fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Ciencias, con fecha 26 de febrero de 2010.

Marcos Calixto Catú Sajcabún

Guatemala, 10 de Julio de 2012

M. Sc.
Ricardo Enrique Contreras Folgar
Coordinador Licenciatura en Física Aplicada
Escuela de de Ciencias
Facultad de Ingeniería
Universidad de San Carlos de Guatemala

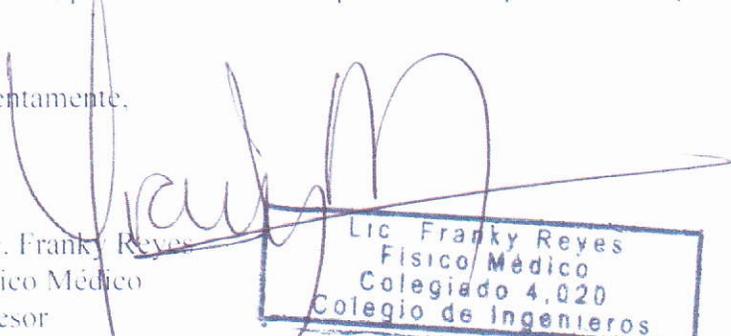
Licenciado Contreras:

Por medio de la presente me permito informarle que he revisado completamente el trabajo de graduación titulado: **"Implementación de un programa de garantía de calidad a un sistema de planificación de tratamiento computarizado utilizado en braquiterapia"** desarrollado por el estudiante **Marcos Calixto Catú Sajcabún** con número de carné 2004-13002.

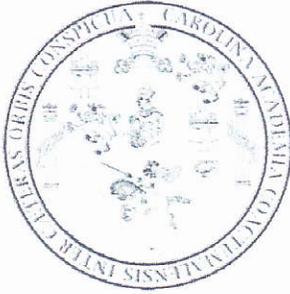
Puedo concluir que dicho trabajo cumple con los objetivos propuestos en el anteproyecto de tesis, para lo cual me complace dar la aprobación respectiva.

Atentamente,

Lic. Franky Reyes
Físico Médico
Asesor
Colegiado C.I.G. 4020



Lic. Franky Reyes
Físico Médico
Colegiado 4,020
Colegio de Ingenieros



Guatemala, 30 de Julio del 2012

Ing. Edwin Adalberto Bracamonte
DIRECTOR, ESCUELA DE CIENCIAS
FACULTAD DE INGENIERIA
USAC, Ciudad

Estimado Ingeniero Bracamonte:

Me dirijo a usted para informarle que he realizado las revisiones pertinentes al trabajo de graduación titulado **“Implementación de un programa de garantía de calidad a un sistema de planificación de tratamiento computarizado utilizado en braquiterapia”**, presentado por el estudiante de Licenciatura en Física Aplicada **Marcos Calixto Catú Sajcabún**; con carnet No. 2004-13002.

Considerando que cumple con los objetivos de la carrera de Licenciatura en Física Aplicada y que se apega a los requerimientos de la Facultad de Ingeniería en cuanto a forma y contenido, me permito darle mi aprobación como revisor del estudio. Indicando también que el autor y mi persona nos responsabilizamos del contenido del mismo.

Muy Atentamente,

“ID Y ENSEÑAD A TODOS”



M. Sc. Ricardo Enrique Contreras Folgar
Coordinador Licenciatura en Física Aplicada
Facultad de Ingeniería



El Director de la Escuela de Ciencias de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de San Carlos de Guatemala, después de conocer el dictamen del asesor, con el visto bueno del Coordinador de la Carrera de Licenciatura en Física Aplicada al trabajo de graduación del estudiante *Marcos Calixto Catú Sajcabún*, titulado "IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA", procede a la autorización del mismo.


Ing. Edwin Adalberto Bracamonte Orozco
Director Escuela de Ciencias



Guatemala, 20 de septiembre de 2012

EABOP/scvs



DTG. 458.2012

El Decano de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de San Carlos de Guatemala, luego de conocer la aprobación por parte del Director de la Escuela de Ciencias, al Trabajo de Graduación titulado: **IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**, presentado por el estudiante universitario **Marcos Calixto Catú Sajcabún**, autoriza la impresión del mismo.

IMPRÍMASE:

Ing. Murphy Olimpo Paiz Recinos
Decano



Guatemala, 24 de septiembre de 2012

/gdech

ACTO QUE DEDICO A:

Mi hija

Por ser en todo momento la fuente
de mi inspiración.

AGRADECIMIENTOS A:

Mis padres

Por apoyarme siempre en todos los
ámbitos de mi vida.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	VII
LISTA DE SÍMBOLOS	XI
GLOSARIO	XIII
RESUMEN.....	XVII
OBJETIVOS.....	XIX
INTRODUCCIÓN.....	XXI
1. ASPECTOS TEÓRICOS	1
1.1. Radiación.....	1
1.1.1. Radiación ionizante	1
1.1.2. Tipos de radiación ionizante	2
1.2. Radiometría	2
1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia	2
1.3.1. Actividad	3
1.3.2. Tasa de exposición de referencia	4
1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia.....	5
1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia	6
1.4.1. Radio (Ra)-226	7
1.4.2. Cesio-137	7
1.4.3. Cobalto-60	9
1.4.4. Iridio 192.....	10
1.4.5. Oro 198.....	12
1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia.....	13

1.4.7.	Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia	14
2.	LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA	15
2.1.	Dosimetría	15
2.2.	Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia	15
2.2.1.	Técnicas de braquiterapia intersticial	16
2.2.2.	Técnicas de braquiterapia intracavitaria	16
2.3.	Modelos de cálculos de dosis.....	16
2.4.	Formalismo de dosimetría según el TG-43	17
2.4.1.	Concepto básico.....	17
2.4.2.	Geometría de la fuente.....	18
2.4.3.	Datos de referencia	19
2.4.4.	Formalismo TG-43	20
2.4.5.	Formulación 2D del TG-43	20
2.4.6.	Aproximación 1D del TG-43	21
2.4.7.	Constante de razón de dosis.....	22
2.4.8.	Factor geométrico	23
2.4.9.	Función radial de dosis.....	25
2.4.10.	Función de anisotropía.....	26
2.4.11.	Intensidad de kerma aire	26
2.5.	Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota	27
2.5.1.	Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron	27
2.5.2.	Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed	29
2.5.3.	Fuentes Bebig	30
2.6.	Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN	32
2.6.1.	Reconstrucción del implante de braquiterapia.....	33
2.6.2.	Posicionamiento automático.....	34

2.6.3.	Remover fuentes puntuales duplicadas	34
2.6.4.	Cálculo de dosis para fuentes puntuales	34
2.6.5.	Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43).....	35
2.6.6.	Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido	35
2.6.7.	Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual.....	36
2.6.8.	Cálculo de la razón de dosis de la fuente	36
2.6.9.	Cálculo de dosis para fuentes lineales	37
2.6.10.	Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal.....	38
2.6.11.	Cálculo de dosis absoluta.....	39
2.6.12.	Factor de tiempo del implante.....	39
2.6.13.	Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes.....	40
3.	GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA.....	41
3.1.	Elementos del programa de garantía de calidad	42
3.1.1.	Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento.....	46
3.1.2.	Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento	46
3.1.3.	Algoritmos de cálculos de dosis.....	47
3.1.4.	Verificación de los cálculos de dosis en el paciente	48
3.1.5.	Localización de las fuentes.....	49
3.1.6.	Requerimientos de exactitud en braquiterapia.....	49

3.2.	Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia	50
4.	IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN.....	51
4.1.	Pruebas y controles a realizarse	52
4.1.1.	Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento	52
4.1.2.	Prueba 2: Digitalizador	52
4.1.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...53	
4.1.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.	53
4.1.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	54
4.1.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo.....	56
4.1.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	56
4.1.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia	58
4.2.	Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS.....	59
4.2.1.	Frecuencia de los controles.....	59
4.2.2.	Bitácoras	60
4.2.3.	Controles rutinarios	61
4.3.	Resultados de las pruebas realizadas al TPS	62
4.3.1.	Prueba 1: Unidad central de procesamiento	62
4.3.2.	Prueba 2: Digitalizador	63
4.3.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...63	

4.3.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.....	64
4.3.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	65
4.3.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo	67
4.3.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	68
4.3.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia.....	69
5.	INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN	75
5.1.	Datos utilizados	75
5.2.	Resultados.....	79
5.3.	Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43.....	81
5.3.1.	Procedimiento del cálculo independiente	83
5.4.	Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo	88
	CONCLUSIONES	91
	RECOMENDACIONES.....	93
	BIBLIOGRAFÍA	95
	ANEXOS.....	101

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

FIGURAS

1.	Esquema de decaimiento del cesio 137	8
2.	Esquema de decaimiento del cobalto 60.....	10
3.	Esquema principal de decaimiento del iridio 192	11
4.	Esquema de decaimiento del oro 198	12
5.	Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal	19
6.	Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío.....	23
7.	Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal.....	24
8.	Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192	28
9.	Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)	28
10.	de la fuente GammaMed de Ir-192.....	29
11.	Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig	30
12.	(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curietron	31
13.	Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés	33
14.	Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia	43
15.	Elementos contenidos en el formulario de control de calidad.....	61
16.	Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire	79

17.	Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia.....	83
-----	---	----

TABLAS

I.	Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia.....	6
II.	Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias	22
III.	Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron.....	32
IV.	Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40)	45
V.	Pruebas para el control de calidad	51
VI.	Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1	70
VII.	Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente.....	71
VIII.	Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes	72
IX.	Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43	76
X.	Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ¹³⁷ Cs: 3M, Amersham, RTR (pre-1982)	78
XI.	Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio.....	81
XII.	Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante....	84
XIII.	Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2	84

XIV.	Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43.....	87
XV.	Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo	88

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado
HVL	Capa hemirreductora
λ	Constante de decaimiento
Γ	Constante de razón de dosis
ρ	Densidad
D	Dosis absorbida
Kerma (K)	Energía cinética impartida en el medio
Cema (C)	Energía convertida por unidad de masa
X	Exposición
N_K	Factor de calibración de kerma en aire de la cámara de ionización
N_{elec}	Factor de calibración del electrómetro
k_{air}	Factor de corrección por atenuación por aire
k_n	Factor de corrección por no uniformidad
k_{scatt}	Factor de corrección por radiación dispersada
k_{TP}	Factor de corrección por temperatura y presión
MF	Factor de magnificación
γ	Fotón gamma
F(r,θ)	Función de anisotropía para fuente lineal
Φ_{an}	Función de anisotropía para fuente puntual
g(r)	Función de dosis radial
f_{cm}	Función de energía de rayos gamma
G(r,θ)	Función de geometría
GC	Garantía de calidad

K_r	Kerma en aire de referencia
α	Partícula alfa
β	Partícula beta
T	Período de semidesintegración
τ	Vida media

GLOSARIO

AAPM	Asociación Americana de Físicos en Medicina.
Algoritmo	Conjunto prescrito de instrucciones o reglas bien definidas, ordenadas y finitas que permite realizar una actividad o hallar la solución a un problema mediante pasos sucesivos.
Cuaderno de bitácora	Registro escrito de las acciones que se llevan a cabo en cierto trabajo o tarea.
Calibración	Procedimiento de comparación entre lo que indica un instrumento y lo que debería indicar de acuerdo a un patrón de referencia con valor conocido.
Cámara de ionización	Es esencialmente un capacitor en el cual la corriente de fuga es inducida a través de la acción del haz de radiación.
Cema	Es la energía convertida por unidad de masa, aplicable a radiación directamente ionizante.
DFC	Término que hace referencia a la distancia entre la fuente y la cámara.
Estocástica	Cantidad cuyo valor ocurre aleatoriamente y varía en forma discontinua en el espacio y tiempo. En

principio puede medirse con un error arbitrariamente pequeño.

Dosimetría	Es el cálculo de la dosis de radiación que recibirá el paciente (más o menos detallada por órganos o regiones) con un tratamiento determinado.
Dosis absorbida	Cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un material irradiado.
Electrómetro	Dispositivo de medición de corriente de carga inducida. Es muy sensible, se usa en conjunto con una cámara de ionización.
Exposición	Es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en aire de masa dm quedan completamente frenados en el aire.
Fluencia	Hace referencia a un flujo de partículas o de energía en un área determinada.
Garantía de calidad	Se refiere a las acciones planificadas y sistematizadas que garantizan que una estructura, o componente se comporte satisfactoriamente.
HDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una alta tasa de dosis de radiación.
Implante de braquiterapia	Consiste en colocar fuentes de radiación en un tumor o lugar de tratamiento con el fin de eliminar el tumor.

Kerma	Energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa, incluyendo la energía por pérdida radiactiva y excluyendo la energía que pasa de una partícula cargada a otra.
LDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una baja tasa de dosis de radiación.
LSCD	Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica.
MgRaeq	Miligramos de radio equivalente, es aquella masa de radio 226 filtrada por 0.5 mm de platino que produce la misma tasa de kerma en aire que la fuente en cuestión.
No estocástica	Cantidad cuyo valor, en principio puede predecirse por cálculos y varía de forma continua en el espacio y tiempo.
OIEA, IAEA	Organismo Internacional de Energía Atómica.
OMS	Organización Mundial de la Salud.
PMMA	Polimetilmetacrilato, material utilizado para simular las propiedades del cuerpo humano, al utilizar radiaciones.
Radiometría	Se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética.

Radionúclido	Es un átomo con un núcleo inestable, caracterizado por exceso de energía disponible.
SCF	Hace referencia a un sistema de coordenadas fijo.
SCP	Hace referencia al sistema de coordenadas del paciente.
SFD	Hace referencia a la distancia desde la fuente radiactiva hasta la película radiográfica.
TECDOC	Documento Técnico.
TPS	Sistema de planificación de tratamientos computarizado usado en radioterapia.
TRS	Hace referencia a una serie de reportes técnicos, emitido por el OIEA.

RESUMEN

La radioterapia es de gran importancia en su aplicación para el tratamiento del cáncer; y para garantizar la óptima aplicación de sus protocolos y procedimientos, se auxilia de un programa de garantía de calidad basado en protocolos y normas de carácter mundial.

En este trabajo se hace una revisión de los principios de la radiación, su dosimetría y su aplicación en la braquiterapia, así como de un programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle" describiendo y aplicando diferentes pruebas para garantizar la calidad de la planificación de un tratamiento de braquiterapia, asegurando el correcto funcionamiento del sistema de planificación utilizado para este fin.

El trabajo está estructurado en cinco capítulos: el primer capítulo trata los aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, incluyendo la especificación de las fuentes y las fuentes usadas en braquiterapia. El segundo capítulo, describe la dosimetría de las fuentes de braquiterapia y las rutinas utilizadas en el sistema de planificación de tratamiento. El capítulo tres, estudia los elementos de un programa de garantía de calidad que se implementan en el capítulo cuatro, por medio de ocho pruebas de garantía de calidad realizadas al sistema de planificación de braquiterapia del Instituto Nacional de Cancerología (INCAN).

En el capítulo cinco se introduce de forma novedosa un método moderno de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia, sugerida por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, llamado formalismo TG-43.

OBJETIVOS

General

Implementar un programa de garantía de calidad al sistema de planificación de tratamiento de braquiterapia, en el Instituto de Cancerología y Hospital “Dr. Bernardo del Valle”.

Específicos

1. Implementar y realizar correctamente las pruebas necesarias que garanticen el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia del sistema de planificación.
2. Describir y realizar correctamente las rutinas en la planificación de un implante de braquiterapia usando el sistema de planificación.
3. Implementar la especificación de fuentes recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, el formalismo TG-43, para actualizar las unidades de medida utilizadas en braquiterapia.
4. Minimizar la probabilidad de que ocurra un accidente radiológico debido a errores en el sistema de planificación.
5. Conocer las características físicas de la radiación y las fuentes de radiación utilizada en braquiterapia.

INTRODUCCIÓN

El cáncer es una enfermedad que cada día agobia más a la población y es una de las principales causas de muerte en todo el mundo, la Organización Mundial de la Salud calcula que, 84 millones de personas morirán de cáncer entre 2005 y 2015.

El objetivo principal al tratar el cáncer es destruir las células cancerosas sin exceder el nivel de tolerancia de las células sanas circundantes, los nuevos equipos de tratamiento que se producen en radioterapia, tienen como finalidad alcanzar ese objetivo de manera simple y eficaz.

El cáncer de cérvix es el tipo de cáncer más común en el sexo femenino en Guatemala, en las últimas estadísticas del Instituto de Cancerología, se observa que en un año, se atendieron 783 casos de cáncer de cérvix. El tratamiento de esta patología se hace con radioterapia externa, con braquiterapia o una combinación de ambos métodos, y para su tratamiento, tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora.

Los sistemas de planificación de tratamiento computarizado contienen módulos de software para diferentes formas de tratar el cáncer, estos pueden ser; radioterapia de intensidad modulada (IMRT), radioterapia conformada (CRT), radioterapia guiada con imagen (IGRT), simulación virtual, braquiterapia, etc. En todos los módulos, es necesario comprobar periódicamente su correcto funcionamiento para mejorar la exactitud en la administración de la dosis de

radiación, y evitar errores que puedan producir un accidente radiológico. El propósito de este trabajo es implementar un método para garantizar el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia en el INCAN.

Tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, cuando esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora, debe comprobarse periódicamente su correcto funcionamiento para evitar errores que puedan conllevar a un accidente radiológico.

La garantía de calidad del funcionamiento de los sistemas de tratamiento computarizado a tomado relevancia debido a accidentes que se han reportado debido al descuido en el uso de esta herramienta: en el 2000 en Panamá, se introdujo incorrectamente los datos de bloqueos del haz de radiación en el TPS; en 1982, en un hospital de Inglaterra, se suministró dosis menores a las necesarias para el tratamiento cuando se introdujo el uso del TPS en vez del cálculo manual; en 1987 al sustituirse una fuente de cobalto 60 en un hospital de Maryland, Estados Unidos, el físico encargado no actualizó correctamente los datos en el TPS. La garantía de calidad de este sistema, permite asegurar que las dosis calculadas en puntos de interés son correctas.

El presente trabajo consta de cinco capítulos, el primero trata de aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, haciendo énfasis en las características físicas de las fuentes de radiación utilizadas en braquiterapia.

En el capítulo dos se estudia la dosimetría de las fuentes de radiación en braquiterapia, tomando como base el formalismo de cálculo de dosis TG-43, considerado el modelo más completo disponible actualmente. También se

describen las rutinas que realiza el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus en la planificación de un implante de braquiterapia.

En el tercer capítulo se describen los elementos de un programa de garantía de calidad en braquiterapia, específicamente del sistema de planificación de tratamientos de braquiterapia.

El capítulo cuatro, trata sobre el programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle"; este programa se hizo implementando ocho pruebas que verifican la exactitud de los cálculos del sistema y que esta exactitud se mantenga en el tiempo, estas pruebas deben realizarse en intervalos de tiempo específicos.

Finalmente, en el capítulo 5, se introdujo el formalismo de cálculo de dosis TG-43 para su implementación en el hospital y se calculó detalladamente la dosis en puntos de interés en un paciente real. En los anexos se incluyen dos formularios, uno para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia y otro para la verificación de la intensidad de las fuentes de braquiterapia, también se incluye una tabla de factores de anisotropía para las fuentes de cesio 137 utilizadas en el INCAN.

1. ASPECTOS TEÓRICOS

En este primer capítulo, se introducen varios conceptos necesarios para los próximos capítulos de este trabajo. Se hace énfasis en las especificaciones de las fuentes de radiación en braquiterapia y sus esquemas de decaimiento.

1.1. Radiación

Se aplica el término radiación a la emisión y propagación de energía a través del espacio o por un medio material. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.1.1. Radiación ionizante

Es la radiación que puede ionizar la materia directa o indirectamente. La radiación que ioniza directamente (partículas cargadas) deposita su energía en el medio por medio de la interacción de Coulomb entre la partícula cargada directamente ionizante y los electrones orbitales de los átomos en el medio. La radiación que ioniza indirectamente (neutrones y fotones (rayos X y rayos γ)), deposita su energía en el medio por medio de dos procesos:

- En el primer proceso, una partícula cargada es liberada en el medio (los fotones liberan electrones o positrones, los neutrones liberan protones o iones pesados)
- En el segundo proceso, las partículas cargadas liberadas depositan su energía en el medio a través de interacciones de Coulomb con electrones

orbitales de los átomos en el medio. (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

1.1.2. Tipos de radiación ionizante

Las radiaciones ionizantes generalmente se caracterizan por su capacidad para excitar e ionizar átomos de la materia con la que interacciona. Entre los tipos de radiación ionizantes están: rayos gamma, rayos X, electrones, neutrones y partículas cargadas pesadas.

1.2. Radiometría

La radiometría se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética. Las mediciones sobre la radiación o investigaciones de los efectos de la radiación requieren de varias especificaciones del campo de radiación en puntos de interés.

Varias cantidades y unidades han sido definidas para describir los haces de radiación, las siguientes cantidades son usadas para describir un haz de radiación mono energético ionizante: fluencia de partículas, fluencia de energía, tasa de fluencia de partículas y tasa de fluencia de energía.

1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia

Numerosas recomendaciones internacionales indican la conveniencia de especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia en unidades de tasa de kerma en aire; tanto en los certificados de los laboratorios de calibración, como en los sistemas de planificación y en la prescripción y documentación de los tratamientos, aunque en la práctica clínica se prefiere usar Grays.

La intensidad de kerma en aire, está definida como el producto de la tasa de Kerma aire en aire $K_{(air)air}$ y el cuadrado de la distancia entre el punto de calibración y el centro de la fuente en el eje bisector de la misma. (IAEA. Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia. 2004). Se simboliza como S_K y sus unidades son: $[S_K]=\mu Gy-m^2-h^{-1}= cGy-cm^2-h^{-1}$.

La cantidad recomendada para la especificación de fuentes de rayos gamma es la tasa de referencia de kerma en aire, la cual para fuentes lineales tipo alambre o cadenas de semillas de ^{192}Ir se emplea la cantidad: intensidad lineal de kerma en aire, definida como la S_K por unidad de longitud de la fuente. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

1.3.1. Actividad

La actividad se define como el número de desintegraciones por unidad de tiempo de un isótopo radiactivo; dado que la desintegración no tiene unidades, la actividad es medida en s^{-1} . La unidad de la actividad es el Becquerel, $1(Bq)=s^{-1}$, aunque por muchos años (y se usa a veces en la actualidad) su unidad fue el Curio (Ci).

$$1 Ci = 3,70 \times 10^{10} Bq \quad (1.1)$$

De lo anterior, la magnitud de la fuente de cualquier radionúclido puede ser especificado en submúltiplos de Ci (en la práctica clínica se prefiere el mCi).

La tasa de exposición \dot{X} a cualquier punto particular es proporcional al producto de la actividad, su constante de razón de exposición e inversamente proporcional a d^2 . (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010):

$$\dot{X} = \Gamma \frac{A}{d^2} \quad (1.2)$$

donde A es la actividad y \dot{X} la constante de razón de exposición. Sin embargo, se puede introducir errores en este método debido a que se debe aplicar correcciones para la fuente y filtración de las paredes y que la constante de razón de exposición no se puede conocer exactamente. Cabe mencionar que, la exactitud de la constante de razón de exposición depende del conocimiento exacto de los datos espectroscópicos y los coeficientes de absorción relevante. (Faiz Khan The physics of radiation therapy. 2010).

1.3.2. Tasa de exposición de referencia

El Consejo Nacional sobre Protección Radiológica y Mediciones (NCRP) de Estados Unidos, recomienda que la magnitud de cualquier emisor \dot{X} deba ser especificada directamente en términos de razón de exposición en aire a una distancia específica tal como 1 metro.

Esta especificación puede llevarse a cabo simplemente midiendo la razón de exposición en aire libre a una distancia suficientemente grande que la fuente pueda ser tratada como puntual. Una gran distancia minimiza la dependencia de la calibración sobre la construcción de la fuente y el detector, esto debido a que ambos pueden ser tratados como puntuales. Además, el efecto de la transmisión oblicua de los rayos \dot{X} a través de la cápsula de la fuente se vuelve despreciable.

Loevinger (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981), recomienda la calibración de las fuentes de braquiterapia en términos de dosis absorbida en agua cerca de la fuente. Sin embargo, tal

calibración no está disponible comúnmente, por lo que el método de razón de exposición lejos de la fuente sigue siendo el método más apropiado.

La cantidad recomendada para la especificación de las fuentes gamma es la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$

1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia

La tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$, está definida por la Comisión Internacional en Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia de 1 metro, corregida para los efectos de atenuación y dispersión; tiene como unidades Gy/s aunque es más conveniente usar $\mu\text{Gy/h}$ para LDR y mGy/h para HDR.

La Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) recomienda especificar la emisión de fotones de una fuente en términos de la intensidad de kerma en aire (*air-kerma strength*) S_K . La relación entre $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$ y S_K está dada por:

$$S_K = (\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}} d_{\text{ref}}^2 \quad (1.3)$$

donde d_{ref} es la distancia de referencia para donde la tasa de kerma en aire es definida (1m). Claramente, la intensidad de kerma en aire y la tasa de kerma en aire son numéricamente iguales y se diferencian únicamente por sus unidades, de este modo, la denominada intensidad de kerma en aire viene dado por $1\text{U} = 1\mu\text{Gym}^2/\text{h} = 1\text{cGycm}^2/\text{h}$ recomendada por el TG 43. (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981).

Antiguamente se usaban las cantidades miligramo de radio equivalente y Actividad aparente para la especificación de las fuentes de braquiterapia, en el aún se usa la primera de éstas, y con este trabajo se sugiere su actualización.

1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia

A partir del descubrimiento del elemento radio, este fue el más utilizado en braquiterapia; sin embargo, los radioisótopos artificiales ofrecen ventajas especiales en algunas situaciones debido a: la energía de sus rayos γ , flexibilidad de las fuentes, tamaño de las fuentes y vida media.

Tabla I. **Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia**

radionucleido	Vida Media	Energía del fotón	Valor medio de la capa (mm de plomo)
²²⁶ Ra	1600 años	0,047-2,450 (0,83 avg)	8,0
²²² Rn	3,83 días	0,047-2,45 (0,83 avg)	8,0
⁶⁰ Co	5,26 años	1,17 1,33	11,0
¹³⁷ Cs	30 años	0,662	5,5
¹⁹² Ir	74,2 días	0,136-1,06	2,5
¹⁹⁸ Au	2,7 días	0,412	2,5
¹²⁵ I	60,2 días	0,028 avg	0,025

Fuente: Faiz, Khan. The physics of Radiation Therapy. p. 355.

La tabla I, muestra las fuentes usadas comúnmente en braquiterapia así como sus propiedades físicas relevantes.

A continuación se describen las características de los isótopos radiactivos de mayor importancia en braquiterapia: radio (Ra), cesio 137 (Cs-137), cobalto 60 (Co-60), iridio 192 (Ir-192) y oro 198 (Au-198).

1.4.1. Radio (Ra)-226

Es el sexto miembro de la serie del uranio, la cual empieza con $^{238}_{92}\text{U}$ y finaliza con el isótopo $^{286}_{82}\text{Pb}$. El radio se desintegra con una vida media de 1620 años para formar radón.



El núcleo de radón producido es un gas inerte que se desintegra en otro producto hijo. Como resultado del proceso de decaimiento a partir del radio hasta el plomo estable, se producen al menos 49 rayos γ con energías en el rango desde 0,184 a 2,45 MeV. La energía media de los rayos γ es 0,83 MeV. (Philip Mayles; Alan Nahum; Jean-Claude Rosenwald. Handbook of radiotherapy physics. 2007).

Una filtración de al menos 0,5 mm de platino que conforma la cápsula de la fuente, es suficiente para absorber todas las partículas α y la mayoría de las partículas β emitidos por el radio y sus productos hijos. Solo rayos γ son usados para terapia.

1.4.2. Cesio-137

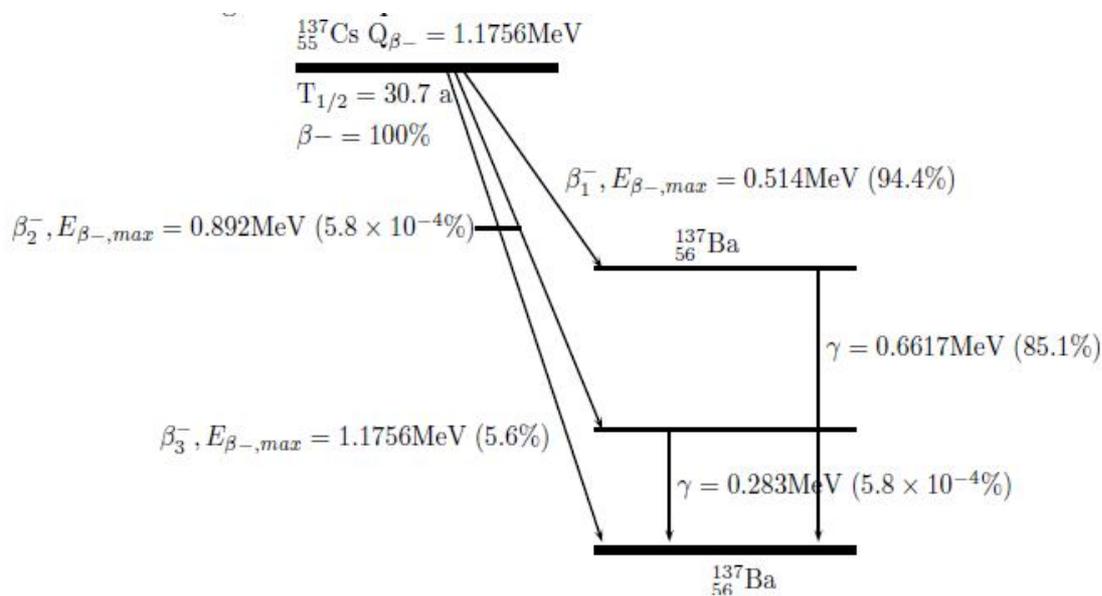
El cesio es un radioisótopo emisor de rayos γ el cual es usado como un sustituto del radio en braquiterapia intersticial e intracavitaria. Este se provee en forma de polvo insoluble o micro esferas de cerámica doblemente encapsuladas

en agujas de acero inoxidable y tubos. El cesio 137 es usado ampliamente para tratamientos de cáncer ginecológico y son implantados manualmente.

El cesio 137 emite rayos γ de energía 0,662 MeV, el esquema de decaimiento en la figura 1 muestra que el cesio 137 se transforma en Ba-137 por un proceso de decaimiento β^- pero el 93,5% de las desintegraciones son seguidas de rayos γ a partir del estado meta estable del Ba-137.

Las partículas β y los rayos x característicos de baja energía son absorbidos por el material de acero inoxidable, de esta forma, la fuente para uso clínico es un emisor de rayos γ puro.

Figura 1. Esquema de decaimiento del cesio 137



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 153.

La constante de razón de exposición Γ_{δ} para cesio 137 no filtrado es 3,26 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ comparando este valor con Γ_{δ} de radio filtrado que es 8,25 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ para 0,5 mm Pt, el factor de conversión es

$$\frac{8,25}{3,26} = 2.53 \text{mCi de Cs-137/mg de Ra-226} \quad (1.5)$$

sin embargo, a lo largo del eje transversal de fuentes clínicas, (cesio con 0,5 mm de acero y radio con 0,5 mm de filtración generalmente) el factor de conversión medio ha sido calculado como 2,55 para agujas de cesio y 2,59 para tubos de cesio 137. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.4.3. Cobalto-60

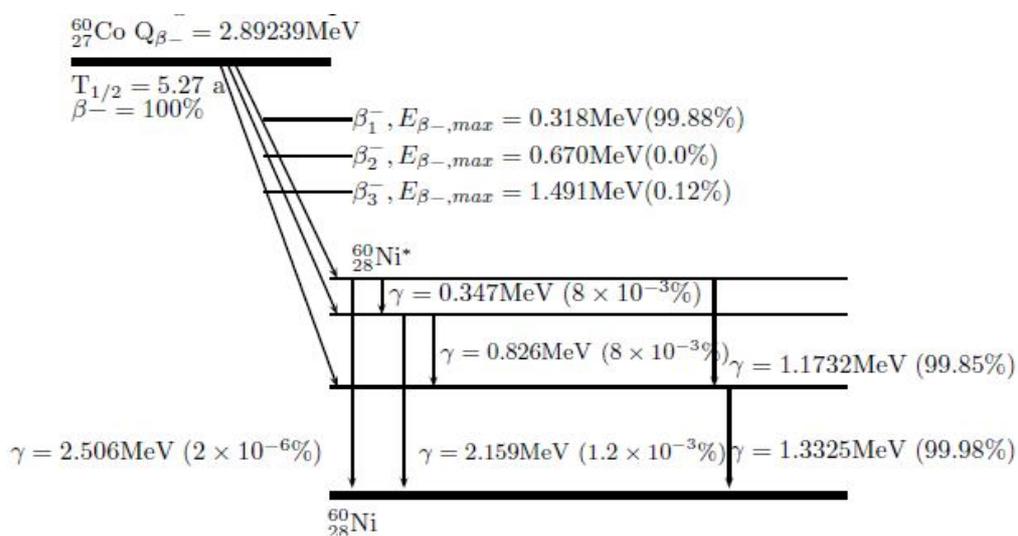
Debido a la alta actividad específica, el Co-60 es apropiado para la fabricación de fuentes pequeñas de alta actividad y se ha usado principalmente para sustituir al Ir-192 para braquiterapia ginecológica.

El Co-60 sufre decaimiento β^- al estado excitado de Ni-60 como se muestra en la figura 2. La des-excitación al estado estable del Ni-60 se ocurre principalmente por la emisión de rayos gamma que tienen dos líneas de energías dominantes de 1,1732 y 1,332 MeV, ambos con una intensidad absoluta de aproximadamente 100%. En promedio se emiten dos fotones por desintegración. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

Los principales rayos β^- tienen una energía máxima de 0,318 MeV, una energía media de 0,096 MeV y una intensidad absoluta de 99,88%. Los rayos beta de alta energía, tienen una energía máxima de 1,491 MeV y una energía media de 0,626 MeV con una probabilidad de emisión de 0,12%.

Debido a la relativamente baja energía de los electrones emitidos, su filtración puede alcanzarse fácilmente debido al mismo material del cobalto o con finas capas de encapsulado.

Figura 2. **Esquema de decaimiento del cobalto 60**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 150.

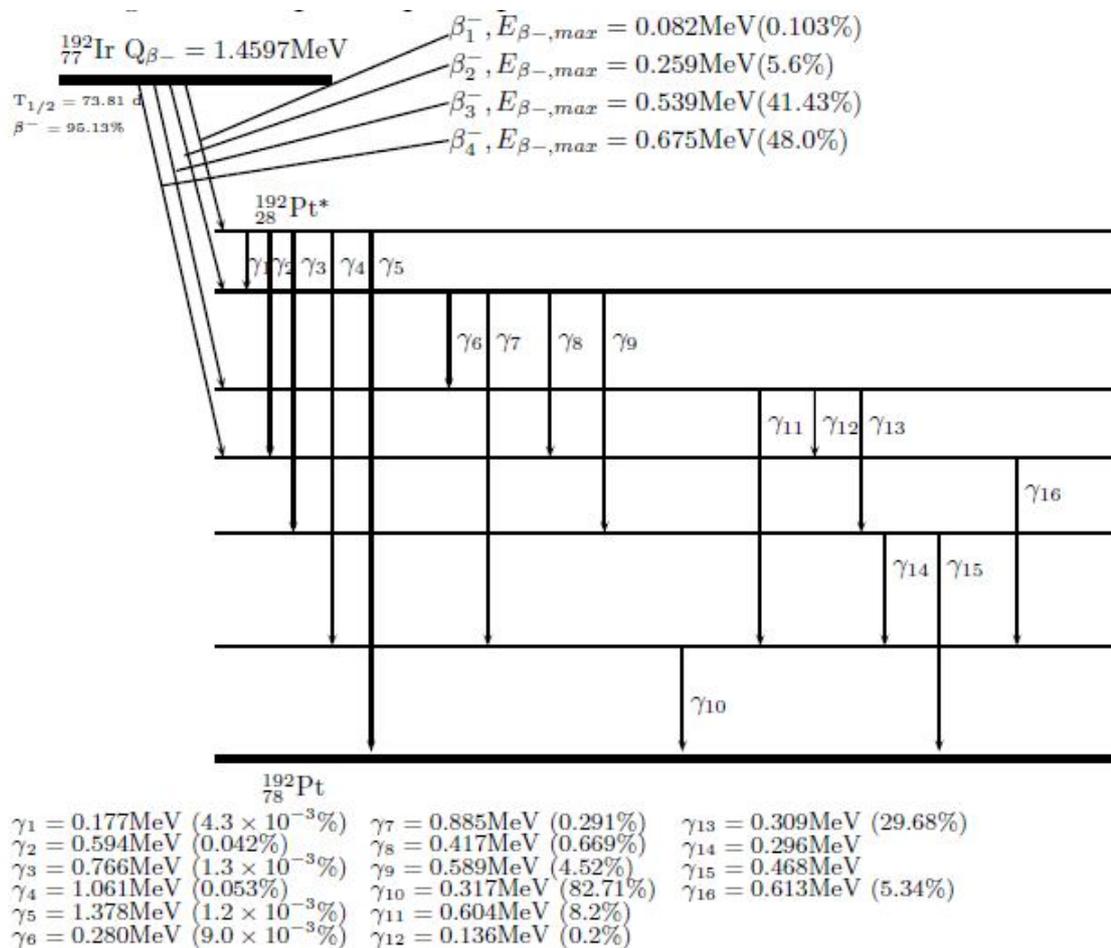
El Co-60 es más caro de producir que el Cs-137. Debido a que el Co-60 tiene una vida media de 5,27 años, tiene importantes ventajas en cuanto a costos comparado con fuentes de iridio 192, las cuales debido a su corta vida media, de 73,8 días, deben reemplazarse más a menudo. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010)

1.4.4. Iridio 192

Las fuentes de iridio son fabricadas en forma de delgados alambres flexibles y pueden ser cortadas a las longitudes deseadas, también se usan

comúnmente cintas de nylon que contienen semillas de iridio de 3 mm de longitud y 0,5 mm en diámetro con una separación de 1 cm entre sus centros. Ambas formas, de alambre y de cintas de semillas son muy adecuadas para la técnica de carga remota.

Figura 3. Esquema principal de decaimiento del iridio 192



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 158.

El iridio 192 tiene un espectro de rayos γ complicado con una energía media de 0,38 MeV; debido a esto, estas fuentes requieren menos blindaje para la protección del personal. La figura 3 muestra el esquema de decaimiento del iridio 192.

La desventaja del iridio es su corta vida media (74,2 días), no obstante su vida media es larga comparada con el tiempo de tratamiento promedio por lo que las fuentes pueden ser usadas para implantes no permanentes. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.5. Oro 198

Estas fuentes son en forma de semillas o granos que consisten en un isótopo radiactivo de oro (Au-198), el Au-198 es usado en implantes intersticiales y ha sido usado en implantes permanentes.

Figura 4. Esquema de decaimiento del oro 198



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 155.

El oro 198 tiene una vida media de 2,7 días y emite rayos γ monoenergéticos de 0,412 MeV de energía, también emite rayos β de una energía máxima de 0,96 MeV pero son absorbidos por una capa de platino de 0,1 mm que rodea las semillas. Una semilla de oro es generalmente de 2,5mm de longitud con un diámetro externo de 0,8mm.

Debido a la baja energía de sus rayos γ , la protección del personal es más fácil de manejar que en el caso del radón. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia

Fuentes de rayos beta son usadas principalmente en lugares donde la braquiterapia está más avanzada. Estas fuentes son:

- Estroncio 90 que decae en itrio 90, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides.
- Rutenio 106 que decae en rodio 106, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides y retinoblastomas.
- Itrio 90, fuentes de alambre son producidas para usarse en braquiterapia intravascular para prevenir la reestenosis.
- Fósforo 32, actualmente se producen fuentes de alambre de fósforo 32 para tratamiento intravascular para prevenir la reestenosis¹.

¹ Reparación de un estrechamiento u obstrucción de una arteria tras un procedimiento intervencionista

La ventaja de este tipo de fuentes es que la actividad está localizada muy cerca del objetivo, de esta forma se requiere menor actividad para alcanzar la razón de dosis deseada que con una fuente lineal.

1.4.7. Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia

Actualmente los dos radionúclidos que emiten fotones de baja energía (energía media <100 keV) son usados para braquiterapia intersticial y aplicadores superficiales: yodo 125 y paladio 103.

El uso de estos nucleídos y el número de nuevos diseños de fuentes en el mercado incrementa rápidamente. Todas estas fuentes son de forma cilíndrica, encapsuladas en titanio con un diámetro externo de 0,8 mm y longitud de 4,5 mm. Se han diseñado otros dos de prototipos fuentes de fotones de baja energía, iterbio-169 y samario-145 y en algunos casos se han usado para terapia. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004)..

Fuentes de paladio 103 son usadas principalmente en implantes permanentes (por ejemplo, tumores de próstata) como alternativa al yodo 125.

2. LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA

En la práctica de la braquiterapia, es importante considerar los siguientes aspectos: la dosimetría de la radiación, la técnica, el equipo y el personal que interviene y la correcta planificación del implante por medio de un planificador de tratamiento computarizado adecuado. Añadido a esto, la garantía de calidad del sistema de planificación.

2.1. Dosimetría

Dosimetría de la radiación (o simplemente dosimetría) trata de las mediciones de la dosis absorbida o razón de dosis que resulta de de la interacción de la radiación ionizante con la materia. Más ampliamente se refiere a la determinación de esas cantidades así como cualquier otra cantidad radiológicamente relevante tal como exposición, kerma, fluencia, dosis equivalente, energía impartida y otras.

A menudo se mide una cantidad (usualmente la dosis absorbida) y de ella deriva otras por cálculos basadas en relaciones definidas previamente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.2. Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia

Se pueden dividir en dos grupos atendiendo al tiempo de duración de la aplicación: (a) Implantes temporales, si la duración de la aplicación es finita, (b) Implantes permanentes, si la fuente radiactiva se aplica de manera permanente.

Por otra parte, se pueden clasificar atendiendo al modo de carga del material radiactivo en: (a) Implantes de carga inmediata, aquellos en los que el material radiactivo se coloca en el mismo acto de la realización del implante, (b) Implantes de carga diferida, aquellos en los que el material radiactivo no se coloca en el mismo acto del implante, sino después de ubicar al paciente en una sala dedicada a ese fin.

2.2.1. Técnicas de braquiterapia intersticial

Se aplica este término a aquellos implantes en los que el material radiactivo queda colocado en el interior del tejido, atravesando el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: técnica de hilos plásticos, técnica de agujas vectoras, técnica de agujas hipodérmicas, técnicas de horquillas vectoras.

2.2.2. Técnicas de braquiterapia intracavitaria

Este término se aplica a aquellos implantes en los cuales el material radiactivo queda colocado en el interior de cavidades naturales del organismo, en contacto con el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: aplicadores rígidos (tipo Fletcher), aplicadores flexibles (tipo Delouche), moldes vaginales (tipo Chassagne).

2.3. Modelos de cálculos de dosis

Un método muy antiguo aunque aún usado en muchos hospitales, es usar un sistema que utiliza tablas que dan la dosis impartida por miligramo de radio equivalente por hora (mgRaeq/h) como una función del volumen o área a tratar.

Actualmente se usan nuevos métodos como el TG-43, el uso de la integral de Sievert directamente o tablas de dosis pre calculadas.

El protocolo TG-43 es un modelo de cálculo de dosis modulada y es considerado el modelo más completo disponible actualmente, fue introducido en 1995 y actualizado en 2004 por la AAPM y permite calcular la distribución de dosis de manera bidimensional, alrededor de una fuente con simetría cilíndrica.

2.4. Formalismo de dosimetría según el TG-43

El formalismo del AAPM TG-43, puede considerarse como el formalismo más completo disponible actualmente, pues introduce e incorpora constantes de razón de dosis y varios parámetros dosimétricos que dependen del diseño específico de la fuente.

El formalismo TG-43, es un formalismo consistente, simple para implementar, y se basa en un pequeño número de parámetros que pueden obtenerse de cálculos de distribución de razón dosis alrededor de una fuente en un medio equivalente de agua, por medio de simulaciones hechas en Monte Carlo (MC) o por mediciones en ese medio. Esto incrementa la exactitud en los cálculos que se realizan en una clínica, los cuales se realizan siempre en agua y no en el espacio libre (aire).

2.4.1. Concepto básico

Los sistemas de planificación de tratamiento tradicionales, calculan la distribución de dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 por interpolación de tablas conteniendo la razón de dosis o por integrales de Sievert. Sin embargo, algunos sistemas de planificación recientes, tales como el

Varian BrachyVision, y el Theraplan plus 3.8 (de Nordion), han discontinuado el uso de tablas y han implementado el formalismo del protocolo TG-43 como el algoritmo de cálculo dosimétrico en braquiterapia.

En el formalismo de cálculo de dosis TG-43, protocolo dosimétrico recomendado por la AAPM, la razón de dosis de fuentes de braquiterapia es el producto de: la magnitud aire kerma, la constante de razón de dosis, el factor geométrico, la función de dosis radial y la función de anisotropía de la fuente de radiación para el cálculo de dosis.

Para calcular la dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 de una longitud física típica de 2 cm, varios investigadores han usado diversas técnicas como; integración numérica de distribución de dosis de fuentes puntuales, simulaciones con Monte Carlo, mediciones de dosis usando cámaras de iones, diodos y radiografías.

2.4.2. Geometría de la fuente

Todas las fuentes actualmente en uso en braquiterapia tienen una geometría cilíndrica y están construidas con un núcleo activo y un encapsulamiento, de forma que se puede asumir una geometría cilíndrica para la distribución de dosis con respecto al eje longitudinal.

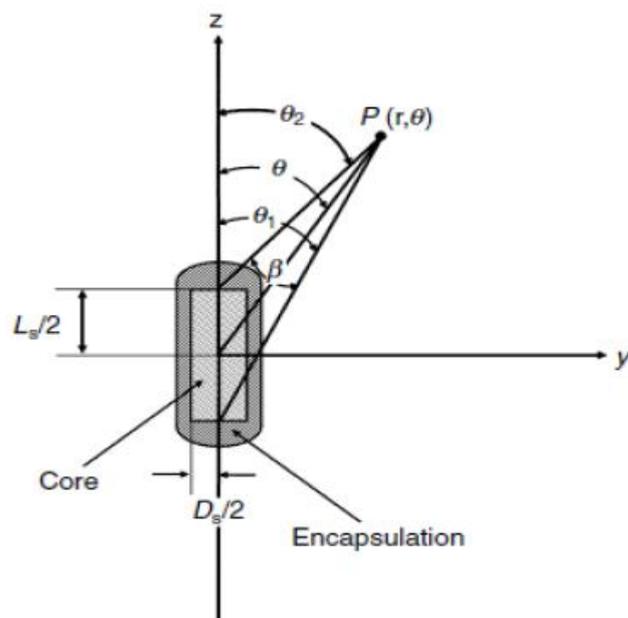
La precisión en los cálculos de dosis alrededor de las fuentes de braquiterapia está limitada por la precisión de los datos dosimétricos y los parámetros de las fuentes usadas, sin embargo, la precisión de tales cálculos depende también de las suposiciones y limitaciones del modelo o formalismo adoptado.

Para el caso de fuentes con geometría cilíndrica, el modelo incluye una anisotropía en la distribución de dosis alrededor de las fuentes, causada por la atenuación y absorción de la radiación por la fuente misma y por su encapsulamiento. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.3. Datos de referencia

Los puntos de referencia (r_0, θ_0) en este reporte se eligen de tal forma que estén en el bisector transverso de la fuente a una distancia de 1 cm desde su centro, es decir, $r_0=1\text{cm}$ y $\theta_0=\pi/2$, como se muestra en la figura 5:

Figura 5. **Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 303.

Esta elección del punto de referencia para el cálculo de dosis en un medio es consistente con la práctica tradicional de usar una distancia de 1 cm desde la fuente como un punto de referencia. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.4. Formalismo TG-43

Inicialmente este formalismo se desarrolló para fuentes de braquiterapia intersticial como I-125, Pd-103 y Ir-192. Sin embargo, este no es un problema para aplicarlo para otras fuentes para braquiterapia intracavitaria como Cs-137 muy usadas aún en implantes ginecológicos. En el formalismo TG-43 la razón de dosis en el punto (r, θ) se escribe como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (2.1)$$

donde S_k es la intensidad de kerma en aire (descrita en la sección 2.4.11); Λ es la constante de razón de dosis (descrita en la sección 2.4.7); $G(r, \theta)$ es el factor de geométrico (descrito en la sección 2.4.8); $g(r)$ es la función radial de dosis (descrita en la sección 2.4.9); y $F(r, \theta)$ es la función de anisotropía (descrita en la sección 2.4.10) y $G(1, \pi/2)$ es el factor geométrico a 1 cm a lo largo del eje transversal de la fuente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.4.5. Formulación 2D del TG-43

El TG-43 restringe sus consideraciones a fuentes cilíndricamente simétricas (vea figura 5) para tales fuentes, la distribución de dosis es bidimensional y puede describirse en términos de un sistema de coordenadas polares con su origen en el centro de la fuente donde r es la distancia al punto

de interés y θ es el ángulo con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.6. Aproximación 1D del TG-43

Algunos sistemas de planificación usan el modelo unidimensional isotrópico de una fuente puntual para calcular la distribución de dosis. En esta aproximación, la dosis depende solo de la distancia radial desde la fuente, la contribución de la razón de dosis en tejido debido a cada semilla puede aproximarse por el promedio de la distribución de la razón de dosis a una distancia específica r sobre el rango total de orientación posible, el cual se calcula sobre una esfera de radio r .

$$\dot{D}(r) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{4\pi} \dot{D}(r, \theta, \phi) d\Omega \quad (2.2)$$

donde $d\Omega = \sin \theta d\theta d\phi$ es el ángulo sólido.

Debido a la simetría cilíndrica de la distribución de dosis para todas las fuentes tratadas por el protocolo TG-43, se tiene que (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994):

$$\dot{D}(r) = \frac{S_K \Lambda}{r^2} g(r) \phi_{an}(r) \quad (2.3)$$

donde $\phi_{an}(r)$ es el factor de anisotropía; el factor de anisotropía es la proporción de la razón de dosis a una distancia r , promediada con respecto a un ángulo sólido.

2.4.7. Constante de razón de dosis

La constante de razón de dosis Λ , tanto para la formulación 2D del TG-43 como para la aproximación 1D del TG-43, se define como la razón de dosis en agua a una distancia de 1 cm sobre el eje transversal por unidad de magnitud kerma en aire de la fuente en agua:

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_K} \quad (2.4)$$

con unidades $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$, incluye el efecto de la geometría de la fuente, distribución espacial de la radiactividad dentro la capsula, filtración de la fuente y dispersión en agua circundante a la fuente ($1\text{U}=1\mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1}$). (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994). En la tabla II se muestra la constante de razón de dosis para varias fuentes de Cs-137.

Tabla II. **Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias**

Tipo de fuente	RTR		
	3M	Amersham	(pre-1982)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,968	0,977	0,952
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,999	7,063	6,881
Tipo de fuente	RTR	CIS-US	CIS-US
	(post-1982)	(2 seed)	(3 seed)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,948	0,853	0,902
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,850	6,164	6,517

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 481.

2.4.8. Factor geométrico

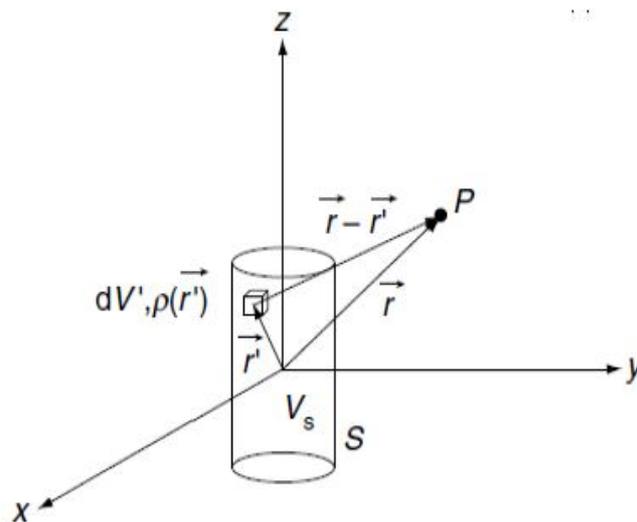
El factor geométrico considera la variación de la dosis relativa debido a la distribución espacial de la actividad dentro de la fuente e ignora los efectos de filtración, atenuación y dispersión. Este factor se define como:

$$G(r, \theta) = \frac{\int \rho(\vec{r}') dV' / |\vec{r} - \vec{r}'|^2}{\int \rho(\vec{r}') dV'} \quad (2,5)$$

donde, asumiendo que la radiactividad se distribuye uniformemente a lo largo de la fuente de longitud L_s .

La figura 6, muestra gráficamente la posición de un punto desde una fuente cilíndrica:

Figura 6. **Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 299.

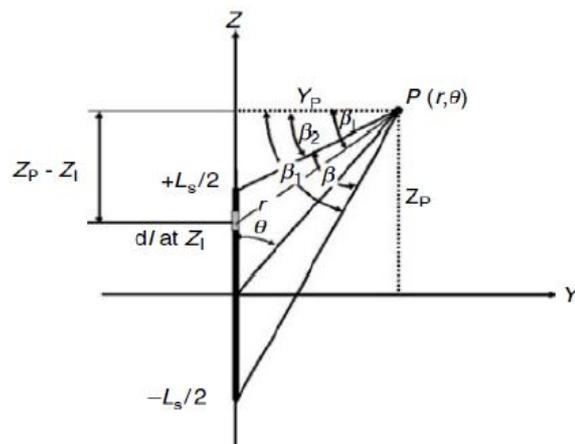
Luego de resolver las integrales, el factor geométrico es:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta_1 - \beta_2}{L_s r \sin \theta} = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \quad (2.6)$$

donde L es la longitud activa de la fuente y β es el ángulo subtendido por el punto de interés P(r, θ) y los dos extremos de la fuente activa, el cual está dado en radianes. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). El ángulo β se muestra en la figura 7 y está dado por:

$$\begin{aligned} \beta &= \theta_2 - \theta_1 \\ &= \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right) \end{aligned} \quad (2.7)$$

Figura 7. **Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 311.

Para una fuente puntual, la función geometría se reduce a:

$$G(r, \theta) = G(r) = \frac{1}{r^2} \quad (2.8)$$

2.4.9. Función radial de dosis

La función de dosis radial $g(r)$, define la caída de razón de dosis a lo largo del eje transversal de la fuente debido a la absorción y dispersión en el medio circundante. Esta cantidad también está influenciada por filtración de fotones por el encapsulamiento y material de la fuente. Para una fuente puntual la función de dosis radial es definida como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r)}{\dot{D}(r_0)} \cdot \frac{r^2}{r_0^2} \quad (2.9)$$

donde $r_0=1$ cm de la fuente. En el caso de fuentes cilíndricas, el protocolo TG-43 define la función radial de dosis $g(r)$ como:

$$g(r) = \left(\frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)} \right) \left(\frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \right) \quad (2.10)$$

que es la dependencia radial del valor de la razón de dosis en el ángulo polar de referencia $\theta=\theta_0$, a lo largo del eje y transversal corregido por el efecto relacionado con la distancia usando la corrección del inverso del cuadrado de la distancia, que resulta del volumen finito de la fuente por el factor geométrico. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

De acuerdo con esto, el valor de la función radial de dosis a una distancia de referencia $r_0=1,0$ cm es por definición para cualquier fuente $g(r_0)=1,0$.

2.4.10. Función de anisotropía

La función de anisotropía $F(r, \theta)$ toma en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente (distribución angular de dosis), la cual incluye los efectos de absorción y dispersión en el medio. Se define como:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)G(r, \pi/2)}{D(r, \pi/2)G(r, \theta)} \quad (2.11)$$

La función de anisotropía es más dependiente del diseño de la fuente que la función radial de dosis, pues depende directamente de la función geometría.

2.4.11. Intensidad de kerma aire

El protocolo TG-43 actualizado en el 2004 elimina la actividad aparente para la especificación de la magnitud de la fuente y revisa la definición de la intensidad kerma en aire S_K .

La intensidad kerma en aire se define ahora como la razón aire kerma en el vacío $(\dot{K}_\delta(d))_{vac}$ y se atribuye a todos los fotones de energía mayores que una energía límite δ expresada en keV a una distancia d desde el centro de la fuente, la distancia d puede ser cualquier distancia relativamente mayor a la dimensión máxima de la fuente y el detector.

El hecho de considerar la energía límite δ en la definición de la intensidad de la fuente, hace que la razón aire kerma en el vacío sea consistente con la razón de dosis en agua debido al hecho de que los fotones con energía por debajo de este valor límite, no tendrán una contribución significativa a la razón

de dosis en agua y por consiguiente, su contribución a la razón aire kerma también se excluye, también se derivan valores consistentes para la constante de razón de dosis Λ . (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

2.5. Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota

Este equipo tiene las siguientes ventajas:

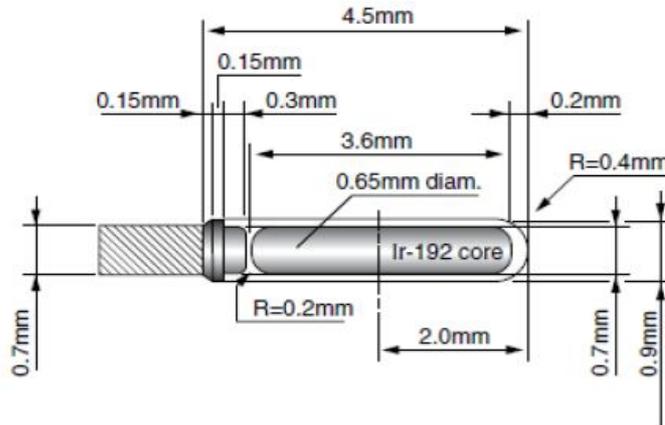
- Mayor facilidad de conseguir una distribución de dosis optimizada
- Aseguramiento de la calidad del procedimiento
- El tratamiento se realiza de manera ambulatoria, sin hospitalización
- Procedimiento indoloro
- Evita la anestesia general
- Mayor protección radiológica del personal ocupacionalmente expuesto

2.5.1. Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron

Es un equipo especial llamado microSelectron HDR de Nucletron, que consta de: un sistema computarizado de planificación tridimensional con software Plato 3D, un dispositivo automático de carga remota que posiciona la fuente de alta tasa de dosis de iridio radiactivo diseñado por computadora por el físico, y aprobado por el médico, monitoreo continuo de la posición de la fuente radiactiva y su desplazamiento programado para suministrar la dosis terapéutica con mínimo compromiso de los tejidos sanos adyacentes.

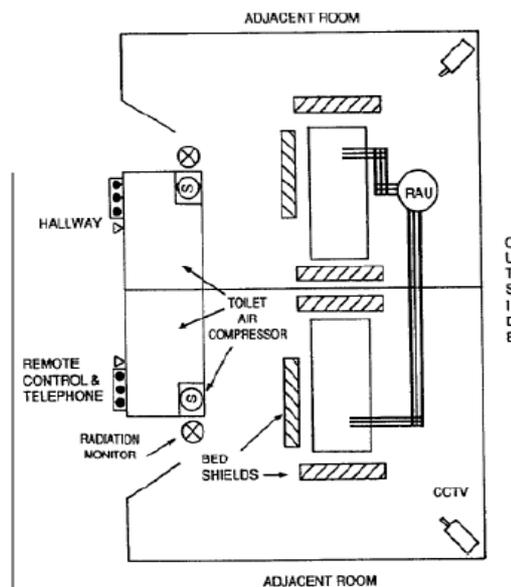
Los implantes de braquiterapia, deben realizarse en cuartos construidos específicamente para este fin, a continuación se muestra el diseño de estas fuentes y de un cuarto de tratamiento de braquiterapia:

Figura 8. **Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 333.

Figura 9. **Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)**



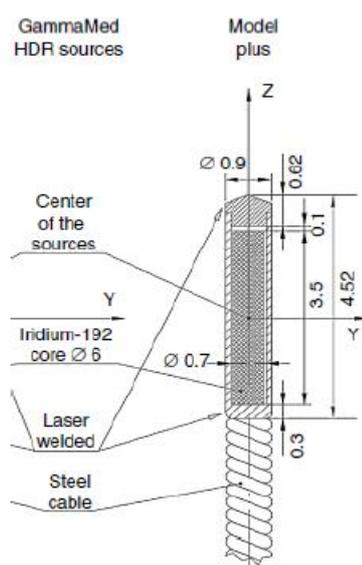
:

Fuente: AAPM. Remote afterloading technology. p. 22.

2.5.2. Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed

Los equipos GammaMed para aplicaciones de braquiterapia cuentan con fuentes de Ir-192 metálicas de configuración cilíndrica con diámetro externo de 0,6 mm y longitud activa de 3,5 mm como se muestra en la siguiente figura:

Figura 10. Diseño de la fuente GammaMed de Ir-192



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 347.

El diámetro de la cápsula es de 0,9 mm y su longitud de 4,52 mm de acero inoxidable. Este diseño es muy similar al diseño de las fuentes de MicroSelectron, poseen una actividad nominal de 370 GBq (10 Ci) y una tasa de kerma de referencia en aire de 0,063 Gy/h ($\pm 5\%$) para 555 GBq a 1 m. El esquema de decaimiento del Ir-192 se muestra en la figura 3.

En la actualidad, los sistemas en Estados Unidos están sujetos a restricciones reguladoras de uso a 10 Ci o menos exclusivamente. La unidad ha

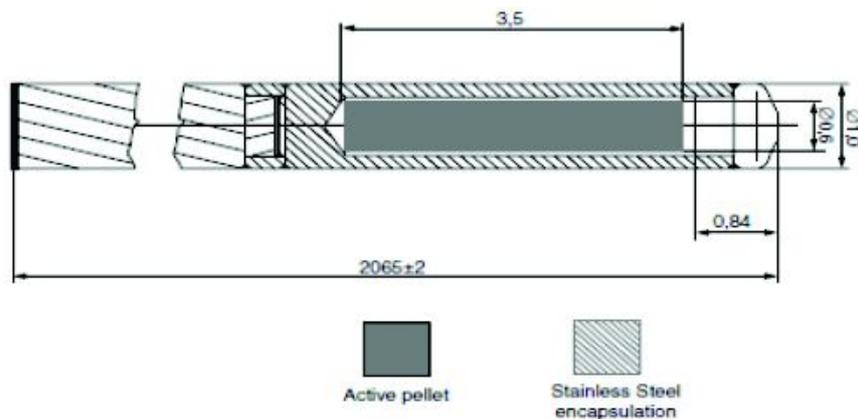
sido certificada hasta 15 Ci; en el exterior de Estados Unidos pueden instalarse y emplearse fuentes de actividad más alta.

2.5.3. Fuentes Bebig

La marca Bebig proporciona equipos de postcarga con alta tasa de dosis, creado para tratamiento de cáncer cervical y uterino, entre otras patologías, con un sistema de planeación integrado, especialmente diseñado para ejecutar un procedimiento rápido, efectivo y de bajo costo.

Bebig cuenta con amplia experiencia en la fabricación de fuentes selladas miniaturizadas con alta actividad, como es el caso del cobalto 60 cuyo diseño se muestra en la siguiente figura:

Figura 11. **Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig**



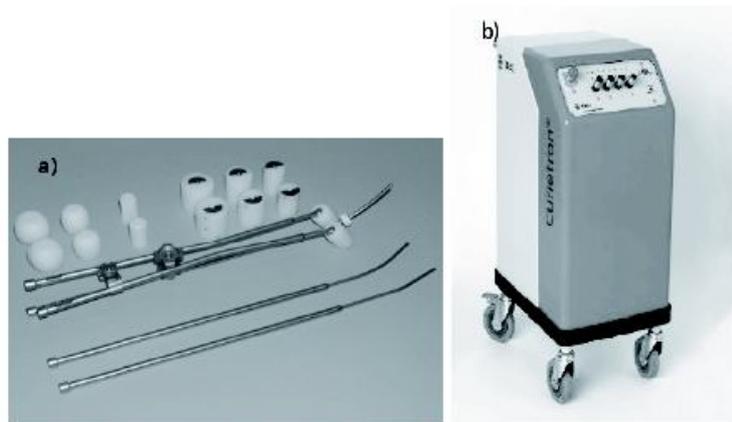
Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 348.

La fuente miniaturizada de Co-60 tiene una vida media significativamente mayor (5,27 años) a la fuente de iridio 192 (74,2 días), resultando en cambios

cada 5 años en comparación de los 4 meses de vida media de la fuente de Ir-192 y con una actividad de 70GBq.

Bebig también cuenta con el Curiatron (vea figura 12 (b)) que es una unidad de control remoto de baja tasa de dosis con fuente de cesio 137 para braquiterapia intracavitaria.

Figura 12. **(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curiatron**



Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 15.

El Curiatron es un sistema especialmente diseñado para tratamiento de cáncer ginecológico como: cervix uterino, endométrio y vagina. El Curiatron soporta gran variedad de técnicas de aplicación como Fletcher (vea figura 12 (a)), Delouche y Chassagne.

La tabla III muestra las características de las fuentes usadas por el Curiatron.

Tabla III. **Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron**

Características		CSM-11	CSM-3	CSM-40
Longitud de la fuente	en mm	5,20	20,30	20,30
Longitud activa por fuente	en mm	3,20	17,20	17,20
Diámetro externo	en mm	1,60	2,65	2,65
Diámetro activo	en mm	0,90	0,90	1,8
Actividad máxima	en mCi	25	75	600
	en MBq	925	2775	22200
Razón aire kerma máximo	en μGyh^{-1}	73,3	219,8	1758,0
Longitud activa por contenedor (min-max)	en mm	5,2-79,7	17,2-78,1	17,2-78,1

Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 25.

2.6. Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN

En la práctica de la braquiterapia, primero se deben introducir datos físicos y de radiación de las fuentes radiactivas en el sistema de planificación de tratamiento (SPT, o TPS por sus siglas en inglés). En esta sección se analizan las rutinas que se usan en el módulo de braquiterapia del TPS, Theraplan Plus, usado en el INCAN.

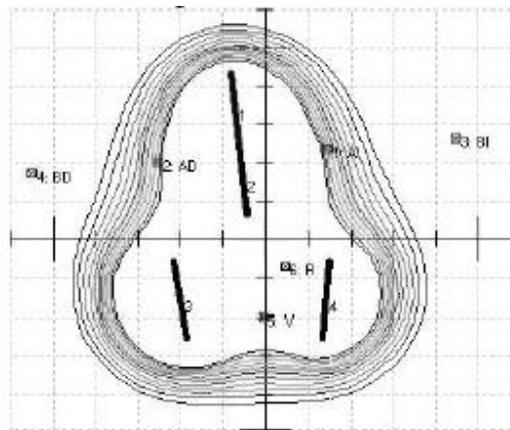
La planificación del tratamiento de braquiterapia, en el INCAN, puede realizarse por seis diferentes algoritmos de reconstrucción de las fuentes localizadas en películas radiográficas, que luego se trasladan por medio de un digitalizador y un ordenador al TPS: reconstrucción ortogonal, reconstrucción de ángulo variable, reconstrucción *stereo shift*, reconstrucción con el isocentro

movido, reconstrucción con 2 películas con plantilla (semi-ortogonal) y reconstrucción con tres películas.

2.6.1. Reconstrucción del implante de braquiterapia

En la reconstrucción de un implante (vea figura 13), por medio de uno de los seis métodos de reconstrucción de la fuente, se usa el digitalizador para ingresar las coordenadas de las fuentes en el sistema a partir de la película de rayos X, aunque puede introducirse manualmente mediante el teclado las coordenadas de las fuentes y puntos de interés.

Figura 13. **Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés**



Fuente: Sistema de Planificación de tratamiento de braquiterapia Theraplan Plus.

Cuando el simulador toma las películas, debe seguir la convención del ICRU 72 para la rotación del gantry, es decir, positivo en el sentido de las agujas del reloj, cuando se mira desde el isocentro, igualmente para la camilla y el colimador. Según el Theraplan plus, el último IEC 1217 Standard, tiene una

definición diferente para la dirección positiva de la rotación de la camilla. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004).

El sistema requiere que el usuario defina el eje Y del paciente, digitalizando puntos en el eje Y positivo, Y negativo y el origen de coordenadas.

2.6.2. Posicionamiento automático

El sistema de planificación de implantes de braquiterapia Theraplan plus, posee varias rutinas de posicionamiento automático para hallar el plano con mejor vista (o plano de cálculo de dosis). Estas rutinas son: mover al centro geométrico; mover al centro de la magnitud de las fuentes; plano de 3 puntos y mejor plano ajustado.

2.6.3. Remover fuentes puntuales duplicadas

El sistema Theraplan plus, tiene la capacidad de remover automáticamente fuentes puntuales duplicadas, esto ha sido diseñado para planes posteriores a implantes permanentes. Esta opción solo sirve para pacientes a quienes se les tomó una tomografía con más de un corte y que se les haya implantado más de una fuente. Esto ayuda a identificar las fuentes en todos los cortes, y tener la certeza de posibles fuentes duplicadas. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.4. Cálculo de dosis para fuentes puntuales

Una vez que la posición de las fuentes de un implante han sido determinadas en un espacio tridimensional y los datos de radiación requeridos

están disponibles en el modelado de la fuente, se puede iniciar el cálculo de dosis y realizar un plan de braquiterapia.

2.6.5. Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43)

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot g(r) \cdot \phi_{an}(r) \quad (2.12)$$

donde $r_0=1\text{cm}$, $g(r)$ es la función de dosis radial (vea sección 2.4.9) y ϕ_{an} es el factor de anisotropía (vea sección 2.4.10). El uso de este factor es opcional. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.6.6. Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot T(r) \cdot \phi_{corr}(r) \quad (2.13)$$

donde, $r_0 = 1\text{cm}$, $T(r)$ es el factor de atenuación por tejido para la distancia r y ϕ_{corr} es un factor de corrección especificada por el usuario para la distancia r . El uso de este factor de corrección es opcional. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.7. Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual

El sistema Theraplan plus, puede calcular la distribución de dosis para cualquier punto en el espacio tridimensional. Sin embargo para un punto muy cercano a una fuente puntual (menor que 2mm), el gradiente de dosis puede ser muy grande y no se pueden obtener datos dosimétricos confiables para verificar la exactitud del cálculo de dosis. En estos casos, el sistema asigna una dosis igual al valor de la dosis en un punto a 2 mm de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.8. Cálculo de la razón de dosis de la fuente

El cálculo de la tasa de dosis de la fuente $S_S(r_0)$ (en cGy/hr), calculado por el Theraplan plus, puede calcularse usando datos de radiación guardados en el apartado: modelado de la fuente, como:

- Intensidad kerma en aire $S_S(r_0)$: se calcula como el producto de la tasa de kerma en aire (U) de la fuente y la constante de razón de dosis.
- Actividad aparente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto de la actividad aparente (en mCi ó MBq), razón de exposición constante ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mCi}$ o $R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{MBq}$) y el factor de conversión (cGy/R).
- Razón de exposición a 1 metro $S_S(r_0)$: es calculada como el producto de la razón de exposición a 1 metro (R/hr) y el factor de conversión (cGy/R).
- Radio equivalente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto del radio equivalente (mgRaeq), razón de exposición constante de radio ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mgRa}$) y el factor de conversión (cGy/R).

Es importante tener en cuenta el decaimiento de la fuente. El sistema de planificación calcula el decaimiento de la fuente, sin embargo, como parte de la garantía de calidad, ésta y la intensidad de la fuente debe verificarse antes de usarse para planificación de braquiterapia (vea sección 4.1.7).

2.6.9. Cálculo de dosis para fuentes lineales

El Sistema de Planificación usa un cálculo de dosis general y simple para determinar la razón de dosis de una fuente lineal en un punto $P(r, \theta)$, la razón de dosis es calculada por el sistema como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (2.14)$$

donde $S_S(r_0, \theta_0)$ es la tasa de dosis de la fuente especificada a una distancia de 1 cm desde el eje transversal de la fuente y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la razón de dosis relativa a una distancia r desde la fuente y θ grados con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

La tabla de razón de dosis relativa al mismo punto al que se especificó la magnitud de la fuente ($r_0=1,0$ cm y $\theta=90$ grados). Se debe crear y guardar una tabla de razón de dosis relativa en el apartado: modelado de la fuente, para cada fuente lineal que se usará en la planificación de braquiterapia.

Cada vez que se necesite, se usará un algoritmo de interpolación para hallar el valor de dosis relativa para aquellos radios y ángulos cuyos valores no se hallan directamente en la tabla de datos inicial. La tasa de dosis de la fuente, para una fuente lineal $S_S(r_0, \theta_0)$ (en cGy/hr), es calculada de manera similar que para fuentes puntuales.

2.6.10. Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal

En los puntos muy próximos a las fuentes, el gradiente es muy alto, por tanto, las dosis no son confiables para verificar el correcto funcionamiento del algoritmo de cálculo de dosis y son irrelevantes en la distribución de dosis en el paciente, por lo que el sistema define una región cilíndrica muy cercana a la fuente lineal y asigna una distribución uniforme a esta región.

El radio r del cilindro, se define como el radio de la fuente lineal o 2 mm. La longitud de medio cilindro se toma como la distancia a un punto a lo largo de la fuente que tiene la misma dosis que un punto perpendicular a la fuente a una distancia r (r cm, 90 grados). Matemáticamente se escribe como.

$$l = \sqrt{\frac{2Lr}{\tan^{-1}(L/2r)} + L^2} \quad (2.15)$$

donde L es la longitud activa de la fuente. Si un punto de cálculo queda dentro del cilindro, el sistema le asigna un valor de dosis igual a la dosis en la superficie del cilindro. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

Este procedimiento de asignación uniforme de dosis se aplica para cálculos de dosis para fuentes lineales en planificaciones de braquiterapia, generación de tablas de razón de dosis relativa para Sievert y aplicación del TG43 en el modelado de fuentes, así como en conversiones polar/cartesiano de la tabla de razón de dosis relativa en el modelado de la fuente.

2.6.11. Cálculo de dosis absoluta

Una vez que el cálculo de tasa de dosis a sido completada, la dosis absoluta total (D_P), puede determinarse multiplicando la tasa de dosis (\dot{D}_P) por el factor de tiempo del implante T:

$$D_P = \dot{D}_P \cdot T \quad (2.16)$$

2.6.12. Factor de tiempo del implante

El usuario debe especificar el tipo de implante (permanente o temporal) para cada fuente en el implante. Si es un implante temporal, se debe especificar el tiempo t del implante (en horas). Para implantes permanentes, el factor de tiempo T (en horas), se reduce al tiempo de vida promedio τ (en horas). (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

$$\tau = \frac{t_{1/2}}{\ln(2)} \quad (2.17)$$

donde $t_{1/2}$ es la vida media de la fuente en horas. Para fuentes que son implantadas temporalmente, si es el tiempo del implante y τ es la vida promedio de la fuente, el factor de tiempo está dado por:

$$T = \tau \cdot (1 - e^{-t/\tau}) \quad (2.18)$$

2.6.13. Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes

Para calcular la dosis absoluta total de un implante de múltiples fuentes en un punto P, se determina la contribución de dosis en el punto, por cada fuente y luego se suman:

$$D_{P,Total} = \sum_{n=1}^{\text{numero de fuentes}} D_{P,n} \quad (2.19)$$

El cálculo de dosis total es independiente del tipo de fuente (puntual o lineal), de la especificación de la fuente y el método de cálculo de la razón de dosis. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

3. GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA

Para proporcionar un tratamiento eficaz y eficiente en braquiterapia, es necesario implementar un programa de garantía de calidad, y con ello garantizar la confiabilidad del sistema de tratamiento.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define la garantía de calidad en radioterapia como: “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima del personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento”².

La Organización Internacional de Estandarización ha definido garantía de calidad como: “Todas las acciones planificadas y sistematizadas necesarias para garantizar de forma inequívoca que una estructura, sistema o componente se comporta satisfactoriamente”³.

La OMS ha justificado la necesidad de cumplir con la garantía de calidad en radioterapia con base a los siguientes argumentos:

- La garantía de calidad minimiza los errores en la planificación de tratamientos y administración de la dosis al paciente, y por tanto; mejora los resultados de la radioterapia, disminuyendo la probabilidad de que la enfermedad reaparezca.

²OMS, Quality assurance in radiotherapy. p. 56. ³ISO-6215-1980.

- La garantía de calidad permite la intercomparación confiable de resultados entre distintos centros de radioterapia, garantizando una dosimetría y administración del tratamiento más uniformes y exactas.
- Las características superiores de los equipos modernos de radioterapia solo se aprovechan completamente si se alcanza un elevado nivel de exactitud y consistencia en las mediciones y la aplicación del tratamiento.

Existen muchas publicaciones la garantía de calidad en radioterapia, en este documento, se tomará como base el documento IAEA-TECDOC-1151 publicada por el Organismo Internacional de Energía Atómica y la Serie de Reportes Técnicos (TRS) No. 430. (IAEA. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. 2004). Una vez establecida una calidad en una institución, esta debe mantenerse, conforme se obtenga más experiencia.

La protección radiológica del paciente está integrada en la garantía de calidad del tratamiento de radioterapia; este es el método más sencillo y eficaz de reducir accidentes en radioterapia. Es obligatorio que en cada institución que brinde estos servicios implemente un programa integral de garantía de calidad.

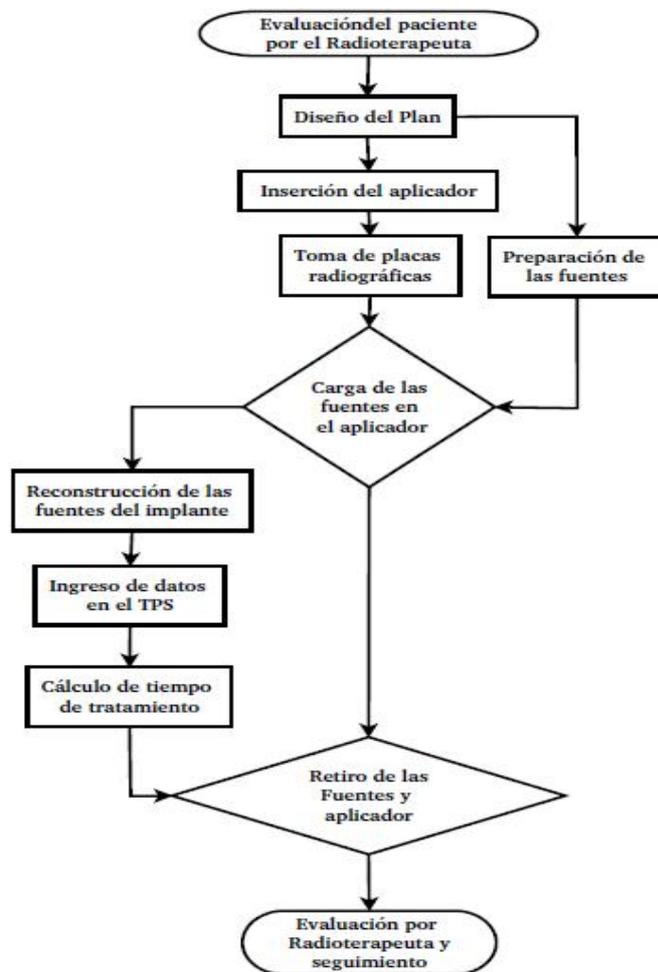
3.1. Elementos del programa de garantía de calidad

Con este trabajo, se desarrolla un programa escrito de un sistema de GC en braquiterapia, haciendo énfasis en los aspectos de la GC de un sistema de planificación de tratamiento computarizado utilizado en braquiterapia, se incluyen las pruebas, procedimientos, frecuencia de realización de las pruebas, criterios de acción, documentación requerida y la especificación detallada del

personal responsable de cada acción. Este manual se presentará a las autoridades del centro.

El proceso de un tratamiento de braquiterapia se resume en el diagrama de la siguiente figura:

Figura 14. **Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia**



Fuente: elaboración propia.

Según el TECDOC 1151 (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000), el programa de GC en braquiterapia debe estar dirigido a tres procesos básicos:

- El proceso de diseño y evaluación: este proceso comienza con la selección del aplicador y el diseño del implante e incluye: La prescripción del tratamiento, la adquisición de las imágenes del implante, la definición del volumen blanco, el cálculo de las distribuciones de dosis y la determinación de los tiempos.

En términos de GC física esto significa que los algoritmos del sistema de planificación (manual o computarizado) funcionan correctamente y que el volumen blanco de las imágenes radiográficas es consistente con otros datos relativos a la localización del tumor.

- El proceso de inserción del aplicador: en términos de GC física, significa que se utilizó el dispositivo correcto, se documentó el implante, se realizó la operación correcta, que el aplicador, las fuentes y el volumen blanco están en correlación correcta.
- El proceso de administración del tratamiento: en el caso de braquiterapia manual, este incluye la selección, preparación e inserción de las fuentes y el retiro de estas en el momento indicado.

Los aspectos de GC físicos consisten en: los procedimientos para validar los datos ingresados, los procedimientos para manejar situaciones de averías de los aparatos y emergencias, así como la documentación del tratamiento.

Los aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia se muestra en la tabla IV y el formulario necesario para ello se muestra en los anexos.

Tabla IV. **Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40)**

FINALIDAD	PROCEDIMIENTO	CUANDO
Exactitud de la descripción del implante	Observación directa	Durante la ejecución del implante
Exactitud y consistencia de la prescripción	Consistencia de la carga y prescripción del implante con el estadio de la enfermedad, el protocolo y política de tratamiento del departamento	Primera mitad del tratamiento
Selección adecuada de las fuentes	Comprobación dosimétrica con cámara de pozo o similar; comprobación visual	Preparación y carga de las fuentes
Carga adecuada de las fuentes	El técnico radio terapeuta o el físico médico deben asistir siempre al médico	Carga de las fuentes
Plan de tratamiento	Cálculo del plan y comprobación de la exactitud y consistencia de este	Primera mitad del tratamiento
Retiro del implante	Con el físico médico presente o en contacto con el responsable del retiro de las fuentes	Al momento del retiro
Todas las fuentes fueron retiradas	Monitoreo del paciente; Inventario final de fuentes	Al momento del retiro; El día siguiente del implante
Revisión del tratamiento	Comprobar el tiempo de tratamiento	Al completar el procedimiento
Registro, auditoría de calidad	Completar todos los procedimientos de GC y registros de radio protección	Al completar el procedimiento

Fuente: IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. p. 27.

3.1.1. Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

La IAEA ha reportado en el 2001 una investigación sobre una exposición accidental de pacientes en radioterapia en Panamá, este accidente surgió a partir de significantes errores relacionados con el uso inapropiado del TPS, con este reporte se provee de una guía y los procedimientos que se deben considerar para garantizar la calidad de la braquiterapia y del TPS.

Se deben realizar chequeos periódicos de la integridad del hardware, software y transferencia de datos, este programa debe ser lo suficientemente flexible para adaptarse al cambio. Se deben establecer procedimientos para cubrir las actualizaciones de software, cambios en los dispositivos periféricos, modificaciones de los métodos de transferencia de datos.

La implementación de este programa permitirá asegurar que cada paciente reciba el tratamiento de radiación como ha sido planificado y que no ocurran errores en el uso del TPS. La capacitación del personal, la gestión del sistema y la seguridad también son aspectos muy importantes en el control de calidad.

3.1.2. Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

Normalmente el programa de GC en braquiterapia tiene los siguientes componentes que necesitaran ser incluidos:

- Un método de reconstruir la geometría tridimensional del implante. Esto normalmente consiste de un digitalizador, un algoritmo que calcula la posición de las fuentes a partir de proyecciones ortogonales, imágenes estéreo, etc.
- Un sistema gráfico para visualizar las fuentes implantadas en el paciente. Generalmente estos sistemas deben permitir la visualización del implante en un plano orientado arbitrariamente en el espacio.
- Un criterio de especificación del tipo e intensidad de las fuentes, así como del tiempo de tratamiento de cada fuente visualizada.
- Un algoritmo para calcular la distribución de dosis a partir de los datos y parámetros asignados antes.
- Métodos de evaluar, representar y optimizar la distribución de dosis, tal como el protocolo de cálculo de dosis TG-43.
- Un sistema que permita la impresión de curvas de isodosis y otros datos asociados con la documentación del plan.
- Un método para evaluar el decaimiento de la fuente.

3.1.3. Algoritmos de cálculos de dosis

Se recomienda que para especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia se emplee la magnitud intensidad de kerma en aire (ver sección 2.4.11), aunque actualmente muchos sistemas de planificación emplean magnitudes antiguas como miligramos de radio equivalente o actividad

aparente, por lo tanto es importante saber lo que el programa asume en este sentido para realizar la conversiones de unidades que se requieran.

Se debe verificar que el algoritmo de cálculo convierte el valor de calibración de la fuente en una adecuada distribución de dosis alrededor de esta, no solo sobre el bisector perpendicular, sino que corrige también por la anisotropía a lo largo del eje de la fuente, para ello, es útil y recomendado implementar el protocolo TG-43. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994)

3.1.4. Verificación de los cálculos de dosis en el paciente

Todos los cálculos de dosis en pacientes se deben revisar con el fin de que no se cometan errores graves. Es recomendable realizar estas revisiones antes de colocar las fuentes o al inicio del tratamiento (en el caso de fuentes de baja tasa) con el fin de que se corrija cualquier error antes de completar el tratamiento. Se debería de realizar, independientemente un cálculo comprobatorio en algún punto representativo (en un punto A por ejemplo).

El TECDOC 1151 recomienda que las diferencias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina no supere un 15%, sin embargo, otras publicaciones que tratan sobre este tema, como el TRS 430 del OIEA y publicaciones de la ESTRO no especifican una tolerancia de comparación. Se debe verificar también si el sistema de planificación corrige por el decaimiento de la actividad de las fuentes.

3.1.5. Localización de las fuentes

Durante la localización del implante en la placa radiográfica, fluoroscopias, tomografía o ultrasonido, deben estar presente el físico médico y/o el dosimetrista para asegurar que se mantenga la geometría adecuada para su adquisición, que los anillos de magnificación estén ubicados correctamente, que el paciente no se mueva durante la toma de imágenes, así como que la calidad de la imagen sea adecuada para la localización precisa de las fuentes.

Las técnicas más utilizadas para la localización de fuentes y aplicadores son con placas ortogonales y placas desplazadas. Actualmente, en países industrializados, y en menor medida en países en desarrollo, se utiliza la tomografía para las reconstrucciones tridimensionales.

3.1.6. Requerimientos de exactitud en braquiterapia

- Espacial: Hace referencia a la ubicación de las fuentes en la posición correcta donde se planificaron. En la mayoría de los casos se considera que es posible alcanzar una exactitud de ± 2 mm en relación al aplicador.
- Temporal: Hace referencia a que el tiempo en que la fuente permanece en la posición prevista se corresponde con lo planificado. Si se hace manual, esto significa que las fuentes se deben retirar cuando se complete el tratamiento. Se debe medir el efecto de transito de las fuentes y calcular la dosis adicional que se entrega durante ese tiempo.
- Administración de la dosis prescrita: En teleterapia se acepta un nivel de incertidumbre en la administración de la dosis prescrita de 5%. Para braquiterapia es posible lograr incertidumbres del orden de 5-10%, a

distancias entre 1 y 5 cm de las fuentes. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

3.2. Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia

El documento TECDOC 1151, recomienda el siguiente equipo para la implementación del programa de control de calidad en braquiterapia:

- Un conjunto dosimétrico compuesto de: electrómetro, cables de extensión, cámara de ionización de tipo pozo o calibrador de isótopos con soportes para fuentes de braquiterapia, calibrada en un laboratorio de calibración dosimétrica.
- Disponibilidad de fuentes de Cs-137 o fuente de referencia para verificación de la estabilidad de la fuente.
- Banco de trabajo para verificación de la homogeneidad y posicionamiento de las fuentes. Requiere acceso a revelador de placas.
- Barómetro (escala mínima 1 hPa o 0,5 mm Hg) preferiblemente de tipo digital, calibrado o contrastado, termómetro (escala mínima 0,25 grados C), calibrado o contrastado, nivel, regla, mampara plomada, tenazas.

Las pruebas de garantía de calidad de las fuentes de cesio 137 usadas en braquiterapia y de la cámara de pozo utilizada para calibrar las fuentes, se encuentran en el documento técnico TECDOC 1151 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) en las páginas 24 y 29 respectivamente.

4. IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN

En la implementación del programa de garantía de calidad, se implementaron ocho pruebas que deben aplicarse al sistema de planificación, específicamente, al módulo de braquiterapia, para garantizar su correcto funcionamiento. Primero se describe en qué consisten estas pruebas, luego se aplican directamente para usos posteriores.

Tabla V. **Pruebas para el control de calidad**

	Prueba	S	M	T	A	U
Hardware						
CPU	Prueba 1		SI			SI
Digitalizador	Prueba 2		SI			SI
Recuperación de archivos	Prueba 3			SI		SI
Braquiterapia						
Revalidación	Prueba 4			SI		
Distribución de dosis para una fuente simple	Prueba 5			SI		
Revisión independiente de dosis y tiempo	Prueba 6				SI	
Corrección por decaimiento de la fuente	Prueba 7				SI	
Descripción de las fuentes y datos de referencia	Prueba 8				SI	

S:semanalmente; M:mensualmente; T:trimestralmente; A:anualmente; U:en cada actualización. (Adaptada de TRS-430[20])

Fuente: IAEA. Quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. p. 213.

4.1. Pruebas y controles a realizarse

Las pruebas de control de calidad aplicadas al sistema de planificación de tratamiento y la frecuencia para realizarse se muestran en la tabla V, a continuación se detalla en qué consiste cada prueba:

4.1.1. Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento

Propósito: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funcionen de manera óptima.

Procedimiento:

- Reinicie la computadora como recomienda el proveedor o como sea apropiado.
- Observe mensajes en la pantalla durante el reinicio para detectar posibles errores de funcionamiento.

4.1.2. Prueba 2: Digitalizador

Propósito: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Ingrese un contorno de dimensiones conocidas en el TPS por la vía normal.

- Use una regla propia del sistema para verificar las correctas dimensiones. Un desvío menor a 0,2 centímetros es razonable.

4.1.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Propósito: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Recupere los datos que ha guardado de respaldo últimamente (sin sobrescribir datos actuales).
- Revisar la integridad de los datos de respaldo. Dependiendo de la utilidad para respaldo del TPS, puede ser necesario un procedimiento separado para datos del paciente, datos de haces y ejecutables.

4.1.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Propósito: Revisar que no han habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

Dado que actualmente en la institución solo se usan fuentes LDR de cesio 137, esta prueba se hace imprimiendo un plan de referencia realizado con la prueba 6 y revisar que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos, etc. han sido impresas exactamente como antes.

4.1.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Propósito: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido puede usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Defina en el TPS una fuente con las mismas características que una fuente típica usada clínicamente, si es necesario, ajustar el valor de la intensidad para hacerlo equivalente a la intensidad de la fuente para la cual está disponible la distribución de dosis. Si las características de la fuente están definidas en un inventario, use los mismos datos para la aplicación que para los datos de referencia del inventario. Calcule la razón de dosis (preferiblemente por hora en el caso de nuestras fuentes LDR) en algunos puntos de referencia. Estos puntos pueden estar a varias distancias y posiciones de la fuente.
- Como un ejemplo, si el eje de la fuente está a lo largo de eje Y y su centro en el origen, calcule la dosis en los siguientes puntos (dependiendo de los datos de referencia):
 - (i) $y = z = 0$ y $x = 1, 2, 3$ y 10cm
 - (ii) $y = x = 0$ y $z = 5\text{cm}$ (esperando que dé el mismo resultado que para $y = z = 0$ y $x = 5\text{ cm}$;
 - (iii) $z = 0, y = L/2$ y $x = 1, 2$ y 5 cm (donde L es la longitud de la fuente);
 - (iv) $x = z = 0$ y $y = 1, 2, 5$ y 10 cm .
- Compare la razón de dosis calculada con los datos de referencia para los mismos puntos. La diferencia no debe excede el 5%.

- Trazar las líneas de isodosis en planos tales como x-y, y-z y z-x y asegúrese que las unidades son impresas claramente y que esos trazados son consistentes con los valores numéricos previamente dados.

Notas:

- Para que sea significativo, la dosis calculada debe mostrar un número de dígitos correspondientes a una exactitud de alrededor de 1% (típicamente al menos tres dígitos significativos). Si este no es el caso, uno puede cambiar la intensidad (es decir, multiplicar por 10 y dividir la razón de dosis resultante por 10) para obtener una mejor resolución. No cambie el tiempo de aplicación (el cual debe permanecer pequeño comparado con la vida media del radionúclido) para evitar cambios en la corrección del decaimiento.
- Si no hay corrección por anisotropía, la superficie de la isodosis se espera que sea prácticamente esférica a una distancia desde la fuente mayor a tres veces su máxima dimensión. El diámetro de dichas esferas puede calcularse manualmente, asumiendo que toda la actividad se concentra en el centro de la fuente y tomando en cuenta la ley del inverso del cuadrado y la función radial. Como una primera aproximación, la función radial puede ser ignorada para revisar el orden de magnitud.
- Si el algoritmo del TPS está basado en la corrección de anisotropía promedio, pueden obtenerse diferencias mayores que 5%, especialmente a lo largo del eje de la fuente ($x = z = 0$). Tales diferencias locales generalmente son aceptables.

- Si una diferencia sistemática (típicamente menor que 10%) es generada y permanece ambigua, esto puede deberse al factor de conversión de la intensidad a la dosis (es decir, la constante de razón de dosis). Este puede ser el caso si la intensidad de las fuentes son expresadas como actividad contenida (A_c) o mgRaeq y no tienen correcciones de auto-absorción en el software. Sin embargo, esta práctica no es recomendada. Es urgente discontinuar el uso de dichas cantidades y que usen cantidades consistentes a lo largo de todo el proceso.

4.1.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Propósito: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento: Se realiza el cálculo independiente de la dosis en puntos de interés y se compara con la dosis calculada por el TPS. Este cálculo se hace siguiendo los pasos descritos en la sección 5.3 usando el formalismo TG-43 sugerido por la AAPM. Se ha desarrollado una hoja de cálculo que facilita este procedimiento para comparar implantes ginecológicos completos, esta hoja de cálculo ha sido guardada junto al TPS.

Esta prueba también verifica, en particular, que los datos físicos y dosimétricos ingresados al TPS se siguen manejando correctamente.

4.1.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Situación clínica: La intensidad usada como entrada en el TPS usualmente ha sido re calculada manualmente al inicio del tiempo de la aplicación. Esto es

evidente para radionúclido de vida corta (varios días), pero no se debe olvidar para radionúclidos tales como el cesio 137 (con vida media de 30 años), los cuales se mantienen en uso por muchos años. En tales casos, es responsabilidad del usuario actualizar en intervalos regulares (por ejemplo, cada seis meses) el valor de las intensidades usadas.

Propósito: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente re calculada y usada, como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Calcule la dosis en un punto (por ejemplo, para una configuración de braquiterapia) y grabe cuidadosamente la intensidad de referencia y fecha (la cual debe ser la misma que la fecha de inicio de la aplicación).
- Cambie la fecha de aplicación, haciendo esto, por ejemplo, una vida media después de la fecha de referencia.
- Revise que la razón de dosis calculada cambie de acuerdo al cambio anterior.
- Alternativamente, el software del TPS podría hacer uso de un inventario, donde se dé la intensidad original de la fuente en una fecha de referencia.

Notas:

Asegúrese que la convención para la fecha de entrada es claramente entendida. Note que la convención US a menudo es diferente a la convención

Europea (es decir, 12 enero 2011 puede escribirse como 01/12/11 en USA y 12/01/11 en Europa). En caso de tener dudas, intente usar un número de mes mayor que 12.

Es recomendado que la revisión se repita después de cada cambio del inventario.

4.1.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Propósito: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica. Esta prueba se debe realizar para todas las fuentes y cada diseño, no importando la especificación de la fuente usada.

Procedimiento:

- Identificar los datos de referencia apropiados (publicaciones científicas, datos del constructor de las fuentes, datos validados por el vendedor del TPS, etc.) y asegurarse que estos datos sean aplicados a las fuentes actualmente en uso.
- Vea una distribución de dosis típica y asegúrese que los datos asociados son proveídos explícitamente.

4.2. Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS

El programa de garantía de calidad en braquiterapia, incluye la garantía de calidad del TPS y consta de un conjunto de pruebas a realizarse con diferentes frecuencias, el cual es el objetivo del presente trabajo.

4.2.1. Frecuencia de los controles

Las pruebas que se deben realizar al comprarse un equipo o en cada actualización son:

Para el TPS:

- Prueba 1: CPU
- Prueba 2: Digitalizador
- Prueba 3: Recuperación de archivos
- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia

Para el calibrador de fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Para las fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Pruebas anuales

- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia
- Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

- Prueba 7: Corrección por decaimiento de la fuente
- Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia
- Calibración de las fuentes por lotes. (i) Intensidad y desvío de la media

Pruebas trimestrales

- Prueba 3: Recuperación de archivos.
- Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.
- Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple.

Pruebas mensuales

- Prueba 1: CPU.
- Prueba 2: Digitalizador.

4.2.2. Bitácoras

Los controles de garantía de calidad realizados al TPS serán archivados en una bitácora rotulada con: Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia. Estos controles serán realizados y archivados por los físicos médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN.

Las calibraciones realizadas a la cámara de pozo y a las fuentes de braquiterapia serán realizados por los Físicos Médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN y serán registradas en una bitácora asignada para ello y archivado por los físicos médicos.

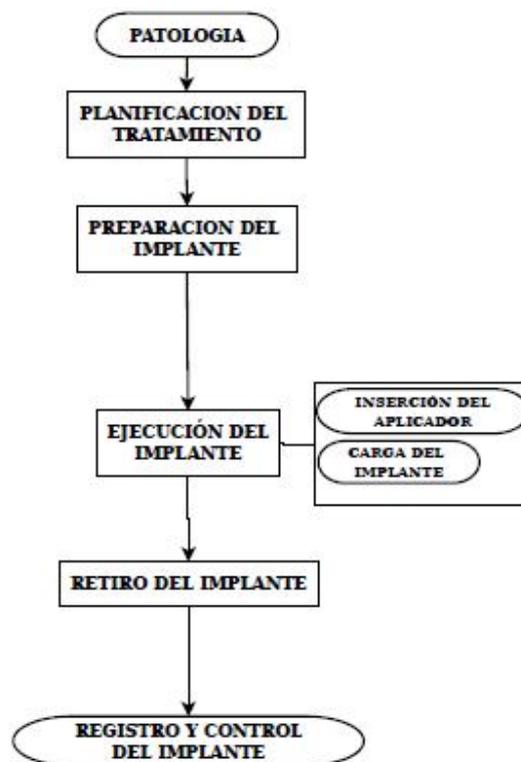
En la bitácora, al inicio de cada prueba, se debe anotar la fecha de realización y el equipo utilizado.

Al final de cada prueba se debe anotar la fecha en la que se debe realizar la próxima prueba.

4.2.3. Controles rutinarios

La tabla IV describe la finalidad y procedimiento para cada control. Los controles que se deben realizar en cada aplicación de las fuentes de braquiterapia están contenidas en el formulario para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia (vea anexo 1). Los elementos contenidos en este formulario se resumen en la siguiente figura:

Figura 15. Elementos contenidos en el formulario de control de calidad



Fuente: IAEA. Radiation oncology physics. p. 81.

4.3. Resultados de las pruebas realizadas al TPS

En el presente trabajo, debido a su objetivo, se realizó únicamente las pruebas correspondientes al TPS y se registró debidamente en la bitácora correspondiente. El equipo utilizado para las pruebas fue: computadora Compaq Evo W8000, N/S V217KN6ZA036, sistema de planificación de tratamiento de radiación Theraplan Plus versión 3.8 proveído por MDS Nordion, tablero digitalizador: modelo LIGHTBOX, Serie 062391, proveído por Numonics Corporation. A continuación, los resultados de estas pruebas:

4.3.1. Prueba 1: Unidad central de procesamiento

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funciona de manera óptima.

Procedimiento: Se reinició la computadora y durante el reinicio, se observó los mensajes en la pantalla con la ayuda de la tecla pause, notando que no existe ningún error de funcionamiento.

Resultado: Se concluye que no hay ningún error en el CPU (XEON CPU 2,2GHz, 2,18GHz), la memoria (RAM 512MB), los sistemas de archivos (FAT32) se cargan correctamente y el sistema operativo (Microsoft Windows XP Professional, Versión 2002, SP2) funciona de manera óptima. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.2. Prueba 2: Digitalizador

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Se creó un nuevo registro llamado PRUEBA2GC-ABRIL2012 en la aplicación *patient registration* del Theraplan plus.
- Se ingresó un contorno cuadrado de 15 cm de ancho por 15 de largo usando el digitalizador con la aplicación *External beam planning*.
- Se utilizó la regla (en centímetros) propia de la aplicación *External beam planning* para verificar las medidas del contorno, encontrando que el planificador mide un rectángulo de 14,97 cm de ancho y de largo.

Resultado: El digitalizador funciona correctamente, pues la medida de las dimensiones del contorno, realizada con el TPS, presenta una diferencia de 0,03cm con respecto a las dimensiones reales del contorno. La IAEA, sugiere en su informe TRS-430, que una exactitud inferior a 0,2 cm es razonable. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Se ingresó a la aplicación *Brachytherapy Planning* del Theraplan plus.
- Se cambió la base de datos usándose actualmente llamada: PLAN_01_2011.MDB, por otra base de datos llamada: PLAN_INCAN.MDB, esta última esta archivada en una partición de respaldo llamada: Backup (D:) con el objetivo de verificar la integridad del archivo recuperado.
- Se ingresó a la planificación de braquiterapia de un paciente, almacenado por la base de datos, para verificar su integridad.
- Luego de verificar la integridad del archivo, se volvió a cambiar la base de datos para que la aplicación *Brachytherapy planning* funcione como funcionaba antes de la verificación.

Resultado: Los archivos de respaldo funcionan correctamente y no han sufrido ningún cambio desde el día que se guardaron. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Fecha de realización: 26 de abril de 2012

Objetivo: Revisar que no ha habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

- Se imprimió un plan de referencia, el plan realizado en la prueba 5, llamado prueba 5, de fecha 14 de septiembre 2011.
- Se revisó que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos y tamaño de la fuente, se han impreso exactamente como antes.
- Se archivó en la bitácora nombrada: "Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia", en el apartado de pruebas realizadas trimestralmente.

Resultado: Debido al cambio de especificación de las fuentes, de miligramos de radio equivalente a intensidad kerma en aire, y debido a que se volvió a calcular la dosis en los puntos de referencia para la fecha actual, la tasa de dosis tuvo, en promedio variaciones del 2,95%

Las coordenadas se imprimieron exactamente como en el plan anterior, sin embargo, para ordenar mejor los puntos de interés, se les etiquetó en diferente orden. El tiempo de aplicación, la longitud de la fuente y el nombre del archivo, no tuvo cambios. La fecha programada para la siguiente revisión es: 26 de julio de 2012.

4.3.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Fecha de realización: 30 de abril de 2012

Objetivo: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido pueden usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Se tiene como referencia para esta prueba, impresiones de distribuciones de dosis debido a una fuente lineal, desde la línea de isodosis de 1 cGy hasta 20 cGy de fecha 19 de septiembre de 2011. La dosis está calculada para 12 diferentes puntos de referencia. El tiempo de irradiación es de una hora.
- Se creó un plan de irradiación con los mismos datos que el plan de referencia, para verificar que la distribución de dosis, y por ende, la dosis en los puntos de interés, sean los mismos.
- Se comparó la razón de dosis calculada, con los datos de referencia para los mismos puntos.
- Se imprimieron las curvas de isodosis que se encuentran en los planos x-y y y-z, ambas con una escala 1:1. Las líneas de isodosis impresas, corresponden a las razones de dosis siguientes: 1,2,3,4,5,8,11,16 y 20, todas en unidades cGy/h.
- Se archivaron las distribuciones de dosis en la bitácora: "Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia".

Resultado: Las distribuciones de dosis se imprimieron correctamente y son idénticas a las distribuciones de dosis de referencia. La actividad de la fuente que se usó fue de 90,589 U=90,589 $\mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$ (en el modelado de la fuente del TPS, corresponde a la fuente nombrada: azul-tg43). La superficie de la isodosis a una distancia mayor a 3 veces la máxima dimensión de la fuente, a 6 cm desde el centro de la fuente, es prácticamente esférica, como se espera que

sea según el TRS-430. La fecha programada para la siguiente revisión es: 30 de julio de 2012.

4.3.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento:

- Se tomó para comparación, un implante ginecológico de un paciente con cáncer de cérvix, el implante consta de 4 fuentes de cesio de intensidades 68,182 U y 89,443 U.
- Se reconstruyó el implante en el TPS por medio del digitalizador para calcular la dosis en los puntos de interés AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto.
- Se realizó el cálculo independiente con la hoja de cálculo llamada: CALCULO INDEPENDIENTE DE DOSIS TG43.xls, archivado junto al TPS. Para ver el procedimiento detallado refiérase a la sección 5.3.
- La hoja de cálculo hace uso de los siguientes datos que deben ingresarse manualmente: intensidad kerma en aire, tiempo de aplicación, coordenadas de los extremos de las fuentes y de los puntos de interés, longitud activa de la fuente, constante de razón de dosis, factor de anisotropía y factor de dosis radial de cada fuente.

Resultado: Se compararon los resultados del TPS con los del cálculo independiente teniendo como discrepancia 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente recalculada y usada como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Debido a que la vida media del isótopo usado es de 30 años, se toma para esta prueba la intensidad de la fuente en una fecha de referencia para ésta y futuras comprobaciones.
- Se tomó como referencia la información guardada en un inventario de fuentes ubicado en la computadora propia del TPS en la siguiente dirección: C:\Documents and Settings\All Users\Documents\Inventario de Fuentes de Braquiterapia\Inventario de fuentes.doc
- La tasa de dosis recibida en el punto 3 (coordenadas (5,0,0)cm con el origen en el centro de la fuente y el eje Y a lo largo de la fuente) del archivo de braquiterapia de referencia llamado prueba 7 fue de 3,915 cGy/h con fecha 14 de septiembre de 2011, debido a la fuente rotulada como azul-tg43.

- Se calculó nuevamente la dosis en este punto para la fecha actual 2 de mayo de 2012 obteniendo 3,793.
- Se calculó manualmente la tasa de dosis en la fecha actual debido al decaimiento de la fuente obteniendo 3,794.

Resultado: El cálculo de la tasa de dosis en el punto de referencia realizado por el TPS y el cálculo realizado manualmente por decaimiento de la fuente, a partir de la tasa de dosis en la fecha de referencia son prácticamente iguales, variando solamente una milésima que representa una discrepancia del 0,03%. Debido a estos resultados se puede concluir que el sistema decae correctamente la actividad de la fuente. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica.

Procedimiento:

- Se investigó los tipos de fuentes en uso actualmente en el INCAN, siendo las siguientes: 20 fuentes de cesio 137 modelo CDCT1, proveído por *Therapeutic Nuclides & Accessories Inc.* en 1991. 7 fuentes de cesio 137

modelo CDCS-J proveído por Amersham Buchler GmbH & Co KG en 1998.

- Se buscó toda la información posible sobre las fuentes de cesio 137 disponibles en el INCAN y en publicaciones científicas, la información hallada en publicaciones científicas, se muestra en la tabla VI.
- Se revisó que los datos hallados en los certificados y en la literatura sean iguales a los datos ingresados en el módulo de braquiterapia del sistema de planificación. Los datos usados actualmente en el Theraplan Plus, se muestran en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla VI. **Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1**

Modelo	CDCT1	CDCS-J (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,35
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,046
Diámetro externo (cm)	2,70	2,65
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Lizhong, Liu. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p 130.

Tabla VII. **Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente**

Modelo	CDCT1	CDCS-J type (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,50
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,34
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,07
Diámetro externo (cm)	2,70	2,70
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Modelado de la fuente. TPS Theraplan Plus.

Resultado: Se compararon las características físicas de ambos modelos de fuentes, halladas en la literatura (vea tabla VI), en el certificado de calibración, y en los datos generales de las fuentes archivados, con los datos que actualmente tiene cargados el sistema de planificación, mostrados en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

De la comparación se concluye que los datos coinciden para el caso de las fuentes CDCT1, no así para el caso de las fuentes CDCS-J de Amersham, que presenta diferencias en los siguientes datos: longitud activa, coeficiente de atenuación lineal del filtro, coeficiente de atenuación lineal del material de la fuente y en el diámetro externo.

Tabla VIII. **Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes**

Modelo	Identificación	Intensidad de kerma en aire ($\mu\text{Gy m}^2/\text{h}$)	mg Ra Eq
CDCT1	Azul (12 fuentes)	98,89	13,7
CDCT1	R rojo (8 fuentes)	75,38	10,4
CDCS-J	GA 265 (1)	63,60	8,8
CDCS-J	GA 231 (2)	98,49	13,6
CDCS-J	GA 234 (3)	99,28	13,7
CDCS-J	GA 233 (4)	97,92	13,5
CDCS-J	GA 232 (5)	93,60	12,9
CDCS-J	GA 263 (6)	65,77	9,1
CDCS-J	GA 264 (7)	65,85	9,1

Las fuentes CDCT1 fueron calibradas el 15 de Octubre de 2003. Las fuentes CDCS-J fueron calibradas el 2 de Mayo de 2003. La intensidad de las fuentes fue actualizada en el TPS el 15 de Enero de 2008 obteniendo los datos presentados.

Fuente: Resultados de calibración de fuentes de cesio CDCT1 y CDCS-J de baja tasa.

Aparentemente las características físicas para ambos modelos de fuentes, se cargaron al TPS indistintamente considerándolas iguales debido a la pequeña diferencia que existen entre ambos modelos de fuentes, esta ambigüedad será analizada junto a los físicos médicos de la institución, aclarándola cuando se vuelva a realizar esta prueba.

En el caso de las intensidades (expresadas en miligramos de radio equivalente, como está cargado al sistema), se revisó que la intensidad de cada fuente proporcionado en los certificados de calibración, tabla VIII, coincida con los datos ingresados al sistema de planificación.

Las intensidades de cada fuente coincidieron, presentándose solo un error en el nombre de la fuente CDCS-J GA 232 que en el sistema estaba ingresado como GA 2323, este error fue corregido. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

5. INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN

El formalismo TG-43 para el cálculo de dosis alrededor de una fuente cilíndrica es el método más actual en los sistemas de planificación de braquiterapia, y se ha comprobado su exactitud comparándolo con simulaciones realizadas con Monte Carlo. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). Este método utiliza la intensidad kerma en aire para el cálculo de dosis (vea sección 2.4.11).

En el Hospital de Cancerología INCAN, está en uso el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus, que contiene entre sus utilidades, el módulo de braquiterapia, capaz de hacer cálculos de dosis en implantes de braquiterapia usando cuatro distintas formas de especificación de las fuentes (vea sección 2.6.8): intensidad kerma en aire, actividad aparente, razón de exposición a 1 metro y actividad equivalente de radio (Raeq).

Actualmente, en el INCAN se usa la actividad equivalente de radio (Raeq) para especificar las fuentes, y con este trabajo, como parte de la garantía de calidad, se pretende usar en su lugar, la intensidad kerma en aire.

5.1. Datos utilizados

Para poder realizar el cambio de especificación de las fuentes en el sistema de planificación, se necesitó de los datos mostrados en la tabla IX.

Las fuentes CDC T1, fueron proveídos por *Therapeutic Nuclides* en 1991, y las fuentes Amersham CDCS J, por Amersham Buchler en 1998.

Los datos generales y las especificaciones físicas fueron obtenidos a partir de los certificados de las fuentes; la constante de razón de dosis, se obtuvo del trabajo realizado por Lizhong Liu, Prasad Satish y Daniel A. Bassano, del Departamento de Oncología radioterápica de la *Upstate Medical University* en Nueva York. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla IX. **Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43**

Datos Generales		
Isótopo:	Cesio 137	
Modelo:	CDC T1	Amersham CDCS J
Especificaciones Físicas:		
Longitud total de la fuente (cm):	2	2
Longitud Activa de la fuente (cm):	1,5	1,35
Espesor de las paredes (cm):	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm ⁻¹):	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal de la fuente (cm ⁻¹):	0,07	0,046
Datos Dosimétricos:		
Vida media (horas):	262 800,00	262 800,00
Constante de razón de dosis (Cgy/(hr U)):	0,953	0,953
Datos de Calibración:		
Fecha de calibración:	7 de Julio 2007 ^a	7 de Julio 2007 ^a
Intensidad kerma en aire de referencia (U)	69,4/91,04 ^a	E/F ^a

^aE/F=Específico para cada fuente

Fuente: elaboración propia.

La intensidad de kerma en aire de referencia, se obtuvo por decaimiento desde la fecha de calibración de las fuentes y la ecuación:

$$S_K = 7.23M_{eq} \quad (5.1)$$

Se ingresó una tabla de factores de anisotropía, para 3 tipos de fuentes de Cs-137: 3M, Amersham, y RTR (pre-1982) obtenidas del trabajo de Liu mencionado anteriormente, estas tres fuentes difieren muy poco en su función de anisotropía.

Esta tabla se divide en dos partes, se encuentra en los anexos y muestra datos para distancias desde 0,25 cm hasta 10 cm y para ángulos polares desde 0 grados hasta 90 grados.

Para rangos de la distancia radial desde 0,25 cm hasta 10 cm y ángulos polares de 25 grados o más, la máxima diferencia entre el valor promedio dado y el de un modelo específico de su función de anisotropía, es menor que el 1% para los tres modelos de fuentes mostrados en las tablas.

Para ángulos pequeños, cerca de la dirección longitudinal, la máxima diferencia relativa a los valores promedio mostrados son; 1,7% para la fuente 3M, 2,7% para la fuente Amersham y 2,3% para la fuente RTR (pre-1982).

Tablas de valores de la función de anisotropía para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs puede hallarse en el reporte publicado por la AAPM en el año 2004.

Se ingresó una tabla de función radial de dosis, tabla X, que se obtuvo del trabajo de Liu. La función radial de dosis se describió en la sección 2.4.9.

Tabla X. **Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs : 3M, Amersham, RTR (pre-1982)**

Distancia a lo largo del eje transversal, r(cm)	Función de dosis radial, g(r)
0,5	0,998
1,0	1,000
1,5	0,997
2,0	0,993
2,5	0,988
3,0	0,982
3,5	0,976
4,0	0,970
4,5	0,964
5,0	0,957
6,0	0,941
7,0	0,925
8,0	0,906
9,0	0,885
10,0	0,862

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 479.

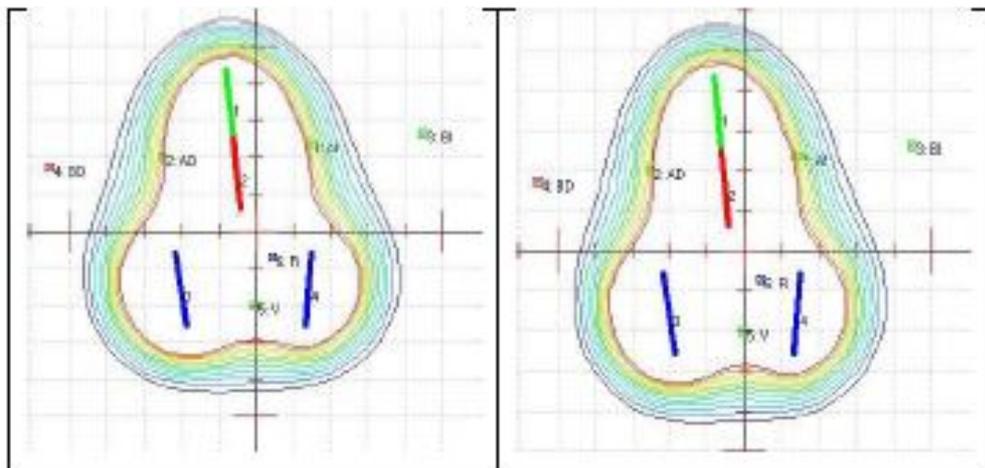
En la tabla anterior, se muestra la función radial de dosis para fuentes intracavitarias de Cs-137 (3M, Amersham, RTR(pre-1982)) para distancias desde 0,5 hasta 10cm. Los cambios que pueda tener esta función para un tipo específico de fuente, es casi despreciable y los datos proporcionados en la tabla, son suficientes para describir la función radial de dosis de cualquiera de las fuentes de Cs-137.

Según el trabajo de Liu, la máxima diferencia entre la función radial de dosis calculada para un modelo específico y el valor promedio dado en la tabla es 0,6% a 0,5 cm y 0,3% a 1 cm o más. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

5.2. Resultados

Las medidas de dosis obtenidas alrededor de una configuración de fuentes, usando la intensidad kerma en aire contenida en el formalismo TG-43, son muy cercanas a las medidas que se obtienen al usar la especificación de fuente miligramos de radio equivalente. La siguiente figura muestra gráficamente las distribuciones de dosis obtenidas con las dos especificaciones de fuentes:

Figura 16. **Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire**



Fuente: Programa Theraplan Plus.

El formalismo TG-43 toma en cuenta más parámetros, tales como: los efectos de la geometría, distribución espacial de radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, considerados en la constante de tasa de dosis Λ ; el efecto de filtrado y material de la fuente en concreto, considerados en la función radial de dosis $g(r)$; la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio considerado en el factor de anisotropía $F(r,\theta)$. Debido a esto, se prefiere actualmente este método de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia.

Las medidas realizadas para comparar ambos métodos se hizo con las configuraciones de implantes de braquiterapia usada en el INCAN: completa, cilíndrica y colpostatos, y se muestran en la tabla XI.

En la configuración completa se usan cuatro fuentes, en la configuración cilíndrica se usan tres fuentes y en los colpostatos, solamente dos; los dispositivos usados para estas configuraciones, se muestran en la figura 12, inciso (a), entre estos dispositivos se encuentra el aplicador Fletcher, el cilindro y los colpostatos. Las medidas se hacen en puntos de interés: A izquierdo, A derecho, B izquierdo, B derecho, mucosa izquierda, mucosa derecha, vejiga y recto (vea figura 16); definidos por el ICRU 38. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

Los resultados obtenidos mostrados en la tabla XI, muestran que en promedio, las medidas realizadas usando la intensidad de kerma en aire, tiene una diferencia porcentual de 3,38% de diferencia con respecto a las medidas que se obtienen usando la actividad equivalente de radio.

Tabla XI. **Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio**

Tiempo del implante: 72 horas			
Configuración	Dosis Impartida (cGy)		Desviación (%)
	Kerma en aire	Actividad equivalente de Radio	
COMPLETO 1 4 FUENTES	2 791	2 694	3,48
	2 964	2 869	3,21
	1 957	1 888	3,53
	2 048	1 979	3,37
	Promedio:		3,39
COMPLETO 2 4 FUENTES	3 082	2 978	3,37
	3 269	3 167	3,12
	2 010	1 940	3,48
	2 090	2 021	3,30
	Promedio:		3,32
CILINDRO 3 FUENTES	3 446	3 312	3,89
	3 479	3 347	3,79
	3 177	3 053	3,90
	515	496	3,69
	Promedio:		3,82
COLPOSTATO 2 FUENTES	5 894	5 724	2,88
	5 794	5 626	2,90
	661	642	2,87
	1 013	980	3,26
	Promedio:		2,98

Fuente: elaboración propia.

5.3. Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43

Es importante realizar una verificación independiente del cálculo de dosis en puntos de interés que realiza el TPS, esta verificación realizada como parte

de garantía de calidad del módulo de braquiterapia del TPS, nos garantiza que el TPS está realizando correctamente los cálculos de dosis, en este caso, usando el formalismo de cálculo de dosis TG-43.

La verificación independiente que se implementó, se hizo usando la ecuación del TG-43 explicada en la sección 2.4.4 que calcula la tasa de dosis en un punto con coordenadas (r, θ) a partir de una fuente lineal de longitud activa L:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (5.2)$$

calculando cada factor manualmente y a partir de las tablas propias de cada fuente. El resultado obtenido se compara con el resultado del TPS para verificar su exactitud.

El TPS calcula la tasa de dosis en el punto $P(r, \theta)$ por medio de la ecuación 2.14:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (5.3)$$

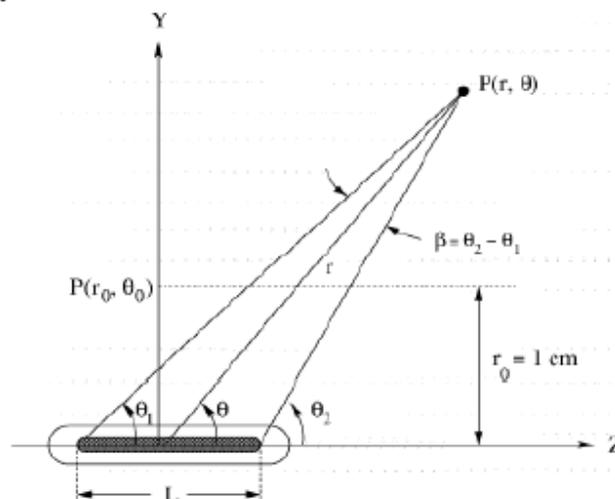
donde $S_S(r_0, \theta_0) = S_K(r_0, \theta_0)$ es la especificación de la fuente en tasa de kerma en aire de referencia y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la tasa de dosis relativa (DRT por sus siglas en inglés), creada por el TPS a partir de las tablas de factor de dosis radial $g(r)$ (adimensional), la tabla de factores de anisotropía $F(r, \theta)$ (adimensional) ingresadas al sistema y específicas para cada fuente y el factor geométrico $G(r, \theta)$ calculada por el propio sistema.

La tasa de dosis tiene unidades cGy/h y al multiplicar por el número de horas del implante, se obtiene la dosis en centigrays (cGy) en un punto de interés.

5.3.1. Procedimiento del cálculo independiente

A partir de la ecuación 2.1, se procede a hallar cada factor de la ecuación. Se hará el cálculo de tasa de dosis en un punto $P(r, \theta)$ debido a una fuente específica (vea figura 17), en el caso de varias fuentes se hace el mismo procedimiento para cada una de ellas, y la dosis total en un punto, será la suma de la contribución de dosis debido a cada fuente.

Figura 17. **Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia**



Fuente: Mark J. Rivard. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. p. 637.

La verificación independiente se hace a partir de las coordenadas reconstruidas por el TPS. El TPS genera una tabla con las coordenadas de los dos extremos de la fuente y por otro lado, las coordenadas del punto de interés.

A partir de estas coordenadas, se calcula las coordenadas $S_S(r_0, \theta_0)$ del punto de interés a partir de la fuente. Consideramos una fuente con tasa de kerma en aire de referencia $S_S(r_0, \theta_0) = 68,182U$ con coordenadas del punto superior e inferior de la fuente y las coordenadas del punto de interés (AI) como se muestra en la tabla XII.

Tabla XII. **Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante**

Coordenada	X	Y	Z
Punto de interés (AI)=P1	2,078	1,939	0,363
Extremo inferior=P2	-0,010	1,930	0,350
Extremo superior=P3	-0,030	3,900	0,880

Fuente: elaboración propia.

A partir de estas coordenadas se calculan los vectores V1 y V2 que van de los dos extremos de las fuentes hasta el punto de interés y el que va del extremo superior de la fuente hasta su extremo inferior V3 y sus respectivas magnitudes:

Tabla XIII. **Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2**

vector		componentes	magnitud
V1	P1-P2	(2,088, 0,009, 0,013)	2,088
V2	P1-P3	(2,108, -1,961, -0,517)	2,925
V3	P2-P3	(0,020, -1,970, -0,530)	2,040

Fuente: elaboración propia.

Luego, calculando el producto punto $V_2 \cdot V_3$ y $V_1 \cdot V_3$ hallamos los ángulos θ_1 y θ_2 usando la ecuación:

$$\theta_1 = \arccos \left(\frac{V_2 \cdot V_3}{|V_2||V_3|} \right) \quad (5.4)$$

Así se halla que $\theta_1 = 0,795$ rad $\theta_2 = 1,575$ rad. Luego con la ley de cosenos y de senos se hallan las coordenadas ($r = 2,328$ cm, $\theta = 1,113$ rad):

$$r = \sqrt{\left(\frac{l}{2}\right)^2 + |V_2|^2 - l \cdot |V_2| \cdot \cos \theta_1} = 2,328 \text{cm} \quad (5.5)$$

$$\theta = \arcsin \left(\frac{|V_1| \sin \theta_2}{r} \right) = 1,113 \text{rad} \quad (5.6)$$

donde l es la longitud de la fuente.

Estas son las coordenadas del punto de interés desde el centro de la fuente, necesarias para calcular los factores de la ecuación 5.2.

El primer factor, la tasa de kerma en aire de referencia, es proporcionada por el fabricante de las fuentes, para una fecha de referencia, solo se decae a la fecha actual, para la fuente en cuestión, tiene un valor de $S_s(r_0, \theta_0) = 68,182U$.

El siguiente factor es la constante de razón de dosis, se define para cada fuente en concreto; por tanto, incluye los efectos de la geometría, distribución espacial de la radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, descrita en la sección 2.4.7. Para la fuente utilizada, la constante de razón de dosis tiene un valor de $\Lambda = 0,953$ cGy/(hU).

Otro factor necesario es el cociente entre el factor geométrico en el punto (r, θ) y el factor geométrico en la posición de referencia $(1, \pi/2)$. El factor geométrico se halla a partir de las ecuaciones 2.6 y 2.7:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \frac{\cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right)}{L_s r \sin \theta} \quad (5.7)$$

Obteniéndose los siguientes resultados:

$$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad}) = 0,183 \text{ cm}^{-2}$$

$$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2) = 0,858 \text{ cm}^{-2}$$

El factor de dosis radial, se obtiene por interpolación de la tabla X a una distancia $r=2,328$ cm de la fuente, esta tabla debe ser propia de la fuente, en la sección 5.1 se explica de donde se obtuvo esta tabla para las fuentes ingresadas en el TPS. En este factor, se incluye el efecto del filtrado y material de la fuente en concreto, como se describió en la sección 2.4.9. El valor obtenido es $g(r=2,328\text{cm})=0,990$.

El último factor necesario es el factor de anisotropía, que al igual que el factor de dosis radial se halla por interpolación de una tabla específica para cada fuente.

Este factor, como se describió en la sección 2.4.10, proporciona la variación de dosis a cada distancia r debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio. El valor hallado para el caso en cuestión es $F(r=2,328 \text{ cm}, \theta=1,113 \text{ rad})=0,997$. Resumiendo, los datos calculados son los mostrados en la siguiente tabla:

Tabla XIV. Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43

	Valor	Unidades
$S_S(r_0, \theta_0)$	68,182	U=cGy cm^2/h
Λ	0,953	cGy/(hU)
$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad})$	0,183	cm^{-2}
$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2)$	0,858	cm^{-2}
$g(r=2,328\text{cm})$	0,990	adimensional
$F(r=2,328\text{cm}, \theta=1,113 \text{ rad})$	0,997	adimensional

Fuente: elaboración propia.

De esta forma la tasa de dosis en el punto P($r=2.328 \text{ cm}$, $\theta =1.113 \text{ rad}$) es, según el formalismo TG-43:

$$\begin{aligned} \dot{D}(r, \theta) &= S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 68,182\text{U} \times 0,953\text{cGy}/(\text{hU}) \times \frac{0,1829\text{cm}^{-2}}{0,8580\text{cm}^{-2}} \times 0,9898 \times 0,9968 \quad (5.8) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 13,668\text{cGy}/\text{h} \end{aligned}$$

El cálculo realizado por el TPS en ese mismo punto es de $\dot{D}(r=2,328 \text{ cm}$, $\theta=1,113 \text{ rad})=14,136 \text{ cGy}/\text{h}$.

La diferencia porcentual entre ambos resultados es de 3,42%. El TECDOC 1151 recomienda que las discrepancias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina, en braquiterapia, no supere un 15%. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

5.4. Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo

Se realizó una comprobación independiente de la dosis impartida en los puntos de interés debido a un implante ginecológico completo compuesto de cuatro fuentes radiactivas de Cs-137 de baja tasa de dosis. Para el cálculo se realizó el procedimiento descrito en la sección 5.3.1 para cada fuente en cada punto de interés. Los puntos de interés son AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto. La dosis total en cada punto de interés es:

$$\text{Dosis total} = \dot{D}_{fuente1}t_1 + \dot{D}_{fuente2}t_2 + \dot{D}_{fuente3}t_3 + \dot{D}_{fuente4}t_4 \quad (5.9)$$

donde $\dot{D}_{fuente1}t_1$ es la tasa de dosis de la fuente 1 en el punto de interés en cGy/h y t_1 es la duración del implante de la fuente 1 y así sucesivamente para las fuentes 2,3 y 4. Los resultados obtenidos para un tiempo de 72 horas de duración de implante de cada fuente se resumen en la tabla XV.

Tabla XV. **Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo**

	Etiqueta	Fuente 1	Fuente 2	Fuente 3	Fuente 4	Total	Total TPS
1	AI	984,071	987,716	455,600	289,113	2 716,500	2 800,034
2	AD	1 033,133	1 037,880	278,279	539,871	2 889,163	2 971,117
3	BI	193,467	194,556	242,842	124,949	755,813	755,765
5	BD	194,774	194,070	121,554	255,414	765,813	763,791
6	Vejiga	283,501	535,440	646,251	537,144	2 002,335	2 029,225
7	Recto	158,865	335,779	570,513	1 003,436	2 068,593	2 098,752

Fuente: programa Theraplan Plus.

La discrepancia entre la comprobación independiente y el cálculo de rutina del TPS para el implante completo es de 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

CONCLUSIONES

1. Con las pruebas de garantía de calidad, el uso adecuado y la comprensión del sistema de planificación y las rutinas que usa el sistema, se garantiza la correcta planificación de un tratamiento de braquiterapia y permite evitar incidentes radiológicos.
2. Para garantizar el correcto funcionamiento del sistema de planificación de braquiterapia utilizado en el INCAN, se han implementado ocho pruebas que se deben realizar con una frecuencia específica, dependiendo de la prueba que sea.
3. Es preferible utilizar el formalismo para cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva, recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM), formalismo TG43, para sustituir el uso de la especificación en miligramos de radio equivalente de las fuentes, ya que esta, conlleva errores en su determinación debido a las constantes empleadas para calcularla.
4. Las magnitudes físicas usadas en braquiterapia se han modificado con el tiempo, el documento de la AAPM, TG-43, actualiza estas magnitudes. Instituciones del tercer mundo insisten en usar antiguas magnitudes a pesar del error en su determinación, esta es una novedad del presente trabajo al implementar dicho formalismo en el INCAN.
5. Los cálculos de dosis de radiación en un punto específico, realizados por el sistema de planificación, usando el formalismo de cálculo de

dosis TG-43, pueden verificarse manualmente, como se ha descrito en el capítulo siete.

6. La forma en que una fuente radiactiva actúa sobre la materia depende de su forma física, de su energía y del tipo de radiación que emita.

RECOMENDACIONES

1. Debido a que las fuentes de cesio 137 modelo CDC T1 son del año 1991, y las de modelo CDCS J, del año 1998; fue difícil hallar sus características físicas y dosimétricas exactas. Se deberían implementar fuentes más nuevas cuyas características sean fáciles de hallar y que hayan sido simuladas por algún método, como Monte Carlo.
2. Las pruebas descritas para la garantía de calidad deben realizarse con la frecuencia especificada y de la forma descrita para asegurar el correcto funcionamiento del sistema de planificación.
3. Realizar y conocer adecuadamente las rutinas de planificación en un implante de braquiterapia mejora la calidad del tratamiento de cáncer, y por tanto, mejora la probabilidad de curación del paciente.
4. Deben crearse bases de datos separadas en el sistema de planificación, una para pacientes tratados con radioterapia externa y otra para pacientes de braquiterapia; también deben actualizarse cada seis meses o antes si es necesario; esta es una de las limitaciones del sistema de planificación Theraplan Plus, él considera una sola base de datos tanto para teleterapia como braquiterapia.
5. Usar toda la herramienta de la que dispone el sistema de planificación, para facilitar el análisis de los resultados y optimizar el cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva y su representación gráfica con líneas de isodosis.

6. Actualizar la especificación de las fuentes usadas en braquiterapia, de miligramos de radio equivalente a tasa de kerma en aire de referencia. Deben usarse las nuevas magnitudes, que evitan el uso de tantas constantes. Esto ya se ha efectuado, quedando pendiente la aprobación del jefe de física médica como por parte del jefe del Departamento de Radioterapia.

7. Al comprar nuevas fuentes radiactivas, revisar si es necesario agregar pruebas al sistema de planificación para garantizar su calidad. Es preferible que las fuentes vengan calibradas en tasa de kerma en aire de referencia y se acompañen datos de las características físicas de las fuentes, que permitan emplear el método de la Asociación Americana de Físicos Médicos TG-43.

BIBLIOGRAFÍA

1. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. "Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM radiation therapy committee task group-40". *Medical physics*. 1994, vol 21, núm. 8, p. 581-618.
2. _____. "Remote afterloading technology". *Medical physics*. 1993, núm 41, 107 p.
3. _____. "Specification of brachytherapy source strength". *Medical physics*. 1987, núm. 21, 98 p.
4. ATTIX, Frank. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Wisconsin: WILEY-BCH Verlag GmbH, 2004. 633 p
5. BALTAS, Dimos; SAKELLION, L.; ZAMBOGLOU, N. *The physics of modern brachytherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 670 p.
6. CUNNINGHAM, Robert; JOHNS, H.; KASE, K. *The physics of radiology*. 4a ed. Illinois: Charles C. Thomas Publisher, 1983. 785 p.
7. DUTREIX, Andrée. *Brachytherapy training course*. México: UNAM, 1993. 30 p.

8. FRANCOIS, Juan. *Introducción al análisis de reactores nucleares: análisis de reactores nucleares*. México: UNAM, Facultad de Ingeniería, 2005. 9 p.
9. HANSON, W.F. "Brachytherapy source strength: quantities, units, and standards. Brachytherapy physics". *Medical Physics Publishing*. 1995, p. 71-85.
10. HENDEE, William; IBOOTT, G. *Radiation therapy physics*. 3a ed. Chicago USA: Year book Medical Publishers, 2005. 450 p.
11. HOROWITZ, Y. "Photon general cavity theory". *Radiation protection*. 1984, vol 9, núm. 1, p. 5-18.
12. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. "Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad". *Documentos técnicos*. 2000, núm. 1151, 135 p.
13. _____. "Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 1274, 60 p.
14. _____. "Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 430, 281 p.
15. _____. "Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos". *Documentos técnicos*. 2005, núm. 398, 261 p.

16. _____. “Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación”. *Documentos técnicos*. 1996, núm. 115, 86 p.
17. INTERNATIONAL BUREAU OF WEIGHTS AND MEASURES. *The international system of units (SI)*. 8a ed. París: IBPM, 2006. 180 p.
18. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. “Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1985, núm. 38, 130 p.
19. _____. “Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 2004, núm. 72, 175 p.
20. _____. “Fundamental quantities and units for ionizing radiation”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1998, núm. 60, 19 p.
21. INTER-SOCIETY COUNCIL FOR RADIATION ONCOLOGY (ISRO) *Radiation oncology in integrated cancer management*. Chicago USA: Inter-Society Council for Radiation Oncology, 1991. 49 p.
22. KAPLAN, Irving. *Nuclear physics*. 2a ed. Madrid: Aguilar, 1962. 460 p.
23. KHAN, Faiz M. *The physics of radiation therapy*. 4a ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 2010. 738 p.

24. LIZHOUNG, Liu. "Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 447-483.
25. LOEVINGER, R. "The role of standards laboratory in brachytherapy. National Bureau of Standards (USA)", *Proceedings of recent advances in brachtherapy physics*. 1981, vol 1, núm. PB-83-134221, p. 22-31.
26. MAYLES, Philip; NAHUM, Alan; ROSENWALD, Jean-Claude. *Handbook of radiotherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 1412 p.
27. MIJNHEER, Ben; BATTERMANN, J.; WAMBERSIE, A. *Quality assurance of treatment planning systems practical examples for Non-IMRT photon beams*. Bélgica: ESTRO, 2004. 93 p.
28. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS "Protection against radiation from brachytherapy sources". *National Council on Radiation Protection and Measurements*. 1972, núm. 40, 140 p.
29. PODGORSAK, Ervin. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA, 2005. 696 p.
30. RAVINDER, Nath, et al. "Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.

- 56". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1997, vol 24, núm. 10, p. 1557-1598.
31. _____. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recomendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1994, vol 22, núm. 2, p. 209-234.
32. RIVARD, Mark, et al. "Update of AAPM Task Group No. 43 report: a revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 633-674.
33. TAUHATA, Luiz, et al. *Radioprotecao e dosimetria*. 4a ed. Brasil: Instituto de radioprotección e dosimetría-CNEN, 2002. 170 p.
34. THERATRONICS INTERNATIONAL. *Theraplan plus, technical reference manual*. Ontario, Canada: Theratronics International, 2001. 370 p.
35. WILLIAMSON, Jeffrey. *Brachytherapy physics*. United States: Medical Physics Publishing, 1995. 709 p.
36. WYCKOFF, Allisy, et al. "The new special names of SI units in the field of ionizing radiations". *National Center for Biotechnology Information, Radiology*. 1976, vol 118, núm. 1, 233 p.
37. ZHANG, Pengpeng, et al. "AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube source". American Association of

Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 4, 759
p.

ANEXOS

Anexo 1. **Formulario para control de calidad del tratamiento**

Formulario para el control de calidad del tratamiento de Braquiterapia	
Paciente: _____	No. Registro: _____
Fecha de la aplicación: _____	Fecha de registro: _____
ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
1) Preparación del implante	
<input type="checkbox"/> a) Aplicación programada	
<input type="checkbox"/> b) Sala y cama asignada	
<input type="checkbox"/> c) Fuentes solicitadas	
<input type="checkbox"/> d) Integridad del aplicador verificada	
2) Patología	
<input type="checkbox"/> a) Hospital	
<input type="checkbox"/> b) Código de patología	
<input type="checkbox"/> c) Diagnóstico	
3) Inserción del aplicador	
<input type="checkbox"/> a) Identidad del aplicador verificada	
<input type="checkbox"/> b) Geometría del implante/aplicador registrada	
<input type="checkbox"/> c) Placas de verificación revisadas	
<input type="checkbox"/> d) Número e intensidad de las fuentes registrada	
<input type="checkbox"/> e) Prescripción fechada y firmada por el oncologo radio terapeuta	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 116.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
4) <u>Carga del implante</u>	
[] a) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] b) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] c) Implante cargado	
[] d) Fuentes empleadas registradas en inventario	
[] e) Cálculos de prescripción y tratamiento revisados por el físico el mismo día de cargado el implante	
5) <u>Para implantes por carga remota automática</u>	
[] a) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] b) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] c) Control de calidad diario realizado a la unidad de tratamiento	
[] d) Auto-radiografía revisada por el físico y el médico el mismo día del implante	
6) <u>Ejecución del implante</u>	
[] a) Orientaciones escritas a las enfermeras	
[] b) Sala/cuarto de tratamiento identificado	
[] c) Monitoreo radiológico completado	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 117.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA*	COMENTARIOS
[] d) Prescripción completada	
[] e) Fecha/hora de retiro de las fuentes registrado	
[] f) Médico responsable del implante informado de fecha/hora del retiro de fuentes	
[] g) Responsable de verificar el retiro del implante	
7) <u>Planificación del tratamiento</u>	
[] a) Plan revisado por el médico antes de completar el tratamiento	
[] b) Plan revisado por el físico antes de completar el tratamiento	
[] c) Administración del implante registrado en la hoja de tratamiento	
8) <u>Retiro del implante</u>	
[] a) Número de fuentes verificadas por el médico i) En la sala/cuarto del paciente ii) En el cuarto/local de fuentes	
[] b) Monitoreo radiológico de la sala/cuarto del paciente	
[] c) Fuentes retiradas inventariadas	
[] d) Formulario del monitoreo radiológico relleno	
9) <u>Registro y control del implante</u>	
[] a) Salida impresa de la unidad de carga remota automática auditada	
[] b) Placas de localización auditadas y archivadas	
[] c) Registro resumen de dosis impartidas relleno y firmado por el médico y el físico.	
*Marcar con un [✓] cuando la acción correspondiente esté ejecutada	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 118.

Anexo 2. Formulario para verificación de intensidad de fuentes

Formulario para la verificación de la intensidad de fuentes de braquiterapia con cámara de ionización de pozo.
Fecha de verificación: _____ Realizado por: _____
Descripción de la fuente(s): Radionucleido: _____ Tipo: _____ No. Serie: _____ Intensidad (por certificado del fabricante) $S_{K,cert} =$ _____ Número de certificado: _____ Fecha del certificado: _____
Cámara de ionización: Modelo/Serie: _____ / _____ Electrómetro: Modelo/Serie: _____ / _____
Factor de calibración: $N_{SK} =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2\text{A}^{-1}$, dado a $P_0 =$ _____ kPa, $T_0 =$ _____ °C
Corrección de la lectura del electrómetro: a) Corrección por densidad de aire: Temperatura $T =$ _____ °C y presión $P =$ _____ kPa al momento de la medición. $P_{TP} = (P_0/P)[(273,15 + T)/(273,15 + T_0)] =$ _____ Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $M_0 =$ _____ C/min(Q_{HV}) Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $Q_{HV/2} =$ _____ C/min b) Corrección por recombinaciones: $p_{ion} = (4/3) - (Q_{HV/2}/3Q_{HV}) =$ _____ c) Corrección por escala del electrómetro: $p_E =$ _____
Intensidad de kerma en aire medida: $S_K = M_0 N_{SK} P_{TP} p_{ion} p_E = S_K =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2$
Discrepancia $\Delta = (S_K - S_{K,cert}^*) \times 100 / S_{K,cert}^* =$ _____ % $S_{K,cert}^*$: valor corregido para la fecha de verificación

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 112.

Anexo 3. La función de anisotropía promedio para las fuentes intracavitarias de ¹³⁷Cs: Amersham, 3M y RTR pre-1982

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	0	2	4	6	8	10	12	14	16	18
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,50	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,75	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,985	0,986
1,00	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,946	0,953	0,958	0,965
1,25	0,901	0,901	0,901	0,892	0,879	0,894	0,915	0,931	0,944	0,953
1,50	0,897	0,897	0,896	0,885	0,874	0,887	0,906	0,922	0,936	0,946
2,00	0,893	0,893	0,891	0,876	0,869	0,883	0,900	0,915	0,928	0,939
2,50	0,891	0,891	0,888	0,870	0,867	0,882	0,898	0,913	0,925	0,937
3,00	0,889	0,889	0,886	0,866	0,866	0,881	0,897	0,912	0,924	0,935
3,50	0,889	0,889	0,884	0,864	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
4,00	0,888	0,888	0,883	0,862	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
5,00	0,888	0,888	0,883	0,861	0,866	0,882	0,898	0,912	0,924	0,934
7,00	0,890	0,890	0,883	0,861	0,868	0,884	0,900	0,913	0,925	0,935
10,00	0,895	0,895	0,887	0,866	0,874	0,889	0,904	0,917	0,928	0,937

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	20	25	30	35	40	50	60	70	80	90
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,998	0,999	1,000	1,000	1,000
0,50	0,000	0,996	0,995	0,996	0,997	0,998	0,999	0,999	1,000	1,000
0,75	0,986	0,989	0,992	0,994	0,995	0,997	0,998	0,999	1,000	1,000
1,00	0,970	0,980	0,985	0,989	0,992	0,996	0,998	0,999	1,000	1,000
1,25	0,960	0,973	0,981	0,986	0,990	0,995	0,997	0,999	1,000	1,000
1,50	0,954	0,969	0,977	0,984	0,988	0,994	0,997	0,999	1,000	1,000
2,00	0,948	0,964	0,974	0,981	0,986	0,993	0,996	0,998	1,000	1,000
2,50	0,946	0,962	0,973	0,980	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,00	0,944	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,50	0,943	0,960	0,971	0,979	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
4,00	0,943	0,960	0,971	0,978	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
5,00	0,943	0,959	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
7,00	0,944	0,960	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
10,0	0,945	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ¹³⁷Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 480.



Universidad de San Carlos de Guatemala
Facultad de Ingeniería
Escuela de Ciencias

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

Marcos Calixto Catú Sajcabún
Asesorado por el Lic. Franky Reyes

Guatemala, septiembre de 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A LA JUNTA DIRECTIVA DE LA
FACULTAD DE INGENIERÍA

POR

MARCOS CALIXTO CATÚ SAJCABÚN
ASESORADO POR EL LIC. FRANKY REYES

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE

LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

GUATEMALA, SEPTIEMBRE DE 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
FACULTAD DE INGENIERÍA



NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
VOCAL I	Ing. Alfredo Enrique Beber Aceituno
VOCAL II	Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco
VOCAL III	Ing. Miguel Ángel Dávila Calderón
VOCAL IV	Br. Juan Carlos Molina Jiménez
VOCAL V	Br. Mario Maldonado Muralles
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
EXAMINADOR	Lic. Ricardo Enrique Contreras Folgar
EXAMINADOR	Ing. José Rodolfo Samayoa Dardón
EXAMINADOR	Ing. Otto Miguel Hurtarte Hernández
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

En cumplimiento con los preceptos que establece la ley de la Universidad de San Carlos de Guatemala, presento a su consideración mi trabajo de graduación titulado:

IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA

Tema que me fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Ciencias, con fecha 26 de febrero de 2010.

Marcos Calixto Catú Sajcabún

ACTO QUE DEDICO A:

Mi hija

Por ser en todo momento la fuente
de mi inspiración.

AGRADECIMIENTOS A:

Mis padres

Por apoyarme siempre en todos los
ámbitos de mi vida.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	VII
LISTA DE SÍMBOLOS	XI
GLOSARIO	XIII
RESUMEN.....	XVII
OBJETIVOS.....	XIX
INTRODUCCIÓN.....	XXI
1. ASPECTOS TEÓRICOS	1
1.1. Radiación.....	1
1.1.1. Radiación ionizante	1
1.1.2. Tipos de radiación ionizante	2
1.2. Radiometría	2
1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia	2
1.3.1. Actividad	3
1.3.2. Tasa de exposición de referencia	4
1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia.....	5
1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia	6
1.4.1. Radio (Ra)-226	7
1.4.2. Cesio-137	7
1.4.3. Cobalto-60	9
1.4.4. Iridio 192.....	10
1.4.5. Oro 198.....	12
1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia.....	13

1.4.7.	Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia	14
2.	LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA	15
2.1.	Dosimetría	15
2.2.	Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia	15
2.2.1.	Técnicas de braquiterapia intersticial	16
2.2.2.	Técnicas de braquiterapia intracavitaria	16
2.3.	Modelos de cálculos de dosis.....	16
2.4.	Formalismo de dosimetría según el TG-43	17
2.4.1.	Concepto básico.....	17
2.4.2.	Geometría de la fuente.....	18
2.4.3.	Datos de referencia	19
2.4.4.	Formalismo TG-43	20
2.4.5.	Formulación 2D del TG-43	20
2.4.6.	Aproximación 1D del TG-43	21
2.4.7.	Constante de razón de dosis.....	22
2.4.8.	Factor geométrico	23
2.4.9.	Función radial de dosis.....	25
2.4.10.	Función de anisotropía.....	26
2.4.11.	Intensidad de kerma aire	26
2.5.	Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota	27
2.5.1.	Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron	27
2.5.2.	Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed	29
2.5.3.	Fuentes Bebig	30
2.6.	Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN	32
2.6.1.	Reconstrucción del implante de braquiterapia.....	33
2.6.2.	Posicionamiento automático.....	34

2.6.3.	Remover fuentes puntuales duplicadas	34
2.6.4.	Cálculo de dosis para fuentes puntuales	34
2.6.5.	Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43).....	35
2.6.6.	Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido	35
2.6.7.	Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual.....	36
2.6.8.	Cálculo de la razón de dosis de la fuente	36
2.6.9.	Cálculo de dosis para fuentes lineales	37
2.6.10.	Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal.....	38
2.6.11.	Cálculo de dosis absoluta.....	39
2.6.12.	Factor de tiempo del implante.....	39
2.6.13.	Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes.....	40
3.	GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA.....	41
3.1.	Elementos del programa de garantía de calidad	42
3.1.1.	Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento.....	46
3.1.2.	Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento	46
3.1.3.	Algoritmos de cálculos de dosis.....	47
3.1.4.	Verificación de los cálculos de dosis en el paciente	48
3.1.5.	Localización de las fuentes.....	49
3.1.6.	Requerimientos de exactitud en braquiterapia.....	49

3.2.	Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia	50
4.	IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN.....	51
4.1.	Pruebas y controles a realizarse	52
4.1.1.	Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento	52
4.1.2.	Prueba 2: Digitalizador	52
4.1.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...53	
4.1.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.	53
4.1.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	54
4.1.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo.....	56
4.1.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	56
4.1.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia	58
4.2.	Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS.....	59
4.2.1.	Frecuencia de los controles.....	59
4.2.2.	Bitácoras	60
4.2.3.	Controles rutinarios	61
4.3.	Resultados de las pruebas realizadas al TPS	62
4.3.1.	Prueba 1: Unidad central de procesamiento	62
4.3.2.	Prueba 2: Digitalizador	63
4.3.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...63	

4.3.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.....	64
4.3.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	65
4.3.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo	67
4.3.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	68
4.3.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia.....	69
5.	INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN	75
5.1.	Datos utilizados	75
5.2.	Resultados.....	79
5.3.	Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43.....	81
5.3.1.	Procedimiento del cálculo independiente	83
5.4.	Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo	88
	CONCLUSIONES	91
	RECOMENDACIONES.....	93
	BIBLIOGRAFÍA	95
	ANEXOS.....	101

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

FIGURAS

1.	Esquema de decaimiento del cesio 137	8
2.	Esquema de decaimiento del cobalto 60.....	10
3.	Esquema principal de decaimiento del iridio 192	11
4.	Esquema de decaimiento del oro 198	12
5.	Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal	19
6.	Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío.....	23
7.	Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal.....	24
8.	Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192	28
9.	Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)	28
10.	de la fuente GammaMed de Ir-192.....	29
11.	Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig	30
12.	(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curietron	31
13.	Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés	33
14.	Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia	43
15.	Elementos contenidos en el formulario de control de calidad.....	61
16.	Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire	79

17.	Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia.....	83
-----	---	----

TABLAS

I.	Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia.....	6
II.	Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias	22
III.	Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron.....	32
IV.	Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40)	45
V.	Pruebas para el control de calidad	51
VI.	Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1	70
VII.	Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente.....	71
VIII.	Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes	72
IX.	Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43	76
X.	Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ¹³⁷ Cs: 3M, Amersham, RTR (pre-1982)	78
XI.	Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio.....	81
XII.	Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante....	84
XIII.	Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2	84

XIV.	Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43.....	87
XV.	Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo	88

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado
HVL	Capa hemirreductora
λ	Constante de decaimiento
Γ	Constante de razón de dosis
ρ	Densidad
D	Dosis absorbida
Kerma (K)	Energía cinética impartida en el medio
Cema (C)	Energía convertida por unidad de masa
X	Exposición
N_K	Factor de calibración de kerma en aire de la cámara de ionización
N_{elec}	Factor de calibración del electrómetro
k_{air}	Factor de corrección por atenuación por aire
k_n	Factor de corrección por no uniformidad
k_{scatt}	Factor de corrección por radiación dispersada
k_{TP}	Factor de corrección por temperatura y presión
MF	Factor de magnificación
γ	Fotón gamma
F(r,θ)	Función de anisotropía para fuente lineal
Φ_{an}	Función de anisotropía para fuente puntual
g(r)	Función de dosis radial
f_{cm}	Función de energía de rayos gamma
G(r,θ)	Función de geometría
GC	Garantía de calidad

K_r	Kerma en aire de referencia
α	Partícula alfa
β	Partícula beta
T	Período de semidesintegración
τ	Vida media

GLOSARIO

AAPM	Asociación Americana de Físicos en Medicina.
Algoritmo	Conjunto prescrito de instrucciones o reglas bien definidas, ordenadas y finitas que permite realizar una actividad o hallar la solución a un problema mediante pasos sucesivos.
Cuaderno de bitácora	Registro escrito de las acciones que se llevan a cabo en cierto trabajo o tarea.
Calibración	Procedimiento de comparación entre lo que indica un instrumento y lo que debería indicar de acuerdo a un patrón de referencia con valor conocido.
Cámara de ionización	Es esencialmente un capacitor en el cual la corriente de fuga es inducida a través de la acción del haz de radiación.
Cema	Es la energía convertida por unidad de masa, aplicable a radiación directamente ionizante.
DFC	Término que hace referencia a la distancia entre la fuente y la cámara.
Estocástica	Cantidad cuyo valor ocurre aleatoriamente y varía en forma discontinua en el espacio y tiempo. En

principio puede medirse con un error arbitrariamente pequeño.

Dosimetría	Es el cálculo de la dosis de radiación que recibirá el paciente (más o menos detallada por órganos o regiones) con un tratamiento determinado.
Dosis absorbida	Cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un material irradiado.
Electrómetro	Dispositivo de medición de corriente de carga inducida. Es muy sensible, se usa en conjunto con una cámara de ionización.
Exposición	Es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en aire de masa dm quedan completamente frenados en el aire.
Fluencia	Hace referencia a un flujo de partículas o de energía en un área determinada.
Garantía de calidad	Se refiere a las acciones planificadas y sistematizadas que garantizan que una estructura, o componente se comporte satisfactoriamente.
HDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una alta tasa de dosis de radiación.
Implante de braquiterapia	Consiste en colocar fuentes de radiación en un tumor o lugar de tratamiento con el fin de eliminar el tumor.

Kerma	Energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa, incluyendo la energía por pérdida radiactiva y excluyendo la energía que pasa de una partícula cargada a otra.
LDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una baja tasa de dosis de radiación.
LSCD	Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica.
MgRaeq	Miligramos de radio equivalente, es aquella masa de radio 226 filtrada por 0.5 mm de platino que produce la misma tasa de kerma en aire que la fuente en cuestión.
No estocástica	Cantidad cuyo valor, en principio puede predecirse por cálculos y varía de forma continua en el espacio y tiempo.
OIEA, IAEA	Organismo Internacional de Energía Atómica.
OMS	Organización Mundial de la Salud.
PMMA	Polimetilmetacrilato, material utilizado para simular las propiedades del cuerpo humano, al utilizar radiaciones.
Radiometría	Se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética.

Radionúclido	Es un átomo con un núcleo inestable, caracterizado por exceso de energía disponible.
SCF	Hace referencia a un sistema de coordenadas fijo.
SCP	Hace referencia al sistema de coordenadas del paciente.
SFD	Hace referencia a la distancia desde la fuente radiactiva hasta la película radiográfica.
TECDOC	Documento Técnico.
TPS	Sistema de planificación de tratamientos computarizado usado en radioterapia.
TRS	Hace referencia a una serie de reportes técnicos, emitido por el OIEA.

RESUMEN

La radioterapia es de gran importancia en su aplicación para el tratamiento del cáncer; y para garantizar la óptima aplicación de sus protocolos y procedimientos, se auxilia de un programa de garantía de calidad basado en protocolos y normas de carácter mundial.

En este trabajo se hace una revisión de los principios de la radiación, su dosimetría y su aplicación en la braquiterapia, así como de un programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle" describiendo y aplicando diferentes pruebas para garantizar la calidad de la planificación de un tratamiento de braquiterapia, asegurando el correcto funcionamiento del sistema de planificación utilizado para este fin.

El trabajo está estructurado en cinco capítulos: el primer capítulo trata los aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, incluyendo la especificación de las fuentes y las fuentes usadas en braquiterapia. El segundo capítulo, describe la dosimetría de las fuentes de braquiterapia y las rutinas utilizadas en el sistema de planificación de tratamiento. El capítulo tres, estudia los elementos de un programa de garantía de calidad que se implementan en el capítulo cuatro, por medio de ocho pruebas de garantía de calidad realizadas al sistema de planificación de braquiterapia del Instituto Nacional de Cancerología (INCAN).

En el capítulo cinco se introduce de forma novedosa un método moderno de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia, sugerida por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, llamado formalismo TG-43.

OBJETIVOS

General

Implementar un programa de garantía de calidad al sistema de planificación de tratamiento de braquiterapia, en el Instituto de Cancerología y Hospital “Dr. Bernardo del Valle”.

Específicos

1. Implementar y realizar correctamente las pruebas necesarias que garanticen el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia del sistema de planificación.
2. Describir y realizar correctamente las rutinas en la planificación de un implante de braquiterapia usando el sistema de planificación.
3. Implementar la especificación de fuentes recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, el formalismo TG-43, para actualizar las unidades de medida utilizadas en braquiterapia.
4. Minimizar la probabilidad de que ocurra un accidente radiológico debido a errores en el sistema de planificación.
5. Conocer las características físicas de la radiación y las fuentes de radiación utilizada en braquiterapia.

INTRODUCCIÓN

El cáncer es una enfermedad que cada día agobia más a la población y es una de las principales causas de muerte en todo el mundo, la Organización Mundial de la Salud calcula que, 84 millones de personas morirán de cáncer entre 2005 y 2015.

El objetivo principal al tratar el cáncer es destruir las células cancerosas sin exceder el nivel de tolerancia de las células sanas circundantes, los nuevos equipos de tratamiento que se producen en radioterapia, tienen como finalidad alcanzar ese objetivo de manera simple y eficaz.

El cáncer de cérvix es el tipo de cáncer más común en el sexo femenino en Guatemala, en las últimas estadísticas del Instituto de Cancerología, se observa que en un año, se atendieron 783 casos de cáncer de cérvix. El tratamiento de esta patología se hace con radioterapia externa, con braquiterapia o una combinación de ambos métodos, y para su tratamiento, tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora.

Los sistemas de planificación de tratamiento computarizado contienen módulos de software para diferentes formas de tratar el cáncer, estos pueden ser; radioterapia de intensidad modulada (IMRT), radioterapia conformada (CRT), radioterapia guiada con imagen (IGRT), simulación virtual, braquiterapia, etc. En todos los módulos, es necesario comprobar periódicamente su correcto funcionamiento para mejorar la exactitud en la administración de la dosis de

radiación, y evitar errores que puedan producir un accidente radiológico. El propósito de este trabajo es implementar un método para garantizar el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia en el INCAN.

Tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, cuando esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora, debe comprobarse periódicamente su correcto funcionamiento para evitar errores que puedan conllevar a un accidente radiológico.

La garantía de calidad del funcionamiento de los sistemas de tratamiento computarizado a tomado relevancia debido a accidentes que se han reportado debido al descuido en el uso de esta herramienta: en el 2000 en Panamá, se introdujo incorrectamente los datos de bloqueos del haz de radiación en el TPS; en 1982, en un hospital de Inglaterra, se suministró dosis menores a las necesarias para el tratamiento cuando se introdujo el uso del TPS en vez del cálculo manual; en 1987 al sustituirse una fuente de cobalto 60 en un hospital de Maryland, Estados Unidos, el físico encargado no actualizó correctamente los datos en el TPS. La garantía de calidad de este sistema, permite asegurar que las dosis calculadas en puntos de interés son correctas.

El presente trabajo consta de cinco capítulos, el primero trata de aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, haciendo énfasis en las características físicas de las fuentes de radiación utilizadas en braquiterapia.

En el capítulo dos se estudia la dosimetría de las fuentes de radiación en braquiterapia, tomando como base el formalismo de cálculo de dosis TG-43, considerado el modelo más completo disponible actualmente. También se

describen las rutinas que realiza el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus en la planificación de un implante de braquiterapia.

En el tercer capítulo se describen los elementos de un programa de garantía de calidad en braquiterapia, específicamente del sistema de planificación de tratamientos de braquiterapia.

El capítulo cuatro, trata sobre el programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle"; este programa se hizo implementando ocho pruebas que verifican la exactitud de los cálculos del sistema y que esta exactitud se mantenga en el tiempo, estas pruebas deben realizarse en intervalos de tiempo específicos.

Finalmente, en el capítulo 5, se introdujo el formalismo de cálculo de dosis TG-43 para su implementación en el hospital y se calculó detalladamente la dosis en puntos de interés en un paciente real. En los anexos se incluyen dos formularios, uno para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia y otro para la verificación de la intensidad de las fuentes de braquiterapia, también se incluye una tabla de factores de anisotropía para las fuentes de cesio 137 utilizadas en el INCAN.

1. ASPECTOS TEÓRICOS

En este primer capítulo, se introducen varios conceptos necesarios para los próximos capítulos de este trabajo. Se hace énfasis en las especificaciones de las fuentes de radiación en braquiterapia y sus esquemas de decaimiento.

1.1. Radiación

Se aplica el término radiación a la emisión y propagación de energía a través del espacio o por un medio material. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.1.1. Radiación ionizante

Es la radiación que puede ionizar la materia directa o indirectamente. La radiación que ioniza directamente (partículas cargadas) deposita su energía en el medio por medio de la interacción de Coulomb entre la partícula cargada directamente ionizante y los electrones orbitales de los átomos en el medio. La radiación que ioniza indirectamente (neutrones y fotones (rayos X y rayos γ)), deposita su energía en el medio por medio de dos procesos:

- En el primer proceso, una partícula cargada es liberada en el medio (los fotones liberan electrones o positrones, los neutrones liberan protones o iones pesados)
- En el segundo proceso, las partículas cargadas liberadas depositan su energía en el medio a través de interacciones de Coulomb con electrones

orbitales de los átomos en el medio. (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

1.1.2. Tipos de radiación ionizante

Las radiaciones ionizantes generalmente se caracterizan por su capacidad para excitar e ionizar átomos de la materia con la que interacciona. Entre los tipos de radiación ionizantes están: rayos gamma, rayos X, electrones, neutrones y partículas cargadas pesadas.

1.2. Radiometría

La radiometría se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética. Las mediciones sobre la radiación o investigaciones de los efectos de la radiación requieren de varias especificaciones del campo de radiación en puntos de interés.

Varias cantidades y unidades han sido definidas para describir los haces de radiación, las siguientes cantidades son usadas para describir un haz de radiación mono energético ionizante: fluencia de partículas, fluencia de energía, tasa de fluencia de partículas y tasa de fluencia de energía.

1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia

Numerosas recomendaciones internacionales indican la conveniencia de especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia en unidades de tasa de kerma en aire; tanto en los certificados de los laboratorios de calibración, como en los sistemas de planificación y en la prescripción y documentación de los tratamientos, aunque en la práctica clínica se prefiere usar Grays.

La intensidad de kerma en aire, está definida como el producto de la tasa de Kerma aire en aire $K_{(air)air}$ y el cuadrado de la distancia entre el punto de calibración y el centro de la fuente en el eje bisector de la misma. (IAEA. Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia. 2004). Se simboliza como S_K y sus unidades son: $[S_K]=\mu Gy\cdot m^2\cdot h^{-1}= cGy\cdot cm^2\cdot h^{-1}$.

La cantidad recomendada para la especificación de fuentes de rayos gamma es la tasa de referencia de kerma en aire, la cual para fuentes lineales tipo alambre o cadenas de semillas de ^{192}Ir se emplea la cantidad: intensidad lineal de kerma en aire, definida como la S_K por unidad de longitud de la fuente. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

1.3.1. Actividad

La actividad se define como el número de desintegraciones por unidad de tiempo de un isótopo radiactivo; dado que la desintegración no tiene unidades, la actividad es medida en s^{-1} . La unidad de la actividad es el Becquerel, $1(Bq)=s^{-1}$, aunque por muchos años (y se usa a veces en la actualidad) su unidad fue el Curio (Ci).

$$1 Ci = 3,70 \times 10^{10} Bq \quad (1.1)$$

De lo anterior, la magnitud de la fuente de cualquier radionúclido puede ser especificado en submúltiplos de Ci (en la práctica clínica se prefiere el mCi).

La tasa de exposición \dot{X} a cualquier punto particular es proporcional al producto de la actividad, su constante de razón de exposición e inversamente proporcional a d^2 . (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010):

$$\dot{X} = \Gamma \frac{A}{d^2} \quad (1.2)$$

donde A es la actividad y \dot{X} la constante de razón de exposición. Sin embargo, se puede introducir errores en este método debido a que se debe aplicar correcciones para la fuente y filtración de las paredes y que la constante de razón de exposición no se puede conocer exactamente. Cabe mencionar que, la exactitud de la constante de razón de exposición depende del conocimiento exacto de los datos espectroscópicos y los coeficientes de absorción relevante. (Faiz Khan The physics of radiation therapy. 2010).

1.3.2. Tasa de exposición de referencia

El Consejo Nacional sobre Protección Radiológica y Mediciones (NCRP) de Estados Unidos, recomienda que la magnitud de cualquier emisor \dot{X} deba ser especificada directamente en términos de razón de exposición en aire a una distancia específica tal como 1 metro.

Esta especificación puede llevarse a cabo simplemente midiendo la razón de exposición en aire libre a una distancia suficientemente grande que la fuente pueda ser tratada como puntual. Una gran distancia minimiza la dependencia de la calibración sobre la construcción de la fuente y el detector, esto debido a que ambos pueden ser tratados como puntuales. Además, el efecto de la transmisión oblicua de los rayos \dot{X} a través de la cápsula de la fuente se vuelve despreciable.

Loevinger (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981), recomienda la calibración de las fuentes de braquiterapia en términos de dosis absorbida en agua cerca de la fuente. Sin embargo, tal

calibración no está disponible comúnmente, por lo que el método de razón de exposición lejos de la fuente sigue siendo el método más apropiado.

La cantidad recomendada para la especificación de las fuentes gamma es la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$

1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia

La tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$, está definida por la Comisión Internacional en Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia de 1 metro, corregida para los efectos de atenuación y dispersión; tiene como unidades Gy/s aunque es más conveniente usar $\mu\text{Gy/h}$ para LDR y mGy/h para HDR.

La Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) recomienda especificar la emisión de fotones de una fuente en términos de la intensidad de kerma en aire (*air-kerma strength*) S_K . La relación entre $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$ y S_K está dada por:

$$S_K = (\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}} d_{\text{ref}}^2 \quad (1.3)$$

donde d_{ref} es la distancia de referencia para donde la tasa de kerma en aire es definida (1m). Claramente, la intensidad de kerma en aire y la tasa de kerma en aire son numéricamente iguales y se diferencian únicamente por sus unidades, de este modo, la denominada intensidad de kerma en aire viene dado por $1\text{U} = 1\mu\text{Gym}^2/\text{h} = 1\text{cGycm}^2/\text{h}$ recomendada por el TG 43. (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981).

Antiguamente se usaban las cantidades miligramo de radio equivalente y Actividad aparente para la especificación de las fuentes de braquiterapia, en el aún se usa la primera de éstas, y con este trabajo se sugiere su actualización.

1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia

A partir del descubrimiento del elemento radio, este fue el más utilizado en braquiterapia; sin embargo, los radioisótopos artificiales ofrecen ventajas especiales en algunas situaciones debido a: la energía de sus rayos γ , flexibilidad de las fuentes, tamaño de las fuentes y vida media.

Tabla I. **Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia**

radionucleido	Vida Media	Energía del fotón	Valor medio de la capa (mm de plomo)
^{226}Ra	1600 años	0,047-2,450 (0,83 avg)	8,0
^{222}Rn	3,83 días	0,047-2,45 (0,83 avg)	8,0
^{60}Co	5,26 años	1,17 1,33	11,0
^{137}Cs	30 años	0,662	5,5
^{192}Ir	74,2 días	0,136-1,06	2,5
^{198}Au	2,7 días	0,412	2,5
^{125}I	60,2 días	0,028 avg	0,025

Fuente: Faiz, Khan. The physics of Radiation Therapy. p. 355.

La tabla I, muestra las fuentes usadas comúnmente en braquiterapia así como sus propiedades físicas relevantes.

A continuación se describen las características de los isótopos radiactivos de mayor importancia en braquiterapia: radio (Ra), cesio 137 (Cs-137), cobalto 60 (Co-60), iridio 192 (Ir-192) y oro 198 (Au-198).

1.4.1. Radio (Ra)-226

Es el sexto miembro de la serie del uranio, la cual empieza con $^{238}_{92}\text{U}$ y finaliza con el isótopo $^{286}_{82}\text{Pb}$. El radio se desintegra con una vida media de 1620 años para formar radón.



El núcleo de radón producido es un gas inerte que se desintegra en otro producto hijo. Como resultado del proceso de decaimiento a partir del radio hasta el plomo estable, se producen al menos 49 rayos γ con energías en el rango desde 0,184 a 2,45 MeV. La energía media de los rayos γ es 0,83 MeV. (Philip Mayles; Alan Nahum; Jean-Claude Rosenwald. Handbook of radiotherapy physics. 2007).

Una filtración de al menos 0,5 mm de platino que conforma la cápsula de la fuente, es suficiente para absorber todas las partículas α y la mayoría de las partículas β emitidos por el radio y sus productos hijos. Solo rayos γ son usados para terapia.

1.4.2. Cesio-137

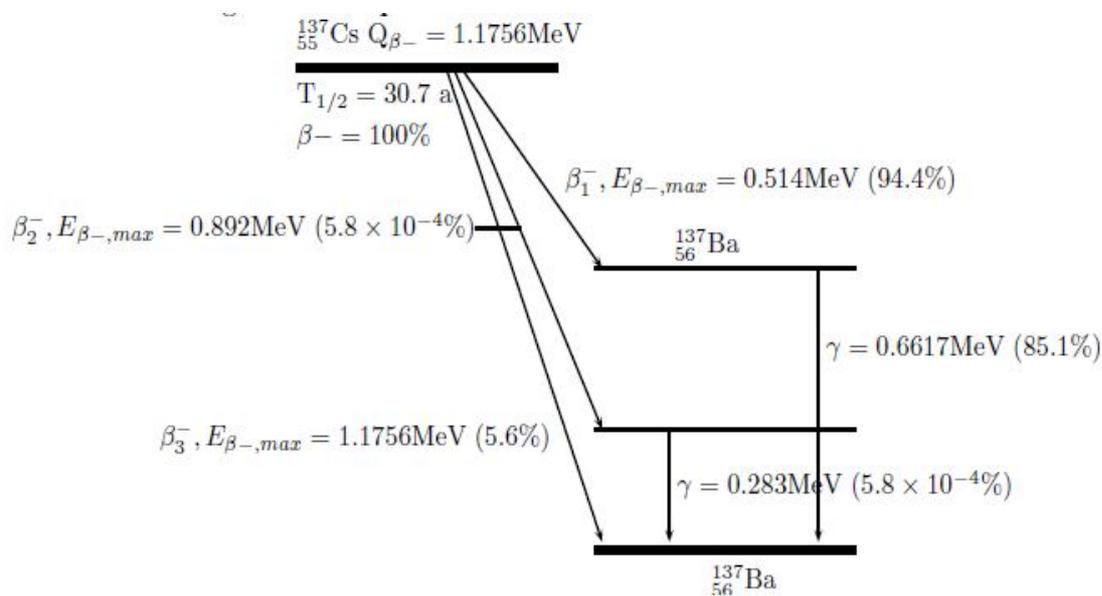
El cesio es un radioisótopo emisor de rayos γ el cual es usado como un sustituto del radio en braquiterapia intersticial e intracavitaria. Este se provee en forma de polvo insoluble o micro esferas de cerámica doblemente encapsuladas

en agujas de acero inoxidable y tubos. El cesio 137 es usado ampliamente para tratamientos de cáncer ginecológico y son implantados manualmente.

El cesio 137 emite rayos γ de energía 0,662 MeV, el esquema de decaimiento en la figura 1 muestra que el cesio 137 se transforma en Ba-137 por un proceso de decaimiento β^- pero el 93,5% de las desintegraciones son seguidas de rayos γ a partir del estado meta estable del Ba-137.

Las partículas β y los rayos x característicos de baja energía son absorbidos por el material de acero inoxidable, de esta forma, la fuente para uso clínico es un emisor de rayos γ puro.

Figura 1. Esquema de decaimiento del cesio 137



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 153.

La constante de razón de exposición Γ_{δ} para cesio 137 no filtrado es 3,26 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ comparando este valor con Γ_{δ} de radio filtrado que es 8,25 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ para 0,5 mm Pt, el factor de conversión es

$$\frac{8,25}{3,26} = 2.53 \text{mCi de Cs-137/mg de Ra-226} \quad (1.5)$$

sin embargo, a lo largo del eje transversal de fuentes clínicas, (cesio con 0,5 mm de acero y radio con 0,5 mm de filtración generalmente) el factor de conversión medio ha sido calculado como 2,55 para agujas de cesio y 2,59 para tubos de cesio 137. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.4.3. Cobalto-60

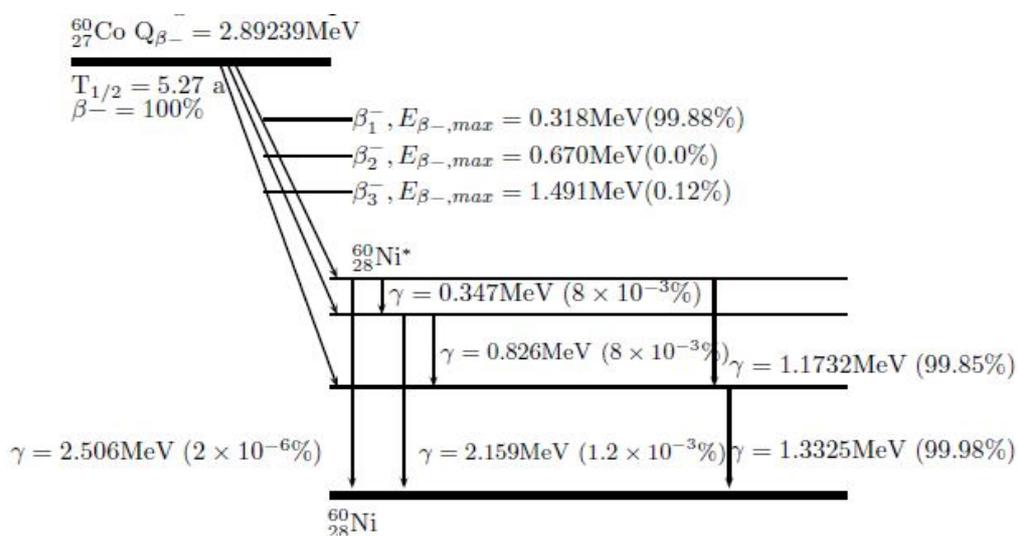
Debido a la alta actividad específica, el Co-60 es apropiado para la fabricación de fuentes pequeñas de alta actividad y se ha usado principalmente para sustituir al Ir-192 para braquiterapia ginecológica.

El Co-60 sufre decaimiento β^- al estado excitado de Ni-60 como se muestra en la figura 2. La des-excitación al estado estable del Ni-60 se ocurre principalmente por la emisión de rayos gamma que tienen dos líneas de energías dominantes de 1,1732 y 1,332 MeV, ambos con una intensidad absoluta de aproximadamente 100%. En promedio se emiten dos fotones por desintegración. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

Los principales rayos β^- tienen una energía máxima de 0,318 MeV, una energía media de 0,096 MeV y una intensidad absoluta de 99,88%. Los rayos beta de alta energía, tienen una energía máxima de 1,491 MeV y una energía media de 0,626 MeV con una probabilidad de emisión de 0,12%.

Debido a la relativamente baja energía de los electrones emitidos, su filtración puede alcanzarse fácilmente debido al mismo material del cobalto o con finas capas de encapsulado.

Figura 2. **Esquema de decaimiento del cobalto 60**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 150.

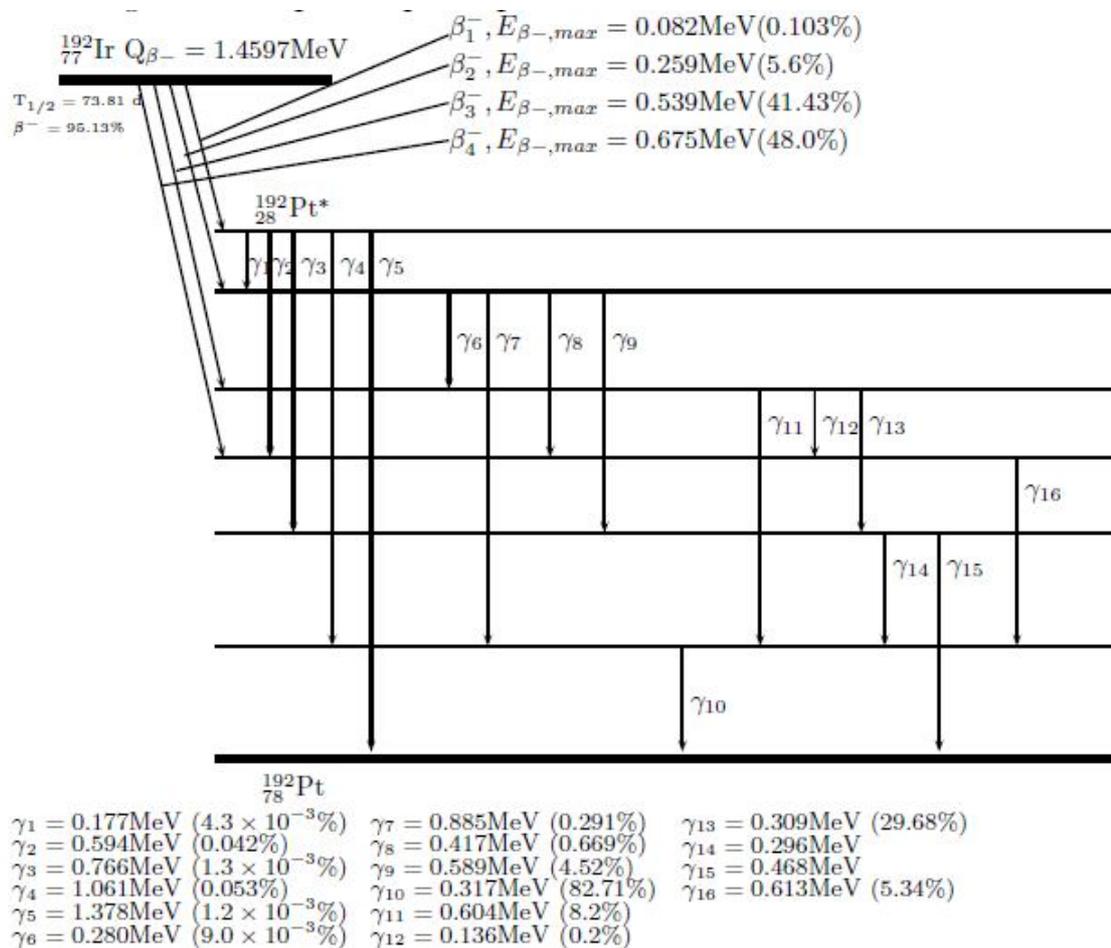
El Co-60 es más caro de producir que el Cs-137. Debido a que el Co-60 tiene una vida media de 5,27 años, tiene importantes ventajas en cuanto a costos comparado con fuentes de iridio 192, las cuales debido a su corta vida media, de 73,8 días, deben reemplazarse más a menudo. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010)

1.4.4. Iridio 192

Las fuentes de iridio son fabricadas en forma de delgados alambres flexibles y pueden ser cortadas a las longitudes deseadas, también se usan

comúnmente cintas de nylon que contienen semillas de iridio de 3 mm de longitud y 0,5 mm en diámetro con una separación de 1 cm entre sus centros. Ambas formas, de alambre y de cintas de semillas son muy adecuadas para la técnica de carga remota.

Figura 3. Esquema principal de decaimiento del iridio 192



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 158.

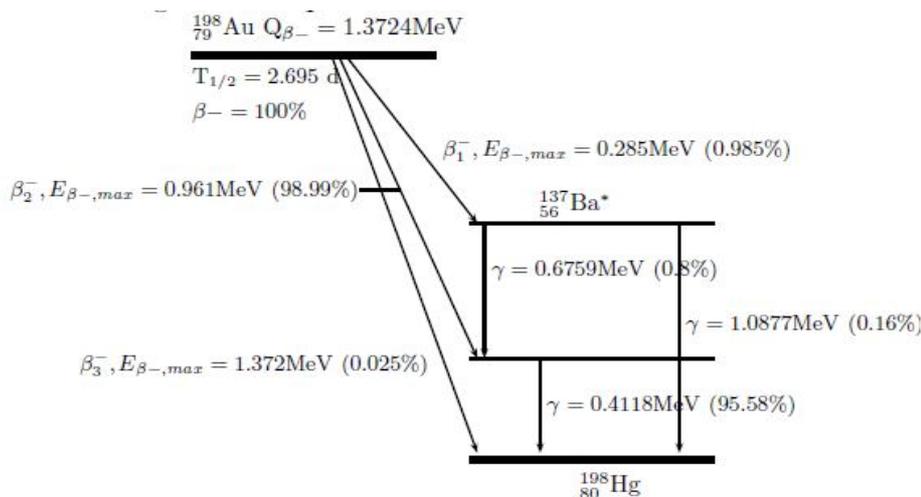
El iridio 192 tiene un espectro de rayos γ complicado con una energía media de 0,38 MeV; debido a esto, estas fuentes requieren menos blindaje para la protección del personal. La figura 3 muestra el esquema de decaimiento del iridio 192.

La desventaja del iridio es su corta vida media (74,2 días), no obstante su vida media es larga comparada con el tiempo de tratamiento promedio por lo que las fuentes pueden ser usadas para implantes no permanentes. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.5. Oro 198

Estas fuentes son en forma de semillas o granos que consisten en un isótopo radiactivo de oro (Au-198), el Au-198 es usado en implantes intersticiales y ha sido usado en implantes permanentes.

Figura 4. Esquema de decaimiento del oro 198



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 155.

El oro 198 tiene una vida media de 2,7 días y emite rayos γ monoenergéticos de 0,412 MeV de energía, también emite rayos β de una energía máxima de 0,96 MeV pero son absorbidos por una capa de platino de 0,1 mm que rodea las semillas. Una semilla de oro es generalmente de 2,5mm de longitud con un diámetro externo de 0,8mm.

Debido a la baja energía de sus rayos γ , la protección del personal es más fácil de manejar que en el caso del radón. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia

Fuentes de rayos beta son usadas principalmente en lugares donde la braquiterapia está más avanzada. Estas fuentes son:

- Estroncio 90 que decae en itrio 90, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides.
- Rutenio 106 que decae en rodio 106, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides y retinoblastomas.
- Itrio 90, fuentes de alambre son producidas para usarse en braquiterapia intravascular para prevenir la reestenosis.
- Fósforo 32, actualmente se producen fuentes de alambre de fósforo 32 para tratamiento intravascular para prevenir la reestenosis¹.

¹ Reparación de un estrechamiento u obstrucción de una arteria tras un procedimiento intervencionista

La ventaja de este tipo de fuentes es que la actividad está localizada muy cerca del objetivo, de esta forma se requiere menor actividad para alcanzar la razón de dosis deseada que con una fuente lineal.

1.4.7. Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia

Actualmente los dos radionúclidos que emiten fotones de baja energía (energía media <100 keV) son usados para braquiterapia intersticial y aplicadores superficiales: yodo 125 y paladio 103.

El uso de estos nucleídos y el número de nuevos diseños de fuentes en el mercado incrementa rápidamente. Todas estas fuentes son de forma cilíndrica, encapsuladas en titanio con un diámetro externo de 0,8 mm y longitud de 4,5 mm. Se han diseñado otros dos de prototipos fuentes de fotones de baja energía, iterbio-169 y samario-145 y en algunos casos se han usado para terapia. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004)..

Fuentes de paladio 103 son usadas principalmente en implantes permanentes (por ejemplo, tumores de próstata) como alternativa al yodo 125.

2. LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA

En la práctica de la braquiterapia, es importante considerar los siguientes aspectos: la dosimetría de la radiación, la técnica, el equipo y el personal que interviene y la correcta planificación del implante por medio de un planificador de tratamiento computarizado adecuado. Añadido a esto, la garantía de calidad del sistema de planificación.

2.1. Dosimetría

Dosimetría de la radiación (o simplemente dosimetría) trata de las mediciones de la dosis absorbida o razón de dosis que resulta de de la interacción de la radiación ionizante con la materia. Más ampliamente se refiere a la determinación de esas cantidades así como cualquier otra cantidad radiológicamente relevante tal como exposición, kerma, fluencia, dosis equivalente, energía impartida y otras.

A menudo se mide una cantidad (usualmente la dosis absorbida) y de ella deriva otras por cálculos basadas en relaciones definidas previamente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.2. Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia

Se pueden dividir en dos grupos atendiendo al tiempo de duración de la aplicación: (a) Implantes temporales, si la duración de la aplicación es finita, (b) Implantes permanentes, si la fuente radiactiva se aplica de manera permanente.

Por otra parte, se pueden clasificar atendiendo al modo de carga del material radiactivo en: (a) Implantes de carga inmediata, aquellos en los que el material radiactivo se coloca en el mismo acto de la realización del implante, (b) Implantes de carga diferida, aquellos en los que el material radiactivo no se coloca en el mismo acto del implante, sino después de ubicar al paciente en una sala dedicada a ese fin.

2.2.1. Técnicas de braquiterapia intersticial

Se aplica este término a aquellos implantes en los que el material radiactivo queda colocado en el interior del tejido, atravesando el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: técnica de hilos plásticos, técnica de agujas vectoras, técnica de agujas hipodérmicas, técnicas de horquillas vectoras.

2.2.2. Técnicas de braquiterapia intracavitaria

Este término se aplica a aquellos implantes en los cuales el material radiactivo queda colocado en el interior de cavidades naturales del organismo, en contacto con el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: aplicadores rígidos (tipo Fletcher), aplicadores flexibles (tipo Delouche), moldes vaginales (tipo Chassagne).

2.3. Modelos de cálculos de dosis

Un método muy antiguo aunque aún usado en muchos hospitales, es usar un sistema que utiliza tablas que dan la dosis impartida por miligramo de radio equivalente por hora (mgRaeq/h) como una función del volumen o área a tratar.

Actualmente se usan nuevos métodos como el TG-43, el uso de la integral de Sievert directamente o tablas de dosis pre calculadas.

El protocolo TG-43 es un modelo de cálculo de dosis modulada y es considerado el modelo más completo disponible actualmente, fue introducido en 1995 y actualizado en 2004 por la AAPM y permite calcular la distribución de dosis de manera bidimensional, alrededor de una fuente con simetría cilíndrica.

2.4. Formalismo de dosimetría según el TG-43

El formalismo del AAPM TG-43, puede considerarse como el formalismo más completo disponible actualmente, pues introduce e incorpora constantes de razón de dosis y varios parámetros dosimétricos que dependen del diseño específico de la fuente.

El formalismo TG-43, es un formalismo consistente, simple para implementar, y se basa en un pequeño número de parámetros que pueden obtenerse de cálculos de distribución de razón dosis alrededor de una fuente en un medio equivalente de agua, por medio de simulaciones hechas en Monte Carlo (MC) o por mediciones en ese medio. Esto incrementa la exactitud en los cálculos que se realizan en una clínica, los cuales se realizan siempre en agua y no en el espacio libre (aire).

2.4.1. Concepto básico

Los sistemas de planificación de tratamiento tradicionales, calculan la distribución de dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 por interpolación de tablas conteniendo la razón de dosis o por integrales de Sievert. Sin embargo, algunos sistemas de planificación recientes, tales como el

Varian BrachyVision, y el Theraplan plus 3.8 (de Nordion), han discontinuado el uso de tablas y han implementado el formalismo del protocolo TG-43 como el algoritmo de cálculo dosimétrico en braquiterapia.

En el formalismo de cálculo de dosis TG-43, protocolo dosimétrico recomendado por la AAPM, la razón de dosis de fuentes de braquiterapia es el producto de: la magnitud aire kerma, la constante de razón de dosis, el factor geométrico, la función de dosis radial y la función de anisotropía de la fuente de radiación para el cálculo de dosis.

Para calcular la dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 de una longitud física típica de 2 cm, varios investigadores han usado diversas técnicas como; integración numérica de distribución de dosis de fuentes puntuales, simulaciones con Monte Carlo, mediciones de dosis usando cámaras de iones, diodos y radiografías.

2.4.2. Geometría de la fuente

Todas las fuentes actualmente en uso en braquiterapia tienen una geometría cilíndrica y están construidas con un núcleo activo y un encapsulamiento, de forma que se puede asumir una geometría cilíndrica para la distribución de dosis con respecto al eje longitudinal.

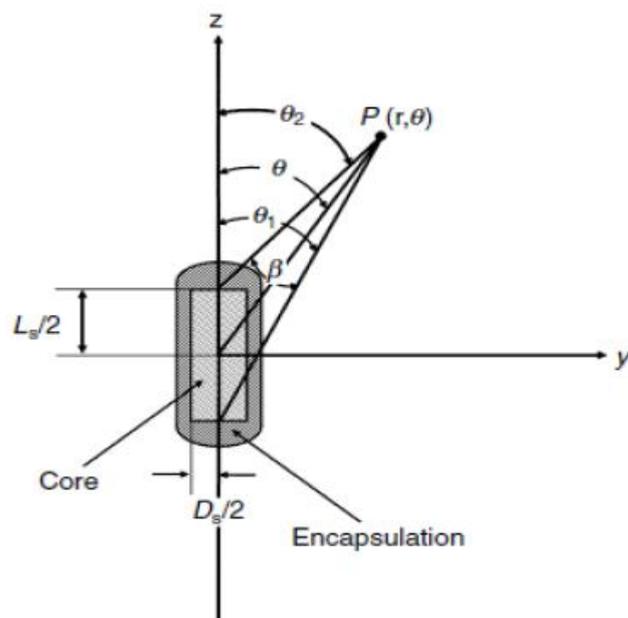
La precisión en los cálculos de dosis alrededor de las fuentes de braquiterapia está limitada por la precisión de los datos dosimétricos y los parámetros de las fuentes usadas, sin embargo, la precisión de tales cálculos depende también de las suposiciones y limitaciones del modelo o formalismo adoptado.

Para el caso de fuentes con geometría cilíndrica, el modelo incluye una anisotropía en la distribución de dosis alrededor de las fuentes, causada por la atenuación y absorción de la radiación por la fuente misma y por su encapsulamiento. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.3. Datos de referencia

Los puntos de referencia (r_0, θ_0) en este reporte se eligen de tal forma que estén en el bisector transverso de la fuente a una distancia de 1 cm desde su centro, es decir, $r_0=1\text{cm}$ y $\theta_0=\pi/2$, como se muestra en la figura 5:

Figura 5. **Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 303.

Esta elección del punto de referencia para el cálculo de dosis en un medio es consistente con la práctica tradicional de usar una distancia de 1 cm desde la fuente como un punto de referencia. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.4. Formalismo TG-43

Inicialmente este formalismo se desarrolló para fuentes de braquiterapia intersticial como I-125, Pd-103 y Ir-192. Sin embargo, este no es un problema para aplicarlo para otras fuentes para braquiterapia intracavitaria como Cs-137 muy usadas aún en implantes ginecológicos. En el formalismo TG-43 la razón de dosis en el punto (r, θ) se escribe como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (2.1)$$

donde S_k es la intensidad de kerma en aire (descrita en la sección 2.4.11); Λ es la constante de razón de dosis (descrita en la sección 2.4.7); $G(r, \theta)$ es el factor de geométrico (descrito en la sección 2.4.8); $g(r)$ es la función radial de dosis (descrita en la sección 2.4.9); y $F(r, \theta)$ es la función de anisotropía (descrita en la sección 2.4.10) y $G(1, \pi/2)$ es el factor geométrico a 1 cm a lo largo del eje transversal de la fuente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.4.5. Formulación 2D del TG-43

El TG-43 restringe sus consideraciones a fuentes cilíndricamente simétricas (vea figura 5) para tales fuentes, la distribución de dosis es bidimensional y puede describirse en términos de un sistema de coordenadas polares con su origen en el centro de la fuente donde r es la distancia al punto

de interés y θ es el ángulo con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.6. Aproximación 1D del TG-43

Algunos sistemas de planificación usan el modelo unidimensional isotrópico de una fuente puntual para calcular la distribución de dosis. En esta aproximación, la dosis depende solo de la distancia radial desde la fuente, la contribución de la razón de dosis en tejido debido a cada semilla puede aproximarse por el promedio de la distribución de la razón de dosis a una distancia específica r sobre el rango total de orientación posible, el cual se calcula sobre una esfera de radio r .

$$\dot{D}(r) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{4\pi} \dot{D}(r, \theta, \phi) d\Omega \quad (2.2)$$

donde $d\Omega = \sin \theta d\theta d\phi$ es el ángulo sólido.

Debido a la simetría cilíndrica de la distribución de dosis para todas las fuentes tratadas por el protocolo TG-43, se tiene que (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994):

$$\dot{D}(r) = \frac{S_K \Lambda}{r^2} g(r) \phi_{an}(r) \quad (2.3)$$

donde $\phi_{an}(r)$ es el factor de anisotropía; el factor de anisotropía es la proporción de la razón de dosis a una distancia r , promediada con respecto a un ángulo sólido.

2.4.7. Constante de razón de dosis

La constante de razón de dosis Λ , tanto para la formulación 2D del TG-43 como para la aproximación 1D del TG-43, se define como la razón de dosis en agua a una distancia de 1 cm sobre el eje transversal por unidad de magnitud kerma en aire de la fuente en agua:

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_K} \quad (2.4)$$

con unidades $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$, incluye el efecto de la geometría de la fuente, distribución espacial de la radiactividad dentro la capsula, filtración de la fuente y dispersión en agua circundante a la fuente ($1\text{U}=1\mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1}$). (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994). En la tabla II se muestra la constante de razón de dosis para varias fuentes de Cs-137.

Tabla II. **Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias**

Tipo de fuente	RTR		
	3M	Amersham	(pre-1982)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,968	0,977	0,952
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,999	7,063	6,881
Tipo de fuente	RTR	CIS-US	CIS-US
	(post-1982)	(2 seed)	(3 seed)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,948	0,853	0,902
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,850	6,164	6,517

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 481.

2.4.8. Factor geométrico

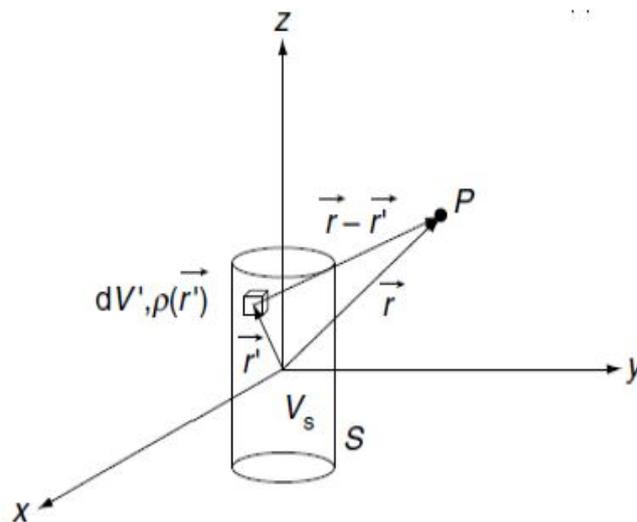
El factor geométrico considera la variación de la dosis relativa debido a la distribución espacial de la actividad dentro de la fuente e ignora los efectos de filtración, atenuación y dispersión. Este factor se define como:

$$G(r, \theta) = \frac{\int \rho(\vec{r}') dV' / |\vec{r} - \vec{r}'|^2}{\int \rho(\vec{r}') dV'} \quad (2,5)$$

donde, asumiendo que la radiactividad se distribuye uniformemente a lo largo de la fuente de longitud L_s .

La figura 6, muestra gráficamente la posición de un punto desde una fuente cilíndrica:

Figura 6. **Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 299.

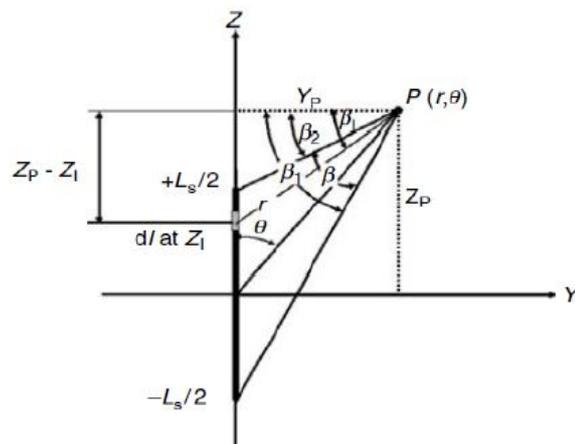
Luego de resolver las integrales, el factor geométrico es:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta_1 - \beta_2}{L_s r \sin \theta} = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \quad (2.6)$$

donde L es la longitud activa de la fuente y β es el ángulo subtendido por el punto de interés $P(r, \theta)$ y los dos extremos de la fuente activa, el cual está dado en radianes. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). El ángulo β se muestra en la figura 7 y está dado por:

$$\begin{aligned} \beta &= \theta_2 - \theta_1 \\ &= \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right) \end{aligned} \quad (2.7)$$

Figura 7. **Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 311.

Para una fuente puntual, la función geometría se reduce a:

$$G(r, \theta) = G(r) = \frac{1}{r^2} \quad (2.8)$$

2.4.9. Función radial de dosis

La función de dosis radial $g(r)$, define la caída de razón de dosis a lo largo del eje transversal de la fuente debido a la absorción y dispersión en el medio circundante. Esta cantidad también está influenciada por filtración de fotones por el encapsulamiento y material de la fuente. Para una fuente puntual la función de dosis radial es definida como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r)}{\dot{D}(r_0)} \cdot \frac{r^2}{r_0^2} \quad (2.9)$$

donde $r_0=1$ cm de la fuente. En el caso de fuentes cilíndricas, el protocolo TG-43 define la función radial de dosis $g(r)$ como:

$$g(r) = \left(\frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)} \right) \left(\frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \right) \quad (2.10)$$

que es la dependencia radial del valor de la razón de dosis en el ángulo polar de referencia $\theta=\theta_0$, a lo largo del eje y transversal corregido por el efecto relacionado con la distancia usando la corrección del inverso del cuadrado de la distancia, que resulta del volumen finito de la fuente por el factor geométrico. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

De acuerdo con esto, el valor de la función radial de dosis a una distancia de referencia $r_0=1,0$ cm es por definición para cualquier fuente $g(r_0)=1,0$.

2.4.10. Función de anisotropía

La función de anisotropía $F(r, \theta)$ toma en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente (distribución angular de dosis), la cual incluye los efectos de absorción y dispersión en el medio. Se define como:

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta)G(r, \pi/2)}{D(r, \pi/2)G(r, \theta)} \quad (2.11)$$

La función de anisotropía es más dependiente del diseño de la fuente que la función radial de dosis, pues depende directamente de la función geometría.

2.4.11. Intensidad de kerma aire

El protocolo TG-43 actualizado en el 2004 elimina la actividad aparente para la especificación de la magnitud de la fuente y revisa la definición de la intensidad kerma en aire S_K .

La intensidad kerma en aire se define ahora como la razón aire kerma en el vacío $(\dot{K}_\delta(d))_{vac}$ y se atribuye a todos los fotones de energía mayores que una energía límite δ expresada en keV a una distancia d desde el centro de la fuente, la distancia d puede ser cualquier distancia relativamente mayor a la dimensión máxima de la fuente y el detector.

El hecho de considerar la energía límite δ en la definición de la intensidad de la fuente, hace que la razón aire kerma en el vacío sea consistente con la razón de dosis en agua debido al hecho de que los fotones con energía por debajo de este valor límite, no tendrán una contribución significativa a la razón

de dosis en agua y por consiguiente, su contribución a la razón aire kerma también se excluye, también se derivan valores consistentes para la constante de razón de dosis Λ . (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

2.5. Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota

Este equipo tiene las siguientes ventajas:

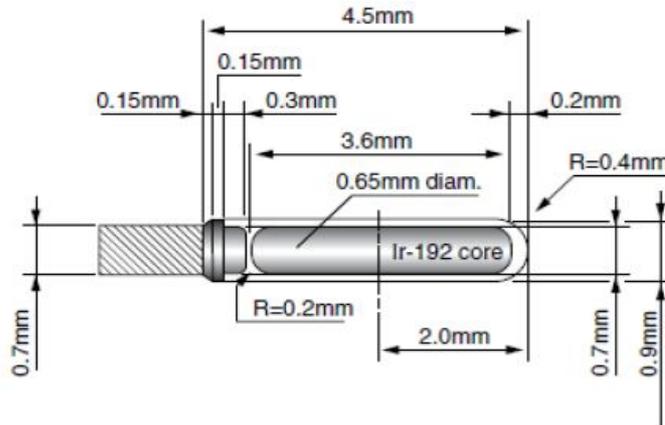
- Mayor facilidad de conseguir una distribución de dosis optimizada
- Aseguramiento de la calidad del procedimiento
- El tratamiento se realiza de manera ambulatoria, sin hospitalización
- Procedimiento indoloro
- Evita la anestesia general
- Mayor protección radiológica del personal ocupacionalmente expuesto

2.5.1. Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron

Es un equipo especial llamado microSelectron HDR de Nucletron, que consta de: un sistema computarizado de planificación tridimensional con software Plato 3D, un dispositivo automático de carga remota que posiciona la fuente de alta tasa de dosis de iridio radiactivo diseñado por computadora por el físico, y aprobado por el médico, monitoreo continuo de la posición de la fuente radiactiva y su desplazamiento programado para suministrar la dosis terapéutica con mínimo compromiso de los tejidos sanos adyacentes.

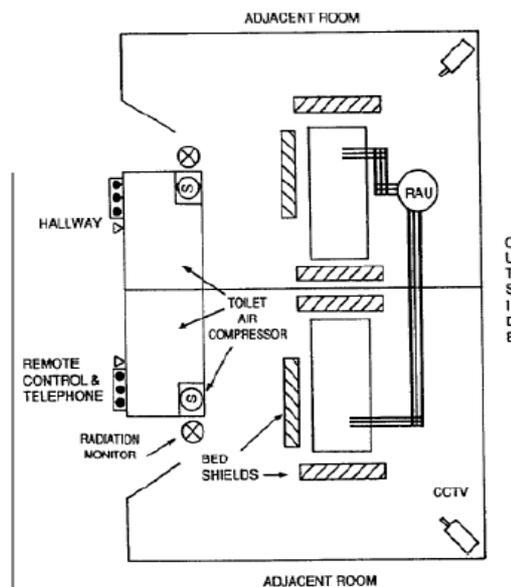
Los implantes de braquiterapia, deben realizarse en cuartos construidos específicamente para este fin, a continuación se muestra el diseño de estas fuentes y de un cuarto de tratamiento de braquiterapia:

Figura 8. **Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 333.

Figura 9. **Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)**



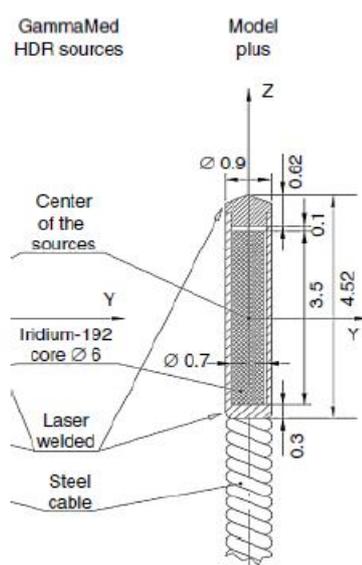
:

Fuente: AAPM. Remote afterloading technology. p. 22.

2.5.2. Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed

Los equipos GammaMed para aplicaciones de braquiterapia cuentan con fuentes de Ir-192 metálicas de configuración cilíndrica con diámetro externo de 0,6 mm y longitud activa de 3,5 mm como se muestra en la siguiente figura:

Figura 10. Diseño de la fuente GammaMed de Ir-192



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 347.

El diámetro de la cápsula es de 0,9 mm y su longitud de 4,52 mm de acero inoxidable. Este diseño es muy similar al diseño de las fuentes de MicroSelectron, poseen una actividad nominal de 370 GBq (10 Ci) y una tasa de kerma de referencia en aire de 0,063 Gy/h ($\pm 5\%$) para 555 GBq a 1 m. El esquema de decaimiento del Ir-192 se muestra en la figura 3.

En la actualidad, los sistemas en Estados Unidos están sujetos a restricciones reguladoras de uso a 10 Ci o menos exclusivamente. La unidad ha

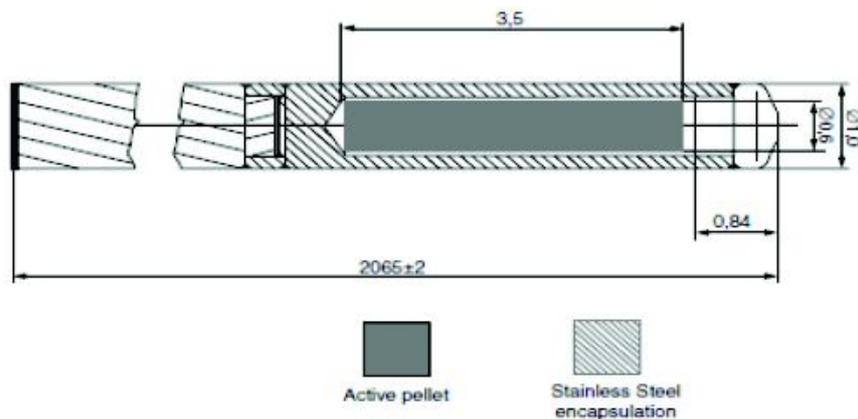
sido certificada hasta 15 Ci; en el exterior de Estados Unidos pueden instalarse y emplearse fuentes de actividad más alta.

2.5.3. Fuentes Bebig

La marca Bebig proporciona equipos de postcarga con alta tasa de dosis, creado para tratamiento de cáncer cervical y uterino, entre otras patologías, con un sistema de planeación integrado, especialmente diseñado para ejecutar un procedimiento rápido, efectivo y de bajo costo.

Bebig cuenta con amplia experiencia en la fabricación de fuentes selladas miniaturizadas con alta actividad, como es el caso del cobalto 60 cuyo diseño se muestra en la siguiente figura:

Figura 11. **Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig**



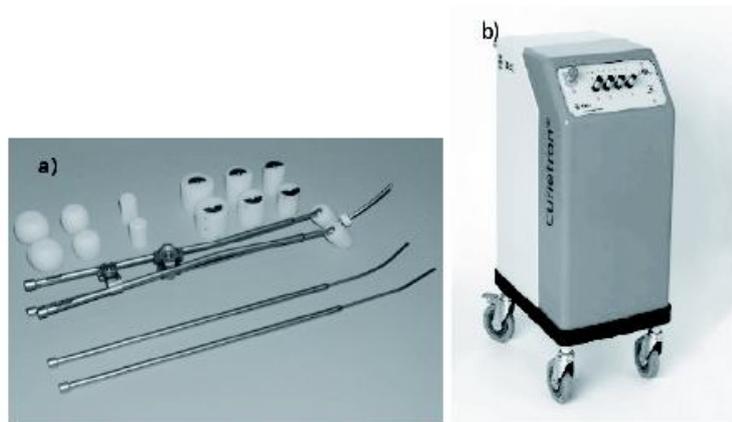
Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 348.

La fuente miniaturizada de Co-60 tiene una vida media significativamente mayor (5,27 años) a la fuente de iridio 192 (74,2 días), resultando en cambios

cada 5 años en comparación de los 4 meses de vida media de la fuente de Ir-192 y con una actividad de 70GBq.

Bebig también cuenta con el Curiatron (vea figura 12 (b)) que es una unidad de control remoto de baja tasa de dosis con fuente de cesio 137 para braquiterapia intracavitaria.

Figura 12. **(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curiatron**



Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 15.

El Curiatron es un sistema especialmente diseñado para tratamiento de cáncer ginecológico como: cervix uterino, endométrio y vagina. El Curiatron soporta gran variedad de técnicas de aplicación como Fletcher (vea figura 12 (a)), Delouche y Chassagne.

La tabla III muestra las características de las fuentes usadas por el Curiatron.

Tabla III. **Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron**

Características		CSM-11	CSM-3	CSM-40
Longitud de la fuente	en mm	5,20	20,30	20,30
Longitud activa por fuente	en mm	3,20	17,20	17,20
Diámetro externo	en mm	1,60	2,65	2,65
Diámetro activo	en mm	0,90	0,90	1,8
Actividad máxima	en mCi	25	75	600
	en MBq	925	2775	22200
Razón aire kerma máximo	en μGyh^{-1}	73,3	219,8	1758,0
Longitud activa por contenedor (min-max)	en mm	5,2-79,7	17,2-78,1	17,2-78,1

Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 25.

2.6. Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN

En la práctica de la braquiterapia, primero se deben introducir datos físicos y de radiación de las fuentes radiactivas en el sistema de planificación de tratamiento (SPT, o TPS por sus siglas en inglés). En esta sección se analizan las rutinas que se usan en el módulo de braquiterapia del TPS, Theraplan Plus, usado en el INCAN.

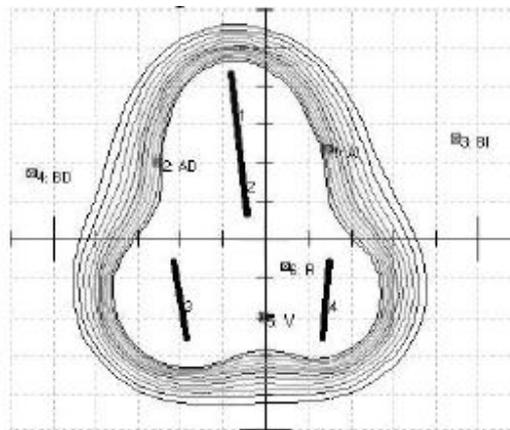
La planificación del tratamiento de braquiterapia, en el INCAN, puede realizarse por seis diferentes algoritmos de reconstrucción de las fuentes localizadas en películas radiográficas, que luego se trasladan por medio de un digitalizador y un ordenador al TPS: reconstrucción ortogonal, reconstrucción de ángulo variable, reconstrucción *stereo shift*, reconstrucción con el isocentro

movido, reconstrucción con 2 películas con plantilla (semi-ortogonal) y reconstrucción con tres películas.

2.6.1. Reconstrucción del implante de braquiterapia

En la reconstrucción de un implante (vea figura 13), por medio de uno de los seis métodos de reconstrucción de la fuente, se usa el digitalizador para ingresar las coordenadas de las fuentes en el sistema a partir de la película de rayos X, aunque puede introducirse manualmente mediante el teclado las coordenadas de las fuentes y puntos de interés.

Figura 13. **Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés**



Fuente: Sistema de Planificación de tratamiento de braquiterapia Theraplan Plus.

Cuando el simulador toma las películas, debe seguir la convención del ICRU 72 para la rotación del gantry, es decir, positivo en el sentido de las agujas del reloj, cuando se mira desde el isocentro, igualmente para la camilla y el colimador. Según el Theraplan plus, el último IEC 1217 Standard, tiene una

definición diferente para la dirección positiva de la rotación de la camilla. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004).

El sistema requiere que el usuario defina el eje Y del paciente, digitalizando puntos en el eje Y positivo, Y negativo y el origen de coordenadas.

2.6.2. Posicionamiento automático

El sistema de planificación de implantes de braquiterapia Theraplan plus, posee varias rutinas de posicionamiento automático para hallar el plano con mejor vista (o plano de cálculo de dosis). Estas rutinas son: mover al centro geométrico; mover al centro de la magnitud de las fuentes; plano de 3 puntos y mejor plano ajustado.

2.6.3. Remover fuentes puntuales duplicadas

El sistema Theraplan plus, tiene la capacidad de remover automáticamente fuentes puntuales duplicadas, esto ha sido diseñado para planes posteriores a implantes permanentes. Esta opción solo sirve para pacientes a quienes se les tomó una tomografía con más de un corte y que se les haya implantado más de una fuente. Esto ayuda a identificar las fuentes en todos los cortes, y tener la certeza de posibles fuentes duplicadas. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.4. Cálculo de dosis para fuentes puntuales

Una vez que la posición de las fuentes de un implante han sido determinadas en un espacio tridimensional y los datos de radiación requeridos

están disponibles en el modelado de la fuente, se puede iniciar el cálculo de dosis y realizar un plan de braquiterapia.

2.6.5. Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43)

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot g(r) \cdot \phi_{an}(r) \quad (2.12)$$

donde $r_0=1\text{cm}$, $g(r)$ es la función de dosis radial (vea sección 2.4.9) y ϕ_{an} es el factor de anisotropía (vea sección 2.4.10). El uso de este factor es opcional. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.6.6. Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot T(r) \cdot \phi_{corr}(r) \quad (2.13)$$

donde, $r_0 = 1\text{cm}$, $T(r)$ es el factor de atenuación por tejido para la distancia r y ϕ_{corr} es un factor de corrección especificada por el usuario para la distancia r . El uso de este factor de corrección es opcional. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.7. Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual

El sistema Theraplan plus, puede calcular la distribución de dosis para cualquier punto en el espacio tridimensional. Sin embargo para un punto muy cercano a una fuente puntual (menor que 2mm), el gradiente de dosis puede ser muy grande y no se pueden obtener datos dosimétricos confiables para verificar la exactitud del cálculo de dosis. En estos casos, el sistema asigna una dosis igual al valor de la dosis en un punto a 2 mm de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.8. Cálculo de la razón de dosis de la fuente

El cálculo de la tasa de dosis de la fuente $S_S(r_0)$ (en cGy/hr), calculado por el Theraplan plus, puede calcularse usando datos de radiación guardados en el apartado: modelado de la fuente, como:

- Intensidad kerma en aire $S_S(r_0)$: se calcula como el producto de la tasa de kerma en aire (U) de la fuente y la constante de razón de dosis.
- Actividad aparente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto de la actividad aparente (en mCi ó MBq), razón de exposición constante ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mCi}$ o $R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{MBq}$) y el factor de conversión (cGy/R).
- Razón de exposición a 1 metro $S_S(r_0)$: es calculada como el producto de la razón de exposición a 1 metro (R/hr) y el factor de conversión (cGy/R).
- Radio equivalente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto del radio equivalente (mgRaeq), razón de exposición constante de radio ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mgRa}$) y el factor de conversión (cGy/R).

Es importante tener en cuenta el decaimiento de la fuente. El sistema de planificación calcula el decaimiento de la fuente, sin embargo, como parte de la garantía de calidad, ésta y la intensidad de la fuente debe verificarse antes de usarse para planificación de braquiterapia (vea sección 4.1.7).

2.6.9. Cálculo de dosis para fuentes lineales

El Sistema de Planificación usa un cálculo de dosis general y simple para determinar la razón de dosis de una fuente lineal en un punto $P(r, \theta)$, la razón de dosis es calculada por el sistema como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (2.14)$$

donde $S_S(r_0, \theta_0)$ es la tasa de dosis de la fuente especificada a una distancia de 1 cm desde el eje transversal de la fuente y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la razón de dosis relativa a una distancia r desde la fuente y θ grados con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

La tabla de razón de dosis relativa al mismo punto al que se especificó la magnitud de la fuente ($r_0=1,0$ cm y $\theta=90$ grados). Se debe crear y guardar una tabla de razón de dosis relativa en el apartado: modelado de la fuente, para cada fuente lineal que se usará en la planificación de braquiterapia.

Cada vez que se necesite, se usará un algoritmo de interpolación para hallar el valor de dosis relativa para aquellos radios y ángulos cuyos valores no se hallan directamente en la tabla de datos inicial. La tasa de dosis de la fuente, para una fuente lineal $S_S(r_0, \theta_0)$ (en cGy/hr), es calculada de manera similar que para fuentes puntuales.

2.6.10. Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal

En los puntos muy próximos a las fuentes, el gradiente es muy alto, por tanto, las dosis no son confiables para verificar el correcto funcionamiento del algoritmo de cálculo de dosis y son irrelevantes en la distribución de dosis en el paciente, por lo que el sistema define una región cilíndrica muy cercana a la fuente lineal y asigna una distribución uniforme a esta región.

El radio r del cilindro, se define como el radio de la fuente lineal o 2 mm. La longitud de medio cilindro se toma como la distancia a un punto a lo largo de la fuente que tiene la misma dosis que un punto perpendicular a la fuente a una distancia r (r cm, 90 grados). Matemáticamente se escribe como.

$$l = \sqrt{\frac{2Lr}{\tan^{-1}(L/2r)} + L^2} \quad (2.15)$$

donde L es la longitud activa de la fuente. Si un punto de cálculo queda dentro del cilindro, el sistema le asigna un valor de dosis igual a la dosis en la superficie del cilindro. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

Este procedimiento de asignación uniforme de dosis se aplica para cálculos de dosis para fuentes lineales en planificaciones de braquiterapia, generación de tablas de razón de dosis relativa para Sievert y aplicación del TG43 en el modelado de fuentes, así como en conversiones polar/cartesiano de la tabla de razón de dosis relativa en el modelado de la fuente.

2.6.11. Cálculo de dosis absoluta

Una vez que el cálculo de tasa de dosis a sido completada, la dosis absoluta total (D_P), puede determinarse multiplicando la tasa de dosis (\dot{D}_P) por el factor de tiempo del implante T:

$$D_P = \dot{D}_P \cdot T \quad (2.16)$$

2.6.12. Factor de tiempo del implante

El usuario debe especificar el tipo de implante (permanente o temporal) para cada fuente en el implante. Si es un implante temporal, se debe especificar el tiempo t del implante (en horas). Para implantes permanentes, el factor de tiempo T (en horas), se reduce al tiempo de vida promedio τ (en horas). (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

$$\tau = \frac{t_{1/2}}{\ln(2)} \quad (2.17)$$

donde $t_{1/2}$ es la vida media de la fuente en horas. Para fuentes que son implantadas temporalmente, si es el tiempo del implante y τ es la vida promedio de la fuente, el factor de tiempo está dado por:

$$T = \tau \cdot (1 - e^{-t/\tau}) \quad (2.18)$$

2.6.13. Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes

Para calcular la dosis absoluta total de un implante de múltiples fuentes en un punto P, se determina la contribución de dosis en el punto, por cada fuente y luego se suman:

$$D_{P,Total} = \sum_{n=1}^{\text{numero de fuentes}} D_{P,n} \quad (2.19)$$

El cálculo de dosis total es independiente del tipo de fuente (puntual o lineal), de la especificación de la fuente y el método de cálculo de la razón de dosis. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

3. GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA

Para proporcionar un tratamiento eficaz y eficiente en braquiterapia, es necesario implementar un programa de garantía de calidad, y con ello garantizar la confiabilidad del sistema de tratamiento.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define la garantía de calidad en radioterapia como: “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima del personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento”².

La Organización Internacional de Estandarización ha definido garantía de calidad como: “Todas las acciones planificadas y sistematizadas necesarias para garantizar de forma inequívoca que una estructura, sistema o componente se comporta satisfactoriamente”³.

La OMS ha justificado la necesidad de cumplir con la garantía de calidad en radioterapia con base a los siguientes argumentos:

- La garantía de calidad minimiza los errores en la planificación de tratamientos y administración de la dosis al paciente, y por tanto; mejora los resultados de la radioterapia, disminuyendo la probabilidad de que la enfermedad reaparezca.

²OMS, Quality assurance in radiotherapy. p. 56. ³ISO-6215-1980.

- La garantía de calidad permite la intercomparación confiable de resultados entre distintos centros de radioterapia, garantizando una dosimetría y administración del tratamiento más uniformes y exactas.
- Las características superiores de los equipos modernos de radioterapia solo se aprovechan completamente si se alcanza un elevado nivel de exactitud y consistencia en las mediciones y la aplicación del tratamiento.

Existen muchas publicaciones la garantía de calidad en radioterapia, en este documento, se tomará como base el documento IAEA-TECDOC-1151 publicada por el Organismo Internacional de Energía Atómica y la Serie de Reportes Técnicos (TRS) No. 430. (IAEA. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. 2004). Una vez establecida una calidad en una institución, esta debe mantenerse, conforme se obtenga más experiencia.

La protección radiológica del paciente está integrada en la garantía de calidad del tratamiento de radioterapia; este es el método más sencillo y eficaz de reducir accidentes en radioterapia. Es obligatorio que en cada institución que brinde estos servicios implemente un programa integral de garantía de calidad.

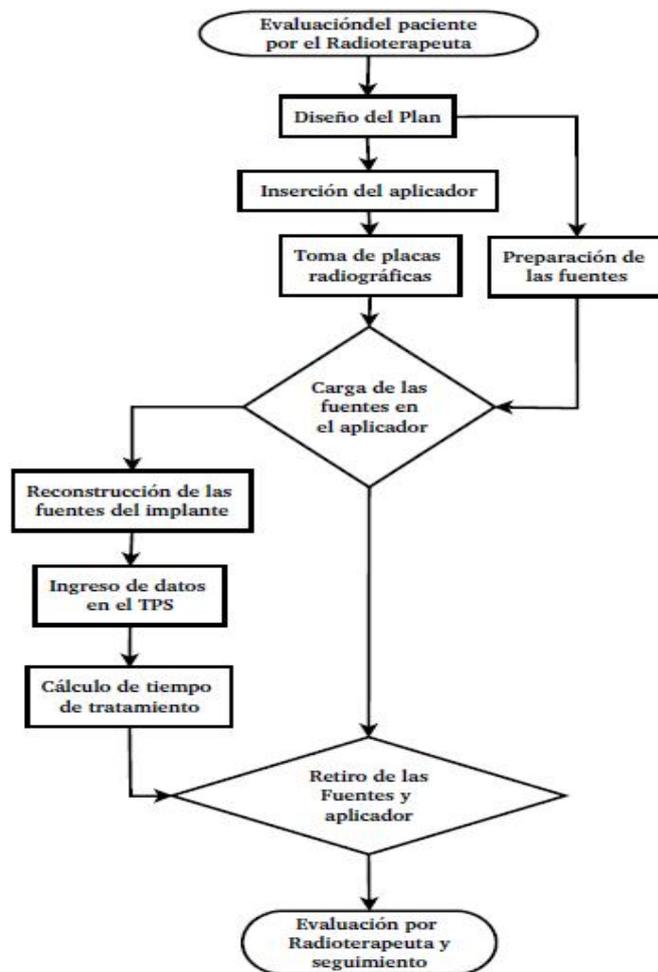
3.1. Elementos del programa de garantía de calidad

Con este trabajo, se desarrolla un programa escrito de un sistema de GC en braquiterapia, haciendo énfasis en los aspectos de la GC de un sistema de planificación de tratamiento computarizado utilizado en braquiterapia, se incluyen las pruebas, procedimientos, frecuencia de realización de las pruebas, criterios de acción, documentación requerida y la especificación detallada del

personal responsable de cada acción. Este manual se presentará a las autoridades del centro.

El proceso de un tratamiento de braquiterapia se resume en el diagrama de la siguiente figura:

Figura 14. **Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia**



Fuente: elaboración propia.

Según el TECDOC 1151 (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000), el programa de GC en braquiterapia debe estar dirigido a tres procesos básicos:

- El proceso de diseño y evaluación: este proceso comienza con la selección del aplicador y el diseño del implante e incluye: La prescripción del tratamiento, la adquisición de las imágenes del implante, la definición del volumen blanco, el cálculo de las distribuciones de dosis y la determinación de los tiempos.

En términos de GC física esto significa que los algoritmos del sistema de planificación (manual o computarizado) funcionan correctamente y que el volumen blanco de las imágenes radiográficas es consistente con otros datos relativos a la localización del tumor.

- El proceso de inserción del aplicador: en términos de GC física, significa que se utilizó el dispositivo correcto, se documentó el implante, se realizó la operación correcta, que el aplicador, las fuentes y el volumen blanco están en correlación correcta.
- El proceso de administración del tratamiento: en el caso de braquiterapia manual, este incluye la selección, preparación e inserción de las fuentes y el retiro de estas en el momento indicado.

Los aspectos de GC físicos consisten en: los procedimientos para validar los datos ingresados, los procedimientos para manejar situaciones de averías de los aparatos y emergencias, así como la documentación del tratamiento.

Los aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia se muestra en la tabla IV y el formulario necesario para ello se muestra en los anexos.

Tabla IV. **Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40)**

FINALIDAD	PROCEDIMIENTO	CUANDO
Exactitud de la descripción del implante	Observación directa	Durante la ejecución del implante
Exactitud y consistencia de la prescripción	Consistencia de la carga y prescripción del implante con el estadio de la enfermedad, el protocolo y política de tratamiento del departamento	Primera mitad del tratamiento
Selección adecuada de las fuentes	Comprobación dosimétrica con cámara de pozo o similar; comprobación visual	Preparación y carga de las fuentes
Carga adecuada de las fuentes	El técnico radio terapeuta o el físico médico deben asistir siempre al médico	Carga de las fuentes
Plan de tratamiento	Cálculo del plan y comprobación de la exactitud y consistencia de este	Primera mitad del tratamiento
Retiro del implante	Con el físico médico presente o en contacto con el responsable del retiro de las fuentes	Al momento del retiro
Todas las fuentes fueron retiradas	Monitoreo del paciente; Inventario final de fuentes	Al momento del retiro; El día siguiente del implante
Revisión del tratamiento	Comprobar el tiempo de tratamiento	Al completar el procedimiento
Registro, auditoría de calidad	Completar todos los procedimientos de GC y registros de radio protección	Al completar el procedimiento

Fuente: IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. p. 27.

3.1.1. Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

La IAEA ha reportado en el 2001 una investigación sobre una exposición accidental de pacientes en radioterapia en Panamá, este accidente surgió a partir de significantes errores relacionados con el uso inapropiado del TPS, con este reporte se provee de una guía y los procedimientos que se deben considerar para garantizar la calidad de la braquiterapia y del TPS.

Se deben realizar chequeos periódicos de la integridad del hardware, software y transferencia de datos, este programa debe ser lo suficientemente flexible para adaptarse al cambio. Se deben establecer procedimientos para cubrir las actualizaciones de software, cambios en los dispositivos periféricos, modificaciones de los métodos de transferencia de datos.

La implementación de este programa permitirá asegurar que cada paciente reciba el tratamiento de radiación como ha sido planificado y que no ocurran errores en el uso del TPS. La capacitación del personal, la gestión del sistema y la seguridad también son aspectos muy importantes en el control de calidad.

3.1.2. Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

Normalmente el programa de GC en braquiterapia tiene los siguientes componentes que necesitaran ser incluidos:

- Un método de reconstruir la geometría tridimensional del implante. Esto normalmente consiste de un digitalizador, un algoritmo que calcula la posición de las fuentes a partir de proyecciones ortogonales, imágenes estéreo, etc.
- Un sistema gráfico para visualizar las fuentes implantadas en el paciente. Generalmente estos sistemas deben permitir la visualización del implante en un plano orientado arbitrariamente en el espacio.
- Un criterio de especificación del tipo e intensidad de las fuentes, así como del tiempo de tratamiento de cada fuente visualizada.
- Un algoritmo para calcular la distribución de dosis a partir de los datos y parámetros asignados antes.
- Métodos de evaluar, representar y optimizar la distribución de dosis, tal como el protocolo de cálculo de dosis TG-43.
- Un sistema que permita la impresión de curvas de isodosis y otros datos asociados con la documentación del plan.
- Un método para evaluar el decaimiento de la fuente.

3.1.3. Algoritmos de cálculos de dosis

Se recomienda que para especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia se emplee la magnitud intensidad de kerma en aire (ver sección 2.4.11), aunque actualmente muchos sistemas de planificación emplean magnitudes antiguas como miligramos de radio equivalente o actividad

aparente, por lo tanto es importante saber lo que el programa asume en este sentido para realizar la conversiones de unidades que se requieran.

Se debe verificar que el algoritmo de cálculo convierte el valor de calibración de la fuente en una adecuada distribución de dosis alrededor de esta, no solo sobre el bisector perpendicular, sino que corrige también por la anisotropía a lo largo del eje de la fuente, para ello, es útil y recomendado implementar el protocolo TG-43. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994)

3.1.4. Verificación de los cálculos de dosis en el paciente

Todos los cálculos de dosis en pacientes se deben revisar con el fin de que no se cometan errores graves. Es recomendable realizar estas revisiones antes de colocar las fuentes o al inicio del tratamiento (en el caso de fuentes de baja tasa) con el fin de que se corrija cualquier error antes de completar el tratamiento. Se debería de realizar, independientemente un cálculo comprobatorio en algún punto representativo (en un punto A por ejemplo).

El TECDOC 1151 recomienda que las diferencias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina no supere un 15%, sin embargo, otras publicaciones que tratan sobre este tema, como el TRS 430 del OIEA y publicaciones de la ESTRO no especifican una tolerancia de comparación. Se debe verificar también si el sistema de planificación corrige por el decaimiento de la actividad de las fuentes.

3.1.5. Localización de las fuentes

Durante la localización del implante en la placa radiográfica, fluoroscopias, tomografía o ultrasonido, deben estar presente el físico médico y/o el dosimetrista para asegurar que se mantenga la geometría adecuada para su adquisición, que los anillos de magnificación estén ubicados correctamente, que el paciente no se mueva durante la toma de imágenes, así como que la calidad de la imagen sea adecuada para la localización precisa de las fuentes.

Las técnicas más utilizadas para la localización de fuentes y aplicadores son con placas ortogonales y placas desplazadas. Actualmente, en países industrializados, y en menor medida en países en desarrollo, se utiliza la tomografía para las reconstrucciones tridimensionales.

3.1.6. Requerimientos de exactitud en braquiterapia

- Espacial: Hace referencia a la ubicación de las fuentes en la posición correcta donde se planificaron. En la mayoría de los casos se considera que es posible alcanzar una exactitud de ± 2 mm en relación al aplicador.
- Temporal: Hace referencia a que el tiempo en que la fuente permanece en la posición prevista se corresponde con lo planificado. Si se hace manual, esto significa que las fuentes se deben retirar cuando se complete el tratamiento. Se debe medir el efecto de tránsito de las fuentes y calcular la dosis adicional que se entrega durante ese tiempo.
- Administración de la dosis prescrita: En teleterapia se acepta un nivel de incertidumbre en la administración de la dosis prescrita de 5%. Para braquiterapia es posible lograr incertidumbres del orden de 5-10%, a

distancias entre 1 y 5 cm de las fuentes. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

3.2. Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia

El documento TECDOC 1151, recomienda el siguiente equipo para la implementación del programa de control de calidad en braquiterapia:

- Un conjunto dosimétrico compuesto de: electrómetro, cables de extensión, cámara de ionización de tipo pozo o calibrador de isótopos con soportes para fuentes de braquiterapia, calibrada en un laboratorio de calibración dosimétrica.
- Disponibilidad de fuentes de Cs-137 o fuente de referencia para verificación de la estabilidad de la fuente.
- Banco de trabajo para verificación de la homogeneidad y posicionamiento de las fuentes. Requiere acceso a revelador de placas.
- Barómetro (escala mínima 1 hPa o 0,5 mm Hg) preferiblemente de tipo digital, calibrado o contrastado, termómetro (escala mínima 0,25 grados C), calibrado o contrastado, nivel, regla, mampara plomada, tenazas.

Las pruebas de garantía de calidad de las fuentes de cesio 137 usadas en braquiterapia y de la cámara de pozo utilizada para calibrar las fuentes, se encuentran en el documento técnico TECDOC 1151 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) en las páginas 24 y 29 respectivamente.

4. IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN

En la implementación del programa de garantía de calidad, se implementaron ocho pruebas que deben aplicarse al sistema de planificación, específicamente, al módulo de braquiterapia, para garantizar su correcto funcionamiento. Primero se describe en qué consisten estas pruebas, luego se aplican directamente para usos posteriores.

Tabla V. **Pruebas para el control de calidad**

	Prueba	S	M	T	A	U
Hardware						
CPU	Prueba 1		SI			SI
Digitalizador	Prueba 2		SI			SI
Recuperación de archivos	Prueba 3			SI		SI
Braquiterapia						
Revalidación	Prueba 4			SI		
Distribución de dosis para una fuente simple	Prueba 5			SI		
Revisión independiente de dosis y tiempo	Prueba 6				SI	
Corrección por decaimiento de la fuente	Prueba 7				SI	
Descripción de las fuentes y datos de referencia	Prueba 8				SI	

S:semanalmente; M:mensualmente; T:trimestralmente; A:anualmente; U:en cada actualización. (Adaptada de TRS-430[20])

Fuente: IAEA. Quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. p. 213.

4.1. Pruebas y controles a realizarse

Las pruebas de control de calidad aplicadas al sistema de planificación de tratamiento y la frecuencia para realizarse se muestran en la tabla V, a continuación se detalla en qué consiste cada prueba:

4.1.1. Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento

Propósito: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funcionen de manera óptima.

Procedimiento:

- Reinicie la computadora como recomienda el proveedor o como sea apropiado.
- Observe mensajes en la pantalla durante el reinicio para detectar posibles errores de funcionamiento.

4.1.2. Prueba 2: Digitalizador

Propósito: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Ingrese un contorno de dimensiones conocidas en el TPS por la vía normal.

- Use una regla propia del sistema para verificar las correctas dimensiones. Un desvío menor a 0,2 centímetros es razonable.

4.1.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Propósito: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Recupere los datos que ha guardado de respaldo últimamente (sin sobrescribir datos actuales).
- Revisar la integridad de los datos de respaldo. Dependiendo de la utilidad para respaldo del TPS, puede ser necesario un procedimiento separado para datos del paciente, datos de haces y ejecutables.

4.1.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Propósito: Revisar que no han habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

Dado que actualmente en la institución solo se usan fuentes LDR de cesio 137, esta prueba se hace imprimiendo un plan de referencia realizado con la prueba 6 y revisar que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos, etc. han sido impresas exactamente como antes.

4.1.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Propósito: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido puede usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Defina en el TPS una fuente con las mismas características que una fuente típica usada clínicamente, si es necesario, ajustar el valor de la intensidad para hacerlo equivalente a la intensidad de la fuente para la cual está disponible la distribución de dosis. Si las características de la fuente están definidas en un inventario, use los mismos datos para la aplicación que para los datos de referencia del inventario. Calcule la razón de dosis (preferiblemente por hora en el caso de nuestras fuentes LDR) en algunos puntos de referencia. Estos puntos pueden estar a varias distancias y posiciones de la fuente.
- Como un ejemplo, si el eje de la fuente está a lo largo de eje Y y su centro en el origen, calcule la dosis en los siguientes puntos (dependiendo de los datos de referencia):
 - (i) $y = z = 0$ y $x = 1, 2, 3$ y 10cm
 - (ii) $y = x = 0$ y $z = 5\text{cm}$ (esperando que dé el mismo resultado que para $y = z = 0$ y $x = 5\text{ cm}$;
 - (iii) $z = 0, y = L/2$ y $x = 1, 2$ y 5 cm (donde L es la longitud de la fuente);
 - (iv) $x = z = 0$ y $y = 1, 2, 5$ y 10 cm .
- Compare la razón de dosis calculada con los datos de referencia para los mismos puntos. La diferencia no debe excede el 5%.

- Trazar las líneas de isodosis en planos tales como x-y, y-z y z-x y asegúrese que las unidades son impresas claramente y que esos trazados son consistentes con los valores numéricos previamente dados.

Notas:

- Para que sea significativo, la dosis calculada debe mostrar un número de dígitos correspondientes a una exactitud de alrededor de 1% (típicamente al menos tres dígitos significativos). Si este no es el caso, uno puede cambiar la intensidad (es decir, multiplicar por 10 y dividir la razón de dosis resultante por 10) para obtener una mejor resolución. No cambie el tiempo de aplicación (el cual debe permanecer pequeño comparado con la vida media del radionúclido) para evitar cambios en la corrección del decaimiento.
- Si no hay corrección por anisotropía, la superficie de la isodosis se espera que sea prácticamente esférica a una distancia desde la fuente mayor a tres veces su máxima dimensión. El diámetro de dichas esferas puede calcularse manualmente, asumiendo que toda la actividad se concentra en el centro de la fuente y tomando en cuenta la ley del inverso del cuadrado y la función radial. Como una primera aproximación, la función radial puede ser ignorada para revisar el orden de magnitud.
- Si el algoritmo del TPS está basado en la corrección de anisotropía promedio, pueden obtenerse diferencias mayores que 5%, especialmente a lo largo del eje de la fuente ($x = z = 0$). Tales diferencias locales generalmente son aceptables.

- Si una diferencia sistemática (típicamente menor que 10%) es generada y permanece ambigua, esto puede deberse al factor de conversión de la intensidad a la dosis (es decir, la constante de razón de dosis). Este puede ser el caso si la intensidad de las fuentes son expresadas como actividad contenida (A_c) o mgRaeq y no tienen correcciones de auto-absorción en el software. Sin embargo, esta práctica no es recomendada. Es urgente discontinuar el uso de dichas cantidades y que usen cantidades consistentes a lo largo de todo el proceso.

4.1.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Propósito: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento: Se realiza el cálculo independiente de la dosis en puntos de interés y se compara con la dosis calculada por el TPS. Este cálculo se hace siguiendo los pasos descritos en la sección 5.3 usando el formalismo TG-43 sugerido por la AAPM. Se ha desarrollado una hoja de cálculo que facilita este procedimiento para comparar implantes ginecológicos completos, esta hoja de cálculo ha sido guardada junto al TPS.

Esta prueba también verifica, en particular, que los datos físicos y dosimétricos ingresados al TPS se siguen manejando correctamente.

4.1.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Situación clínica: La intensidad usada como entrada en el TPS usualmente ha sido re calculada manualmente al inicio del tiempo de la aplicación. Esto es

evidente para radionúclido de vida corta (varios días), pero no se debe olvidar para radionúclidos tales como el cesio 137 (con vida media de 30 años), los cuales se mantienen en uso por muchos años. En tales casos, es responsabilidad del usuario actualizar en intervalos regulares (por ejemplo, cada seis meses) el valor de las intensidades usadas.

Propósito: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente re calculada y usada, como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Calcule la dosis en un punto (por ejemplo, para una configuración de braquiterapia) y grabe cuidadosamente la intensidad de referencia y fecha (la cual debe ser la misma que la fecha de inicio de la aplicación).
- Cambie la fecha de aplicación, haciendo esto, por ejemplo, una vida media después de la fecha de referencia.
- Revise que la razón de dosis calculada cambie de acuerdo al cambio anterior.
- Alternativamente, el software del TPS podría hacer uso de un inventario, donde se dé la intensidad original de la fuente en una fecha de referencia.

Notas:

Asegúrese que la convención para la fecha de entrada es claramente entendida. Note que la convención US a menudo es diferente a la convención

Europea (es decir, 12 enero 2011 puede escribirse como 01/12/11 en USA y 12/01/11 en Europa). En caso de tener dudas, intente usar un número de mes mayor que 12.

Es recomendado que la revisión se repita después de cada cambio del inventario.

4.1.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Propósito: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica. Esta prueba se debe realizar para todas las fuentes y cada diseño, no importando la especificación de la fuente usada.

Procedimiento:

- Identificar los datos de referencia apropiados (publicaciones científicas, datos del constructor de las fuentes, datos validados por el vendedor del TPS, etc.) y asegurarse que estos datos sean aplicados a las fuentes actualmente en uso.
- Vea una distribución de dosis típica y asegúrese que los datos asociados son proveídos explícitamente.

4.2. Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS

El programa de garantía de calidad en braquiterapia, incluye la garantía de calidad del TPS y consta de un conjunto de pruebas a realizarse con diferentes frecuencias, el cual es el objetivo del presente trabajo.

4.2.1. Frecuencia de los controles

Las pruebas que se deben realizar al comprarse un equipo o en cada actualización son:

Para el TPS:

- Prueba 1: CPU
- Prueba 2: Digitalizador
- Prueba 3: Recuperación de archivos
- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia

Para el calibrador de fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Para las fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Pruebas anuales

- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia
- Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

- Prueba 7: Corrección por decaimiento de la fuente
- Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia
- Calibración de las fuentes por lotes. (i) Intensidad y desvío de la media

Pruebas trimestrales

- Prueba 3: Recuperación de archivos.
- Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.
- Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple.

Pruebas mensuales

- Prueba 1: CPU.
- Prueba 2: Digitalizador.

4.2.2. Bitácoras

Los controles de garantía de calidad realizados al TPS serán archivados en una bitácora rotulada con: Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia. Estos controles serán realizados y archivados por los físicos médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN.

Las calibraciones realizadas a la cámara de pozo y a las fuentes de braquiterapia serán realizados por los Físicos Médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN y serán registradas en una bitácora asignada para ello y archivado por los físicos médicos.

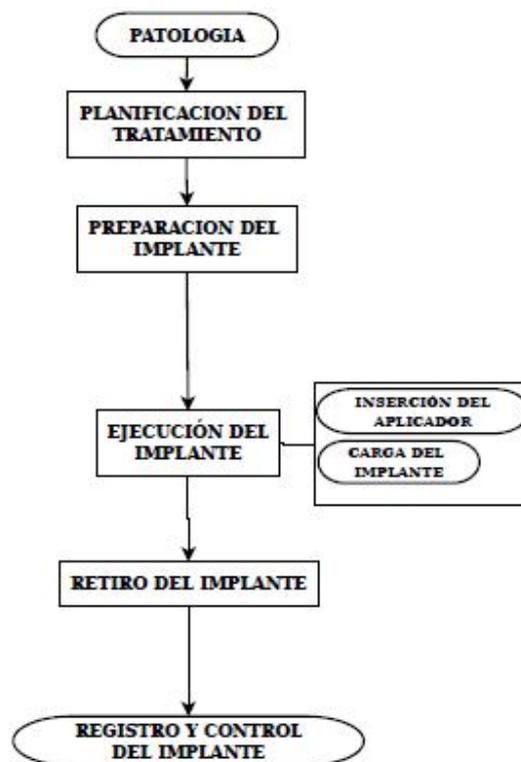
En la bitácora, al inicio de cada prueba, se debe anotar la fecha de realización y el equipo utilizado.

Al final de cada prueba se debe anotar la fecha en la que se debe realizar la próxima prueba.

4.2.3. Controles rutinarios

La tabla IV describe la finalidad y procedimiento para cada control. Los controles que se deben realizar en cada aplicación de las fuentes de braquiterapia están contenidas en el formulario para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia (vea anexo 1). Los elementos contenidos en este formulario se resumen en la siguiente figura:

Figura 15. Elementos contenidos en el formulario de control de calidad



Fuente: IAEA. Radiation oncology physics. p. 81.

4.3. Resultados de las pruebas realizadas al TPS

En el presente trabajo, debido a su objetivo, se realizó únicamente las pruebas correspondientes al TPS y se registró debidamente en la bitácora correspondiente. El equipo utilizado para las pruebas fue: computadora Compaq Evo W8000, N/S V217KN6ZA036, sistema de planificación de tratamiento de radiación Theraplan Plus versión 3.8 proveído por MDS Nordion, tablero digitalizador: modelo LIGHTBOX, Serie 062391, proveído por Numonics Corporation. A continuación, los resultados de estas pruebas:

4.3.1. Prueba 1: Unidad central de procesamiento

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funciona de manera óptima.

Procedimiento: Se reinició la computadora y durante el reinicio, se observó los mensajes en la pantalla con la ayuda de la tecla pause, notando que no existe ningún error de funcionamiento.

Resultado: Se concluye que no hay ningún error en el CPU (XEON CPU 2,2GHz, 2,18GHz), la memoria (RAM 512MB), los sistemas de archivos (FAT32) se cargan correctamente y el sistema operativo (Microsoft Windows XP Professional, Versión 2002, SP2) funciona de manera óptima. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.2. Prueba 2: Digitalizador

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Se creó un nuevo registro llamado PRUEBA2GC-ABRIL2012 en la aplicación *patient registration* del Theraplan plus.
- Se ingresó un contorno cuadrado de 15 cm de ancho por 15 de largo usando el digitalizador con la aplicación *External beam planning*.
- Se utilizó la regla (en centímetros) propia de la aplicación *External beam planning* para verificar las medidas del contorno, encontrando que el planificador mide un rectángulo de 14,97 cm de ancho y de largo.

Resultado: El digitalizador funciona correctamente, pues la medida de las dimensiones del contorno, realizada con el TPS, presenta una diferencia de 0,03cm con respecto a las dimensiones reales del contorno. La IAEA, sugiere en su informe TRS-430, que una exactitud inferior a 0,2 cm es razonable. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Se ingresó a la aplicación *Brachytherapy Planning* del Theraplan plus.
- Se cambió la base de datos usándose actualmente llamada: PLAN_01_2011.MDB, por otra base de datos llamada: PLAN_INCAN.MDB, esta última esta archivada en una partición de respaldo llamada: Backup (D:) con el objetivo de verificar la integridad del archivo recuperado.
- Se ingresó a la planificación de braquiterapia de un paciente, almacenado por la base de datos, para verificar su integridad.
- Luego de verificar la integridad del archivo, se volvió a cambiar la base de datos para que la aplicación *Brachytherapy planning* funcione como funcionaba antes de la verificación.

Resultado: Los archivos de respaldo funcionan correctamente y no han sufrido ningún cambio desde el día que se guardaron. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Fecha de realización: 26 de abril de 2012

Objetivo: Revisar que no ha habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

- Se imprimió un plan de referencia, el plan realizado en la prueba 5, llamado prueba 5, de fecha 14 de septiembre 2011.
- Se revisó que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos y tamaño de la fuente, se han impreso exactamente como antes.
- Se archivó en la bitácora nombrada: “Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia”, en el apartado de pruebas realizadas trimestralmente.

Resultado: Debido al cambio de especificación de las fuentes, de miligramos de radio equivalente a intensidad kerma en aire, y debido a que se volvió a calcular la dosis en los puntos de referencia para la fecha actual, la tasa de dosis tuvo, en promedio variaciones del 2,95%

Las coordenadas se imprimieron exactamente como en el plan anterior, sin embargo, para ordenar mejor los puntos de interés, se les etiquetó en diferente orden. El tiempo de aplicación, la longitud de la fuente y el nombre del archivo, no tuvo cambios. La fecha programada para la siguiente revisión es: 26 de julio de 2012.

4.3.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Fecha de realización: 30 de abril de 2012

Objetivo: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido pueden usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Se tiene como referencia para esta prueba, impresiones de distribuciones de dosis debido a una fuente lineal, desde la línea de isodosis de 1 cGy hasta 20 cGy de fecha 19 de septiembre de 2011. La dosis está calculada para 12 diferentes puntos de referencia. El tiempo de irradiación es de una hora.
- Se creó un plan de irradiación con los mismos datos que el plan de referencia, para verificar que la distribución de dosis, y por ende, la dosis en los puntos de interés, sean los mismos.
- Se comparó la razón de dosis calculada, con los datos de referencia para los mismos puntos.
- Se imprimieron las curvas de isodosis que se encuentran en los planos x-y y y-z, ambas con una escala 1:1. Las líneas de isodosis impresas, corresponden a las razones de dosis siguientes: 1,2,3,4,5,8,11,16 y 20, todas en unidades cGy/h.
- Se archivaron las distribuciones de dosis en la bitácora: "Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia".

Resultado: Las distribuciones de dosis se imprimieron correctamente y son idénticas a las distribuciones de dosis de referencia. La actividad de la fuente que se usó fue de 90,589 U=90,589 $\mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$ (en el modelado de la fuente del TPS, corresponde a la fuente nombrada: azul-tg43). La superficie de la isodosis a una distancia mayor a 3 veces la máxima dimensión de la fuente, a 6 cm desde el centro de la fuente, es prácticamente esférica, como se espera que

sea según el TRS-430. La fecha programada para la siguiente revisión es: 30 de julio de 2012.

4.3.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento:

- Se tomó para comparación, un implante ginecológico de un paciente con cáncer de cérvix, el implante consta de 4 fuentes de cesio de intensidades 68,182 U y 89,443 U.
- Se reconstruyó el implante en el TPS por medio del digitalizador para calcular la dosis en los puntos de interés AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto.
- Se realizó el cálculo independiente con la hoja de cálculo llamada: CALCULO INDEPENDIENTE DE DOSIS TG43.xls, archivado junto al TPS. Para ver el procedimiento detallado refiérase a la sección 5.3.
- La hoja de cálculo hace uso de los siguientes datos que deben ingresarse manualmente: intensidad kerma en aire, tiempo de aplicación, coordenadas de los extremos de las fuentes y de los puntos de interés, longitud activa de la fuente, constante de razón de dosis, factor de anisotropía y factor de dosis radial de cada fuente.

Resultado: Se compararon los resultados del TPS con los del cálculo independiente teniendo como discrepancia 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente re calculada y usada como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Debido a que la vida media del isótopo usado es de 30 años, se toma para esta prueba la intensidad de la fuente en una fecha de referencia para ésta y futuras comprobaciones.
- Se tomó como referencia la información guardada en un inventario de fuentes ubicado en la computadora propia del TPS en la siguiente dirección: C:\Documents and Settings\All Users\Documents\Inventario de Fuentes de Braquiterapia\Inventario de fuentes.doc
- La tasa de dosis recibida en el punto 3 (coordenadas (5,0,0)cm con el origen en el centro de la fuente y el eje Y a lo largo de la fuente) del archivo de braquiterapia de referencia llamado prueba 7 fue de 3,915 cGy/h con fecha 14 de septiembre de 2011, debido a la fuente rotulada como azul-tg43.

- Se calculó nuevamente la dosis en este punto para la fecha actual 2 de mayo de 2012 obteniendo 3,793.
- Se calculó manualmente la tasa de dosis en la fecha actual debido al decaimiento de la fuente obteniendo 3,794.

Resultado: El cálculo de la tasa de dosis en el punto de referencia realizado por el TPS y el cálculo realizado manualmente por decaimiento de la fuente, a partir de la tasa de dosis en la fecha de referencia son prácticamente iguales, variando solamente una milésima que representa una discrepancia del 0,03%. Debido a estos resultados se puede concluir que el sistema decae correctamente la actividad de la fuente. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica.

Procedimiento:

- Se investigó los tipos de fuentes en uso actualmente en el INCAN, siendo las siguientes: 20 fuentes de cesio 137 modelo CDCT1, proveído por *Therapeutic Nuclides & Accessories Inc.* en 1991. 7 fuentes de cesio 137

modelo CDCS-J proveído por Amersham Buchler GmbH & Co KG en 1998.

- Se buscó toda la información posible sobre las fuentes de cesio 137 disponibles en el INCAN y en publicaciones científicas, la información hallada en publicaciones científicas, se muestra en la tabla VI.
- Se revisó que los datos hallados en los certificados y en la literatura sean iguales a los datos ingresados en el módulo de braquiterapia del sistema de planificación. Los datos usados actualmente en el Theraplan Plus, se muestran en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla VI. **Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1**

Modelo	CDCT1	CDCS-J (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,35
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,046
Diámetro externo (cm)	2,70	2,65
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Lizhong, Liu. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p 130.

Tabla VII. **Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente**

Modelo	CDCT1	CDCS-J type (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,50
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,34
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,07
Diámetro externo (cm)	2,70	2,70
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Modelado de la fuente. TPS Theraplan Plus.

Resultado: Se compararon las características físicas de ambos modelos de fuentes, halladas en la literatura (vea tabla VI), en el certificado de calibración, y en los datos generales de las fuentes archivados, con los datos que actualmente tiene cargados el sistema de planificación, mostrados en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

De la comparación se concluye que los datos coinciden para el caso de las fuentes CDCT1, no así para el caso de las fuentes CDCS-J de Amersham, que presenta diferencias en los siguientes datos: longitud activa, coeficiente de atenuación lineal del filtro, coeficiente de atenuación lineal del material de la fuente y en el diámetro externo.

Tabla VIII. **Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes**

Modelo	Identificación	Intensidad de kerma en aire ($\mu\text{Gy m}^2/\text{h}$)	mg Ra Eq
CDCT1	Azul (12 fuentes)	98,89	13,7
CDCT1	R rojo (8 fuentes)	75,38	10,4
CDCS-J	GA 265 (1)	63,60	8,8
CDCS-J	GA 231 (2)	98,49	13,6
CDCS-J	GA 234 (3)	99,28	13,7
CDCS-J	GA 233 (4)	97,92	13,5
CDCS-J	GA 232 (5)	93,60	12,9
CDCS-J	GA 263 (6)	65,77	9,1
CDCS-J	GA 264 (7)	65,85	9,1

Las fuentes CDCT1 fueron calibradas el 15 de Octubre de 2003. Las fuentes CDCS-J fueron calibradas el 2 de Mayo de 2003. La intensidad de las fuentes fue actualizada en el TPS el 15 de Enero de 2008 obteniendo los datos presentados.

Fuente: Resultados de calibración de fuentes de cesio CDCT1 y CDCS-J de baja tasa.

Aparentemente las características físicas para ambos modelos de fuentes, se cargaron al TPS indistintamente considerándolas iguales debido a la pequeña diferencia que existen entre ambos modelos de fuentes, esta ambigüedad será analizada junto a los físicos médicos de la institución, aclarándola cuando se vuelva a realizar esta prueba.

En el caso de las intensidades (expresadas en miligramos de radio equivalente, como está cargado al sistema), se revisó que la intensidad de cada fuente proporcionado en los certificados de calibración, tabla VIII, coincida con los datos ingresados al sistema de planificación.

Las intensidades de cada fuente coincidieron, presentándose solo un error en el nombre de la fuente CDCS-J GA 232 que en el sistema estaba ingresado como GA 2323, este error fue corregido. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

5. INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN

El formalismo TG-43 para el cálculo de dosis alrededor de una fuente cilíndrica es el método más actual en los sistemas de planificación de braquiterapia, y se ha comprobado su exactitud comparándolo con simulaciones realizadas con Monte Carlo. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). Este método utiliza la intensidad kerma en aire para el cálculo de dosis (vea sección 2.4.11).

En el Hospital de Cancerología INCAN, está en uso el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus, que contiene entre sus utilidades, el módulo de braquiterapia, capaz de hacer cálculos de dosis en implantes de braquiterapia usando cuatro distintas formas de especificación de las fuentes (vea sección 2.6.8): intensidad kerma en aire, actividad aparente, razón de exposición a 1 metro y actividad equivalente de radio (Raeq).

Actualmente, en el INCAN se usa la actividad equivalente de radio (Raeq) para especificar las fuentes, y con este trabajo, como parte de la garantía de calidad, se pretende usar en su lugar, la intensidad kerma en aire.

5.1. Datos utilizados

Para poder realizar el cambio de especificación de las fuentes en el sistema de planificación, se necesitó de los datos mostrados en la tabla IX.

Las fuentes CDC T1, fueron proveídos por *Therapeutic Nuclides* en 1991, y las fuentes Amersham CDCS J, por Amersham Buchler en 1998.

Los datos generales y las especificaciones físicas fueron obtenidos a partir de los certificados de las fuentes; la constante de razón de dosis, se obtuvo del trabajo realizado por Lizhong Liu, Prasad Satish y Daniel A. Bassano, del Departamento de Oncología radioterápica de la *Upstate Medical University* en Nueva York. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla IX. **Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43**

Datos Generales		
Isótopo:	Cesio 137	
Modelo:	CDC T1	Amersham CDCS J
Especificaciones Físicas:		
Longitud total de la fuente (cm):	2	2
Longitud Activa de la fuente (cm):	1,5	1,35
Espesor de las paredes (cm):	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1}):	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal de la fuente (cm^{-1}):	0,07	0,046
Datos Dosimétricos:		
Vida media (horas):	262 800,00	262 800,00
Constante de razón de dosis (Cgy/(hr U)):	0,953	0,953
Datos de Calibración:		
Fecha de calibración:	7 de Julio 2007 ^a	7 de Julio 2007 ^a
Intensidad kerma en aire de referencia (U)	69,4/91,04 ^a	E/F ^a

^aE/F=Específico para cada fuente

Fuente: elaboración propia.

La intensidad de kerma en aire de referencia, se obtuvo por decaimiento desde la fecha de calibración de las fuentes y la ecuación:

$$S_K = 7.23M_{eq} \quad (5.1)$$

Se ingresó una tabla de factores de anisotropía, para 3 tipos de fuentes de Cs-137: 3M, Amersham, y RTR (pre-1982) obtenidas del trabajo de Liu mencionado anteriormente, estas tres fuentes difieren muy poco en su función de anisotropía.

Esta tabla se divide en dos partes, se encuentra en los anexos y muestra datos para distancias desde 0,25 cm hasta 10 cm y para ángulos polares desde 0 grados hasta 90 grados.

Para rangos de la distancia radial desde 0,25 cm hasta 10 cm y ángulos polares de 25 grados o más, la máxima diferencia entre el valor promedio dado y el de un modelo específico de su función de anisotropía, es menor que el 1% para los tres modelos de fuentes mostrados en las tablas.

Para ángulos pequeños, cerca de la dirección longitudinal, la máxima diferencia relativa a los valores promedio mostrados son; 1,7% para la fuente 3M, 2,7% para la fuente Amersham y 2,3% para la fuente RTR (pre-1982).

Tablas de valores de la función de anisotropía para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs puede hallarse en el reporte publicado por la AAPM en el año 2004.

Se ingresó una tabla de función radial de dosis, tabla X, que se obtuvo del trabajo de Liu. La función radial de dosis se describió en la sección 2.4.9.

Tabla X. **Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs : 3M, Amersham, RTR (pre-1982)**

Distancia a lo largo del eje transversal, r(cm)	Función de dosis radial, g(r)
0,5	0,998
1,0	1,000
1,5	0,997
2,0	0,993
2,5	0,988
3,0	0,982
3,5	0,976
4,0	0,970
4,5	0,964
5,0	0,957
6,0	0,941
7,0	0,925
8,0	0,906
9,0	0,885
10,0	0,862

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 479.

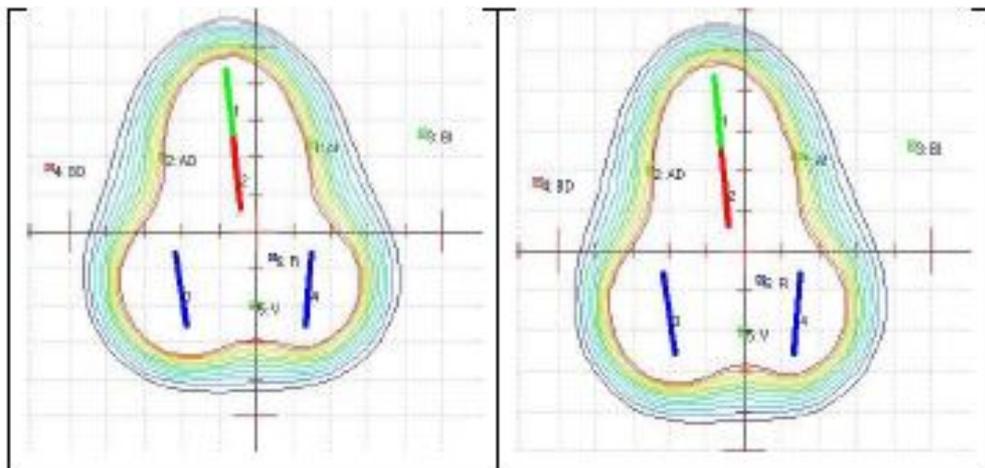
En la tabla anterior, se muestra la función radial de dosis para fuentes intracavitarias de Cs-137 (3M, Amersham, RTR(pre-1982)) para distancias desde 0,5 hasta 10cm. Los cambios que pueda tener esta función para un tipo específico de fuente, es casi despreciable y los datos proporcionados en la tabla, son suficientes para describir la función radial de dosis de cualquiera de las fuentes de Cs-137.

Según el trabajo de Liu, la máxima diferencia entre la función radial de dosis calculada para un modelo específico y el valor promedio dado en la tabla es 0,6% a 0,5 cm y 0,3% a 1 cm o más. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

5.2. Resultados

Las medidas de dosis obtenidas alrededor de una configuración de fuentes, usando la intensidad kerma en aire contenida en el formalismo TG-43, son muy cercanas a las medidas que se obtienen al usar la especificación de fuente miligramos de radio equivalente. La siguiente figura muestra gráficamente las distribuciones de dosis obtenidas con las dos especificaciones de fuentes:

Figura 16. **Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire**



Fuente: Programa Theraplan Plus.

El formalismo TG-43 toma en cuenta más parámetros, tales como: los efectos de la geometría, distribución espacial de radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, considerados en la constante de tasa de dosis Λ ; el efecto de filtrado y material de la fuente en concreto, considerados en la función radial de dosis $g(r)$; la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio considerado en el factor de anisotropía $F(r,\theta)$. Debido a esto, se prefiere actualmente este método de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia.

Las medidas realizadas para comparar ambos métodos se hizo con las configuraciones de implantes de braquiterapia usada en el INCAN: completa, cilíndrica y colpostatos, y se muestran en la tabla XI.

En la configuración completa se usan cuatro fuentes, en la configuración cilíndrica se usan tres fuentes y en los colpostatos, solamente dos; los dispositivos usados para estas configuraciones, se muestran en la figura 12, inciso (a), entre estos dispositivos se encuentra el aplicador Fletcher, el cilindro y los colpostatos. Las medidas se hacen en puntos de interés: A izquierdo, A derecho, B izquierdo, B derecho, mucosa izquierda, mucosa derecha, vejiga y recto (vea figura 16); definidos por el ICRU 38. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

Los resultados obtenidos mostrados en la tabla XI, muestran que en promedio, las medidas realizadas usando la intensidad de kerma en aire, tiene una diferencia porcentual de 3,38% de diferencia con respecto a las medidas que se obtienen usando la actividad equivalente de radio.

Tabla XI. **Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio**

Tiempo del implante: 72 horas			
Configuración	Dosis Impartida (cGy)		Desviación (%)
	Kerma en aire	Actividad equivalente de Radio	
COMPLETO 1 4 FUENTES	2 791	2 694	3,48
	2 964	2 869	3,21
	1 957	1 888	3,53
	2 048	1 979	3,37
	Promedio:		3,39
COMPLETO 2 4 FUENTES	3 082	2 978	3,37
	3 269	3 167	3,12
	2 010	1 940	3,48
	2 090	2 021	3,30
	Promedio:		3,32
CILINDRO 3 FUENTES	3 446	3 312	3,89
	3 479	3 347	3,79
	3 177	3 053	3,90
	515	496	3,69
	Promedio:		3,82
COLPOSTATO 2 FUENTES	5 894	5 724	2,88
	5 794	5 626	2,90
	661	642	2,87
	1 013	980	3,26
	Promedio:		2,98

Fuente: elaboración propia.

5.3. Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43

Es importante realizar una verificación independiente del cálculo de dosis en puntos de interés que realiza el TPS, esta verificación realizada como parte

de garantía de calidad del módulo de braquiterapia del TPS, nos garantiza que el TPS está realizando correctamente los cálculos de dosis, en este caso, usando el formalismo de cálculo de dosis TG-43.

La verificación independiente que se implementó, se hizo usando la ecuación del TG-43 explicada en la sección 2.4.4 que calcula la tasa de dosis en un punto con coordenadas (r, θ) a partir de una fuente lineal de longitud activa L:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (5.2)$$

calculando cada factor manualmente y a partir de las tablas propias de cada fuente. El resultado obtenido se compara con el resultado del TPS para verificar su exactitud.

El TPS calcula la tasa de dosis en el punto $P(r, \theta)$ por medio de la ecuación 2.14:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (5.3)$$

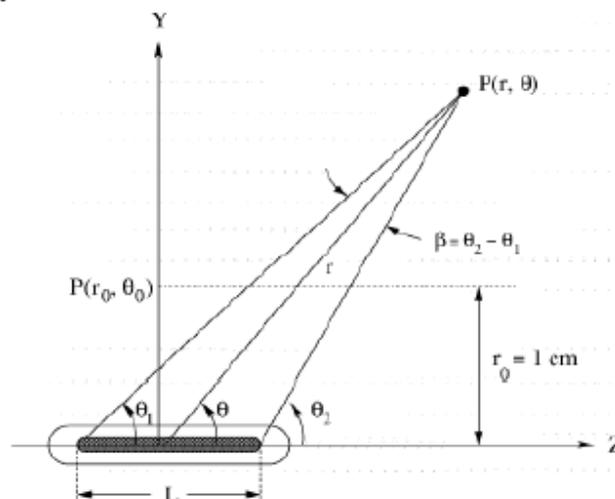
donde $S_S(r_0, \theta_0) = S_K(r_0, \theta_0)$ es la especificación de la fuente en tasa de kerma en aire de referencia y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la tasa de dosis relativa (DRT por sus siglas en inglés), creada por el TPS a partir de las tablas de factor de dosis radial $g(r)$ (adimensional), la tabla de factores de anisotropía $F(r, \theta)$ (adimensional) ingresadas al sistema y específicas para cada fuente y el factor geométrico $G(r, \theta)$ calculada por el propio sistema.

La tasa de dosis tiene unidades cGy/h y al multiplicar por el número de horas del implante, se obtiene la dosis en centigrays (cGy) en un punto de interés.

5.3.1. Procedimiento del cálculo independiente

A partir de la ecuación 2.1, se procede a hallar cada factor de la ecuación. Se hará el cálculo de tasa de dosis en un punto $P(r,\theta)$ debido a una fuente específica (vea figura 17), en el caso de varias fuentes se hace el mismo procedimiento para cada una de ellas, y la dosis total en un punto, será la suma de la contribución de dosis debido a cada fuente.

Figura 17. **Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia**



Fuente: Mark J. Rivard. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. p. 637.

La verificación independiente se hace a partir de las coordenadas reconstruidas por el TPS. El TPS genera una tabla con las coordenadas de los dos extremos de la fuente y por otro lado, las coordenadas del punto de interés.

A partir de estas coordenadas, se calcula las coordenadas $S_S(r_0, \theta_0)$ del punto de interés a partir de la fuente. Consideramos una fuente con tasa de kerma en aire de referencia $S_S(r_0, \theta_0) = 68,182U$ con coordenadas del punto superior e inferior de la fuente y las coordenadas del punto de interés (AI) como se muestra en la tabla XII.

Tabla XII. **Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante**

Coordenada	X	Y	Z
Punto de interés (AI)=P1	2,078	1,939	0,363
Extremo inferior=P2	-0,010	1,930	0,350
Extremo superior=P3	-0,030	3,900	0,880

Fuente: elaboración propia.

A partir de estas coordenadas se calculan los vectores V1 y V2 que van de los dos extremos de las fuentes hasta el punto de interés y el que va del extremo superior de la fuente hasta su extremo inferior V3 y sus respectivas magnitudes:

Tabla XIII. **Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2**

vector		componentes	magnitud
V1	P1-P2	(2,088, 0,009, 0,013)	2,088
V2	P1-P3	(2,108, -1,961, -0,517)	2,925
V3	P2-P3	(0,020, -1,970, -0,530)	2,040

Fuente: elaboración propia.

Luego, calculando el producto punto $V_2 \cdot V_3$ y $V_1 \cdot V_3$ hallamos los ángulos θ_1 y θ_2 usando la ecuación:

$$\theta_1 = \arccos \left(\frac{V_2 \cdot V_3}{|V_2||V_3|} \right) \quad (5.4)$$

Así se halla que $\theta_1 = 0,795$ rad $\theta_2 = 1,575$ rad. Luego con la ley de cosenos y de senos se hallan las coordenadas ($r = 2,328$ cm, $\theta = 1,113$ rad):

$$r = \sqrt{\left(\frac{l}{2}\right)^2 + |V_2|^2 - l \cdot |V_2| \cdot \cos \theta_1} = 2,328 \text{cm} \quad (5.5)$$

$$\theta = \arcsin \left(\frac{|V_1| \sin \theta_2}{r} \right) = 1,113 \text{rad} \quad (5.6)$$

donde l es la longitud de la fuente.

Estas son las coordenadas del punto de interés desde el centro de la fuente, necesarias para calcular los factores de la ecuación 5.2.

El primer factor, la tasa de kerma en aire de referencia, es proporcionada por el fabricante de las fuentes, para una fecha de referencia, solo se decae a la fecha actual, para la fuente en cuestión, tiene un valor de $S_S(r_0, \theta_0) = 68,182U$.

El siguiente factor es la constante de razón de dosis, se define para cada fuente en concreto; por tanto, incluye los efectos de la geometría, distribución espacial de la radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, descrita en la sección 2.4.7. Para la fuente utilizada, la constante de razón de dosis tiene un valor de $\Lambda = 0,953$ cGy/(hU).

Otro factor necesario es el cociente entre el factor geométrico en el punto (r, θ) y el factor geométrico en la posición de referencia $(1, \pi/2)$. El factor geométrico se halla a partir de las ecuaciones 2.6 y 2.7:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \frac{\cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right)}{L_s r \sin \theta} \quad (5.7)$$

Obteniéndose los siguientes resultados:

$$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad}) = 0,183 \text{ cm}^{-2}$$

$$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2) = 0,858 \text{ cm}^{-2}$$

El factor de dosis radial, se obtiene por interpolación de la tabla X a una distancia $r=2,328$ cm de la fuente, esta tabla debe ser propia de la fuente, en la sección 5.1 se explica de donde se obtuvo esta tabla para las fuentes ingresadas en el TPS. En este factor, se incluye el efecto del filtrado y material de la fuente en concreto, como se describió en la sección 2.4.9. El valor obtenido es $g(r=2,328\text{cm})=0,990$.

El último factor necesario es el factor de anisotropía, que al igual que el factor de dosis radial se halla por interpolación de una tabla específica para cada fuente.

Este factor, como se describió en la sección 2.4.10, proporciona la variación de dosis a cada distancia r debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio. El valor hallado para el caso en cuestión es $F(r=2,328 \text{ cm}, \theta=1,113 \text{ rad})=0,997$. Resumiendo, los datos calculados son los mostrados en la siguiente tabla:

Tabla XIV. Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43

	Valor	Unidades
$S_S(r_0, \theta_0)$	68,182	U=cGycm ² /h
Λ	0,953	cGy/(hU)
$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad})$	0,183	cm ⁻²
$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2)$	0,858	cm ⁻²
$g(r=2,328\text{cm})$	0,990	adimensional
$F(r=2,328\text{cm}, \theta=1,113 \text{ rad})$	0,997	adimensional

Fuente: elaboración propia.

De esta forma la tasa de dosis en el punto P(r=2.328 cm, θ =1.113 rad) es, según el formalismo TG-43:

$$\begin{aligned} \dot{D}(r, \theta) &= S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 68,182\text{U} \times 0,953\text{cGy}/(\text{hU}) \times \frac{0,1829\text{cm}^{-2}}{0,8580\text{cm}^{-2}} \times 0,9898 \times 0,9968 \quad (5.8) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 13,668\text{cGy}/\text{h} \end{aligned}$$

El cálculo realizado por el TPS en ese mismo punto es de $\dot{D}(r=2,328 \text{ cm}, \theta=1,113 \text{ rad})=14,136 \text{ cGy}/\text{h}$.

La diferencia porcentual entre ambos resultados es de 3,42%. El TECDOC 1151 recomienda que las discrepancias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina, en braquiterapia, no supere un 15%. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

5.4. Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo

Se realizó una comprobación independiente de la dosis impartida en los puntos de interés debido a un implante ginecológico completo compuesto de cuatro fuentes radiactivas de Cs-137 de baja tasa de dosis. Para el cálculo se realizó el procedimiento descrito en la sección 5.3.1 para cada fuente en cada punto de interés. Los puntos de interés son AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto. La dosis total en cada punto de interés es:

$$\text{Dosis total} = \dot{D}_{fuente1}t_1 + \dot{D}_{fuente2}t_2 + \dot{D}_{fuente3}t_3 + \dot{D}_{fuente4}t_4 \quad (5.9)$$

donde $\dot{D}_{fuente1}t_1$ es la tasa de dosis de la fuente 1 en el punto de interés en cGy/h y t_1 es la duración del implante de la fuente 1 y así sucesivamente para las fuentes 2,3 y 4. Los resultados obtenidos para un tiempo de 72 horas de duración de implante de cada fuente se resumen en la tabla XV.

Tabla XV. **Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo**

	Etiqueta	Fuente 1	Fuente 2	Fuente 3	Fuente 4	Total	Total TPS
1	AI	984,071	987,716	455,600	289,113	2 716,500	2 800,034
2	AD	1 033,133	1 037,880	278,279	539,871	2 889,163	2 971,117
3	BI	193,467	194,556	242,842	124,949	755,813	755,765
5	BD	194,774	194,070	121,554	255,414	765,813	763,791
6	Vejiga	283,501	535,440	646,251	537,144	2 002,335	2 029,225
7	Recto	158,865	335,779	570,513	1 003,436	2 068,593	2 098,752

Fuente: programa Theraplan Plus.

La discrepancia entre la comprobación independiente y el cálculo de rutina del TPS para el implante completo es de 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

CONCLUSIONES

1. Con las pruebas de garantía de calidad, el uso adecuado y la comprensión del sistema de planificación y las rutinas que usa el sistema, se garantiza la correcta planificación de un tratamiento de braquiterapia y permite evitar incidentes radiológicos.
2. Para garantizar el correcto funcionamiento del sistema de planificación de braquiterapia utilizado en el INCAN, se han implementado ocho pruebas que se deben realizar con una frecuencia específica, dependiendo de la prueba que sea.
3. Es preferible utilizar el formalismo para cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva, recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM), formalismo TG43, para sustituir el uso de la especificación en miligramos de radio equivalente de las fuentes, ya que esta, conlleva errores en su determinación debido a las constantes empleadas para calcularla.
4. Las magnitudes físicas usadas en braquiterapia se han modificado con el tiempo, el documento de la AAPM, TG-43, actualiza estas magnitudes. Instituciones del tercer mundo insisten en usar antiguas magnitudes a pesar del error en su determinación, esta es una novedad del presente trabajo al implementar dicho formalismo en el INCAN.
5. Los cálculos de dosis de radiación en un punto específico, realizados por el sistema de planificación, usando el formalismo de cálculo de

dosis TG-43, pueden verificarse manualmente, como se ha descrito en el capítulo siete.

6. La forma en que una fuente radiactiva actúa sobre la materia depende de su forma física, de su energía y del tipo de radiación que emita.

RECOMENDACIONES

1. Debido a que las fuentes de cesio 137 modelo CDC T1 son del año 1991, y las de modelo CDCS J, del año 1998; fue difícil hallar sus características físicas y dosimétricas exactas. Se deberían implementar fuentes más nuevas cuyas características sean fáciles de hallar y que hayan sido simuladas por algún método, como Monte Carlo.
2. Las pruebas descritas para la garantía de calidad deben realizarse con la frecuencia especificada y de la forma descrita para asegurar el correcto funcionamiento del sistema de planificación.
3. Realizar y conocer adecuadamente las rutinas de planificación en un implante de braquiterapia mejora la calidad del tratamiento de cáncer, y por tanto, mejora la probabilidad de curación del paciente.
4. Deben crearse bases de datos separadas en el sistema de planificación, una para pacientes tratados con radioterapia externa y otra para pacientes de braquiterapia; también deben actualizarse cada seis meses o antes si es necesario; esta es una de las limitaciones del sistema de planificación Theraplan Plus, él considera una sola base de datos tanto para teleterapia como braquiterapia.
5. Usar toda la herramienta de la que dispone el sistema de planificación, para facilitar el análisis de los resultados y optimizar el cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva y su representación gráfica con líneas de isodosis.

6. Actualizar la especificación de las fuentes usadas en braquiterapia, de miligramos de radio equivalente a tasa de kerma en aire de referencia. Deben usarse las nuevas magnitudes, que evitan el uso de tantas constantes. Esto ya se ha efectuado, quedando pendiente la aprobación del jefe de física médica como por parte del jefe del Departamento de Radioterapia.

7. Al comprar nuevas fuentes radiactivas, revisar si es necesario agregar pruebas al sistema de planificación para garantizar su calidad. Es preferible que las fuentes vengan calibradas en tasa de kerma en aire de referencia y se acompañen datos de las características físicas de las fuentes, que permitan emplear el método de la Asociación Americana de Físicos Médicos TG-43.

BIBLIOGRAFÍA

1. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. "Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM radiation therapy committee task group-40". *Medical physics*. 1994, vol 21, núm. 8, p. 581-618.
2. _____. "Remote afterloading technology". *Medical physics*. 1993, núm 41, 107 p.
3. _____. "Specification of brachytherapy source strength". *Medical physics*. 1987, núm. 21, 98 p.
4. ATTIX, Frank. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Wisconsin: WILEY-BCH Verlag GmbH, 2004. 633 p
5. BALTAS, Dimos; SAKELLION, L.; ZAMBOGLOU, N. *The physics of modern brachytherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 670 p.
6. CUNNINGHAM, Robert; JOHNS, H.; KASE, K. *The physics of radiology*. 4a ed. Illinois: Charles C. Thomas Publisher, 1983. 785 p.
7. DUTREIX, Andrée. *Brachytherapy training course*. México: UNAM, 1993. 30 p.

8. FRANCOIS, Juan. *Introducción al análisis de reactores nucleares: análisis de reactores nucleares*. México: UNAM, Facultad de Ingeniería, 2005. 9 p.
9. HANSON, W.F. "Brachytherapy source strength: quantities, units, and standards. Brachytherapy physics". *Medical Physics Publishing*. 1995, p. 71-85.
10. HENDEE, William; IBOOTT, G. *Radiation therapy physics*. 3a ed. Chicago USA: Year book Medical Publishers, 2005. 450 p.
11. HOROWITZ, Y. "Photon general cavity theory". *Radiation protection*. 1984, vol 9, núm. 1, p. 5-18.
12. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. "Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad". *Documentos técnicos*. 2000, núm. 1151, 135 p.
13. _____. "Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 1274, 60 p.
14. _____. "Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 430, 281 p.
15. _____. "Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos". *Documentos técnicos*. 2005, núm. 398, 261 p.

16. _____. “Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación”. *Documentos técnicos*. 1996, núm. 115, 86 p.
17. INTERNATIONAL BUREAU OF WEIGHTS AND MEASURES. *The international system of units (SI)*. 8a ed. París: IBPM, 2006. 180 p.
18. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. “Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1985, núm. 38, 130 p.
19. _____. “Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 2004, núm. 72, 175 p.
20. _____. “Fundamental quantities and units for ionizing radiation”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1998, núm. 60, 19 p.
21. INTER-SOCIETY COUNCIL FOR RADIATION ONCOLOGY (ISRO) *Radiation oncology in integrated cancer management*. Chicago USA: Inter-Society Council for Radiation Oncology, 1991. 49 p.
22. KAPLAN, Irving. *Nuclear physics*. 2a ed. Madrid: Aguilar, 1962. 460 p.
23. KHAN, Faiz M. *The physics of radiation therapy*. 4a ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 2010. 738 p.

24. LIZHOUNG, Liu. "Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 447-483.
25. LOEVINGER, R. "The role of standards laboratory in brachytherapy. National Bureau of Standards (USA)", *Proceedings of recent advances in brachtherapy physics*. 1981, vol 1, núm. PB-83-134221, p. 22-31.
26. MAYLES, Philip; NAHUM, Alan; ROSENWALD, Jean-Claude. *Handbook of radiotherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 1412 p.
27. MIJNHEER, Ben; BATTERMANN, J.; WAMBERSIE, A. *Quality assurance of treatment planning systems practical examples for Non-IMRT photon beams*. Bélgica: ESTRO, 2004. 93 p.
28. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS "Protection against radiation from brachytherapy sources". *National Council on Radiation Protection and Measurements*. 1972, núm. 40, 140 p.
29. PODGORSAK, Ervin. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA, 2005. 696 p.
30. RAVINDER, Nath, et al. "Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.

- 56". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1997, vol 24, núm. 10, p. 1557-1598.
31. _____. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recomendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1994, vol 22, núm. 2, p. 209-234.
32. RIVARD, Mark, et al. "Update of AAPM Task Group No. 43 report: a revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 633-674.
33. TAUHATA, Luiz, et al. *Radioprotecao e dosimetria*. 4a ed. Brasil: Instituto de radioprotección e dosimetría-CNEN, 2002. 170 p.
34. THERATRONICS INTERNATIONAL. *Theraplan plus, technical reference manual*. Ontario, Canada: Theratronics International, 2001. 370 p.
35. WILLIAMSON, Jeffrey. *Brachytherapy physics*. United States: Medical Physics Publishing, 1995. 709 p.
36. WYCKOFF, Allisy, et al. "The new special names of SI units in the field of ionizing radiations". *National Center for Biotechnology Information, Radiology*. 1976, vol 118, núm. 1, 233 p.
37. ZHANG, Pengpeng, et al. "AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube source". American Association of

Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 4, 759
p.

ANEXOS

Anexo 1. Formulario para control de calidad del tratamiento

Formulario para el control de calidad del tratamiento de Braquiterapia	
Paciente: _____	No. Registro: _____
Fecha de la aplicación: _____	Fecha de registro: _____
ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
1) Preparación del implante	
<input type="checkbox"/> a) Aplicación programada	
<input type="checkbox"/> b) Sala y cama asignada	
<input type="checkbox"/> c) Fuentes solicitadas	
<input type="checkbox"/> d) Integridad del aplicador verificada	
2) Patología	
<input type="checkbox"/> a) Hospital	
<input type="checkbox"/> b) Código de patología	
<input type="checkbox"/> c) Diagnóstico	
3) Inserción del aplicador	
<input type="checkbox"/> a) Identidad del aplicador verificada	
<input type="checkbox"/> b) Geometría del implante/aplicador registrada	
<input type="checkbox"/> c) Placas de verificación revisadas	
<input type="checkbox"/> d) Número e intensidad de las fuentes registrada	
<input type="checkbox"/> e) Prescripción fechada y firmada por el oncologo radio terapeuta	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 116.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
4) <u>Carga del implante</u>	
[] a) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] b) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] c) Implante cargado	
[] d) Fuentes empleadas registradas en inventario	
[] e) Cálculos de prescripción y tratamiento revisados por el físico el mismo día de cargado el implante	
5) <u>Para implantes por carga remota automática</u>	
[] a) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] b) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] c) Control de calidad diario realizado a la unidad de tratamiento	
[] d) Auto-radiografía revisada por el físico y el médico el mismo día del implante	
6) <u>Ejecución del implante</u>	
[] a) Orientaciones escritas a las enfermeras	
[] b) Sala/cuarto de tratamiento identificado	
[] c) Monitoreo radiológico completado	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 117.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA*	COMENTARIOS
<input type="checkbox"/> d) Prescripción completada	
<input type="checkbox"/> e) Fecha/hora de retiro de las fuentes registrado	
<input type="checkbox"/> f) Médico responsable del implante informado de fecha/hora del retiro de fuentes	
<input type="checkbox"/> g) Responsable de verificar el retiro del implante	
7) <u>Planificación del tratamiento</u>	
<input type="checkbox"/> a) Plan revisado por el médico antes de completar el tratamiento	
<input type="checkbox"/> b) Plan revisado por el físico antes de completar el tratamiento	
<input type="checkbox"/> c) Administración del implante registrado en la hoja de tratamiento	
8) <u>Retiro del implante</u>	
<input type="checkbox"/> a) Número de fuentes verificadas por el médico	
i) En la sala/cuarto del paciente	
ii) En el cuarto/local de fuentes	
<input type="checkbox"/> b) Monitoreo radiológico de la sala/cuarto del paciente	
<input type="checkbox"/> c) Fuentes retiradas inventariadas	
<input type="checkbox"/> d) Formulario del monitoreo radiológico relleno	
9) <u>Registro y control del implante</u>	
<input type="checkbox"/> a) Salida impresa de la unidad de carga remota automática auditada	
<input type="checkbox"/> b) Placas de localización auditadas y archivadas	
<input type="checkbox"/> c) Registro resumen de dosis impartidas relleno y firmado por el médico y el físico.	
*Marcar con un <input checked="" type="checkbox"/> cuando la acción correspondiente esté ejecutada	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 118.

Anexo 2. Formulario para verificación de intensidad de fuentes

Formulario para la verificación de la intensidad de fuentes de braquiterapia con cámara de ionización de pozo.
Fecha de verificación: _____ Realizado por: _____
Descripción de la fuente(s): Radionucleido: _____ Tipo: _____ No. Serie: _____ Intensidad (por certificado del fabricante) $S_{K,cert} =$ _____ Número de certificado: _____ Fecha del certificado: _____
Cámara de ionización: Modelo/Serie: _____ / _____ Electrómetro: Modelo/Serie: _____ / _____
Factor de calibración: $N_{SK} =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2\text{A}^{-1}$, dado a $P_0 =$ _____ kPa, $T_0 =$ _____ °C
Corrección de la lectura del electrómetro: a) Corrección por densidad de aire: Temperatura $T =$ _____ °C y presión $P =$ _____ kPa al momento de la medición. $P_{TP} = (P_0/P)[(273,15 + T)/(273,15 + T_0)] =$ _____ Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $M_0 =$ _____ C/min(Q_{HV}) Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $Q_{HV/2} =$ _____ C/min b) Corrección por recombinaciones: $p_{ion} = (4/3) - (Q_{HV/2}/3Q_{HV}) =$ _____ c) Corrección por escala del electrómetro: $p_E =$ _____
Intensidad de kerma en aire medida: $S_K = M_0 N_{SK} P_{TP} p_{ion} p_E = S_K =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2$
Discrepancia $\Delta = (S_K - S_{K,cert}^*) \times 100 / S_{K,cert}^* =$ _____ % $S_{K,cert}^*$: valor corregido para la fecha de verificación

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 112.

Anexo 3. La función de anisotropía promedio para las fuentes intracavitarias de ¹³⁷Cs: Amersham, 3M y RTR pre-1982

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	0	2	4	6	8	10	12	14	16	18
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,50	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,75	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,985	0,986
1,00	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,946	0,953	0,958	0,965
1,25	0,901	0,901	0,901	0,892	0,879	0,894	0,915	0,931	0,944	0,953
1,50	0,897	0,897	0,896	0,885	0,874	0,887	0,906	0,922	0,936	0,946
2,00	0,893	0,893	0,891	0,876	0,869	0,883	0,900	0,915	0,928	0,939
2,50	0,891	0,891	0,888	0,870	0,867	0,882	0,898	0,913	0,925	0,937
3,00	0,889	0,889	0,886	0,866	0,866	0,881	0,897	0,912	0,924	0,935
3,50	0,889	0,889	0,884	0,864	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
4,00	0,888	0,888	0,883	0,862	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
5,00	0,888	0,888	0,883	0,861	0,866	0,882	0,898	0,912	0,924	0,934
7,00	0,890	0,890	0,883	0,861	0,868	0,884	0,900	0,913	0,925	0,935
10,00	0,895	0,895	0,887	0,866	0,874	0,889	0,904	0,917	0,928	0,937

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	20	25	30	35	40	50	60	70	80	90
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,998	0,999	1,000	1,000	1,000
0,50	0,000	0,996	0,995	0,996	0,997	0,998	0,999	0,999	1,000	1,000
0,75	0,986	0,989	0,992	0,994	0,995	0,997	0,998	0,999	1,000	1,000
1,00	0,970	0,980	0,985	0,989	0,992	0,996	0,998	0,999	1,000	1,000
1,25	0,960	0,973	0,981	0,986	0,990	0,995	0,997	0,999	1,000	1,000
1,50	0,954	0,969	0,977	0,984	0,988	0,994	0,997	0,999	1,000	1,000
2,00	0,948	0,964	0,974	0,981	0,986	0,993	0,996	0,998	1,000	1,000
2,50	0,946	0,962	0,973	0,980	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,00	0,944	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,50	0,943	0,960	0,971	0,979	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
4,00	0,943	0,960	0,971	0,978	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
5,00	0,943	0,959	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
7,00	0,944	0,960	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
10,0	0,945	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ¹³⁷Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 480.



Universidad de San Carlos de Guatemala
Facultad de Ingeniería
Escuela de Ciencias

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

Marcos Calixto Catú Sajcabún
Asesorado por el Lic. Franky Reyes

Guatemala, septiembre de 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A LA JUNTA DIRECTIVA DE LA
FACULTAD DE INGENIERÍA

POR

MARCOS CALIXTO CATÚ SAJCABÚN
ASESORADO POR EL LIC. FRANKY REYES

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE

LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

GUATEMALA, SEPTIEMBRE DE 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
FACULTAD DE INGENIERÍA



NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
VOCAL I	Ing. Alfredo Enrique Beber Aceituno
VOCAL II	Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco
VOCAL III	Ing. Miguel Ángel Dávila Calderón
VOCAL IV	Br. Juan Carlos Molina Jiménez
VOCAL V	Br. Mario Maldonado Muralles
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
EXAMINADOR	Lic. Ricardo Enrique Contreras Folgar
EXAMINADOR	Ing. José Rodolfo Samayoa Dardón
EXAMINADOR	Ing. Otto Miguel Hurtarte Hernández
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

En cumplimiento con los preceptos que establece la ley de la Universidad de San Carlos de Guatemala, presento a su consideración mi trabajo de graduación titulado:

IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA

Tema que me fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Ciencias, con fecha 26 de febrero de 2010.

Marcos Calixto Catú Sajcabún

ACTO QUE DEDICO A:

Mi hija

Por ser en todo momento la fuente
de mi inspiración.

AGRADECIMIENTOS A:

Mis padres

Por apoyarme siempre en todos los
ámbitos de mi vida.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	VII
LISTA DE SÍMBOLOS	XI
GLOSARIO	XIII
RESUMEN.....	XVII
OBJETIVOS.....	XIX
INTRODUCCIÓN.....	XXI
1. ASPECTOS TEÓRICOS	1
1.1. Radiación.....	1
1.1.1. Radiación ionizante	1
1.1.2. Tipos de radiación ionizante	2
1.2. Radiometría	2
1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia	2
1.3.1. Actividad	3
1.3.2. Tasa de exposición de referencia	4
1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia.....	5
1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia	6
1.4.1. Radio (Ra)-226	7
1.4.2. Cesio-137	7
1.4.3. Cobalto-60	9
1.4.4. Iridio 192.....	10
1.4.5. Oro 198.....	12
1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia.....	13

1.4.7.	Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia	14
2.	LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA	15
2.1.	Dosimetría	15
2.2.	Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia	15
2.2.1.	Técnicas de braquiterapia intersticial	16
2.2.2.	Técnicas de braquiterapia intracavitaria	16
2.3.	Modelos de cálculos de dosis.....	16
2.4.	Formalismo de dosimetría según el TG-43	17
2.4.1.	Concepto básico.....	17
2.4.2.	Geometría de la fuente.....	18
2.4.3.	Datos de referencia	19
2.4.4.	Formalismo TG-43	20
2.4.5.	Formulación 2D del TG-43	20
2.4.6.	Aproximación 1D del TG-43	21
2.4.7.	Constante de razón de dosis.....	22
2.4.8.	Factor geométrico	23
2.4.9.	Función radial de dosis.....	25
2.4.10.	Función de anisotropía.....	26
2.4.11.	Intensidad de kerma aire	26
2.5.	Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota	27
2.5.1.	Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron	27
2.5.2.	Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed	29
2.5.3.	Fuentes Bebig	30
2.6.	Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN	32
2.6.1.	Reconstrucción del implante de braquiterapia.....	33
2.6.2.	Posicionamiento automático.....	34

2.6.3.	Remover fuentes puntuales duplicadas	34
2.6.4.	Cálculo de dosis para fuentes puntuales	34
2.6.5.	Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43).....	35
2.6.6.	Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido	35
2.6.7.	Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual.....	36
2.6.8.	Cálculo de la razón de dosis de la fuente	36
2.6.9.	Cálculo de dosis para fuentes lineales	37
2.6.10.	Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal.....	38
2.6.11.	Cálculo de dosis absoluta.....	39
2.6.12.	Factor de tiempo del implante.....	39
2.6.13.	Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes.....	40
3.	GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA.....	41
3.1.	Elementos del programa de garantía de calidad	42
3.1.1.	Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento.....	46
3.1.2.	Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento	46
3.1.3.	Algoritmos de cálculos de dosis.....	47
3.1.4.	Verificación de los cálculos de dosis en el paciente	48
3.1.5.	Localización de las fuentes.....	49
3.1.6.	Requerimientos de exactitud en braquiterapia.....	49

3.2.	Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia	50
4.	IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN.....	51
4.1.	Pruebas y controles a realizarse	52
4.1.1.	Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento	52
4.1.2.	Prueba 2: Digitalizador	52
4.1.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...53	
4.1.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.	53
4.1.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	54
4.1.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo.....	56
4.1.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	56
4.1.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia	58
4.2.	Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS.....	59
4.2.1.	Frecuencia de los controles.....	59
4.2.2.	Bitácoras	60
4.2.3.	Controles rutinarios	61
4.3.	Resultados de las pruebas realizadas al TPS	62
4.3.1.	Prueba 1: Unidad central de procesamiento	62
4.3.2.	Prueba 2: Digitalizador	63
4.3.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...63	

4.3.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.....	64
4.3.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	65
4.3.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo	67
4.3.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	68
4.3.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia.....	69
5.	INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN	75
5.1.	Datos utilizados	75
5.2.	Resultados.....	79
5.3.	Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43.....	81
5.3.1.	Procedimiento del cálculo independiente	83
5.4.	Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo	88
	CONCLUSIONES	91
	RECOMENDACIONES.....	93
	BIBLIOGRAFÍA	95
	ANEXOS.....	101

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

FIGURAS

1.	Esquema de decaimiento del cesio 137	8
2.	Esquema de decaimiento del cobalto 60.....	10
3.	Esquema principal de decaimiento del iridio 192	11
4.	Esquema de decaimiento del oro 198	12
5.	Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal	19
6.	Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío.....	23
7.	Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal.....	24
8.	Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192	28
9.	Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)	28
10.	de la fuente GammaMed de Ir-192.....	29
11.	Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig	30
12.	(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curietron	31
13.	Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés	33
14.	Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia	43
15.	Elementos contenidos en el formulario de control de calidad.....	61
16.	Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire	79

17.	Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia.....	83
-----	---	----

TABLAS

I.	Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia.....	6
II.	Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias	22
III.	Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron.....	32
IV.	Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40)	45
V.	Pruebas para el control de calidad	51
VI.	Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1	70
VII.	Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente.....	71
VIII.	Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes	72
IX.	Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43	76
X.	Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ¹³⁷ Cs: 3M, Amersham, RTR (pre-1982)	78
XI.	Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio.....	81
XII.	Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante....	84
XIII.	Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2	84

XIV.	Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43.....	87
XV.	Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo	88

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado
HVL	Capa hemirreductora
λ	Constante de decaimiento
Γ	Constante de razón de dosis
ρ	Densidad
D	Dosis absorbida
Kerma (K)	Energía cinética impartida en el medio
Cema (C)	Energía convertida por unidad de masa
X	Exposición
N_K	Factor de calibración de kerma en aire de la cámara de ionización
N_{elec}	Factor de calibración del electrómetro
k_{air}	Factor de corrección por atenuación por aire
k_n	Factor de corrección por no uniformidad
k_{scatt}	Factor de corrección por radiación dispersada
k_{TP}	Factor de corrección por temperatura y presión
MF	Factor de magnificación
γ	Fotón gamma
F(r,θ)	Función de anisotropía para fuente lineal
Φ_{an}	Función de anisotropía para fuente puntual
g(r)	Función de dosis radial
f_{cm}	Función de energía de rayos gamma
G(r,θ)	Función de geometría
GC	Garantía de calidad

K_r	Kerma en aire de referencia
α	Partícula alfa
β	Partícula beta
T	Período de semidesintegración
τ	Vida media

GLOSARIO

AAPM	Asociación Americana de Físicos en Medicina.
Algoritmo	Conjunto prescrito de instrucciones o reglas bien definidas, ordenadas y finitas que permite realizar una actividad o hallar la solución a un problema mediante pasos sucesivos.
Cuaderno de bitácora	Registro escrito de las acciones que se llevan a cabo en cierto trabajo o tarea.
Calibración	Procedimiento de comparación entre lo que indica un instrumento y lo que debería indicar de acuerdo a un patrón de referencia con valor conocido.
Cámara de ionización	Es esencialmente un capacitor en el cual la corriente de fuga es inducida a través de la acción del haz de radiación.
Cema	Es la energía convertida por unidad de masa, aplicable a radiación directamente ionizante.
DFC	Término que hace referencia a la distancia entre la fuente y la cámara.
Estocástica	Cantidad cuyo valor ocurre aleatoriamente y varía en forma discontinua en el espacio y tiempo. En

principio puede medirse con un error arbitrariamente pequeño.

Dosimetría	Es el cálculo de la dosis de radiación que recibirá el paciente (más o menos detallada por órganos o regiones) con un tratamiento determinado.
Dosis absorbida	Cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un material irradiado.
Electrómetro	Dispositivo de medición de corriente de carga inducida. Es muy sensible, se usa en conjunto con una cámara de ionización.
Exposición	Es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en aire de masa dm quedan completamente frenados en el aire.
Fluencia	Hace referencia a un flujo de partículas o de energía en un área determinada.
Garantía de calidad	Se refiere a las acciones planificadas y sistematizadas que garantizan que una estructura, o componente se comporte satisfactoriamente.
HDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una alta tasa de dosis de radiación.
Implante de braquiterapia	Consiste en colocar fuentes de radiación en un tumor o lugar de tratamiento con el fin de eliminar el tumor.

Kerma	Energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa, incluyendo la energía por pérdida radiactiva y excluyendo la energía que pasa de una partícula cargada a otra.
LDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una baja tasa de dosis de radiación.
LSCD	Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica.
MgRaeq	Miligramos de radio equivalente, es aquella masa de radio 226 filtrada por 0.5 mm de platino que produce la misma tasa de kerma en aire que la fuente en cuestión.
No estocástica	Cantidad cuyo valor, en principio puede predecirse por cálculos y varía de forma continua en el espacio y tiempo.
OIEA, IAEA	Organismo Internacional de Energía Atómica.
OMS	Organización Mundial de la Salud.
PMMA	Polimetilmetacrilato, material utilizado para simular las propiedades del cuerpo humano, al utilizar radiaciones.
Radiometría	Se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética.

Radionúclido	Es un átomo con un núcleo inestable, caracterizado por exceso de energía disponible.
SCF	Hace referencia a un sistema de coordenadas fijo.
SCP	Hace referencia al sistema de coordenadas del paciente.
SFD	Hace referencia a la distancia desde la fuente radiactiva hasta la película radiográfica.
TECDOC	Documento Técnico.
TPS	Sistema de planificación de tratamientos computarizado usado en radioterapia.
TRS	Hace referencia a una serie de reportes técnicos, emitido por el OIEA.

RESUMEN

La radioterapia es de gran importancia en su aplicación para el tratamiento del cáncer; y para garantizar la óptima aplicación de sus protocolos y procedimientos, se auxilia de un programa de garantía de calidad basado en protocolos y normas de carácter mundial.

En este trabajo se hace una revisión de los principios de la radiación, su dosimetría y su aplicación en la braquiterapia, así como de un programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle" describiendo y aplicando diferentes pruebas para garantizar la calidad de la planificación de un tratamiento de braquiterapia, asegurando el correcto funcionamiento del sistema de planificación utilizado para este fin.

El trabajo está estructurado en cinco capítulos: el primer capítulo trata los aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, incluyendo la especificación de las fuentes y las fuentes usadas en braquiterapia. El segundo capítulo, describe la dosimetría de las fuentes de braquiterapia y las rutinas utilizadas en el sistema de planificación de tratamiento. El capítulo tres, estudia los elementos de un programa de garantía de calidad que se implementan en el capítulo cuatro, por medio de ocho pruebas de garantía de calidad realizadas al sistema de planificación de braquiterapia del Instituto Nacional de Cancerología (INCAN).

En el capítulo cinco se introduce de forma novedosa un método moderno de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia, sugerida por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, llamado formalismo TG-43.

OBJETIVOS

General

Implementar un programa de garantía de calidad al sistema de planificación de tratamiento de braquiterapia, en el Instituto de Cancerología y Hospital “Dr. Bernardo del Valle”.

Específicos

1. Implementar y realizar correctamente las pruebas necesarias que garanticen el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia del sistema de planificación.
2. Describir y realizar correctamente las rutinas en la planificación de un implante de braquiterapia usando el sistema de planificación.
3. Implementar la especificación de fuentes recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, el formalismo TG-43, para actualizar las unidades de medida utilizadas en braquiterapia.
4. Minimizar la probabilidad de que ocurra un accidente radiológico debido a errores en el sistema de planificación.
5. Conocer las características físicas de la radiación y las fuentes de radiación utilizada en braquiterapia.

INTRODUCCIÓN

El cáncer es una enfermedad que cada día agobia más a la población y es una de las principales causas de muerte en todo el mundo, la Organización Mundial de la Salud calcula que, 84 millones de personas morirán de cáncer entre 2005 y 2015.

El objetivo principal al tratar el cáncer es destruir las células cancerosas sin exceder el nivel de tolerancia de las células sanas circundantes, los nuevos equipos de tratamiento que se producen en radioterapia, tienen como finalidad alcanzar ese objetivo de manera simple y eficaz.

El cáncer de cérvix es el tipo de cáncer más común en el sexo femenino en Guatemala, en las últimas estadísticas del Instituto de Cancerología, se observa que en un año, se atendieron 783 casos de cáncer de cérvix. El tratamiento de esta patología se hace con radioterapia externa, con braquiterapia o una combinación de ambos métodos, y para su tratamiento, tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora.

Los sistemas de planificación de tratamiento computarizado contienen módulos de software para diferentes formas de tratar el cáncer, estos pueden ser; radioterapia de intensidad modulada (IMRT), radioterapia conformada (CRT), radioterapia guiada con imagen (IGRT), simulación virtual, braquiterapia, etc. En todos los módulos, es necesario comprobar periódicamente su correcto funcionamiento para mejorar la exactitud en la administración de la dosis de

radiación, y evitar errores que puedan producir un accidente radiológico. El propósito de este trabajo es implementar un método para garantizar el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia en el INCAN.

Tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, cuando esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora, debe comprobarse periódicamente su correcto funcionamiento para evitar errores que puedan conllevar a un accidente radiológico.

La garantía de calidad del funcionamiento de los sistemas de tratamiento computarizado a tomado relevancia debido a accidentes que se han reportado debido al descuido en el uso de esta herramienta: en el 2000 en Panamá, se introdujo incorrectamente los datos de bloqueos del haz de radiación en el TPS; en 1982, en un hospital de Inglaterra, se suministró dosis menores a las necesarias para el tratamiento cuando se introdujo el uso del TPS en vez del cálculo manual; en 1987 al sustituirse una fuente de cobalto 60 en un hospital de Maryland, Estados Unidos, el físico encargado no actualizó correctamente los datos en el TPS. La garantía de calidad de este sistema, permite asegurar que las dosis calculadas en puntos de interés son correctas.

El presente trabajo consta de cinco capítulos, el primero trata de aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, haciendo énfasis en las características físicas de las fuentes de radiación utilizadas en braquiterapia.

En el capítulo dos se estudia la dosimetría de las fuentes de radiación en braquiterapia, tomando como base el formalismo de cálculo de dosis TG-43, considerado el modelo más completo disponible actualmente. También se

describen las rutinas que realiza el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus en la planificación de un implante de braquiterapia.

En el tercer capítulo se describen los elementos de un programa de garantía de calidad en braquiterapia, específicamente del sistema de planificación de tratamientos de braquiterapia.

El capítulo cuatro, trata sobre el programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle"; este programa se hizo implementando ocho pruebas que verifican la exactitud de los cálculos del sistema y que esta exactitud se mantenga en el tiempo, estas pruebas deben realizarse en intervalos de tiempo específicos.

Finalmente, en el capítulo 5, se introdujo el formalismo de cálculo de dosis TG-43 para su implementación en el hospital y se calculó detalladamente la dosis en puntos de interés en un paciente real. En los anexos se incluyen dos formularios, uno para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia y otro para la verificación de la intensidad de las fuentes de braquiterapia, también se incluye una tabla de factores de anisotropía para las fuentes de cesio 137 utilizadas en el INCAN.

1. ASPECTOS TEÓRICOS

En este primer capítulo, se introducen varios conceptos necesarios para los próximos capítulos de este trabajo. Se hace énfasis en las especificaciones de las fuentes de radiación en braquiterapia y sus esquemas de decaimiento.

1.1. Radiación

Se aplica el término radiación a la emisión y propagación de energía a través del espacio o por un medio material. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.1.1. Radiación ionizante

Es la radiación que puede ionizar la materia directa o indirectamente. La radiación que ioniza directamente (partículas cargadas) deposita su energía en el medio por medio de la interacción de Coulomb entre la partícula cargada directamente ionizante y los electrones orbitales de los átomos en el medio. La radiación que ioniza indirectamente (neutrones y fotones (rayos X y rayos γ)), deposita su energía en el medio por medio de dos procesos:

- En el primer proceso, una partícula cargada es liberada en el medio (los fotones liberan electrones o positrones, los neutrones liberan protones o iones pesados)
- En el segundo proceso, las partículas cargadas liberadas depositan su energía en el medio a través de interacciones de Coulomb con electrones

orbitales de los átomos en el medio. (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

1.1.2. Tipos de radiación ionizante

Las radiaciones ionizantes generalmente se caracterizan por su capacidad para excitar e ionizar átomos de la materia con la que interacciona. Entre los tipos de radiación ionizantes están: rayos gamma, rayos X, electrones, neutrones y partículas cargadas pesadas.

1.2. Radiometría

La radiometría se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética. Las mediciones sobre la radiación o investigaciones de los efectos de la radiación requieren de varias especificaciones del campo de radiación en puntos de interés.

Varias cantidades y unidades han sido definidas para describir los haces de radiación, las siguientes cantidades son usadas para describir un haz de radiación mono energético ionizante: fluencia de partículas, fluencia de energía, tasa de fluencia de partículas y tasa de fluencia de energía.

1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia

Numerosas recomendaciones internacionales indican la conveniencia de especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia en unidades de tasa de kerma en aire; tanto en los certificados de los laboratorios de calibración, como en los sistemas de planificación y en la prescripción y documentación de los tratamientos, aunque en la práctica clínica se prefiere usar Grays.

La intensidad de kerma en aire, está definida como el producto de la tasa de Kerma aire en aire $K_{(air)air}$ y el cuadrado de la distancia entre el punto de calibración y el centro de la fuente en el eje bisector de la misma. (IAEA. Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia. 2004). Se simboliza como S_K y sus unidades son: $[S_K]=\mu Gy\cdot m^2\cdot h^{-1}= cGy\cdot cm^2\cdot h^{-1}$.

La cantidad recomendada para la especificación de fuentes de rayos gamma es la tasa de referencia de kerma en aire, la cual para fuentes lineales tipo alambre o cadenas de semillas de ^{192}Ir se emplea la cantidad: intensidad lineal de kerma en aire, definida como la S_K por unidad de longitud de la fuente. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

1.3.1. Actividad

La actividad se define como el número de desintegraciones por unidad de tiempo de un isótopo radiactivo; dado que la desintegración no tiene unidades, la actividad es medida en s^{-1} . La unidad de la actividad es el Becquerel, $1(Bq)=s^{-1}$, aunque por muchos años (y se usa a veces en la actualidad) su unidad fue el Curio (Ci).

$$1 Ci = 3,70 \times 10^{10} Bq \quad (1.1)$$

De lo anterior, la magnitud de la fuente de cualquier radionúclido puede ser especificado en submúltiplos de Ci (en la práctica clínica se prefiere el mCi).

La tasa de exposición \dot{X} a cualquier punto particular es proporcional al producto de la actividad, su constante de razón de exposición e inversamente proporcional a d^2 . (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010):

$$\dot{X} = \Gamma \frac{A}{d^2} \quad (1.2)$$

donde A es la actividad y \dot{X} la constante de razón de exposición. Sin embargo, se puede introducir errores en este método debido a que se debe aplicar correcciones para la fuente y filtración de las paredes y que la constante de razón de exposición no se puede conocer exactamente. Cabe mencionar que, la exactitud de la constante de razón de exposición depende del conocimiento exacto de los datos espectroscópicos y los coeficientes de absorción relevante. (Faiz Khan The physics of radiation therapy. 2010).

1.3.2. Tasa de exposición de referencia

El Consejo Nacional sobre Protección Radiológica y Mediciones (NCRP) de Estados Unidos, recomienda que la magnitud de cualquier emisor \dot{X} deba ser especificada directamente en términos de razón de exposición en aire a una distancia específica tal como 1 metro.

Esta especificación puede llevarse a cabo simplemente midiendo la razón de exposición en aire libre a una distancia suficientemente grande que la fuente pueda ser tratada como puntual. Una gran distancia minimiza la dependencia de la calibración sobre la construcción de la fuente y el detector, esto debido a que ambos pueden ser tratados como puntuales. Además, el efecto de la transmisión oblicua de los rayos \dot{X} a través de la cápsula de la fuente se vuelve despreciable.

Loevinger (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981), recomienda la calibración de las fuentes de braquiterapia en términos de dosis absorbida en agua cerca de la fuente. Sin embargo, tal

calibración no está disponible comúnmente, por lo que el método de razón de exposición lejos de la fuente sigue siendo el método más apropiado.

La cantidad recomendada para la especificación de las fuentes gamma es la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$

1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia

La tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$, está definida por la Comisión Internacional en Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia de 1 metro, corregida para los efectos de atenuación y dispersión; tiene como unidades Gy/s aunque es más conveniente usar $\mu\text{Gy/h}$ para LDR y mGy/h para HDR.

La Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) recomienda especificar la emisión de fotones de una fuente en términos de la intensidad de kerma en aire (*air-kerma strength*) S_K . La relación entre $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$ y S_K está dada por:

$$S_K = (\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}} d_{\text{ref}}^2 \quad (1.3)$$

donde d_{ref} es la distancia de referencia para donde la tasa de kerma en aire es definida (1m). Claramente, la intensidad de kerma en aire y la tasa de kerma en aire son numéricamente iguales y se diferencian únicamente por sus unidades, de este modo, la denominada intensidad de kerma en aire viene dado por $1\text{U} = 1\mu\text{Gym}^2/\text{h} = 1\text{cGycm}^2/\text{h}$ recomendada por el TG 43. (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981).

Antiguamente se usaban las cantidades miligramo de radio equivalente y Actividad aparente para la especificación de las fuentes de braquiterapia, en el aún se usa la primera de éstas, y con este trabajo se sugiere su actualización.

1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia

A partir del descubrimiento del elemento radio, este fue el más utilizado en braquiterapia; sin embargo, los radioisótopos artificiales ofrecen ventajas especiales en algunas situaciones debido a: la energía de sus rayos γ , flexibilidad de las fuentes, tamaño de las fuentes y vida media.

Tabla I. **Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia**

radionucleido	Vida Media	Energía del fotón	Valor medio de la capa (mm de plomo)
^{226}Ra	1600 años	0,047-2,450 (0,83 avg)	8,0
^{222}Rn	3,83 días	0,047-2,45 (0,83 avg)	8,0
^{60}Co	5,26 años	1,17 1,33	11,0
^{137}Cs	30 años	0,662	5,5
^{192}Ir	74,2 días	0,136-1,06	2,5
^{198}Au	2,7 días	0,412	2,5
^{125}I	60,2 días	0,028 avg	0,025

Fuente: Faiz, Khan. The physics of Radiation Therapy. p. 355.

La tabla I, muestra las fuentes usadas comúnmente en braquiterapia así como sus propiedades físicas relevantes.

A continuación se describen las características de los isótopos radiactivos de mayor importancia en braquiterapia: radio (Ra), cesio 137 (Cs-137), cobalto 60 (Co-60), iridio 192 (Ir-192) y oro 198 (Au-198).

1.4.1. Radio (Ra)-226

Es el sexto miembro de la serie del uranio, la cual empieza con $^{238}_{92}\text{U}$ y finaliza con el isótopo $^{286}_{82}\text{Pb}$. El radio se desintegra con una vida media de 1620 años para formar radón.



El núcleo de radón producido es un gas inerte que se desintegra en otro producto hijo. Como resultado del proceso de decaimiento a partir del radio hasta el plomo estable, se producen al menos 49 rayos γ con energías en el rango desde 0,184 a 2,45 MeV. La energía media de los rayos γ es 0,83 MeV. (Philip Mayles; Alan Nahum; Jean-Claude Rosenwald. Handbook of radiotherapy physics. 2007).

Una filtración de al menos 0,5 mm de platino que conforma la cápsula de la fuente, es suficiente para absorber todas las partículas α y la mayoría de las partículas β emitidos por el radio y sus productos hijos. Solo rayos γ son usados para terapia.

1.4.2. Cesio-137

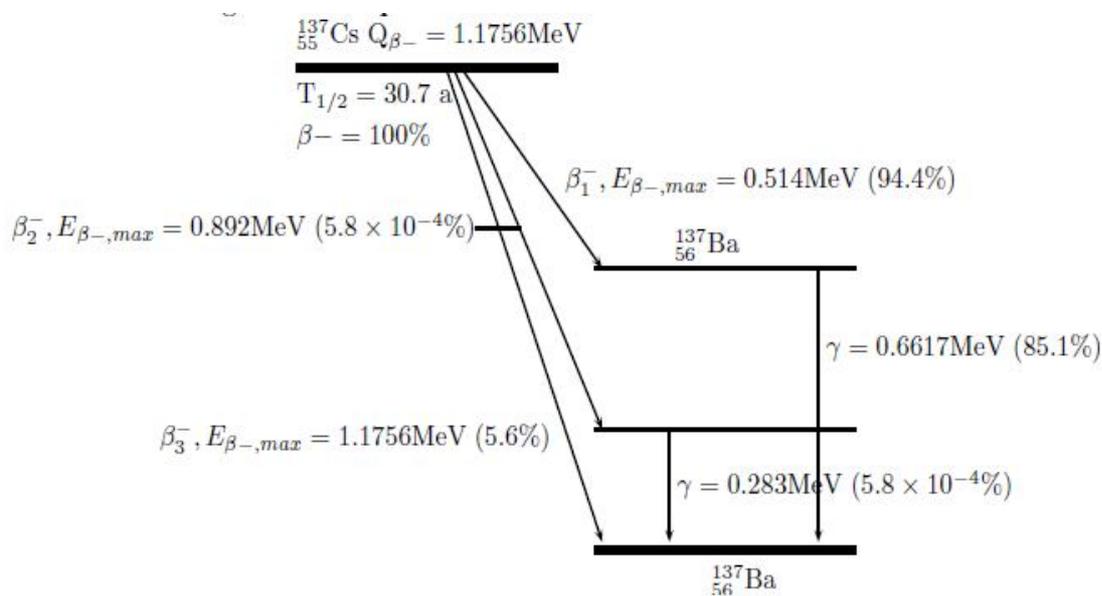
El cesio es un radioisótopo emisor de rayos γ el cual es usado como un sustituto del radio en braquiterapia intersticial e intracavitaria. Este se provee en forma de polvo insoluble o micro esferas de cerámica doblemente encapsuladas

en agujas de acero inoxidable y tubos. El cesio 137 es usado ampliamente para tratamientos de cáncer ginecológico y son implantados manualmente.

El cesio 137 emite rayos γ de energía 0,662 MeV, el esquema de decaimiento en la figura 1 muestra que el cesio 137 se transforma en Ba-137 por un proceso de decaimiento β^- pero el 93,5% de las desintegraciones son seguidas de rayos γ a partir del estado meta estable del Ba-137.

Las partículas β y los rayos x característicos de baja energía son absorbidos por el material de acero inoxidable, de esta forma, la fuente para uso clínico es un emisor de rayos γ puro.

Figura 1. Esquema de decaimiento del cesio 137



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 153.

La constante de razón de exposición Γ_{δ} para cesio 137 no filtrado es 3,26 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ comparando este valor con Γ_{δ} de radio filtrado que es 8,25 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ para 0,5 mm Pt, el factor de conversión es

$$\frac{8,25}{3,26} = 2.53 \text{mCi de Cs-137/mg de Ra-226} \quad (1.5)$$

sin embargo, a lo largo del eje transversal de fuentes clínicas, (cesio con 0,5 mm de acero y radio con 0,5 mm de filtración generalmente) el factor de conversión medio ha sido calculado como 2,55 para agujas de cesio y 2,59 para tubos de cesio 137. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.4.3. Cobalto-60

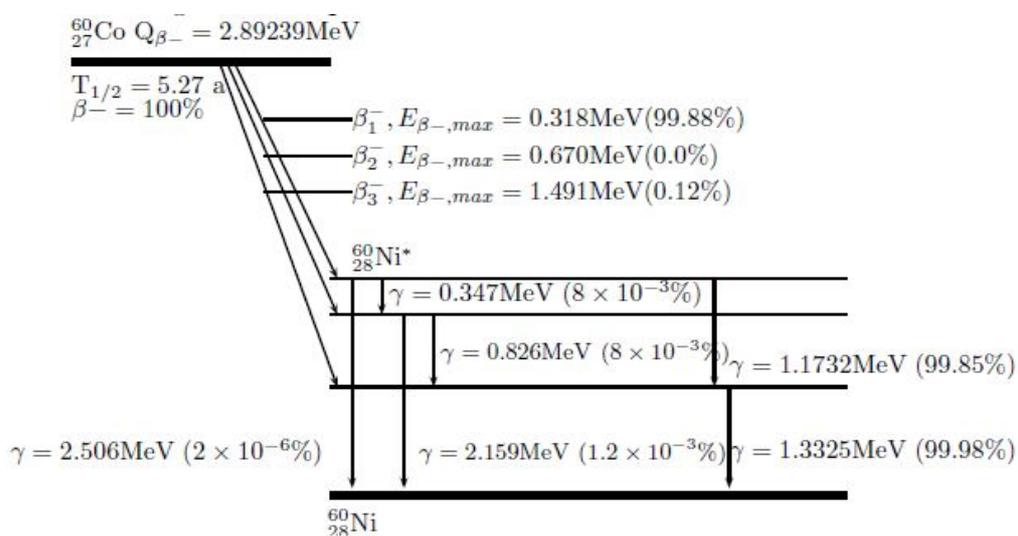
Debido a la alta actividad específica, el Co-60 es apropiado para la fabricación de fuentes pequeñas de alta actividad y se ha usado principalmente para sustituir al Ir-192 para braquiterapia ginecológica.

El Co-60 sufre decaimiento β^- al estado excitado de Ni-60 como se muestra en la figura 2. La des-excitación al estado estable del Ni-60 se ocurre principalmente por la emisión de rayos gamma que tienen dos líneas de energías dominantes de 1,1732 y 1,332 MeV, ambos con una intensidad absoluta de aproximadamente 100%. En promedio se emiten dos fotones por desintegración. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

Los principales rayos β^- tienen una energía máxima de 0,318 MeV, una energía media de 0,096 MeV y una intensidad absoluta de 99,88%. Los rayos beta de alta energía, tienen una energía máxima de 1,491 MeV y una energía media de 0,626 MeV con una probabilidad de emisión de 0,12%.

Debido a la relativamente baja energía de los electrones emitidos, su filtración puede alcanzarse fácilmente debido al mismo material del cobalto o con finas capas de encapsulado.

Figura 2. **Esquema de decaimiento del cobalto 60**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 150.

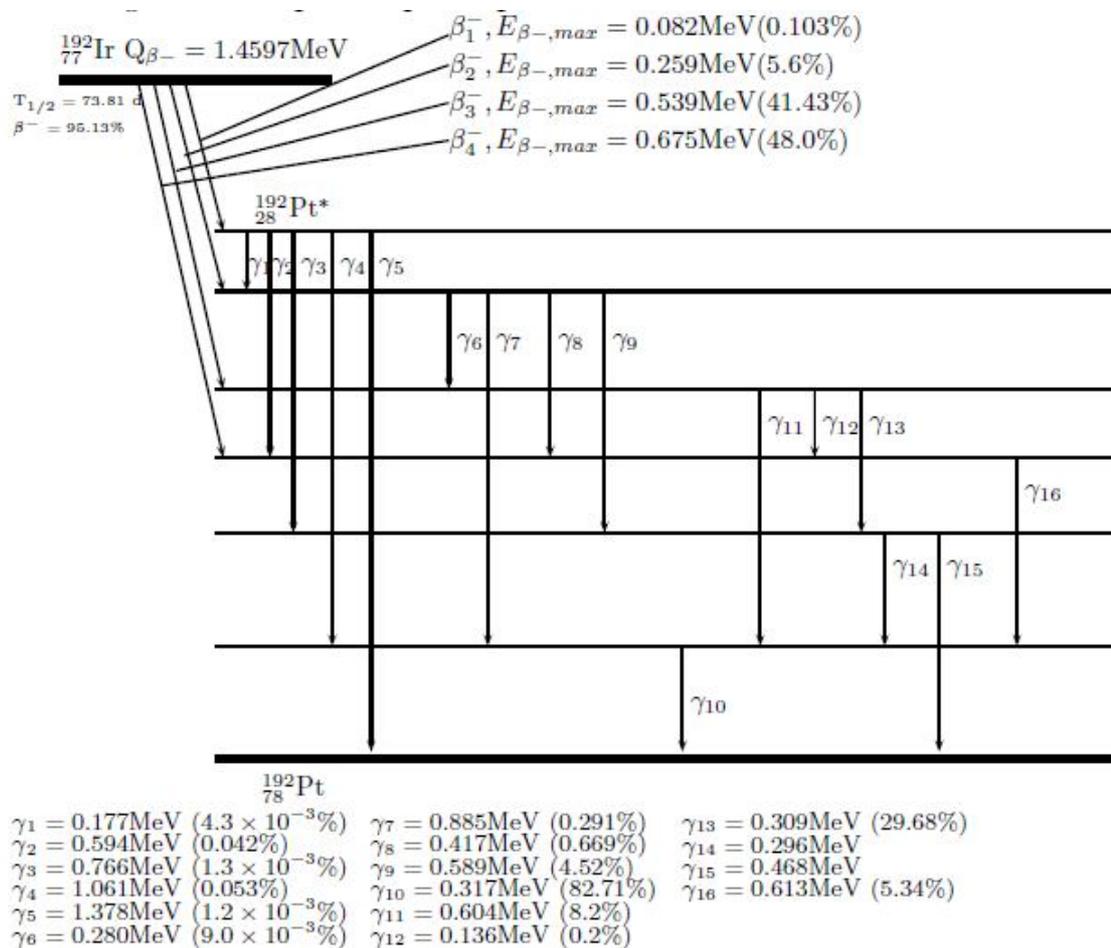
El Co-60 es más caro de producir que el Cs-137. Debido a que el Co-60 tiene una vida media de 5,27 años, tiene importantes ventajas en cuanto a costos comparado con fuentes de iridio 192, las cuales debido a su corta vida media, de 73,8 días, deben reemplazarse más a menudo. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010)

1.4.4. Iridio 192

Las fuentes de iridio son fabricadas en forma de delgados alambres flexibles y pueden ser cortadas a las longitudes deseadas, también se usan

comúnmente cintas de nylon que contienen semillas de iridio de 3 mm de longitud y 0,5 mm en diámetro con una separación de 1 cm entre sus centros. Ambas formas, de alambre y de cintas de semillas son muy adecuadas para la técnica de carga remota.

Figura 3. Esquema principal de decaimiento del iridio 192



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 158.

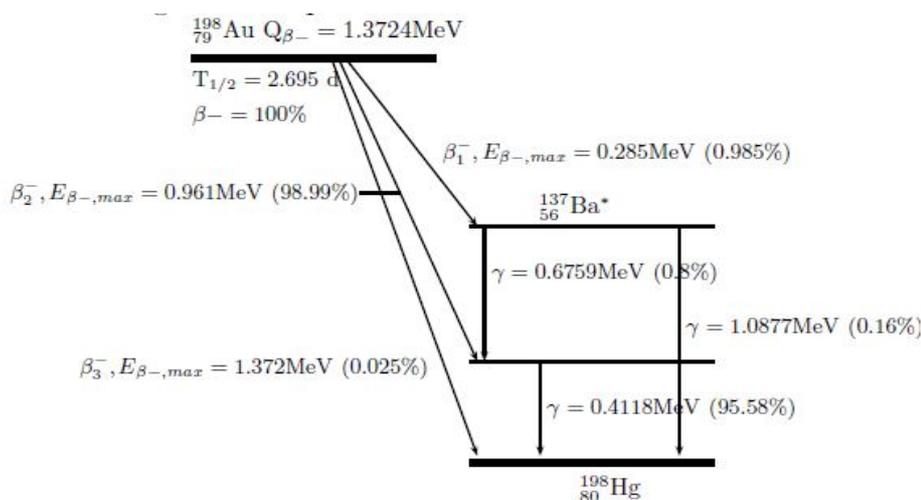
El iridio 192 tiene un espectro de rayos γ complicado con una energía media de 0,38 MeV; debido a esto, estas fuentes requieren menos blindaje para la protección del personal. La figura 3 muestra el esquema de decaimiento del iridio 192.

La desventaja del iridio es su corta vida media (74,2 días), no obstante su vida media es larga comparada con el tiempo de tratamiento promedio por lo que las fuentes pueden ser usadas para implantes no permanentes. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.5. Oro 198

Estas fuentes son en forma de semillas o granos que consisten en un isótopo radiactivo de oro (Au-198), el Au-198 es usado en implantes intersticiales y ha sido usado en implantes permanentes.

Figura 4. Esquema de decaimiento del oro 198



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 155.

El oro 198 tiene una vida media de 2,7 días y emite rayos γ monoenergéticos de 0,412 MeV de energía, también emite rayos β de una energía máxima de 0,96 MeV pero son absorbidos por una capa de platino de 0,1 mm que rodea las semillas. Una semilla de oro es generalmente de 2,5mm de longitud con un diámetro externo de 0,8mm.

Debido a la baja energía de sus rayos γ , la protección del personal es más fácil de manejar que en el caso del radón. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia

Fuentes de rayos beta son usadas principalmente en lugares donde la braquiterapia está más avanzada. Estas fuentes son:

- Estroncio 90 que decae en itrio 90, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides.
- Rutenio 106 que decae en rodio 106, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides y retinoblastomas.
- Itrio 90, fuentes de alambre son producidas para usarse en braquiterapia intravascular para prevenir la reestenosis.
- Fósforo 32, actualmente se producen fuentes de alambre de fósforo 32 para tratamiento intravascular para prevenir la reestenosis¹.

¹ Reparación de un estrechamiento u obstrucción de una arteria tras un procedimiento intervencionista

La ventaja de este tipo de fuentes es que la actividad está localizada muy cerca del objetivo, de esta forma se requiere menor actividad para alcanzar la razón de dosis deseada que con una fuente lineal.

1.4.7. Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia

Actualmente los dos radionúclidos que emiten fotones de baja energía (energía media <100 keV) son usados para braquiterapia intersticial y aplicadores superficiales: yodo 125 y paladio 103.

El uso de estos nucleídos y el número de nuevos diseños de fuentes en el mercado incrementa rápidamente. Todas estas fuentes son de forma cilíndrica, encapsuladas en titanio con un diámetro externo de 0,8 mm y longitud de 4,5 mm. Se han diseñado otros dos de prototipos fuentes de fotones de baja energía, iterbio-169 y samario-145 y en algunos casos se han usado para terapia. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004)..

Fuentes de paladio 103 son usadas principalmente en implantes permanentes (por ejemplo, tumores de próstata) como alternativa al yodo 125.

2. LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA

En la práctica de la braquiterapia, es importante considerar los siguientes aspectos: la dosimetría de la radiación, la técnica, el equipo y el personal que interviene y la correcta planificación del implante por medio de un planificador de tratamiento computarizado adecuado. Añadido a esto, la garantía de calidad del sistema de planificación.

2.1. Dosimetría

Dosimetría de la radiación (o simplemente dosimetría) trata de las mediciones de la dosis absorbida o razón de dosis que resulta de de la interacción de la radiación ionizante con la materia. Más ampliamente se refiere a la determinación de esas cantidades así como cualquier otra cantidad radiológicamente relevante tal como exposición, kerma, fluencia, dosis equivalente, energía impartida y otras.

A menudo se mide una cantidad (usualmente la dosis absorbida) y de ella deriva otras por cálculos basadas en relaciones definidas previamente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.2. Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia

Se pueden dividir en dos grupos atendiendo al tiempo de duración de la aplicación: (a) Implantes temporales, si la duración de la aplicación es finita, (b) Implantes permanentes, si la fuente radiactiva se aplica de manera permanente.

Por otra parte, se pueden clasificar atendiendo al modo de carga del material radiactivo en: (a) Implantes de carga inmediata, aquellos en los que el material radiactivo se coloca en el mismo acto de la realización del implante, (b) Implantes de carga diferida, aquellos en los que el material radiactivo no se coloca en el mismo acto del implante, sino después de ubicar al paciente en una sala dedicada a ese fin.

2.2.1. Técnicas de braquiterapia intersticial

Se aplica este término a aquellos implantes en los que el material radiactivo queda colocado en el interior del tejido, atravesando el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: técnica de hilos plásticos, técnica de agujas vectoras, técnica de agujas hipodérmicas, técnicas de horquillas vectoras.

2.2.2. Técnicas de braquiterapia intracavitaria

Este término se aplica a aquellos implantes en los cuales el material radiactivo queda colocado en el interior de cavidades naturales del organismo, en contacto con el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: aplicadores rígidos (tipo Fletcher), aplicadores flexibles (tipo Delouche), moldes vaginales (tipo Chassagne).

2.3. Modelos de cálculos de dosis

Un método muy antiguo aunque aún usado en muchos hospitales, es usar un sistema que utiliza tablas que dan la dosis impartida por miligramo de radio equivalente por hora (mgRaeq/h) como una función del volumen o área a tratar.

Actualmente se usan nuevos métodos como el TG-43, el uso de la integral de Sievert directamente o tablas de dosis pre calculadas.

El protocolo TG-43 es un modelo de cálculo de dosis modulada y es considerado el modelo más completo disponible actualmente, fue introducido en 1995 y actualizado en 2004 por la AAPM y permite calcular la distribución de dosis de manera bidimensional, alrededor de una fuente con simetría cilíndrica.

2.4. Formalismo de dosimetría según el TG-43

El formalismo del AAPM TG-43, puede considerarse como el formalismo más completo disponible actualmente, pues introduce e incorpora constantes de razón de dosis y varios parámetros dosimétricos que dependen del diseño específico de la fuente.

El formalismo TG-43, es un formalismo consistente, simple para implementar, y se basa en un pequeño número de parámetros que pueden obtenerse de cálculos de distribución de razón dosis alrededor de una fuente en un medio equivalente de agua, por medio de simulaciones hechas en Monte Carlo (MC) o por mediciones en ese medio. Esto incrementa la exactitud en los cálculos que se realizan en una clínica, los cuales se realizan siempre en agua y no en el espacio libre (aire).

2.4.1. Concepto básico

Los sistemas de planificación de tratamiento tradicionales, calculan la distribución de dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 por interpolación de tablas conteniendo la razón de dosis o por integrales de Sievert. Sin embargo, algunos sistemas de planificación recientes, tales como el

Varian BrachyVision, y el Theraplan plus 3.8 (de Nordion), han discontinuado el uso de tablas y han implementado el formalismo del protocolo TG-43 como el algoritmo de cálculo dosimétrico en braquiterapia.

En el formalismo de cálculo de dosis TG-43, protocolo dosimétrico recomendado por la AAPM, la razón de dosis de fuentes de braquiterapia es el producto de: la magnitud aire kerma, la constante de razón de dosis, el factor geométrico, la función de dosis radial y la función de anisotropía de la fuente de radiación para el cálculo de dosis.

Para calcular la dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 de una longitud física típica de 2 cm, varios investigadores han usado diversas técnicas como; integración numérica de distribución de dosis de fuentes puntuales, simulaciones con Monte Carlo, mediciones de dosis usando cámaras de iones, diodos y radiografías.

2.4.2. Geometría de la fuente

Todas las fuentes actualmente en uso en braquiterapia tienen una geometría cilíndrica y están construidas con un núcleo activo y un encapsulamiento, de forma que se puede asumir una geometría cilíndrica para la distribución de dosis con respecto al eje longitudinal.

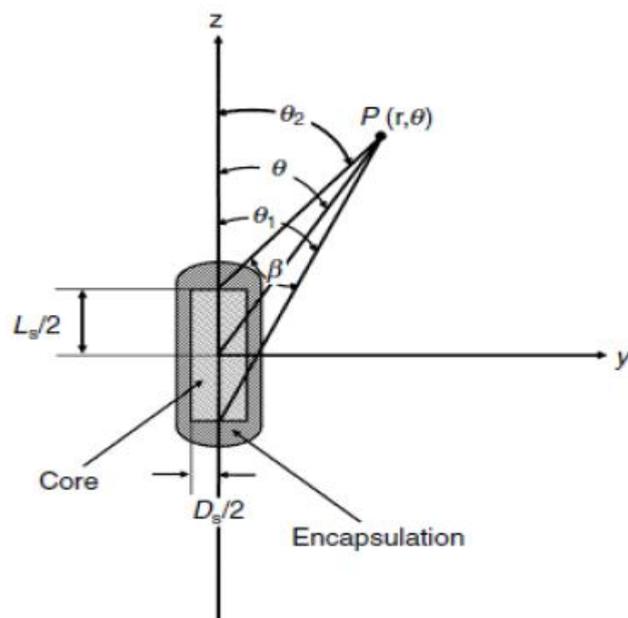
La precisión en los cálculos de dosis alrededor de las fuentes de braquiterapia está limitada por la precisión de los datos dosimétricos y los parámetros de las fuentes usadas, sin embargo, la precisión de tales cálculos depende también de las suposiciones y limitaciones del modelo o formalismo adoptado.

Para el caso de fuentes con geometría cilíndrica, el modelo incluye una anisotropía en la distribución de dosis alrededor de las fuentes, causada por la atenuación y absorción de la radiación por la fuente misma y por su encapsulamiento. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.3. Datos de referencia

Los puntos de referencia (r_0, θ_0) en este reporte se eligen de tal forma que estén en el bisector transverso de la fuente a una distancia de 1 cm desde su centro, es decir, $r_0=1\text{cm}$ y $\theta_0=\pi/2$, como se muestra en la figura 5:

Figura 5. **Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 303.

Esta elección del punto de referencia para el cálculo de dosis en un medio es consistente con la práctica tradicional de usar una distancia de 1 cm desde la fuente como un punto de referencia. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.4. Formalismo TG-43

Inicialmente este formalismo se desarrolló para fuentes de braquiterapia intersticial como I-125, Pd-103 y Ir-192. Sin embargo, este no es un problema para aplicarlo para otras fuentes para braquiterapia intracavitaria como Cs-137 muy usadas aún en implantes ginecológicos. En el formalismo TG-43 la razón de dosis en el punto (r, θ) se escribe como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (2.1)$$

donde S_k es la intensidad de kerma en aire (descrita en la sección 2.4.11); Λ es la constante de razón de dosis (descrita en la sección 2.4.7); $G(r, \theta)$ es el factor de geométrico (descrito en la sección 2.4.8); $g(r)$ es la función radial de dosis (descrita en la sección 2.4.9); y $F(r, \theta)$ es la función de anisotropía (descrita en la sección 2.4.10) y $G(1, \pi/2)$ es el factor geométrico a 1 cm a lo largo del eje transversal de la fuente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.4.5. Formulación 2D del TG-43

El TG-43 restringe sus consideraciones a fuentes cilíndricamente simétricas (vea figura 5) para tales fuentes, la distribución de dosis es bidimensional y puede describirse en términos de un sistema de coordenadas polares con su origen en el centro de la fuente donde r es la distancia al punto

de interés y θ es el ángulo con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.6. Aproximación 1D del TG-43

Algunos sistemas de planificación usan el modelo unidimensional isotrópico de una fuente puntual para calcular la distribución de dosis. En esta aproximación, la dosis depende solo de la distancia radial desde la fuente, la contribución de la razón de dosis en tejido debido a cada semilla puede aproximarse por el promedio de la distribución de la razón de dosis a una distancia específica r sobre el rango total de orientación posible, el cual se calcula sobre una esfera de radio r .

$$\dot{D}(r) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{4\pi} \dot{D}(r, \theta, \phi) d\Omega \quad (2.2)$$

donde $d\Omega = \sin \theta d\theta d\phi$ es el ángulo sólido.

Debido a la simetría cilíndrica de la distribución de dosis para todas las fuentes tratadas por el protocolo TG-43, se tiene que (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994):

$$\dot{D}(r) = \frac{S_K \Lambda}{r^2} g(r) \phi_{an}(r) \quad (2.3)$$

donde $\phi_{an}(r)$ es el factor de anisotropía; el factor de anisotropía es la proporción de la razón de dosis a una distancia r , promediada con respecto a un ángulo sólido.

2.4.7. Constante de razón de dosis

La constante de razón de dosis Λ , tanto para la formulación 2D del TG-43 como para la aproximación 1D del TG-43, se define como la razón de dosis en agua a una distancia de 1 cm sobre el eje transversal por unidad de magnitud kerma en aire de la fuente en agua:

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_K} \quad (2.4)$$

con unidades $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$, incluye el efecto de la geometría de la fuente, distribución espacial de la radiactividad dentro la capsula, filtración de la fuente y dispersión en agua circundante a la fuente ($1\text{U}=1\mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1}$). (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994). En la tabla II se muestra la constante de razón de dosis para varias fuentes de Cs-137.

Tabla II. **Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias**

Tipo de fuente	RTR		
	3M	Amersham	(pre-1982)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,968	0,977	0,952
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,999	7,063	6,881
Tipo de fuente	RTR	CIS-US	CIS-US
	(post-1982)	(2 seed)	(3 seed)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,948	0,853	0,902
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,850	6,164	6,517

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 481.

2.4.8. Factor geométrico

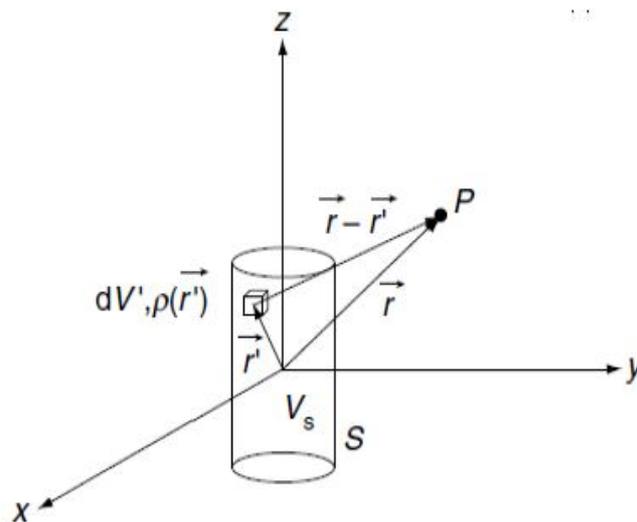
El factor geométrico considera la variación de la dosis relativa debido a la distribución espacial de la actividad dentro de la fuente e ignora los efectos de filtración, atenuación y dispersión. Este factor se define como:

$$G(r, \theta) = \frac{\int \rho(\vec{r}') dV' / |\vec{r} - \vec{r}'|^2}{\int \rho(\vec{r}') dV'} \quad (2,5)$$

donde, asumiendo que la radiactividad se distribuye uniformemente a lo largo de la fuente de longitud L_s .

La figura 6, muestra gráficamente la posición de un punto desde una fuente cilíndrica:

Figura 6. **Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 299.

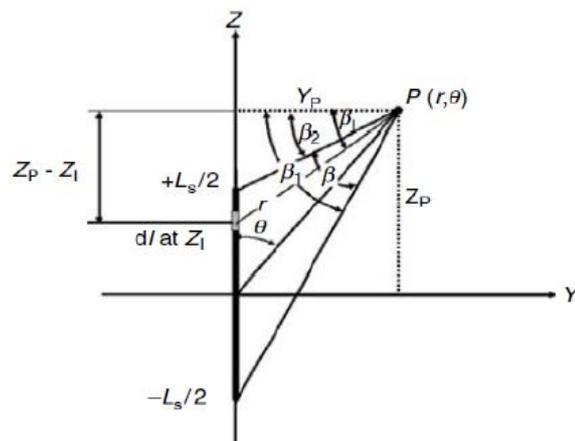
Luego de resolver las integrales, el factor geométrico es:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta_1 - \beta_2}{L_s r \sin \theta} = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \quad (2.6)$$

donde L es la longitud activa de la fuente y β es el ángulo subtendido por el punto de interés $P(r, \theta)$ y los dos extremos de la fuente activa, el cual está dado en radianes. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). El ángulo β se muestra en la figura 7 y está dado por:

$$\begin{aligned} \beta &= \theta_2 - \theta_1 \\ &= \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right) \end{aligned} \quad (2.7)$$

Figura 7. **Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 311.

Para una fuente puntual, la función geometría se reduce a:

$$G(r, \theta) = G(r) = \frac{1}{r^2} \quad (2.8)$$

2.4.9. Función radial de dosis

La función de dosis radial $g(r)$, define la caída de razón de dosis a lo largo del eje transversal de la fuente debido a la absorción y dispersión en el medio circundante. Esta cantidad también está influenciada por filtración de fotones por el encapsulamiento y material de la fuente. Para una fuente puntual la función de dosis radial es definida como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r)}{\dot{D}(r_0)} \cdot \frac{r^2}{r_0^2} \quad (2.9)$$

donde $r_0=1$ cm de la fuente. En el caso de fuentes cilíndricas, el protocolo TG-43 define la función radial de dosis $g(r)$ como:

$$g(r) = \left(\frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)} \right) \left(\frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \right) \quad (2.10)$$

que es la dependencia radial del valor de la razón de dosis en el ángulo polar de referencia $\theta=\theta_0$, a lo largo del eje y transversal corregido por el efecto relacionado con la distancia usando la corrección del inverso del cuadrado de la distancia, que resulta del volumen finito de la fuente por el factor geométrico. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

De acuerdo con esto, el valor de la función radial de dosis a una distancia de referencia $r_0=1,0$ cm es por definición para cualquier fuente $g(r_0)=1,0$.

2.4.10. Función de anisotropía

La función de anisotropía $F(r, \theta)$ toma en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente (distribución angular de dosis), la cual incluye los efectos de absorción y dispersión en el medio. Se define como:

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta)G(r, \pi/2)}{D(r, \pi/2)G(r, \theta)} \quad (2.11)$$

La función de anisotropía es más dependiente del diseño de la fuente que la función radial de dosis, pues depende directamente de la función geometría.

2.4.11. Intensidad de kerma aire

El protocolo TG-43 actualizado en el 2004 elimina la actividad aparente para la especificación de la magnitud de la fuente y revisa la definición de la intensidad kerma en aire S_K .

La intensidad kerma en aire se define ahora como la razón aire kerma en el vacío $(\dot{K}_\delta(d))_{vac}$ y se atribuye a todos los fotones de energía mayores que una energía límite δ expresada en keV a una distancia d desde el centro de la fuente, la distancia d puede ser cualquier distancia relativamente mayor a la dimensión máxima de la fuente y el detector.

El hecho de considerar la energía límite δ en la definición de la intensidad de la fuente, hace que la razón aire kerma en el vacío sea consistente con la razón de dosis en agua debido al hecho de que los fotones con energía por debajo de este valor límite, no tendrán una contribución significativa a la razón

de dosis en agua y por consiguiente, su contribución a la razón aire kerma también se excluye, también se derivan valores consistentes para la constante de razón de dosis Λ . (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

2.5. Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota

Este equipo tiene las siguientes ventajas:

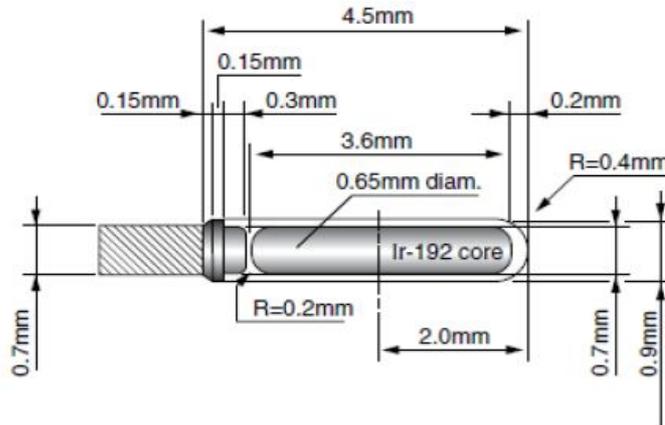
- Mayor facilidad de conseguir una distribución de dosis optimizada
- Aseguramiento de la calidad del procedimiento
- El tratamiento se realiza de manera ambulatoria, sin hospitalización
- Procedimiento indoloro
- Evita la anestesia general
- Mayor protección radiológica del personal ocupacionalmente expuesto

2.5.1. Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron

Es un equipo especial llamado microSelectron HDR de Nucletron, que consta de: un sistema computarizado de planificación tridimensional con software Plato 3D, un dispositivo automático de carga remota que posiciona la fuente de alta tasa de dosis de iridio radiactivo diseñado por computadora por el físico, y aprobado por el médico, monitoreo continuo de la posición de la fuente radiactiva y su desplazamiento programado para suministrar la dosis terapéutica con mínimo compromiso de los tejidos sanos adyacentes.

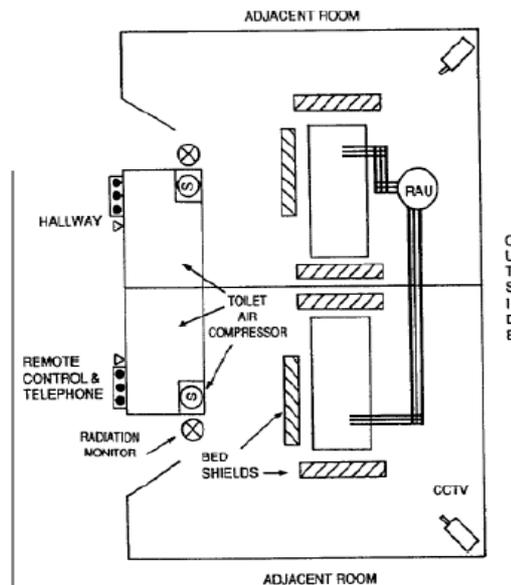
Los implantes de braquiterapia, deben realizarse en cuartos construidos específicamente para este fin, a continuación se muestra el diseño de estas fuentes y de un cuarto de tratamiento de braquiterapia:

Figura 8. **Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 333.

Figura 9. **Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)**



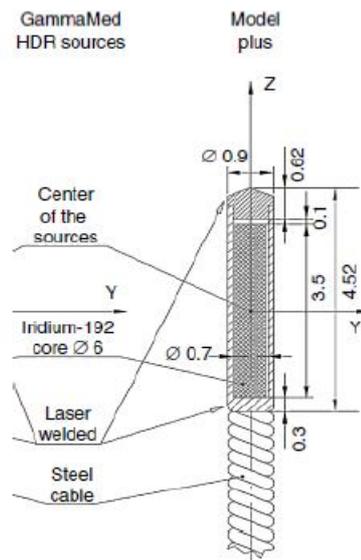
:

Fuente: AAPM. Remote afterloading technology. p. 22.

2.5.2. Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed

Los equipos GammaMed para aplicaciones de braquiterapia cuentan con fuentes de Ir-192 metálicas de configuración cilíndrica con diámetro externo de 0,6 mm y longitud activa de 3,5 mm como se muestra en la siguiente figura:

Figura 10. Diseño de la fuente GammaMed de Ir-192



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 347.

El diámetro de la cápsula es de 0,9 mm y su longitud de 4,52 mm de acero inoxidable. Este diseño es muy similar al diseño de las fuentes de MicroSelectron, poseen una actividad nominal de 370 GBq (10 Ci) y una tasa de kerma de referencia en aire de 0,063 Gy/h ($\pm 5\%$) para 555 GBq a 1 m. El esquema de decaimiento del Ir-192 se muestra en la figura 3.

En la actualidad, los sistemas en Estados Unidos están sujetos a restricciones reguladoras de uso a 10 Ci o menos exclusivamente. La unidad ha

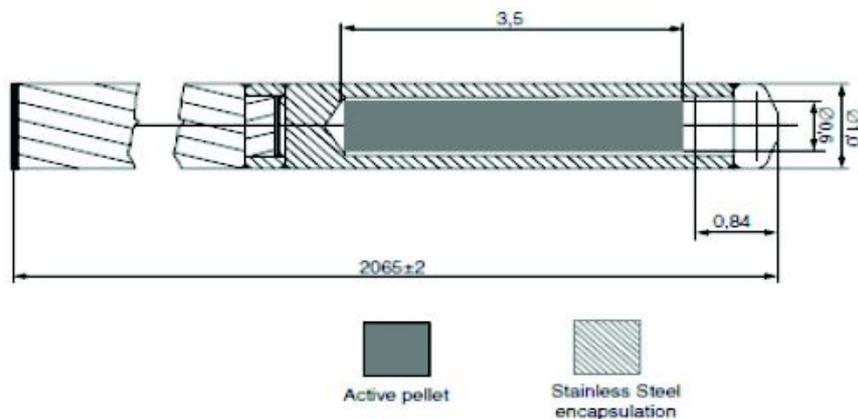
sido certificada hasta 15 Ci; en el exterior de Estados Unidos pueden instalarse y emplearse fuentes de actividad más alta.

2.5.3. Fuentes Bebig

La marca Bebig proporciona equipos de postcarga con alta tasa de dosis, creado para tratamiento de cáncer cervical y uterino, entre otras patologías, con un sistema de planeación integrado, especialmente diseñado para ejecutar un procedimiento rápido, efectivo y de bajo costo.

Bebig cuenta con amplia experiencia en la fabricación de fuentes selladas miniaturizadas con alta actividad, como es el caso del cobalto 60 cuyo diseño se muestra en la siguiente figura:

Figura 11. **Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig**



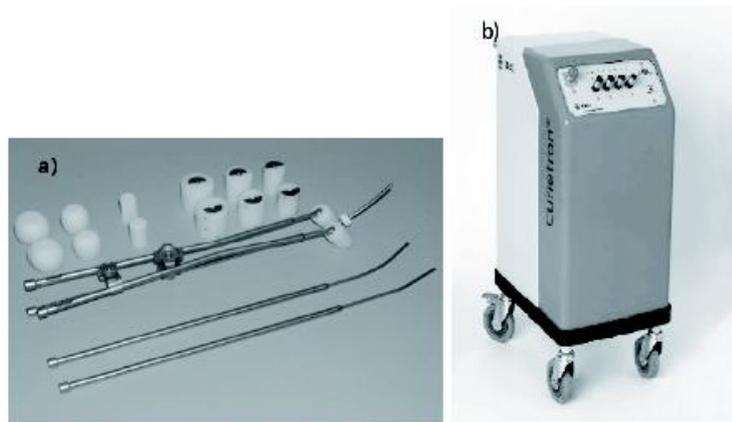
Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 348.

La fuente miniaturizada de Co-60 tiene una vida media significativamente mayor (5,27 años) a la fuente de iridio 192 (74,2 días), resultando en cambios

cada 5 años en comparación de los 4 meses de vida media de la fuente de Ir-192 y con una actividad de 70GBq.

Bebig también cuenta con el Curiatron (vea figura 12 (b)) que es una unidad de control remoto de baja tasa de dosis con fuente de cesio 137 para braquiterapia intracavitaria.

Figura 12. **(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curiatron**



Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 15.

El Curiatron es un sistema especialmente diseñado para tratamiento de cáncer ginecológico como: cervix uterino, endométrio y vagina. El Curiatron soporta gran variedad de técnicas de aplicación como Fletcher (vea figura 12 (a)), Delouche y Chassagne.

La tabla III muestra las características de las fuentes usadas por el Curiatron.

Tabla III. **Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron**

Características		CSM-11	CSM-3	CSM-40
Longitud de la fuente	en mm	5,20	20,30	20,30
Longitud activa por fuente	en mm	3,20	17,20	17,20
Diámetro externo	en mm	1,60	2,65	2,65
Diámetro activo	en mm	0,90	0,90	1,8
Actividad máxima	en mCi	25	75	600
	en MBq	925	2775	22200
Razón aire kerma máximo	en μGyh^{-1}	73,3	219,8	1758,0
Longitud activa por contenedor (min-max)	en mm	5,2-79,7	17,2-78,1	17,2-78,1

Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 25.

2.6. Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN

En la práctica de la braquiterapia, primero se deben introducir datos físicos y de radiación de las fuentes radiactivas en el sistema de planificación de tratamiento (SPT, o TPS por sus siglas en inglés). En esta sección se analizan las rutinas que se usan en el módulo de braquiterapia del TPS, Theraplan Plus, usado en el INCAN.

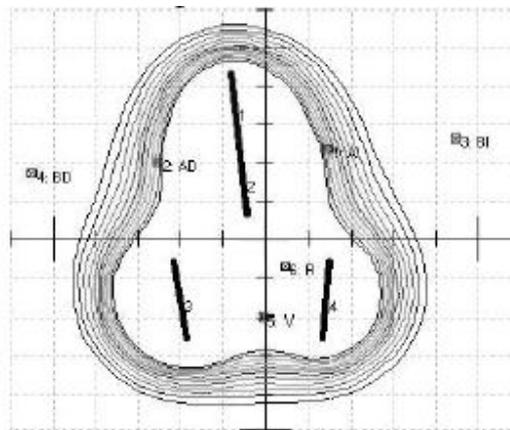
La planificación del tratamiento de braquiterapia, en el INCAN, puede realizarse por seis diferentes algoritmos de reconstrucción de las fuentes localizadas en películas radiográficas, que luego se trasladan por medio de un digitalizador y un ordenador al TPS: reconstrucción ortogonal, reconstrucción de ángulo variable, reconstrucción *stereo shift*, reconstrucción con el isocentro

movido, reconstrucción con 2 películas con plantilla (semi-ortogonal) y reconstrucción con tres películas.

2.6.1. Reconstrucción del implante de braquiterapia

En la reconstrucción de un implante (vea figura 13), por medio de uno de los seis métodos de reconstrucción de la fuente, se usa el digitalizador para ingresar las coordenadas de las fuentes en el sistema a partir de la película de rayos X, aunque puede introducirse manualmente mediante el teclado las coordenadas de las fuentes y puntos de interés.

Figura 13. **Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés**



Fuente: Sistema de Planificación de tratamiento de braquiterapia Theraplan Plus.

Cuando el simulador toma las películas, debe seguir la convención del ICRU 72 para la rotación del gantry, es decir, positivo en el sentido de las agujas del reloj, cuando se mira desde el isocentro, igualmente para la camilla y el colimador. Según el Theraplan plus, el último IEC 1217 Standard, tiene una

definición diferente para la dirección positiva de la rotación de la camilla. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004).

El sistema requiere que el usuario defina el eje Y del paciente, digitalizando puntos en el eje Y positivo, Y negativo y el origen de coordenadas.

2.6.2. Posicionamiento automático

El sistema de planificación de implantes de braquiterapia Theraplan plus, posee varias rutinas de posicionamiento automático para hallar el plano con mejor vista (o plano de cálculo de dosis). Estas rutinas son: mover al centro geométrico; mover al centro de la magnitud de las fuentes; plano de 3 puntos y mejor plano ajustado.

2.6.3. Remover fuentes puntuales duplicadas

El sistema Theraplan plus, tiene la capacidad de remover automáticamente fuentes puntuales duplicadas, esto ha sido diseñado para planes posteriores a implantes permanentes. Esta opción solo sirve para pacientes a quienes se les tomó una tomografía con más de un corte y que se les haya implantado más de una fuente. Esto ayuda a identificar las fuentes en todos los cortes, y tener la certeza de posibles fuentes duplicadas. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.4. Cálculo de dosis para fuentes puntuales

Una vez que la posición de las fuentes de un implante han sido determinadas en un espacio tridimensional y los datos de radiación requeridos

están disponibles en el modelado de la fuente, se puede iniciar el cálculo de dosis y realizar un plan de braquiterapia.

2.6.5. Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43)

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot g(r) \cdot \phi_{an}(r) \quad (2.12)$$

donde $r_0=1\text{cm}$, $g(r)$ es la función de dosis radial (vea sección 2.4.9) y ϕ_{an} es el factor de anisotropía (vea sección 2.4.10). El uso de este factor es opcional. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.6.6. Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot T(r) \cdot \phi_{corr}(r) \quad (2.13)$$

donde, $r_0 = 1\text{cm}$, $T(r)$ es el factor de atenuación por tejido para la distancia r y ϕ_{corr} es un factor de corrección especificada por el usuario para la distancia r . El uso de este factor de corrección es opcional. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.7. Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual

El sistema Theraplan plus, puede calcular la distribución de dosis para cualquier punto en el espacio tridimensional. Sin embargo para un punto muy cercano a una fuente puntual (menor que 2mm), el gradiente de dosis puede ser muy grande y no se pueden obtener datos dosimétricos confiables para verificar la exactitud del cálculo de dosis. En estos casos, el sistema asigna una dosis igual al valor de la dosis en un punto a 2 mm de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.8. Cálculo de la razón de dosis de la fuente

El cálculo de la tasa de dosis de la fuente $S_S(r_0)$ (en cGy/hr), calculado por el Theraplan plus, puede calcularse usando datos de radiación guardados en el apartado: modelado de la fuente, como:

- Intensidad kerma en aire $S_S(r_0)$: se calcula como el producto de la tasa de kerma en aire (U) de la fuente y la constante de razón de dosis.
- Actividad aparente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto de la actividad aparente (en mCi ó MBq), razón de exposición constante ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mCi}$ o $R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{MBq}$) y el factor de conversión (cGy/R).
- Razón de exposición a 1 metro $S_S(r_0)$: es calculada como el producto de la razón de exposición a 1 metro (R/hr) y el factor de conversión (cGy/R).
- Radio equivalente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto del radio equivalente (mgRaeq), razón de exposición constante de radio ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mgRa}$) y el factor de conversión (cGy/R).

Es importante tener en cuenta el decaimiento de la fuente. El sistema de planificación calcula el decaimiento de la fuente, sin embargo, como parte de la garantía de calidad, ésta y la intensidad de la fuente debe verificarse antes de usarse para planificación de braquiterapia (vea sección 4.1.7).

2.6.9. Cálculo de dosis para fuentes lineales

El Sistema de Planificación usa un cálculo de dosis general y simple para determinar la razón de dosis de una fuente lineal en un punto $P(r, \theta)$, la razón de dosis es calculada por el sistema como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (2.14)$$

donde $S_S(r_0, \theta_0)$ es la tasa de dosis de la fuente especificada a una distancia de 1 cm desde el eje transversal de la fuente y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la razón de dosis relativa a una distancia r desde la fuente y θ grados con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

La tabla de razón de dosis relativa al mismo punto al que se especificó la magnitud de la fuente ($r_0=1,0$ cm y $\theta=90$ grados). Se debe crear y guardar una tabla de razón de dosis relativa en el apartado: modelado de la fuente, para cada fuente lineal que se usará en la planificación de braquiterapia.

Cada vez que se necesite, se usará un algoritmo de interpolación para hallar el valor de dosis relativa para aquellos radios y ángulos cuyos valores no se hallan directamente en la tabla de datos inicial. La tasa de dosis de la fuente, para una fuente lineal $S_S(r_0, \theta_0)$ (en cGy/hr), es calculada de manera similar que para fuentes puntuales.

2.6.10. Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal

En los puntos muy próximos a las fuentes, el gradiente es muy alto, por tanto, las dosis no son confiables para verificar el correcto funcionamiento del algoritmo de cálculo de dosis y son irrelevantes en la distribución de dosis en el paciente, por lo que el sistema define una región cilíndrica muy cercana a la fuente lineal y asigna una distribución uniforme a esta región.

El radio r del cilindro, se define como el radio de la fuente lineal o 2 mm. La longitud de medio cilindro se toma como la distancia a un punto a lo largo de la fuente que tiene la misma dosis que un punto perpendicular a la fuente a una distancia r (r cm, 90 grados). Matemáticamente se escribe como.

$$l = \sqrt{\frac{2Lr}{\tan^{-1}(L/2r)} + L^2} \quad (2.15)$$

donde L es la longitud activa de la fuente. Si un punto de cálculo queda dentro del cilindro, el sistema le asigna un valor de dosis igual a la dosis en la superficie del cilindro. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

Este procedimiento de asignación uniforme de dosis se aplica para cálculos de dosis para fuentes lineales en planificaciones de braquiterapia, generación de tablas de razón de dosis relativa para Sievert y aplicación del TG43 en el modelado de fuentes, así como en conversiones polar/cartesiano de la tabla de razón de dosis relativa en el modelado de la fuente.

2.6.11. Cálculo de dosis absoluta

Una vez que el cálculo de tasa de dosis a sido completada, la dosis absoluta total (D_P), puede determinarse multiplicando la tasa de dosis (\dot{D}_P) por el factor de tiempo del implante T:

$$D_P = \dot{D}_P \cdot T \quad (2.16)$$

2.6.12. Factor de tiempo del implante

El usuario debe especificar el tipo de implante (permanente o temporal) para cada fuente en el implante. Si es un implante temporal, se debe especificar el tiempo t del implante (en horas). Para implantes permanentes, el factor de tiempo T (en horas), se reduce al tiempo de vida promedio τ (en horas). (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

$$\tau = \frac{t_{1/2}}{\ln(2)} \quad (2.17)$$

donde $t_{1/2}$ es la vida media de la fuente en horas. Para fuentes que son implantadas temporalmente, si es el tiempo del implante y τ es la vida promedio de la fuente, el factor de tiempo está dado por:

$$T = \tau \cdot (1 - e^{-t/\tau}) \quad (2.18)$$

2.6.13. Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes

Para calcular la dosis absoluta total de un implante de múltiples fuentes en un punto P, se determina la contribución de dosis en el punto, por cada fuente y luego se suman:

$$D_{P,Total} = \sum_{n=1}^{\text{numero de fuentes}} D_{P,n} \quad (2.19)$$

El cálculo de dosis total es independiente del tipo de fuente (puntual o lineal), de la especificación de la fuente y el método de cálculo de la razón de dosis. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

3. GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA

Para proporcionar un tratamiento eficaz y eficiente en braquiterapia, es necesario implementar un programa de garantía de calidad, y con ello garantizar la confiabilidad del sistema de tratamiento.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define la garantía de calidad en radioterapia como: “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima del personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento”².

La Organización Internacional de Estandarización ha definido garantía de calidad como: “Todas las acciones planificadas y sistematizadas necesarias para garantizar de forma inequívoca que una estructura, sistema o componente se comporta satisfactoriamente”³.

La OMS ha justificado la necesidad de cumplir con la garantía de calidad en radioterapia con base a los siguientes argumentos:

- La garantía de calidad minimiza los errores en la planificación de tratamientos y administración de la dosis al paciente, y por tanto; mejora los resultados de la radioterapia, disminuyendo la probabilidad de que la enfermedad reaparezca.

²OMS, Quality assurance in radiotherapy. p. 56. ³ISO-6215-1980.

- La garantía de calidad permite la intercomparación confiable de resultados entre distintos centros de radioterapia, garantizando una dosimetría y administración del tratamiento más uniformes y exactas.
- Las características superiores de los equipos modernos de radioterapia solo se aprovechan completamente si se alcanza un elevado nivel de exactitud y consistencia en las mediciones y la aplicación del tratamiento.

Existen muchas publicaciones la garantía de calidad en radioterapia, en este documento, se tomará como base el documento IAEA-TECDOC-1151 publicada por el Organismo Internacional de Energía Atómica y la Serie de Reportes Técnicos (TRS) No. 430. (IAEA. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. 2004). Una vez establecida una calidad en una institución, esta debe mantenerse, conforme se obtenga más experiencia.

La protección radiológica del paciente está integrada en la garantía de calidad del tratamiento de radioterapia; este es el método más sencillo y eficaz de reducir accidentes en radioterapia. Es obligatorio que en cada institución que brinde estos servicios implemente un programa integral de garantía de calidad.

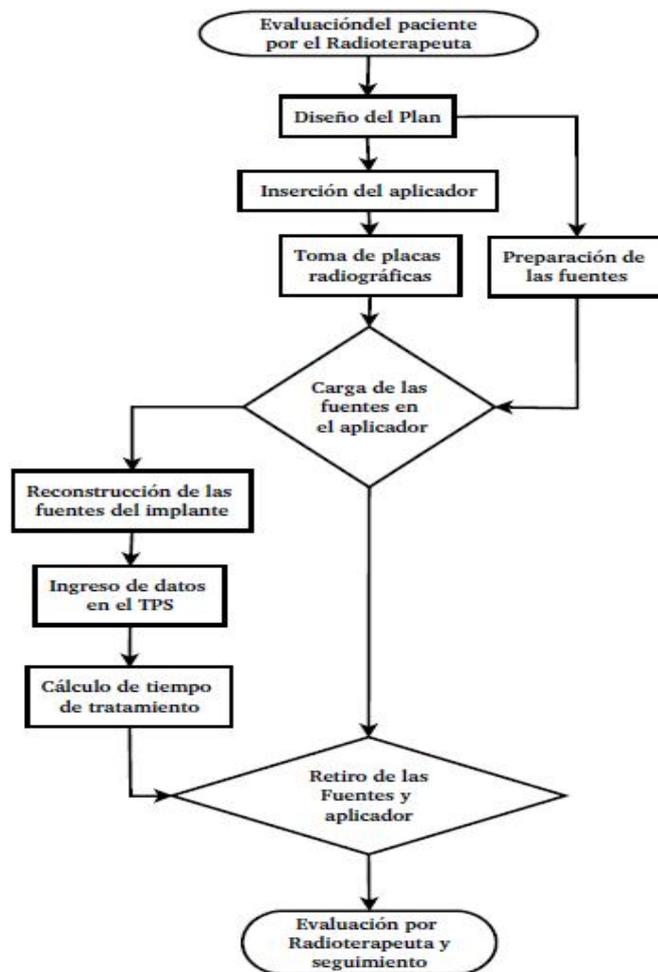
3.1. Elementos del programa de garantía de calidad

Con este trabajo, se desarrolla un programa escrito de un sistema de GC en braquiterapia, haciendo énfasis en los aspectos de la GC de un sistema de planificación de tratamiento computarizado utilizado en braquiterapia, se incluyen las pruebas, procedimientos, frecuencia de realización de las pruebas, criterios de acción, documentación requerida y la especificación detallada del

personal responsable de cada acción. Este manual se presentará a las autoridades del centro.

El proceso de un tratamiento de braquiterapia se resume en el diagrama de la siguiente figura:

Figura 14. **Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia**



Fuente: elaboración propia.

Según el TECDOC 1151 (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000), el programa de GC en braquiterapia debe estar dirigido a tres procesos básicos:

- El proceso de diseño y evaluación: este proceso comienza con la selección del aplicador y el diseño del implante e incluye: La prescripción del tratamiento, la adquisición de las imágenes del implante, la definición del volumen blanco, el cálculo de las distribuciones de dosis y la determinación de los tiempos.

En términos de GC física esto significa que los algoritmos del sistema de planificación (manual o computarizado) funcionan correctamente y que el volumen blanco de las imágenes radiográficas es consistente con otros datos relativos a la localización del tumor.

- El proceso de inserción del aplicador: en términos de GC física, significa que se utilizó el dispositivo correcto, se documentó el implante, se realizó la operación correcta, que el aplicador, las fuentes y el volumen blanco están en correlación correcta.
- El proceso de administración del tratamiento: en el caso de braquiterapia manual, este incluye la selección, preparación e inserción de las fuentes y el retiro de estas en el momento indicado.

Los aspectos de GC físicos consisten en: los procedimientos para validar los datos ingresados, los procedimientos para manejar situaciones de averías de los aparatos y emergencias, así como la documentación del tratamiento.

Los aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia se muestra en la tabla IV y el formulario necesario para ello se muestra en los anexos.

Tabla IV. **Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40)**

FINALIDAD	PROCEDIMIENTO	CUANDO
Exactitud de la descripción del implante	Observación directa	Durante la ejecución del implante
Exactitud y consistencia de la prescripción	Consistencia de la carga y prescripción del implante con el estadio de la enfermedad, el protocolo y política de tratamiento del departamento	Primera mitad del tratamiento
Selección adecuada de las fuentes	Comprobación dosimétrica con cámara de pozo o similar; comprobación visual	Preparación y carga de las fuentes
Carga adecuada de las fuentes	El técnico radio terapeuta o el físico médico deben asistir siempre al médico	Carga de las fuentes
Plan de tratamiento	Cálculo del plan y comprobación de la exactitud y consistencia de este	Primera mitad del tratamiento
Retiro del implante	Con el físico médico presente o en contacto con el responsable del retiro de las fuentes	Al momento del retiro
Todas las fuentes fueron retiradas	Monitoreo del paciente; Inventario final de fuentes	Al momento del retiro; El día siguiente del implante
Revisión del tratamiento	Comprobar el tiempo de tratamiento	Al completar el procedimiento
Registro, auditoría de calidad	Completar todos los procedimientos de GC y registros de radio protección	Al completar el procedimiento

Fuente: IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. p. 27.

3.1.1. Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

La IAEA ha reportado en el 2001 una investigación sobre una exposición accidental de pacientes en radioterapia en Panamá, este accidente surgió a partir de significantes errores relacionados con el uso inapropiado del TPS, con este reporte se provee de una guía y los procedimientos que se deben considerar para garantizar la calidad de la braquiterapia y del TPS.

Se deben realizar chequeos periódicos de la integridad del hardware, software y transferencia de datos, este programa debe ser lo suficientemente flexible para adaptarse al cambio. Se deben establecer procedimientos para cubrir las actualizaciones de software, cambios en los dispositivos periféricos, modificaciones de los métodos de transferencia de datos.

La implementación de este programa permitirá asegurar que cada paciente reciba el tratamiento de radiación como ha sido planificado y que no ocurran errores en el uso del TPS. La capacitación del personal, la gestión del sistema y la seguridad también son aspectos muy importantes en el control de calidad.

3.1.2. Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

Normalmente el programa de GC en braquiterapia tiene los siguientes componentes que necesitaran ser incluidos:

- Un método de reconstruir la geometría tridimensional del implante. Esto normalmente consiste de un digitalizador, un algoritmo que calcula la posición de las fuentes a partir de proyecciones ortogonales, imágenes estéreo, etc.
- Un sistema gráfico para visualizar las fuentes implantadas en el paciente. Generalmente estos sistemas deben permitir la visualización del implante en un plano orientado arbitrariamente en el espacio.
- Un criterio de especificación del tipo e intensidad de las fuentes, así como del tiempo de tratamiento de cada fuente visualizada.
- Un algoritmo para calcular la distribución de dosis a partir de los datos y parámetros asignados antes.
- Métodos de evaluar, representar y optimizar la distribución de dosis, tal como el protocolo de cálculo de dosis TG-43.
- Un sistema que permita la impresión de curvas de isodosis y otros datos asociados con la documentación del plan.
- Un método para evaluar el decaimiento de la fuente.

3.1.3. Algoritmos de cálculos de dosis

Se recomienda que para especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia se emplee la magnitud intensidad de kerma en aire (ver sección 2.4.11), aunque actualmente muchos sistemas de planificación emplean magnitudes antiguas como miligramos de radio equivalente o actividad

aparente, por lo tanto es importante saber lo que el programa asume en este sentido para realizar la conversiones de unidades que se requieran.

Se debe verificar que el algoritmo de cálculo convierte el valor de calibración de la fuente en una adecuada distribución de dosis alrededor de esta, no solo sobre el bisector perpendicular, sino que corrige también por la anisotropía a lo largo del eje de la fuente, para ello, es útil y recomendado implementar el protocolo TG-43. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994)

3.1.4. Verificación de los cálculos de dosis en el paciente

Todos los cálculos de dosis en pacientes se deben revisar con el fin de que no se cometan errores graves. Es recomendable realizar estas revisiones antes de colocar las fuentes o al inicio del tratamiento (en el caso de fuentes de baja tasa) con el fin de que se corrija cualquier error antes de completar el tratamiento. Se debería de realizar, independientemente un cálculo comprobatorio en algún punto representativo (en un punto A por ejemplo).

El TECDOC 1151 recomienda que las diferencias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina no supere un 15%, sin embargo, otras publicaciones que tratan sobre este tema, como el TRS 430 del OIEA y publicaciones de la ESTRO no especifican una tolerancia de comparación. Se debe verificar también si el sistema de planificación corrige por el decaimiento de la actividad de las fuentes.

3.1.5. Localización de las fuentes

Durante la localización del implante en la placa radiográfica, fluoroscopias, tomografía o ultrasonido, deben estar presente el físico médico y/o el dosimetrista para asegurar que se mantenga la geometría adecuada para su adquisición, que los anillos de magnificación estén ubicados correctamente, que el paciente no se mueva durante la toma de imágenes, así como que la calidad de la imagen sea adecuada para la localización precisa de las fuentes.

Las técnicas más utilizadas para la localización de fuentes y aplicadores son con placas ortogonales y placas desplazadas. Actualmente, en países industrializados, y en menor medida en países en desarrollo, se utiliza la tomografía para las reconstrucciones tridimensionales.

3.1.6. Requerimientos de exactitud en braquiterapia

- Espacial: Hace referencia a la ubicación de las fuentes en la posición correcta donde se planificaron. En la mayoría de los casos se considera que es posible alcanzar una exactitud de ± 2 mm en relación al aplicador.
- Temporal: Hace referencia a que el tiempo en que la fuente permanece en la posición prevista se corresponde con lo planificado. Si se hace manual, esto significa que las fuentes se deben retirar cuando se complete el tratamiento. Se debe medir el efecto de tránsito de las fuentes y calcular la dosis adicional que se entrega durante ese tiempo.
- Administración de la dosis prescrita: En teleterapia se acepta un nivel de incertidumbre en la administración de la dosis prescrita de 5%. Para braquiterapia es posible lograr incertidumbres del orden de 5-10%, a

distancias entre 1 y 5 cm de las fuentes. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

3.2. Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia

El documento TECDOC 1151, recomienda el siguiente equipo para la implementación del programa de control de calidad en braquiterapia:

- Un conjunto dosimétrico compuesto de: electrómetro, cables de extensión, cámara de ionización de tipo pozo o calibrador de isótopos con soportes para fuentes de braquiterapia, calibrada en un laboratorio de calibración dosimétrica.
- Disponibilidad de fuentes de Cs-137 o fuente de referencia para verificación de la estabilidad de la fuente.
- Banco de trabajo para verificación de la homogeneidad y posicionamiento de las fuentes. Requiere acceso a revelador de placas.
- Barómetro (escala mínima 1 hPa o 0,5 mm Hg) preferiblemente de tipo digital, calibrado o contrastado, termómetro (escala mínima 0,25 grados C), calibrado o contrastado, nivel, regla, mampara plomada, tenazas.

Las pruebas de garantía de calidad de las fuentes de cesio 137 usadas en braquiterapia y de la cámara de pozo utilizada para calibrar las fuentes, se encuentran en el documento técnico TECDOC 1151 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) en las páginas 24 y 29 respectivamente.

4. IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN

En la implementación del programa de garantía de calidad, se implementaron ocho pruebas que deben aplicarse al sistema de planificación, específicamente, al módulo de braquiterapia, para garantizar su correcto funcionamiento. Primero se describe en qué consisten estas pruebas, luego se aplican directamente para usos posteriores.

Tabla V. **Pruebas para el control de calidad**

	Prueba	S	M	T	A	U
Hardware						
CPU	Prueba 1		SI			SI
Digitalizador	Prueba 2		SI			SI
Recuperación de archivos	Prueba 3			SI		SI
Braquiterapia						
Revalidación	Prueba 4			SI		
Distribución de dosis para una fuente simple	Prueba 5			SI		
Revisión independiente de dosis y tiempo	Prueba 6				SI	
Corrección por decaimiento de la fuente	Prueba 7				SI	
Descripción de las fuentes y datos de referencia	Prueba 8				SI	

S:semanalmente; M:mensualmente; T:trimestralmente; A:anualmente; U:en cada actualización. (Adaptada de TRS-430[20])

Fuente: IAEA. Quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. p. 213.

4.1. Pruebas y controles a realizarse

Las pruebas de control de calidad aplicadas al sistema de planificación de tratamiento y la frecuencia para realizarse se muestran en la tabla V, a continuación se detalla en qué consiste cada prueba:

4.1.1. Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento

Propósito: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funcionen de manera óptima.

Procedimiento:

- Reinicie la computadora como recomienda el proveedor o como sea apropiado.
- Observe mensajes en la pantalla durante el reinicio para detectar posibles errores de funcionamiento.

4.1.2. Prueba 2: Digitalizador

Propósito: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Ingrese un contorno de dimensiones conocidas en el TPS por la vía normal.

- Use una regla propia del sistema para verificar las correctas dimensiones. Un desvío menor a 0,2 centímetros es razonable.

4.1.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Propósito: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Recupere los datos que ha guardado de respaldo últimamente (sin sobrescribir datos actuales).
- Revisar la integridad de los datos de respaldo. Dependiendo de la utilidad para respaldo del TPS, puede ser necesario un procedimiento separado para datos del paciente, datos de haces y ejecutables.

4.1.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Propósito: Revisar que no han habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

Dado que actualmente en la institución solo se usan fuentes LDR de cesio 137, esta prueba se hace imprimiendo un plan de referencia realizado con la prueba 6 y revisar que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos, etc. han sido impresas exactamente como antes.

4.1.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Propósito: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido puede usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Defina en el TPS una fuente con las mismas características que una fuente típica usada clínicamente, si es necesario, ajustar el valor de la intensidad para hacerlo equivalente a la intensidad de la fuente para la cual está disponible la distribución de dosis. Si las características de la fuente están definidas en un inventario, use los mismos datos para la aplicación que para los datos de referencia del inventario. Calcule la razón de dosis (preferiblemente por hora en el caso de nuestras fuentes LDR) en algunos puntos de referencia. Estos puntos pueden estar a varias distancias y posiciones de la fuente.
- Como un ejemplo, si el eje de la fuente está a lo largo de eje Y y su centro en el origen, calcule la dosis en los siguientes puntos (dependiendo de los datos de referencia):
 - (i) $y = z = 0$ y $x = 1, 2, 3$ y 10cm
 - (ii) $y = x = 0$ y $z = 5\text{cm}$ (esperando que dé el mismo resultado que para $y = z = 0$ y $x = 5\text{ cm}$;
 - (iii) $z = 0, y = L/2$ y $x = 1, 2$ y 5 cm (donde L es la longitud de la fuente);
 - (iv) $x = z = 0$ y $y = 1, 2, 5$ y 10 cm .
- Compare la razón de dosis calculada con los datos de referencia para los mismos puntos. La diferencia no debe excede el 5%.

- Trazar las líneas de isodosis en planos tales como x-y, y-z y z-x y asegúrese que las unidades son impresas claramente y que esos trazados son consistentes con los valores numéricos previamente dados.

Notas:

- Para que sea significativo, la dosis calculada debe mostrar un número de dígitos correspondientes a una exactitud de alrededor de 1% (típicamente al menos tres dígitos significativos). Si este no es el caso, uno puede cambiar la intensidad (es decir, multiplicar por 10 y dividir la razón de dosis resultante por 10) para obtener una mejor resolución. No cambie el tiempo de aplicación (el cual debe permanecer pequeño comparado con la vida media del radionúclido) para evitar cambios en la corrección del decaimiento.
- Si no hay corrección por anisotropía, la superficie de la isodosis se espera que sea prácticamente esférica a una distancia desde la fuente mayor a tres veces su máxima dimensión. El diámetro de dichas esferas puede calcularse manualmente, asumiendo que toda la actividad se concentra en el centro de la fuente y tomando en cuenta la ley del inverso del cuadrado y la función radial. Como una primera aproximación, la función radial puede ser ignorada para revisar el orden de magnitud.
- Si el algoritmo del TPS está basado en la corrección de anisotropía promedio, pueden obtenerse diferencias mayores que 5%, especialmente a lo largo del eje de la fuente ($x = z = 0$). Tales diferencias locales generalmente son aceptables.

- Si una diferencia sistemática (típicamente menor que 10%) es generada y permanece ambigua, esto puede deberse al factor de conversión de la intensidad a la dosis (es decir, la constante de razón de dosis). Este puede ser el caso si la intensidad de las fuentes son expresadas como actividad contenida (A_c) o mgRaeq y no tienen correcciones de auto-absorción en el software. Sin embargo, esta práctica no es recomendada. Es urgente discontinuar el uso de dichas cantidades y que usen cantidades consistentes a lo largo de todo el proceso.

4.1.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Propósito: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento: Se realiza el cálculo independiente de la dosis en puntos de interés y se compara con la dosis calculada por el TPS. Este cálculo se hace siguiendo los pasos descritos en la sección 5.3 usando el formalismo TG-43 sugerido por la AAPM. Se ha desarrollado una hoja de cálculo que facilita este procedimiento para comparar implantes ginecológicos completos, esta hoja de cálculo ha sido guardada junto al TPS.

Esta prueba también verifica, en particular, que los datos físicos y dosimétricos ingresados al TPS se siguen manejando correctamente.

4.1.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Situación clínica: La intensidad usada como entrada en el TPS usualmente ha sido re calculada manualmente al inicio del tiempo de la aplicación. Esto es

evidente para radionúclido de vida corta (varios días), pero no se debe olvidar para radionúclidos tales como el cesio 137 (con vida media de 30 años), los cuales se mantienen en uso por muchos años. En tales casos, es responsabilidad del usuario actualizar en intervalos regulares (por ejemplo, cada seis meses) el valor de las intensidades usadas.

Propósito: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente re calculada y usada, como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Calcule la dosis en un punto (por ejemplo, para una configuración de braquiterapia) y grabe cuidadosamente la intensidad de referencia y fecha (la cual debe ser la misma que la fecha de inicio de la aplicación).
- Cambie la fecha de aplicación, haciendo esto, por ejemplo, una vida media después de la fecha de referencia.
- Revise que la razón de dosis calculada cambie de acuerdo al cambio anterior.
- Alternativamente, el software del TPS podría hacer uso de un inventario, donde se dé la intensidad original de la fuente en una fecha de referencia.

Notas:

Asegúrese que la convención para la fecha de entrada es claramente entendida. Note que la convención US a menudo es diferente a la convención

Europea (es decir, 12 enero 2011 puede escribirse como 01/12/11 en USA y 12/01/11 en Europa). En caso de tener dudas, intente usar un número de mes mayor que 12.

Es recomendado que la revisión se repita después de cada cambio del inventario.

4.1.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Propósito: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica. Esta prueba se debe realizar para todas las fuentes y cada diseño, no importando la especificación de la fuente usada.

Procedimiento:

- Identificar los datos de referencia apropiados (publicaciones científicas, datos del constructor de las fuentes, datos validados por el vendedor del TPS, etc.) y asegurarse que estos datos sean aplicados a las fuentes actualmente en uso.
- Vea una distribución de dosis típica y asegúrese que los datos asociados son proveídos explícitamente.

4.2. Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS

El programa de garantía de calidad en braquiterapia, incluye la garantía de calidad del TPS y consta de un conjunto de pruebas a realizarse con diferentes frecuencias, el cual es el objetivo del presente trabajo.

4.2.1. Frecuencia de los controles

Las pruebas que se deben realizar al comprarse un equipo o en cada actualización son:

Para el TPS:

- Prueba 1: CPU
- Prueba 2: Digitalizador
- Prueba 3: Recuperación de archivos
- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia

Para el calibrador de fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Para las fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Pruebas anuales

- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia
- Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

- Prueba 7: Corrección por decaimiento de la fuente
- Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia
- Calibración de las fuentes por lotes. (i) Intensidad y desvío de la media

Pruebas trimestrales

- Prueba 3: Recuperación de archivos.
- Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.
- Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple.

Pruebas mensuales

- Prueba 1: CPU.
- Prueba 2: Digitalizador.

4.2.2. Bitácoras

Los controles de garantía de calidad realizados al TPS serán archivados en una bitácora rotulada con: Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia. Estos controles serán realizados y archivados por los físicos médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN.

Las calibraciones realizadas a la cámara de pozo y a las fuentes de braquiterapia serán realizados por los Físicos Médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN y serán registradas en una bitácora asignada para ello y archivado por los físicos médicos.

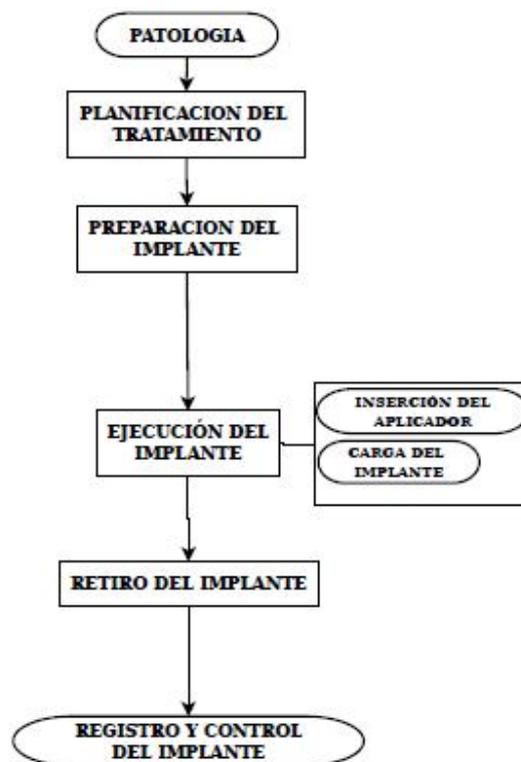
En la bitácora, al inicio de cada prueba, se debe anotar la fecha de realización y el equipo utilizado.

Al final de cada prueba se debe anotar la fecha en la que se debe realizar la próxima prueba.

4.2.3. Controles rutinarios

La tabla IV describe la finalidad y procedimiento para cada control. Los controles que se deben realizar en cada aplicación de las fuentes de braquiterapia están contenidas en el formulario para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia (vea anexo 1). Los elementos contenidos en este formulario se resumen en la siguiente figura:

Figura 15. Elementos contenidos en el formulario de control de calidad



Fuente: IAEA. Radiation oncology physics. p. 81.

4.3. Resultados de las pruebas realizadas al TPS

En el presente trabajo, debido a su objetivo, se realizó únicamente las pruebas correspondientes al TPS y se registró debidamente en la bitácora correspondiente. El equipo utilizado para las pruebas fue: computadora Compaq Evo W8000, N/S V217KN6ZA036, sistema de planificación de tratamiento de radiación Theraplan Plus versión 3.8 proveído por MDS Nordion, tablero digitalizador: modelo LIGHTBOX, Serie 062391, proveído por Numonics Corporation. A continuación, los resultados de estas pruebas:

4.3.1. Prueba 1: Unidad central de procesamiento

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funciona de manera óptima.

Procedimiento: Se reinició la computadora y durante el reinicio, se observó los mensajes en la pantalla con la ayuda de la tecla pause, notando que no existe ningún error de funcionamiento.

Resultado: Se concluye que no hay ningún error en el CPU (XEON CPU 2,2GHz, 2,18GHz), la memoria (RAM 512MB), los sistemas de archivos (FAT32) se cargan correctamente y el sistema operativo (Microsoft Windows XP Professional, Versión 2002, SP2) funciona de manera óptima. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.2. Prueba 2: Digitalizador

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Se creó un nuevo registro llamado PRUEBA2GC-ABRIL2012 en la aplicación *patient registration* del Theraplan plus.
- Se ingresó un contorno cuadrado de 15 cm de ancho por 15 de largo usando el digitalizador con la aplicación *External beam planning*.
- Se utilizó la regla (en centímetros) propia de la aplicación *External beam planning* para verificar las medidas del contorno, encontrando que el planificador mide un rectángulo de 14,97 cm de ancho y de largo.

Resultado: El digitalizador funciona correctamente, pues la medida de las dimensiones del contorno, realizada con el TPS, presenta una diferencia de 0,03cm con respecto a las dimensiones reales del contorno. La IAEA, sugiere en su informe TRS-430, que una exactitud inferior a 0,2 cm es razonable. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Se ingresó a la aplicación *Brachytherapy Planning* del Theraplan plus.
- Se cambió la base de datos usándose actualmente llamada: PLAN_01_2011.MDB, por otra base de datos llamada: PLAN_INCAN.MDB, esta última esta archivada en una partición de respaldo llamada: Backup (D:) con el objetivo de verificar la integridad del archivo recuperado.
- Se ingresó a la planificación de braquiterapia de un paciente, almacenado por la base de datos, para verificar su integridad.
- Luego de verificar la integridad del archivo, se volvió a cambiar la base de datos para que la aplicación *Brachytherapy planning* funcione como funcionaba antes de la verificación.

Resultado: Los archivos de respaldo funcionan correctamente y no han sufrido ningún cambio desde el día que se guardaron. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Fecha de realización: 26 de abril de 2012

Objetivo: Revisar que no ha habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

- Se imprimió un plan de referencia, el plan realizado en la prueba 5, llamado prueba 5, de fecha 14 de septiembre 2011.
- Se revisó que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos y tamaño de la fuente, se han impreso exactamente como antes.
- Se archivó en la bitácora nombrada: "Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia", en el apartado de pruebas realizadas trimestralmente.

Resultado: Debido al cambio de especificación de las fuentes, de miligramos de radio equivalente a intensidad kerma en aire, y debido a que se volvió a calcular la dosis en los puntos de referencia para la fecha actual, la tasa de dosis tuvo, en promedio variaciones del 2,95%

Las coordenadas se imprimieron exactamente como en el plan anterior, sin embargo, para ordenar mejor los puntos de interés, se les etiquetó en diferente orden. El tiempo de aplicación, la longitud de la fuente y el nombre del archivo, no tuvo cambios. La fecha programada para la siguiente revisión es: 26 de julio de 2012.

4.3.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Fecha de realización: 30 de abril de 2012

Objetivo: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido pueden usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Se tiene como referencia para esta prueba, impresiones de distribuciones de dosis debido a una fuente lineal, desde la línea de isodosis de 1 cGy hasta 20 cGy de fecha 19 de septiembre de 2011. La dosis está calculada para 12 diferentes puntos de referencia. El tiempo de irradiación es de una hora.
- Se creó un plan de irradiación con los mismos datos que el plan de referencia, para verificar que la distribución de dosis, y por ende, la dosis en los puntos de interés, sean los mismos.
- Se comparó la razón de dosis calculada, con los datos de referencia para los mismos puntos.
- Se imprimieron las curvas de isodosis que se encuentran en los planos x-y y y-z, ambas con una escala 1:1. Las líneas de isodosis impresas, corresponden a las razones de dosis siguientes: 1,2,3,4,5,8,11,16 y 20, todas en unidades cGy/h.
- Se archivaron las distribuciones de dosis en la bitácora: "Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia".

Resultado: Las distribuciones de dosis se imprimieron correctamente y son idénticas a las distribuciones de dosis de referencia. La actividad de la fuente que se usó fue de 90,589 U=90,589 $\mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$ (en el modelado de la fuente del TPS, corresponde a la fuente nombrada: azul-tg43). La superficie de la isodosis a una distancia mayor a 3 veces la máxima dimensión de la fuente, a 6 cm desde el centro de la fuente, es prácticamente esférica, como se espera que

sea según el TRS-430. La fecha programada para la siguiente revisión es: 30 de julio de 2012.

4.3.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento:

- Se tomó para comparación, un implante ginecológico de un paciente con cáncer de cérvix, el implante consta de 4 fuentes de cesio de intensidades 68,182 U y 89,443 U.
- Se reconstruyó el implante en el TPS por medio del digitalizador para calcular la dosis en los puntos de interés AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto.
- Se realizó el cálculo independiente con la hoja de cálculo llamada: CALCULO INDEPENDIENTE DE DOSIS TG43.xls, archivado junto al TPS. Para ver el procedimiento detallado refiérase a la sección 5.3.
- La hoja de cálculo hace uso de los siguientes datos que deben ingresarse manualmente: intensidad kerma en aire, tiempo de aplicación, coordenadas de los extremos de las fuentes y de los puntos de interés, longitud activa de la fuente, constante de razón de dosis, factor de anisotropía y factor de dosis radial de cada fuente.

Resultado: Se compararon los resultados del TPS con los del cálculo independiente teniendo como discrepancia 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente re calculada y usada como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Debido a que la vida media del isótopo usado es de 30 años, se toma para esta prueba la intensidad de la fuente en una fecha de referencia para ésta y futuras comprobaciones.
- Se tomó como referencia la información guardada en un inventario de fuentes ubicado en la computadora propia del TPS en la siguiente dirección: C:\Documents and Settings\All Users\Documents\Inventario de Fuentes de Braquiterapia\Inventario de fuentes.doc
- La tasa de dosis recibida en el punto 3 (coordenadas (5,0,0)cm con el origen en el centro de la fuente y el eje Y a lo largo de la fuente) del archivo de braquiterapia de referencia llamado prueba 7 fue de 3,915 cGy/h con fecha 14 de septiembre de 2011, debido a la fuente rotulada como azul-tg43.

- Se calculó nuevamente la dosis en este punto para la fecha actual 2 de mayo de 2012 obteniendo 3,793.
- Se calculó manualmente la tasa de dosis en la fecha actual debido al decaimiento de la fuente obteniendo 3,794.

Resultado: El cálculo de la tasa de dosis en el punto de referencia realizado por el TPS y el cálculo realizado manualmente por decaimiento de la fuente, a partir de la tasa de dosis en la fecha de referencia son prácticamente iguales, variando solamente una milésima que representa una discrepancia del 0,03%. Debido a estos resultados se puede concluir que el sistema decae correctamente la actividad de la fuente. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica.

Procedimiento:

- Se investigó los tipos de fuentes en uso actualmente en el INCAN, siendo las siguientes: 20 fuentes de cesio 137 modelo CDCT1, proveído por *Therapeutic Nuclides & Accessories Inc.* en 1991. 7 fuentes de cesio 137

modelo CDCS-J proveído por Amersham Buchler GmbH & Co KG en 1998.

- Se buscó toda la información posible sobre las fuentes de cesio 137 disponibles en el INCAN y en publicaciones científicas, la información hallada en publicaciones científicas, se muestra en la tabla VI.
- Se revisó que los datos hallados en los certificados y en la literatura sean iguales a los datos ingresados en el módulo de braquiterapia del sistema de planificación. Los datos usados actualmente en el Theraplan Plus, se muestran en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla VI. **Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1**

Modelo	CDCT1	CDCS-J (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,35
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,046
Diámetro externo (cm)	2,70	2,65
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Lizhong, Liu. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p 130.

Tabla VII. **Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente**

Modelo	CDCT1	CDCS-J type (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,50
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,34
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,07
Diámetro externo (cm)	2,70	2,70
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Modelado de la fuente. TPS Theraplan Plus.

Resultado: Se compararon las características físicas de ambos modelos de fuentes, halladas en la literatura (vea tabla VI), en el certificado de calibración, y en los datos generales de las fuentes archivados, con los datos que actualmente tiene cargados el sistema de planificación, mostrados en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

De la comparación se concluye que los datos coinciden para el caso de las fuentes CDCT1, no así para el caso de las fuentes CDCS-J de Amersham, que presenta diferencias en los siguientes datos: longitud activa, coeficiente de atenuación lineal del filtro, coeficiente de atenuación lineal del material de la fuente y en el diámetro externo.

Tabla VIII. **Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes**

Modelo	Identificación	Intensidad de kerma en aire ($\mu\text{Gy m}^2/\text{h}$)	mg Ra Eq
CDCT1	Azul (12 fuentes)	98,89	13,7
CDCT1	R rojo (8 fuentes)	75,38	10,4
CDCS-J	GA 265 (1)	63,60	8,8
CDCS-J	GA 231 (2)	98,49	13,6
CDCS-J	GA 234 (3)	99,28	13,7
CDCS-J	GA 233 (4)	97,92	13,5
CDCS-J	GA 232 (5)	93,60	12,9
CDCS-J	GA 263 (6)	65,77	9,1
CDCS-J	GA 264 (7)	65,85	9,1

Las fuentes CDCT1 fueron calibradas el 15 de Octubre de 2003. Las fuentes CDCS-J fueron calibradas el 2 de Mayo de 2003. La intensidad de las fuentes fue actualizada en el TPS el 15 de Enero de 2008 obteniendo los datos presentados.

Fuente: Resultados de calibración de fuentes de cesio CDCT1 y CDCS-J de baja tasa.

Aparentemente las características físicas para ambos modelos de fuentes, se cargaron al TPS indistintamente considerándolas iguales debido a la pequeña diferencia que existen entre ambos modelos de fuentes, esta ambigüedad será analizada junto a los físicos médicos de la institución, aclarándola cuando se vuelva a realizar esta prueba.

En el caso de las intensidades (expresadas en miligramos de radio equivalente, como está cargado al sistema), se revisó que la intensidad de cada fuente proporcionado en los certificados de calibración, tabla VIII, coincida con los datos ingresados al sistema de planificación.

Las intensidades de cada fuente coincidieron, presentándose solo un error en el nombre de la fuente CDCS-J GA 232 que en el sistema estaba ingresado como GA 2323, este error fue corregido. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

5. INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN

El formalismo TG-43 para el cálculo de dosis alrededor de una fuente cilíndrica es el método más actual en los sistemas de planificación de braquiterapia, y se ha comprobado su exactitud comparándolo con simulaciones realizadas con Monte Carlo. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). Este método utiliza la intensidad kerma en aire para el cálculo de dosis (vea sección 2.4.11).

En el Hospital de Cancerología INCAN, está en uso el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus, que contiene entre sus utilidades, el módulo de braquiterapia, capaz de hacer cálculos de dosis en implantes de braquiterapia usando cuatro distintas formas de especificación de las fuentes (vea sección 2.6.8): intensidad kerma en aire, actividad aparente, razón de exposición a 1 metro y actividad equivalente de radio (Raeq).

Actualmente, en el INCAN se usa la actividad equivalente de radio (Raeq) para especificar las fuentes, y con este trabajo, como parte de la garantía de calidad, se pretende usar en su lugar, la intensidad kerma en aire.

5.1. Datos utilizados

Para poder realizar el cambio de especificación de las fuentes en el sistema de planificación, se necesitó de los datos mostrados en la tabla IX.

Las fuentes CDC T1, fueron proveídos por *Therapeutic Nuclides* en 1991, y las fuentes Amersham CDCS J, por Amersham Buchler en 1998.

Los datos generales y las especificaciones físicas fueron obtenidos a partir de los certificados de las fuentes; la constante de razón de dosis, se obtuvo del trabajo realizado por Lizhong Liu, Prasad Satish y Daniel A. Bassano, del Departamento de Oncología radioterápica de la *Upstate Medical University* en Nueva York. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla IX. **Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43**

Datos Generales		
Isótopo:	Cesio 137	
Modelo:	CDC T1	Amersham CDCS J
Especificaciones Físicas:		
Longitud total de la fuente (cm):	2	2
Longitud Activa de la fuente (cm):	1,5	1,35
Espesor de las paredes (cm):	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm ⁻¹):	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal de la fuente (cm ⁻¹):	0,07	0,046
Datos Dosimétricos:		
Vida media (horas):	262 800,00	262 800,00
Constante de razón de dosis (Cgy/(hr U)):	0,953	0,953
Datos de Calibración:		
Fecha de calibración:	7 de Julio 2007 ^a	7 de Julio 2007 ^a
Intensidad kerma en aire de referencia (U)	69,4/91,04 ^a	E/F ^a

^aE/F=Específico para cada fuente

Fuente: elaboración propia.

La intensidad de kerma en aire de referencia, se obtuvo por decaimiento desde la fecha de calibración de las fuentes y la ecuación:

$$S_K = 7.23M_{eq} \quad (5.1)$$

Se ingresó una tabla de factores de anisotropía, para 3 tipos de fuentes de Cs-137: 3M, Amersham, y RTR (pre-1982) obtenidas del trabajo de Liu mencionado anteriormente, estas tres fuentes difieren muy poco en su función de anisotropía.

Esta tabla se divide en dos partes, se encuentra en los anexos y muestra datos para distancias desde 0,25 cm hasta 10 cm y para ángulos polares desde 0 grados hasta 90 grados.

Para rangos de la distancia radial desde 0,25 cm hasta 10 cm y ángulos polares de 25 grados o más, la máxima diferencia entre el valor promedio dado y el de un modelo específico de su función de anisotropía, es menor que el 1% para los tres modelos de fuentes mostrados en las tablas.

Para ángulos pequeños, cerca de la dirección longitudinal, la máxima diferencia relativa a los valores promedio mostrados son; 1,7% para la fuente 3M, 2,7% para la fuente Amersham y 2,3% para la fuente RTR (pre-1982).

Tablas de valores de la función de anisotropía para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs puede hallarse en el reporte publicado por la AAPM en el año 2004.

Se ingresó una tabla de función radial de dosis, tabla X, que se obtuvo del trabajo de Liu. La función radial de dosis se describió en la sección 2.4.9.

Tabla X. **Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs : 3M, Amersham, RTR (pre-1982)**

Distancia a lo largo del eje transversal, r(cm)	Función de dosis radial, g(r)
0,5	0,998
1,0	1,000
1,5	0,997
2,0	0,993
2,5	0,988
3,0	0,982
3,5	0,976
4,0	0,970
4,5	0,964
5,0	0,957
6,0	0,941
7,0	0,925
8,0	0,906
9,0	0,885
10,0	0,862

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 479.

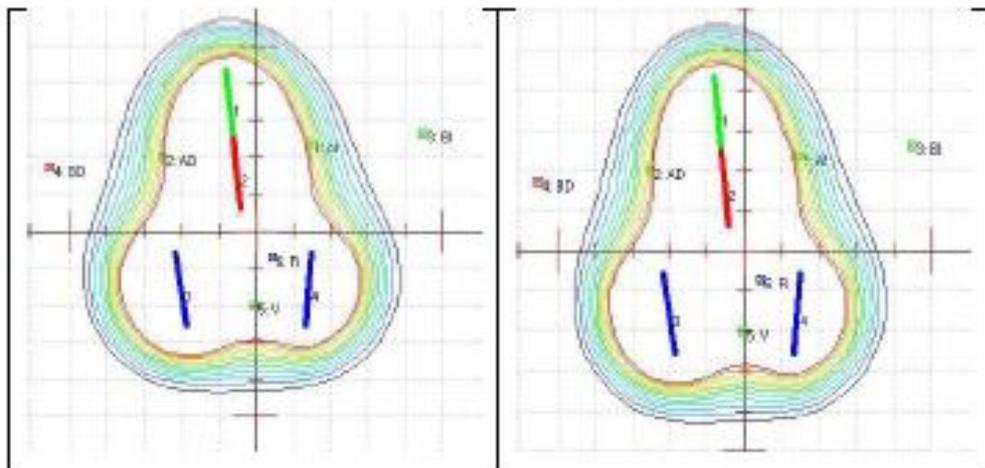
En la tabla anterior, se muestra la función radial de dosis para fuentes intracavitarias de Cs-137 (3M, Amersham, RTR(pre-1982)) para distancias desde 0,5 hasta 10cm. Los cambios que pueda tener esta función para un tipo específico de fuente, es casi despreciable y los datos proporcionados en la tabla, son suficientes para describir la función radial de dosis de cualquiera de las fuentes de Cs-137.

Según el trabajo de Liu, la máxima diferencia entre la función radial de dosis calculada para un modelo específico y el valor promedio dado en la tabla es 0,6% a 0,5 cm y 0,3% a 1 cm o más. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

5.2. Resultados

Las medidas de dosis obtenidas alrededor de una configuración de fuentes, usando la intensidad kerma en aire contenida en el formalismo TG-43, son muy cercanas a las medidas que se obtienen al usar la especificación de fuente miligramos de radio equivalente. La siguiente figura muestra gráficamente las distribuciones de dosis obtenidas con las dos especificaciones de fuentes:

Figura 16. **Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire**



Fuente: Programa Theraplan Plus.

El formalismo TG-43 toma en cuenta más parámetros, tales como: los efectos de la geometría, distribución espacial de radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, considerados en la constante de tasa de dosis Λ ; el efecto de filtrado y material de la fuente en concreto, considerados en la función radial de dosis $g(r)$; la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio considerado en el factor de anisotropía $F(r,\theta)$. Debido a esto, se prefiere actualmente este método de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia.

Las medidas realizadas para comparar ambos métodos se hizo con las configuraciones de implantes de braquiterapia usada en el INCAN: completa, cilíndrica y colpostatos, y se muestran en la tabla XI.

En la configuración completa se usan cuatro fuentes, en la configuración cilíndrica se usan tres fuentes y en los colpostatos, solamente dos; los dispositivos usados para estas configuraciones, se muestran en la figura 12, inciso (a), entre estos dispositivos se encuentra el aplicador Fletcher, el cilindro y los colpostatos. Las medidas se hacen en puntos de interés: A izquierdo, A derecho, B izquierdo, B derecho, mucosa izquierda, mucosa derecha, vejiga y recto (vea figura 16); definidos por el ICRU 38. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

Los resultados obtenidos mostrados en la tabla XI, muestran que en promedio, las medidas realizadas usando la intensidad de kerma en aire, tiene una diferencia porcentual de 3,38% de diferencia con respecto a las medidas que se obtienen usando la actividad equivalente de radio.

Tabla XI. **Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio**

Tiempo del implante: 72 horas			
Configuración	Dosis Impartida (cGy)		Desviación (%)
	Kerma en aire	Actividad equivalente de Radio	
COMPLETO 1 4 FUENTES	2 791	2 694	3,48
	2 964	2 869	3,21
	1 957	1 888	3,53
	2 048	1 979	3,37
	Promedio:		3,39
COMPLETO 2 4 FUENTES	3 082	2 978	3,37
	3 269	3 167	3,12
	2 010	1 940	3,48
	2 090	2 021	3,30
	Promedio:		3,32
CILINDRO 3 FUENTES	3 446	3 312	3,89
	3 479	3 347	3,79
	3 177	3 053	3,90
	515	496	3,69
	Promedio:		3,82
COLPOSTATO 2 FUENTES	5 894	5 724	2,88
	5 794	5 626	2,90
	661	642	2,87
	1 013	980	3,26
	Promedio:		2,98

Fuente: elaboración propia.

5.3. Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43

Es importante realizar una verificación independiente del cálculo de dosis en puntos de interés que realiza el TPS, esta verificación realizada como parte

de garantía de calidad del módulo de braquiterapia del TPS, nos garantiza que el TPS está realizando correctamente los cálculos de dosis, en este caso, usando el formalismo de cálculo de dosis TG-43.

La verificación independiente que se implementó, se hizo usando la ecuación del TG-43 explicada en la sección 2.4.4 que calcula la tasa de dosis en un punto con coordenadas (r, θ) a partir de una fuente lineal de longitud activa L:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (5.2)$$

calculando cada factor manualmente y a partir de las tablas propias de cada fuente. El resultado obtenido se compara con el resultado del TPS para verificar su exactitud.

El TPS calcula la tasa de dosis en el punto $P(r, \theta)$ por medio de la ecuación 2.14:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (5.3)$$

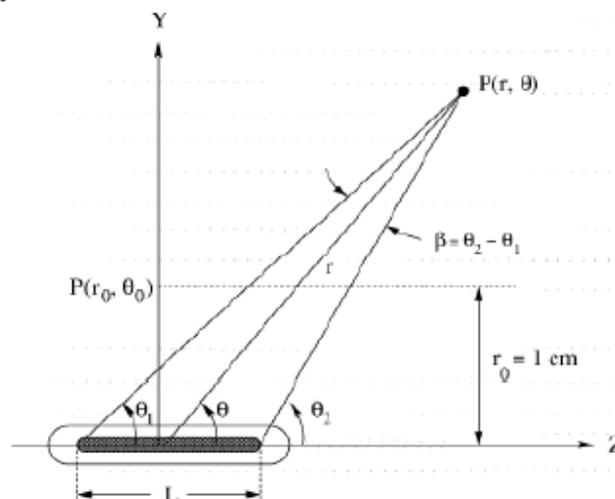
donde $S_S(r_0, \theta_0) = S_K(r_0, \theta_0)$ es la especificación de la fuente en tasa de kerma en aire de referencia y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la tasa de dosis relativa (DRT por sus siglas en inglés), creada por el TPS a partir de las tablas de factor de dosis radial $g(r)$ (adimensional), la tabla de factores de anisotropía $F(r, \theta)$ (adimensional) ingresadas al sistema y específicas para cada fuente y el factor geométrico $G(r, \theta)$ calculada por el propio sistema.

La tasa de dosis tiene unidades cGy/h y al multiplicar por el número de horas del implante, se obtiene la dosis en centigrays (cGy) en un punto de interés.

5.3.1. Procedimiento del cálculo independiente

A partir de la ecuación 2.1, se procede a hallar cada factor de la ecuación. Se hará el cálculo de tasa de dosis en un punto $P(r, \theta)$ debido a una fuente específica (vea figura 17), en el caso de varias fuentes se hace el mismo procedimiento para cada una de ellas, y la dosis total en un punto, será la suma de la contribución de dosis debido a cada fuente.

Figura 17. **Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia**



Fuente: Mark J. Rivard. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. p. 637.

La verificación independiente se hace a partir de las coordenadas reconstruidas por el TPS. El TPS genera una tabla con las coordenadas de los dos extremos de la fuente y por otro lado, las coordenadas del punto de interés.

A partir de estas coordenadas, se calcula las coordenadas $S_S(r_0, \theta_0)$ del punto de interés a partir de la fuente. Consideramos una fuente con tasa de kerma en aire de referencia $S_S(r_0, \theta_0) = 68,182U$ con coordenadas del punto superior e inferior de la fuente y las coordenadas del punto de interés (AI) como se muestra en la tabla XII.

Tabla XII. **Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante**

Coordenada	X	Y	Z
Punto de interés (AI)=P1	2,078	1,939	0,363
Extremo inferior=P2	-0,010	1,930	0,350
Extremo superior=P3	-0,030	3,900	0,880

Fuente: elaboración propia.

A partir de estas coordenadas se calculan los vectores V1 y V2 que van de los dos extremos de las fuentes hasta el punto de interés y el que va del extremo superior de la fuente hasta su extremo inferior V3 y sus respectivas magnitudes:

Tabla XIII. **Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2**

vector		componentes	magnitud
V1	P1-P2	(2,088, 0,009, 0,013)	2,088
V2	P1-P3	(2,108, -1,961, -0,517)	2,925
V3	P2-P3	(0,020, -1,970, -0,530)	2,040

Fuente: elaboración propia.

Luego, calculando el producto punto $V_2 \cdot V_3$ y $V_1 \cdot V_3$ hallamos los ángulos θ_1 y θ_2 usando la ecuación:

$$\theta_1 = \arccos \left(\frac{V_2 \cdot V_3}{|V_2||V_3|} \right) \quad (5.4)$$

Así se halla que $\theta_1 = 0,795$ rad $\theta_2 = 1,575$ rad. Luego con la ley de cosenos y de senos se hallan las coordenadas ($r = 2,328$ cm, $\theta = 1,113$ rad):

$$r = \sqrt{\left(\frac{l}{2}\right)^2 + |V_2|^2 - l \cdot |V_2| \cdot \cos \theta_1} = 2,328 \text{cm} \quad (5.5)$$

$$\theta = \arcsin \left(\frac{|V_1| \sin \theta_2}{r} \right) = 1,113 \text{rad} \quad (5.6)$$

donde l es la longitud de la fuente.

Estas son las coordenadas del punto de interés desde el centro de la fuente, necesarias para calcular los factores de la ecuación 5.2.

El primer factor, la tasa de kerma en aire de referencia, es proporcionada por el fabricante de las fuentes, para una fecha de referencia, solo se decae a la fecha actual, para la fuente en cuestión, tiene un valor de $S_S(r_0, \theta_0) = 68,182U$.

El siguiente factor es la constante de razón de dosis, se define para cada fuente en concreto; por tanto, incluye los efectos de la geometría, distribución espacial de la radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, descrita en la sección 2.4.7. Para la fuente utilizada, la constante de razón de dosis tiene un valor de $\Lambda = 0,953$ cGy/(hU).

Otro factor necesario es el cociente entre el factor geométrico en el punto (r, θ) y el factor geométrico en la posición de referencia $(1, \pi/2)$. El factor geométrico se halla a partir de las ecuaciones 2.6 y 2.7:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \frac{\cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right)}{L_s r \sin \theta} \quad (5.7)$$

Obteniéndose los siguientes resultados:

$$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad}) = 0,183 \text{ cm}^{-2}$$

$$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2) = 0,858 \text{ cm}^{-2}$$

El factor de dosis radial, se obtiene por interpolación de la tabla X a una distancia $r=2,328$ cm de la fuente, esta tabla debe ser propia de la fuente, en la sección 5.1 se explica de donde se obtuvo esta tabla para las fuentes ingresadas en el TPS. En este factor, se incluye el efecto del filtrado y material de la fuente en concreto, como se describió en la sección 2.4.9. El valor obtenido es $g(r=2,328\text{cm})=0,990$.

El último factor necesario es el factor de anisotropía, que al igual que el factor de dosis radial se halla por interpolación de una tabla específica para cada fuente.

Este factor, como se describió en la sección 2.4.10, proporciona la variación de dosis a cada distancia r debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio. El valor hallado para el caso en cuestión es $F(r=2,328 \text{ cm}, \theta=1,113 \text{ rad})=0,997$. Resumiendo, los datos calculados son los mostrados en la siguiente tabla:

Tabla XIV. Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43

	Valor	Unidades
$S_S(r_0, \theta_0)$	68,182	U=cGycm ² /h
Λ	0,953	cGy/(hU)
$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad})$	0,183	cm ⁻²
$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2)$	0,858	cm ⁻²
$g(r=2,328\text{cm})$	0,990	adimensional
$F(r=2,328\text{cm}, \theta=1,113 \text{ rad})$	0,997	adimensional

Fuente: elaboración propia.

De esta forma la tasa de dosis en el punto P(r=2.328 cm, θ =1.113 rad) es, según el formalismo TG-43:

$$\begin{aligned} \dot{D}(r, \theta) &= S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 68,182\text{U} \times 0,953\text{cGy}/(\text{hU}) \times \frac{0,1829\text{cm}^{-2}}{0,8580\text{cm}^{-2}} \times 0,9898 \times 0,9968 \quad (5.8) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 13,668\text{cGy}/\text{h} \end{aligned}$$

El cálculo realizado por el TPS en ese mismo punto es de $\dot{D}(r=2,328 \text{ cm}, \theta=1,113 \text{ rad})=14,136 \text{ cGy}/\text{h}$.

La diferencia porcentual entre ambos resultados es de 3,42%. El TECDOC 1151 recomienda que las discrepancias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina, en braquiterapia, no supere un 15%. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

5.4. Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo

Se realizó una comprobación independiente de la dosis impartida en los puntos de interés debido a un implante ginecológico completo compuesto de cuatro fuentes radiactivas de Cs-137 de baja tasa de dosis. Para el cálculo se realizó el procedimiento descrito en la sección 5.3.1 para cada fuente en cada punto de interés. Los puntos de interés son AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto. La dosis total en cada punto de interés es:

$$\text{Dosis total} = \dot{D}_{fuente1}t_1 + \dot{D}_{fuente2}t_2 + \dot{D}_{fuente3}t_3 + \dot{D}_{fuente4}t_4 \quad (5.9)$$

donde $\dot{D}_{fuente1}t_1$ es la tasa de dosis de la fuente 1 en el punto de interés en cGy/h y t_1 es la duración del implante de la fuente 1 y así sucesivamente para las fuentes 2,3 y 4. Los resultados obtenidos para un tiempo de 72 horas de duración de implante de cada fuente se resumen en la tabla XV.

Tabla XV. **Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo**

	Etiqueta	Fuente 1	Fuente 2	Fuente 3	Fuente 4	Total	Total TPS
1	AI	984,071	987,716	455,600	289,113	2 716,500	2 800,034
2	AD	1 033,133	1 037,880	278,279	539,871	2 889,163	2 971,117
3	BI	193,467	194,556	242,842	124,949	755,813	755,765
5	BD	194,774	194,070	121,554	255,414	765,813	763,791
6	Vejiga	283,501	535,440	646,251	537,144	2 002,335	2 029,225
7	Recto	158,865	335,779	570,513	1 003,436	2 068,593	2 098,752

Fuente: programa Theraplan Plus.

La discrepancia entre la comprobación independiente y el cálculo de rutina del TPS para el implante completo es de 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

CONCLUSIONES

1. Con las pruebas de garantía de calidad, el uso adecuado y la comprensión del sistema de planificación y las rutinas que usa el sistema, se garantiza la correcta planificación de un tratamiento de braquiterapia y permite evitar incidentes radiológicos.
2. Para garantizar el correcto funcionamiento del sistema de planificación de braquiterapia utilizado en el INCAN, se han implementado ocho pruebas que se deben realizar con una frecuencia específica, dependiendo de la prueba que sea.
3. Es preferible utilizar el formalismo para cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva, recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM), formalismo TG43, para sustituir el uso de la especificación en miligramos de radio equivalente de las fuentes, ya que esta, conlleva errores en su determinación debido a las constantes empleadas para calcularla.
4. Las magnitudes físicas usadas en braquiterapia se han modificado con el tiempo, el documento de la AAPM, TG-43, actualiza estas magnitudes. Instituciones del tercer mundo insisten en usar antiguas magnitudes a pesar del error en su determinación, esta es una novedad del presente trabajo al implementar dicho formalismo en el INCAN.
5. Los cálculos de dosis de radiación en un punto específico, realizados por el sistema de planificación, usando el formalismo de cálculo de

dosis TG-43, pueden verificarse manualmente, como se ha descrito en el capítulo siete.

6. La forma en que una fuente radiactiva actúa sobre la materia depende de su forma física, de su energía y del tipo de radiación que emita.

RECOMENDACIONES

1. Debido a que las fuentes de cesio 137 modelo CDC T1 son del año 1991, y las de modelo CDCS J, del año 1998; fue difícil hallar sus características físicas y dosimétricas exactas. Se deberían implementar fuentes más nuevas cuyas características sean fáciles de hallar y que hayan sido simuladas por algún método, como Monte Carlo.
2. Las pruebas descritas para la garantía de calidad deben realizarse con la frecuencia especificada y de la forma descrita para asegurar el correcto funcionamiento del sistema de planificación.
3. Realizar y conocer adecuadamente las rutinas de planificación en un implante de braquiterapia mejora la calidad del tratamiento de cáncer, y por tanto, mejora la probabilidad de curación del paciente.
4. Deben crearse bases de datos separadas en el sistema de planificación, una para pacientes tratados con radioterapia externa y otra para pacientes de braquiterapia; también deben actualizarse cada seis meses o antes si es necesario; esta es una de las limitaciones del sistema de planificación Theraplan Plus, él considera una sola base de datos tanto para teleterapia como braquiterapia.
5. Usar toda la herramienta de la que dispone el sistema de planificación, para facilitar el análisis de los resultados y optimizar el cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva y su representación gráfica con líneas de isodosis.

6. Actualizar la especificación de las fuentes usadas en braquiterapia, de miligramos de radio equivalente a tasa de kerma en aire de referencia. Deben usarse las nuevas magnitudes, que evitan el uso de tantas constantes. Esto ya se ha efectuado, quedando pendiente la aprobación del jefe de física médica como por parte del jefe del Departamento de Radioterapia.

7. Al comprar nuevas fuentes radiactivas, revisar si es necesario agregar pruebas al sistema de planificación para garantizar su calidad. Es preferible que las fuentes vengan calibradas en tasa de kerma en aire de referencia y se acompañen datos de las características físicas de las fuentes, que permitan emplear el método de la Asociación Americana de Físicos Médicos TG-43.

BIBLIOGRAFÍA

1. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. "Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM radiation therapy committee task group-40". *Medical physics*. 1994, vol 21, núm. 8, p. 581-618.
2. _____. "Remote afterloading technology". *Medical physics*. 1993, núm 41, 107 p.
3. _____. "Specification of brachytherapy source strength". *Medical physics*. 1987, núm. 21, 98 p.
4. ATTIX, Frank. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Wisconsin: WILEY-BCH Verlag GmbH, 2004. 633 p
5. BALTAS, Dimos; SAKELLION, L.; ZAMBOGLOU, N. *The physics of modern brachytherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 670 p.
6. CUNNINGHAM, Robert; JOHNS, H.; KASE, K. *The physics of radiology*. 4a ed. Illinois: Charles C. Thomas Publisher, 1983. 785 p.
7. DUTREIX, Andrée. *Brachytherapy training course*. México: UNAM, 1993. 30 p.

8. FRANCOIS, Juan. *Introducción al análisis de reactores nucleares: análisis de reactores nucleares*. México: UNAM, Facultad de Ingeniería, 2005. 9 p.
9. HANSON, W.F. "Brachytherapy source strength: quantities, units, and standards. Brachytherapy physics". *Medical Physics Publishing*. 1995, p. 71-85.
10. HENDEE, William; IBOOTT, G. *Radiation therapy physics*. 3a ed. Chicago USA: Year book Medical Publishers, 2005. 450 p.
11. HOROWITZ, Y. "Photon general cavity theory". *Radiation protection*. 1984, vol 9, núm. 1, p. 5-18.
12. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. "Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad". *Documentos técnicos*. 2000, núm. 1151, 135 p.
13. _____. "Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 1274, 60 p.
14. _____. "Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 430, 281 p.
15. _____. "Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos". *Documentos técnicos*. 2005, núm. 398, 261 p.

16. _____. “Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación”. *Documentos técnicos*. 1996, núm. 115, 86 p.
17. INTERNATIONAL BUREAU OF WEIGHTS AND MEASURES. *The international system of units (SI)*. 8a ed. París: IBPM, 2006. 180 p.
18. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. “Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1985, núm. 38, 130 p.
19. _____. “Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 2004, núm. 72, 175 p.
20. _____. “Fundamental quantities and units for ionizing radiation”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1998, núm. 60, 19 p.
21. INTER-SOCIETY COUNCIL FOR RADIATION ONCOLOGY (ISRO) *Radiation oncology in integrated cancer management*. Chicago USA: Inter-Society Council for Radiation Oncology, 1991. 49 p.
22. KAPLAN, Irving. *Nuclear physics*. 2a ed. Madrid: Aguilar, 1962. 460 p.
23. KHAN, Faiz M. *The physics of radiation therapy*. 4a ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 2010. 738 p.

24. LIZHOUNG, Liu. "Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 447-483.
25. LOEVINGER, R. "The role of standards laboratory in brachytherapy. National Bureau of Standards (USA)", *Proceedings of recent advances in brachtherapy physics*. 1981, vol 1, núm. PB-83-134221, p. 22-31.
26. MAYLES, Philip; NAHUM, Alan; ROSENWALD, Jean-Claude. *Handbook of radiotherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 1412 p.
27. MIJNHEER, Ben; BATTERMANN, J.; WAMBERSIE, A. *Quality assurance of treatment planning systems practical examples for Non-IMRT photon beams*. Bélgica: ESTRO, 2004. 93 p.
28. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS "Protection against radiation from brachytherapy sources". *National Council on Radiation Protection and Measurements*. 1972, núm. 40, 140 p.
29. PODGORSAK, Ervin. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA, 2005. 696 p.
30. RAVINDER, Nath, et al. "Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.

- 56". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1997, vol 24, núm. 10, p. 1557-1598.
31. _____. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recomendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1994, vol 22, núm. 2, p. 209-234.
 32. RIVARD, Mark, et al. "Update of AAPM Task Group No. 43 report: a revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 633-674.
 33. TAUHATA, Luiz, et al. *Radioprotecao e dosimetria*. 4a ed. Brasil: Instituto de radioprotección e dosimetría-CNEN, 2002. 170 p.
 34. THERATRONICS INTERNATIONAL. *Theraplan plus, technical reference manual*. Ontario, Canada: Theratronics International, 2001. 370 p.
 35. WILLIAMSON, Jeffrey. *Brachytherapy physics*. United States: Medical Physics Publishing, 1995. 709 p.
 36. WYCKOFF, Allisy, et al. "The new special names of SI units in the field of ionizing radiations". *National Center for Biotechnology Information, Radiology*. 1976, vol 118, núm. 1, 233 p.
 37. ZHANG, Pengpeng, et al. "AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube source". American Association of

Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 4, 759
p.

ANEXOS

Anexo 1. **Formulario para control de calidad del tratamiento**

Formulario para el control de calidad del tratamiento de Braquiterapia	
Paciente: _____	No. Registro: _____
Fecha de la aplicación: _____	Fecha de registro: _____
ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
1) Preparación del implante	
<input type="checkbox"/> a) Aplicación programada	
<input type="checkbox"/> b) Sala y cama asignada	
<input type="checkbox"/> c) Fuentes solicitadas	
<input type="checkbox"/> d) Integridad del aplicador verificada	
2) Patología	
<input type="checkbox"/> a) Hospital	
<input type="checkbox"/> b) Código de patología	
<input type="checkbox"/> c) Diagnóstico	
3) Inserción del aplicador	
<input type="checkbox"/> a) Identidad del aplicador verificada	
<input type="checkbox"/> b) Geometría del implante/aplicador registrada	
<input type="checkbox"/> c) Placas de verificación revisadas	
<input type="checkbox"/> d) Número e intensidad de las fuentes registrada	
<input type="checkbox"/> e) Prescripción fechada y firmada por el oncologo radio terapeuta	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 116.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
4) <u>Carga del implante</u>	
[] a) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] b) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] c) Implante cargado	
[] d) Fuentes empleadas registradas en inventario	
[] e) Cálculos de prescripción y tratamiento revisados por el físico el mismo día de cargado el implante	
5) <u>Para implantes por carga remota automática</u>	
[] a) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] b) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] c) Control de calidad diario realizado a la unidad de tratamiento	
[] d) Auto-radiografía revisada por el físico y el médico el mismo día del implante	
6) <u>Ejecución del implante</u>	
[] a) Orientaciones escritas a las enfermeras	
[] b) Sala/cuarto de tratamiento identificado	
[] c) Monitoreo radiológico completado	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 117.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
[] d) Prescripción completada	
[] e) Fecha/hora de retiro de las fuentes registrado	
[] f) Médico responsable del implante informado de fecha/hora del retiro de fuentes	
[] g) Responsable de verificar el retiro del implante	
7) <u>Planificación del tratamiento</u>	
[] a) Plan revisado por el médico antes de completar el tratamiento	
[] b) Plan revisado por el físico antes de completar el tratamiento	
[] c) Administración del implante registrado en la hoja de tratamiento	
8) <u>Retiro del implante</u>	
[] a) Número de fuentes verificadas por el médico	
[] i) En la sala/cuarto del paciente	
[] ii) En el cuarto/local de fuentes	
[] b) Monitoreo radiológico de la sala/cuarto del paciente	
[] c) Fuentes retiradas inventariadas	
[] d) Formulario del monitoreo radiológico relleno	
[] do	
9) <u>Registro y control del implante</u>	
[] a) Salida impresa de la unidad de carga remota automática auditada	
[] b) Placas de localización auditadas y archivadas	
[] c) Registro resumen de dosis impartidas relleno y firmado por el médico y el físico.	
^a Marcar con un [✓] cuando la acción correspondiente esté ejecutada	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 118.

Anexo 2. Formulario para verificación de intensidad de fuentes

Formulario para la verificación de la intensidad de fuentes de braquiterapia con cámara de ionización de pozo.
Fecha de verificación: _____ Realizado por: _____
Descripción de la fuente(s): Radionucleido: _____ Tipo: _____ No. Serie: _____ Intensidad (por certificado del fabricante) $S_{K,cert} =$ _____ Número de certificado: _____ Fecha del certificado: _____
Cámara de ionización: Modelo/Serie: _____ / _____ Electrómetro: Modelo/Serie: _____ / _____
Factor de calibración: $N_{SK} =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2\text{A}^{-1}$, dado a $P_0 =$ _____ kPa, $T_0 =$ _____ °C
Corrección de la lectura del electrómetro: a) Corrección por densidad de aire: Temperatura $T =$ _____ °C y presión $P =$ _____ kPa al momento de la medición. $P_{TP} = (P_0/P)[(273,15 + T)/(273,15 + T_0)] =$ _____ Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $M_0 =$ _____ C/min(Q_{HV}) Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $Q_{HV/2} =$ _____ C/min b) Corrección por recombinaciones: $p_{ion} = (4/3) - (Q_{HV/2}/3Q_{HV}) =$ _____ c) Corrección por escala del electrómetro: $p_E =$ _____
Intensidad de kerma en aire medida: $S_K = M_0 N_{SK} P_{TP} p_{ion} p_E = S_K =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2$
Discrepancia $\Delta = (S_K - S_{K,cert}^*) \times 100 / S_{K,cert}^* =$ _____ % $S_{K,cert}^*$: valor corregido para la fecha de verificación

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 112.

Anexo 3. La función de anisotropía promedio para las fuentes intracavitarias de ¹³⁷Cs: Amersham, 3M y RTR pre-1982

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	0	2	4	6	8	10	12	14	16	18
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,50	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,75	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,985	0,986
1,00	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,946	0,953	0,958	0,965
1,25	0,901	0,901	0,901	0,892	0,879	0,894	0,915	0,931	0,944	0,953
1,50	0,897	0,897	0,896	0,885	0,874	0,887	0,906	0,922	0,936	0,946
2,00	0,893	0,893	0,891	0,876	0,869	0,883	0,900	0,915	0,928	0,939
2,50	0,891	0,891	0,888	0,870	0,867	0,882	0,898	0,913	0,925	0,937
3,00	0,889	0,889	0,886	0,866	0,866	0,881	0,897	0,912	0,924	0,935
3,50	0,889	0,889	0,884	0,864	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
4,00	0,888	0,888	0,883	0,862	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
5,00	0,888	0,888	0,883	0,861	0,866	0,882	0,898	0,912	0,924	0,934
7,00	0,890	0,890	0,883	0,861	0,868	0,884	0,900	0,913	0,925	0,935
10,00	0,895	0,895	0,887	0,866	0,874	0,889	0,904	0,917	0,928	0,937

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	20	25	30	35	40	50	60	70	80	90
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,998	0,999	1,000	1,000	1,000
0,50	0,000	0,996	0,995	0,996	0,997	0,998	0,999	0,999	1,000	1,000
0,75	0,986	0,989	0,992	0,994	0,995	0,997	0,998	0,999	1,000	1,000
1,00	0,970	0,980	0,985	0,989	0,992	0,996	0,998	0,999	1,000	1,000
1,25	0,960	0,973	0,981	0,986	0,990	0,995	0,997	0,999	1,000	1,000
1,50	0,954	0,969	0,977	0,984	0,988	0,994	0,997	0,999	1,000	1,000
2,00	0,948	0,964	0,974	0,981	0,986	0,993	0,996	0,998	1,000	1,000
2,50	0,946	0,962	0,973	0,980	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,00	0,944	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,50	0,943	0,960	0,971	0,979	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
4,00	0,943	0,960	0,971	0,978	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
5,00	0,943	0,959	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
7,00	0,944	0,960	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
10,0	0,945	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ¹³⁷Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 480.



Universidad de San Carlos de Guatemala
Facultad de Ingeniería
Escuela de Ciencias

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

Marcos Calixto Catú Sajcabún
Asesorado por el Lic. Franky Reyes

Guatemala, septiembre de 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A LA JUNTA DIRECTIVA DE LA
FACULTAD DE INGENIERÍA

POR

MARCOS CALIXTO CATÚ SAJCABÚN
ASESORADO POR EL LIC. FRANKY REYES

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE

LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

GUATEMALA, SEPTIEMBRE DE 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
FACULTAD DE INGENIERÍA



NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
VOCAL I	Ing. Alfredo Enrique Beber Aceituno
VOCAL II	Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco
VOCAL III	Ing. Miguel Ángel Dávila Calderón
VOCAL IV	Br. Juan Carlos Molina Jiménez
VOCAL V	Br. Mario Maldonado Muralles
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
EXAMINADOR	Lic. Ricardo Enrique Contreras Folgar
EXAMINADOR	Ing. José Rodolfo Samayoa Dardón
EXAMINADOR	Ing. Otto Miguel Hurtarte Hernández
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

En cumplimiento con los preceptos que establece la ley de la Universidad de San Carlos de Guatemala, presento a su consideración mi trabajo de graduación titulado:

IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA

Tema que me fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Ciencias, con fecha 26 de febrero de 2010.

Marcos Calixto Catú Sajcabún

ACTO QUE DEDICO A:

Mi hija

Por ser en todo momento la fuente
de mi inspiración.

AGRADECIMIENTOS A:

Mis padres

Por apoyarme siempre en todos los
ámbitos de mi vida.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	VII
LISTA DE SÍMBOLOS	XI
GLOSARIO	XIII
RESUMEN.....	XVII
OBJETIVOS.....	XIX
INTRODUCCIÓN.....	XXI
1. ASPECTOS TEÓRICOS	1
1.1. Radiación.....	1
1.1.1. Radiación ionizante	1
1.1.2. Tipos de radiación ionizante	2
1.2. Radiometría	2
1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia	2
1.3.1. Actividad	3
1.3.2. Tasa de exposición de referencia	4
1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia.....	5
1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia	6
1.4.1. Radio (Ra)-226	7
1.4.2. Cesio-137	7
1.4.3. Cobalto-60	9
1.4.4. Iridio 192.....	10
1.4.5. Oro 198.....	12
1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia.....	13

1.4.7.	Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia	14
2.	LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA	15
2.1.	Dosimetría	15
2.2.	Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia	15
2.2.1.	Técnicas de braquiterapia intersticial	16
2.2.2.	Técnicas de braquiterapia intracavitaria	16
2.3.	Modelos de cálculos de dosis.....	16
2.4.	Formalismo de dosimetría según el TG-43	17
2.4.1.	Concepto básico.....	17
2.4.2.	Geometría de la fuente.....	18
2.4.3.	Datos de referencia	19
2.4.4.	Formalismo TG-43	20
2.4.5.	Formulación 2D del TG-43	20
2.4.6.	Aproximación 1D del TG-43	21
2.4.7.	Constante de razón de dosis.....	22
2.4.8.	Factor geométrico	23
2.4.9.	Función radial de dosis.....	25
2.4.10.	Función de anisotropía.....	26
2.4.11.	Intensidad de kerma aire	26
2.5.	Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota	27
2.5.1.	Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron	27
2.5.2.	Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed	29
2.5.3.	Fuentes Bebig	30
2.6.	Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN	32
2.6.1.	Reconstrucción del implante de braquiterapia.....	33
2.6.2.	Posicionamiento automático.....	34

2.6.3.	Remover fuentes puntuales duplicadas	34
2.6.4.	Cálculo de dosis para fuentes puntuales	34
2.6.5.	Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43).....	35
2.6.6.	Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido	35
2.6.7.	Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual.....	36
2.6.8.	Cálculo de la razón de dosis de la fuente	36
2.6.9.	Cálculo de dosis para fuentes lineales	37
2.6.10.	Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal.....	38
2.6.11.	Cálculo de dosis absoluta.....	39
2.6.12.	Factor de tiempo del implante.....	39
2.6.13.	Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes.....	40
3.	GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA.....	41
3.1.	Elementos del programa de garantía de calidad	42
3.1.1.	Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento.....	46
3.1.2.	Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento	46
3.1.3.	Algoritmos de cálculos de dosis.....	47
3.1.4.	Verificación de los cálculos de dosis en el paciente	48
3.1.5.	Localización de las fuentes.....	49
3.1.6.	Requerimientos de exactitud en braquiterapia.....	49

3.2.	Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia	50
4.	IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN.....	51
4.1.	Pruebas y controles a realizarse	52
4.1.1.	Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento	52
4.1.2.	Prueba 2: Digitalizador	52
4.1.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...53	
4.1.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.	53
4.1.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	54
4.1.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo.....	56
4.1.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	56
4.1.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia	58
4.2.	Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS.....	59
4.2.1.	Frecuencia de los controles.....	59
4.2.2.	Bitácoras	60
4.2.3.	Controles rutinarios	61
4.3.	Resultados de las pruebas realizadas al TPS	62
4.3.1.	Prueba 1: Unidad central de procesamiento	62
4.3.2.	Prueba 2: Digitalizador	63
4.3.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...63	

4.3.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.....	64
4.3.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	65
4.3.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo	67
4.3.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	68
4.3.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia.....	69
5.	INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN	75
5.1.	Datos utilizados	75
5.2.	Resultados.....	79
5.3.	Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43.....	81
5.3.1.	Procedimiento del cálculo independiente	83
5.4.	Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo	88
	CONCLUSIONES	91
	RECOMENDACIONES.....	93
	BIBLIOGRAFÍA	95
	ANEXOS.....	101

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

FIGURAS

1.	Esquema de decaimiento del cesio 137	8
2.	Esquema de decaimiento del cobalto 60.....	10
3.	Esquema principal de decaimiento del iridio 192	11
4.	Esquema de decaimiento del oro 198	12
5.	Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal	19
6.	Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío.....	23
7.	Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal.....	24
8.	Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192	28
9.	Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)	28
10.	de la fuente GammaMed de Ir-192.....	29
11.	Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig	30
12.	(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curietron	31
13.	Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés	33
14.	Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia	43
15.	Elementos contenidos en el formulario de control de calidad.....	61
16.	Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire	79

17.	Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia.....	83
-----	---	----

TABLAS

I.	Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia.....	6
II.	Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias	22
III.	Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron.....	32
IV.	Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40)	45
V.	Pruebas para el control de calidad	51
VI.	Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1	70
VII.	Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente.....	71
VIII.	Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes	72
IX.	Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43	76
X.	Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ¹³⁷ Cs: 3M, Amersham, RTR (pre-1982)	78
XI.	Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio.....	81
XII.	Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante....	84
XIII.	Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2	84

XIV.	Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43.....	87
XV.	Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo	88

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado
HVL	Capa hemirreductora
λ	Constante de decaimiento
Γ	Constante de razón de dosis
ρ	Densidad
D	Dosis absorbida
Kerma (K)	Energía cinética impartida en el medio
Cema (C)	Energía convertida por unidad de masa
X	Exposición
N_K	Factor de calibración de kerma en aire de la cámara de ionización
N_{elec}	Factor de calibración del electrómetro
k_{air}	Factor de corrección por atenuación por aire
k_n	Factor de corrección por no uniformidad
k_{scatt}	Factor de corrección por radiación dispersada
k_{TP}	Factor de corrección por temperatura y presión
MF	Factor de magnificación
γ	Fotón gamma
F(r,θ)	Función de anisotropía para fuente lineal
Φ_{an}	Función de anisotropía para fuente puntual
g(r)	Función de dosis radial
f_{cm}	Función de energía de rayos gamma
G(r,θ)	Función de geometría
GC	Garantía de calidad

K_r	Kerma en aire de referencia
α	Partícula alfa
β	Partícula beta
T	Período de semidesintegración
τ	Vida media

GLOSARIO

AAPM	Asociación Americana de Físicos en Medicina.
Algoritmo	Conjunto prescrito de instrucciones o reglas bien definidas, ordenadas y finitas que permite realizar una actividad o hallar la solución a un problema mediante pasos sucesivos.
Cuaderno de bitácora	Registro escrito de las acciones que se llevan a cabo en cierto trabajo o tarea.
Calibración	Procedimiento de comparación entre lo que indica un instrumento y lo que debería indicar de acuerdo a un patrón de referencia con valor conocido.
Cámara de ionización	Es esencialmente un capacitor en el cual la corriente de fuga es inducida a través de la acción del haz de radiación.
Cema	Es la energía convertida por unidad de masa, aplicable a radiación directamente ionizante.
DFC	Término que hace referencia a la distancia entre la fuente y la cámara.
Estocástica	Cantidad cuyo valor ocurre aleatoriamente y varía en forma discontinua en el espacio y tiempo. En

principio puede medirse con un error arbitrariamente pequeño.

Dosimetría	Es el cálculo de la dosis de radiación que recibirá el paciente (más o menos detallada por órganos o regiones) con un tratamiento determinado.
Dosis absorbida	Cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un material irradiado.
Electrómetro	Dispositivo de medición de corriente de carga inducida. Es muy sensible, se usa en conjunto con una cámara de ionización.
Exposición	Es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en aire de masa dm quedan completamente frenados en el aire.
Fluencia	Hace referencia a un flujo de partículas o de energía en un área determinada.
Garantía de calidad	Se refiere a las acciones planificadas y sistematizadas que garantizan que una estructura, o componente se comporte satisfactoriamente.
HDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una alta tasa de dosis de radiación.
Implante de braquiterapia	Consiste en colocar fuentes de radiación en un tumor o lugar de tratamiento con el fin de eliminar el tumor.

Kerma	Energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa, incluyendo la energía por pérdida radiactiva y excluyendo la energía que pasa de una partícula cargada a otra.
LDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una baja tasa de dosis de radiación.
LSCD	Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica.
MgRaeq	Miligramos de radio equivalente, es aquella masa de radio 226 filtrada por 0.5 mm de platino que produce la misma tasa de kerma en aire que la fuente en cuestión.
No estocástica	Cantidad cuyo valor, en principio puede predecirse por cálculos y varía de forma continua en el espacio y tiempo.
OIEA, IAEA	Organismo Internacional de Energía Atómica.
OMS	Organización Mundial de la Salud.
PMMA	Polimetilmetacrilato, material utilizado para simular las propiedades del cuerpo humano, al utilizar radiaciones.
Radiometría	Se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética.

Radionúclido	Es un átomo con un núcleo inestable, caracterizado por exceso de energía disponible.
SCF	Hace referencia a un sistema de coordenadas fijo.
SCP	Hace referencia al sistema de coordenadas del paciente.
SFD	Hace referencia a la distancia desde la fuente radiactiva hasta la película radiográfica.
TECDOC	Documento Técnico.
TPS	Sistema de planificación de tratamientos computarizado usado en radioterapia.
TRS	Hace referencia a una serie de reportes técnicos, emitido por el OIEA.

RESUMEN

La radioterapia es de gran importancia en su aplicación para el tratamiento del cáncer; y para garantizar la óptima aplicación de sus protocolos y procedimientos, se auxilia de un programa de garantía de calidad basado en protocolos y normas de carácter mundial.

En este trabajo se hace una revisión de los principios de la radiación, su dosimetría y su aplicación en la braquiterapia, así como de un programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle" describiendo y aplicando diferentes pruebas para garantizar la calidad de la planificación de un tratamiento de braquiterapia, asegurando el correcto funcionamiento del sistema de planificación utilizado para este fin.

El trabajo está estructurado en cinco capítulos: el primer capítulo trata los aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, incluyendo la especificación de las fuentes y las fuentes usadas en braquiterapia. El segundo capítulo, describe la dosimetría de las fuentes de braquiterapia y las rutinas utilizadas en el sistema de planificación de tratamiento. El capítulo tres, estudia los elementos de un programa de garantía de calidad que se implementan en el capítulo cuatro, por medio de ocho pruebas de garantía de calidad realizadas al sistema de planificación de braquiterapia del Instituto Nacional de Cancerología (INCAN).

En el capítulo cinco se introduce de forma novedosa un método moderno de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia, sugerida por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, llamado formalismo TG-43.

OBJETIVOS

General

Implementar un programa de garantía de calidad al sistema de planificación de tratamiento de braquiterapia, en el Instituto de Cancerología y Hospital “Dr. Bernardo del Valle”.

Específicos

1. Implementar y realizar correctamente las pruebas necesarias que garanticen el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia del sistema de planificación.
2. Describir y realizar correctamente las rutinas en la planificación de un implante de braquiterapia usando el sistema de planificación.
3. Implementar la especificación de fuentes recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, el formalismo TG-43, para actualizar las unidades de medida utilizadas en braquiterapia.
4. Minimizar la probabilidad de que ocurra un accidente radiológico debido a errores en el sistema de planificación.
5. Conocer las características físicas de la radiación y las fuentes de radiación utilizada en braquiterapia.

INTRODUCCIÓN

El cáncer es una enfermedad que cada día agobia más a la población y es una de las principales causas de muerte en todo el mundo, la Organización Mundial de la Salud calcula que, 84 millones de personas morirán de cáncer entre 2005 y 2015.

El objetivo principal al tratar el cáncer es destruir las células cancerosas sin exceder el nivel de tolerancia de las células sanas circundantes, los nuevos equipos de tratamiento que se producen en radioterapia, tienen como finalidad alcanzar ese objetivo de manera simple y eficaz.

El cáncer de cérvix es el tipo de cáncer más común en el sexo femenino en Guatemala, en las últimas estadísticas del Instituto de Cancerología, se observa que en un año, se atendieron 783 casos de cáncer de cérvix. El tratamiento de esta patología se hace con radioterapia externa, con braquiterapia o una combinación de ambos métodos, y para su tratamiento, tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora.

Los sistemas de planificación de tratamiento computarizado contienen módulos de software para diferentes formas de tratar el cáncer, estos pueden ser; radioterapia de intensidad modulada (IMRT), radioterapia conformada (CRT), radioterapia guiada con imagen (IGRT), simulación virtual, braquiterapia, etc. En todos los módulos, es necesario comprobar periódicamente su correcto funcionamiento para mejorar la exactitud en la administración de la dosis de

radiación, y evitar errores que puedan producir un accidente radiológico. El propósito de este trabajo es implementar un método para garantizar el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia en el INCAN.

Tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, cuando esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora, debe comprobarse periódicamente su correcto funcionamiento para evitar errores que puedan conllevar a un accidente radiológico.

La garantía de calidad del funcionamiento de los sistemas de tratamiento computarizado a tomado relevancia debido a accidentes que se han reportado debido al descuido en el uso de esta herramienta: en el 2000 en Panamá, se introdujo incorrectamente los datos de bloqueos del haz de radiación en el TPS; en 1982, en un hospital de Inglaterra, se suministró dosis menores a las necesarias para el tratamiento cuando se introdujo el uso del TPS en vez del cálculo manual; en 1987 al sustituirse una fuente de cobalto 60 en un hospital de Maryland, Estados Unidos, el físico encargado no actualizó correctamente los datos en el TPS. La garantía de calidad de este sistema, permite asegurar que las dosis calculadas en puntos de interés son correctas.

El presente trabajo consta de cinco capítulos, el primero trata de aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, haciendo énfasis en las características físicas de las fuentes de radiación utilizadas en braquiterapia.

En el capítulo dos se estudia la dosimetría de las fuentes de radiación en braquiterapia, tomando como base el formalismo de cálculo de dosis TG-43, considerado el modelo más completo disponible actualmente. También se

describen las rutinas que realiza el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus en la planificación de un implante de braquiterapia.

En el tercer capítulo se describen los elementos de un programa de garantía de calidad en braquiterapia, específicamente del sistema de planificación de tratamientos de braquiterapia.

El capítulo cuatro, trata sobre el programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle"; este programa se hizo implementando ocho pruebas que verifican la exactitud de los cálculos del sistema y que esta exactitud se mantenga en el tiempo, estas pruebas deben realizarse en intervalos de tiempo específicos.

Finalmente, en el capítulo 5, se introdujo el formalismo de cálculo de dosis TG-43 para su implementación en el hospital y se calculó detalladamente la dosis en puntos de interés en un paciente real. En los anexos se incluyen dos formularios, uno para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia y otro para la verificación de la intensidad de las fuentes de braquiterapia, también se incluye una tabla de factores de anisotropía para las fuentes de cesio 137 utilizadas en el INCAN.

1. ASPECTOS TEÓRICOS

En este primer capítulo, se introducen varios conceptos necesarios para los próximos capítulos de este trabajo. Se hace énfasis en las especificaciones de las fuentes de radiación en braquiterapia y sus esquemas de decaimiento.

1.1. Radiación

Se aplica el término radiación a la emisión y propagación de energía a través del espacio o por un medio material. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.1.1. Radiación ionizante

Es la radiación que puede ionizar la materia directa o indirectamente. La radiación que ioniza directamente (partículas cargadas) deposita su energía en el medio por medio de la interacción de Coulomb entre la partícula cargada directamente ionizante y los electrones orbitales de los átomos en el medio. La radiación que ioniza indirectamente (neutrones y fotones (rayos X y rayos γ)), deposita su energía en el medio por medio de dos procesos:

- En el primer proceso, una partícula cargada es liberada en el medio (los fotones liberan electrones o positrones, los neutrones liberan protones o iones pesados)
- En el segundo proceso, las partículas cargadas liberadas depositan su energía en el medio a través de interacciones de Coulomb con electrones

orbitales de los átomos en el medio. (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

1.1.2. Tipos de radiación ionizante

Las radiaciones ionizantes generalmente se caracterizan por su capacidad para excitar e ionizar átomos de la materia con la que interacciona. Entre los tipos de radiación ionizantes están: rayos gamma, rayos X, electrones, neutrones y partículas cargadas pesadas.

1.2. Radiometría

La radiometría se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética. Las mediciones sobre la radiación o investigaciones de los efectos de la radiación requieren de varias especificaciones del campo de radiación en puntos de interés.

Varias cantidades y unidades han sido definidas para describir los haces de radiación, las siguientes cantidades son usadas para describir un haz de radiación mono energético ionizante: fluencia de partículas, fluencia de energía, tasa de fluencia de partículas y tasa de fluencia de energía.

1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia

Numerosas recomendaciones internacionales indican la conveniencia de especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia en unidades de tasa de kerma en aire; tanto en los certificados de los laboratorios de calibración, como en los sistemas de planificación y en la prescripción y documentación de los tratamientos, aunque en la práctica clínica se prefiere usar Grays.

La intensidad de kerma en aire, está definida como el producto de la tasa de Kerma aire en aire $K_{(air)air}$ y el cuadrado de la distancia entre el punto de calibración y el centro de la fuente en el eje bisector de la misma. (IAEA. Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia. 2004). Se simboliza como S_K y sus unidades son: $[S_K]=\mu Gy\cdot m^2\cdot h^{-1}= cGy\cdot cm^2\cdot h^{-1}$.

La cantidad recomendada para la especificación de fuentes de rayos gamma es la tasa de referencia de kerma en aire, la cual para fuentes lineales tipo alambre o cadenas de semillas de ^{192}Ir se emplea la cantidad: intensidad lineal de kerma en aire, definida como la S_K por unidad de longitud de la fuente. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

1.3.1. Actividad

La actividad se define como el número de desintegraciones por unidad de tiempo de un isótopo radiactivo; dado que la desintegración no tiene unidades, la actividad es medida en s^{-1} . La unidad de la actividad es el Becquerel, $1(Bq)=s^{-1}$, aunque por muchos años (y se usa a veces en la actualidad) su unidad fue el Curio (Ci).

$$1 Ci = 3,70 \times 10^{10} Bq \quad (1.1)$$

De lo anterior, la magnitud de la fuente de cualquier radionúclido puede ser especificado en submúltiplos de Ci (en la práctica clínica se prefiere el mCi).

La tasa de exposición \dot{X} a cualquier punto particular es proporcional al producto de la actividad, su constante de razón de exposición e inversamente proporcional a d^2 . (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010):

$$\dot{X} = \Gamma \frac{A}{d^2} \quad (1.2)$$

donde A es la actividad y \dot{X} la constante de razón de exposición. Sin embargo, se puede introducir errores en este método debido a que se debe aplicar correcciones para la fuente y filtración de las paredes y que la constante de razón de exposición no se puede conocer exactamente. Cabe mencionar que, la exactitud de la constante de razón de exposición depende del conocimiento exacto de los datos espectroscópicos y los coeficientes de absorción relevante. (Faiz Khan The physics of radiation therapy. 2010).

1.3.2. Tasa de exposición de referencia

El Consejo Nacional sobre Protección Radiológica y Mediciones (NCRP) de Estados Unidos, recomienda que la magnitud de cualquier emisor \dot{X} deba ser especificada directamente en términos de razón de exposición en aire a una distancia específica tal como 1 metro.

Esta especificación puede llevarse a cabo simplemente midiendo la razón de exposición en aire libre a una distancia suficientemente grande que la fuente pueda ser tratada como puntual. Una gran distancia minimiza la dependencia de la calibración sobre la construcción de la fuente y el detector, esto debido a que ambos pueden ser tratados como puntuales. Además, el efecto de la transmisión oblicua de los rayos \dot{X} a través de la cápsula de la fuente se vuelve despreciable.

Loevinger (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981), recomienda la calibración de las fuentes de braquiterapia en términos de dosis absorbida en agua cerca de la fuente. Sin embargo, tal

calibración no está disponible comúnmente, por lo que el método de razón de exposición lejos de la fuente sigue siendo el método más apropiado.

La cantidad recomendada para la especificación de las fuentes gamma es la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$

1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia

La tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$, está definida por la Comisión Internacional en Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia de 1 metro, corregida para los efectos de atenuación y dispersión; tiene como unidades Gy/s aunque es más conveniente usar $\mu\text{Gy/h}$ para LDR y mGy/h para HDR.

La Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) recomienda especificar la emisión de fotones de una fuente en términos de la intensidad de kerma en aire (*air-kerma strength*) S_K . La relación entre $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$ y S_K está dada por:

$$S_K = (\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}} d_{\text{ref}}^2 \quad (1.3)$$

donde d_{ref} es la distancia de referencia para donde la tasa de kerma en aire es definida (1m). Claramente, la intensidad de kerma en aire y la tasa de kerma en aire son numéricamente iguales y se diferencian únicamente por sus unidades, de este modo, la denominada intensidad de kerma en aire viene dado por $1\text{U} = 1\mu\text{Gym}^2/\text{h} = 1\text{cGycm}^2/\text{h}$ recomendada por el TG 43. (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981).

Antiguamente se usaban las cantidades miligramo de radio equivalente y Actividad aparente para la especificación de las fuentes de braquiterapia, en el aún se usa la primera de éstas, y con este trabajo se sugiere su actualización.

1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia

A partir del descubrimiento del elemento radio, este fue el más utilizado en braquiterapia; sin embargo, los radioisótopos artificiales ofrecen ventajas especiales en algunas situaciones debido a: la energía de sus rayos γ , flexibilidad de las fuentes, tamaño de las fuentes y vida media.

Tabla I. **Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia**

radionucleido	Vida Media	Energía del fotón	Valor medio de la capa (mm de plomo)
^{226}Ra	1600 años	0,047-2,450 (0,83 avg)	8,0
^{222}Rn	3,83 días	0,047-2,45 (0,83 avg)	8,0
^{60}Co	5,26 años	1,17 1,33	11,0
^{137}Cs	30 años	0,662	5,5
^{192}Ir	74,2 días	0,136-1,06	2,5
^{198}Au	2,7 días	0,412	2,5
^{125}I	60,2 días	0,028 avg	0,025

Fuente: Faiz, Khan. The physics of Radiation Therapy. p. 355.

La tabla I, muestra las fuentes usadas comúnmente en braquiterapia así como sus propiedades físicas relevantes.

A continuación se describen las características de los isótopos radiactivos de mayor importancia en braquiterapia: radio (Ra), cesio 137 (Cs-137), cobalto 60 (Co-60), iridio 192 (Ir-192) y oro 198 (Au-198).

1.4.1. Radio (Ra)-226

Es el sexto miembro de la serie del uranio, la cual empieza con $^{238}_{92}\text{U}$ y finaliza con el isótopo $^{286}_{82}\text{Pb}$. El radio se desintegra con una vida media de 1620 años para formar radón.



El núcleo de radón producido es un gas inerte que se desintegra en otro producto hijo. Como resultado del proceso de decaimiento a partir del radio hasta el plomo estable, se producen al menos 49 rayos γ con energías en el rango desde 0,184 a 2,45 MeV. La energía media de los rayos γ es 0,83 MeV. (Philip Mayles; Alan Nahum; Jean-Claude Rosenwald. Handbook of radiotherapy physics. 2007).

Una filtración de al menos 0,5 mm de platino que conforma la cápsula de la fuente, es suficiente para absorber todas las partículas α y la mayoría de las partículas β emitidos por el radio y sus productos hijos. Solo rayos γ son usados para terapia.

1.4.2. Cesio-137

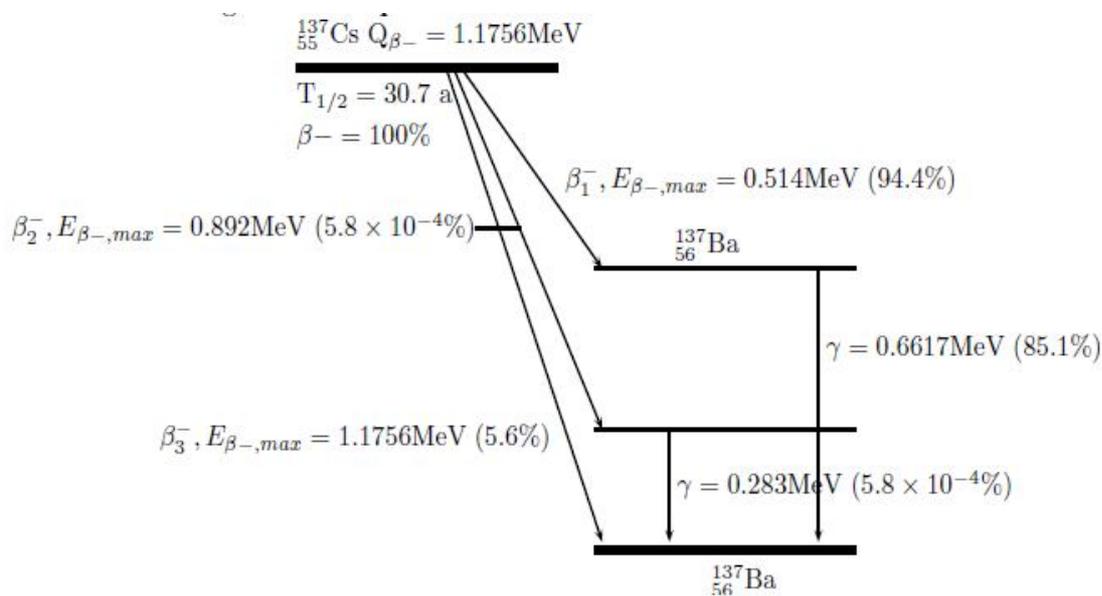
El cesio es un radioisótopo emisor de rayos γ el cual es usado como un sustituto del radio en braquiterapia intersticial e intracavitaria. Este se provee en forma de polvo insoluble o micro esferas de cerámica doblemente encapsuladas

en agujas de acero inoxidable y tubos. El cesio 137 es usado ampliamente para tratamientos de cáncer ginecológico y son implantados manualmente.

El cesio 137 emite rayos γ de energía 0,662 MeV, el esquema de decaimiento en la figura 1 muestra que el cesio 137 se transforma en Ba-137 por un proceso de decaimiento β^- pero el 93,5% de las desintegraciones son seguidas de rayos γ a partir del estado meta estable del Ba-137.

Las partículas β y los rayos x característicos de baja energía son absorbidos por el material de acero inoxidable, de esta forma, la fuente para uso clínico es un emisor de rayos γ puro.

Figura 1. Esquema de decaimiento del cesio 137



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 153.

La constante de razón de exposición Γ_{δ} para cesio 137 no filtrado es 3,26 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ comparando este valor con Γ_{δ} de radio filtrado que es 8,25 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ para 0,5 mm Pt, el factor de conversión es

$$\frac{8,25}{3,26} = 2.53 \text{mCi de Cs-137/mg de Ra-226} \quad (1.5)$$

sin embargo, a lo largo del eje transversal de fuentes clínicas, (cesio con 0,5 mm de acero y radio con 0,5 mm de filtración generalmente) el factor de conversión medio ha sido calculado como 2,55 para agujas de cesio y 2,59 para tubos de cesio 137. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.4.3. Cobalto-60

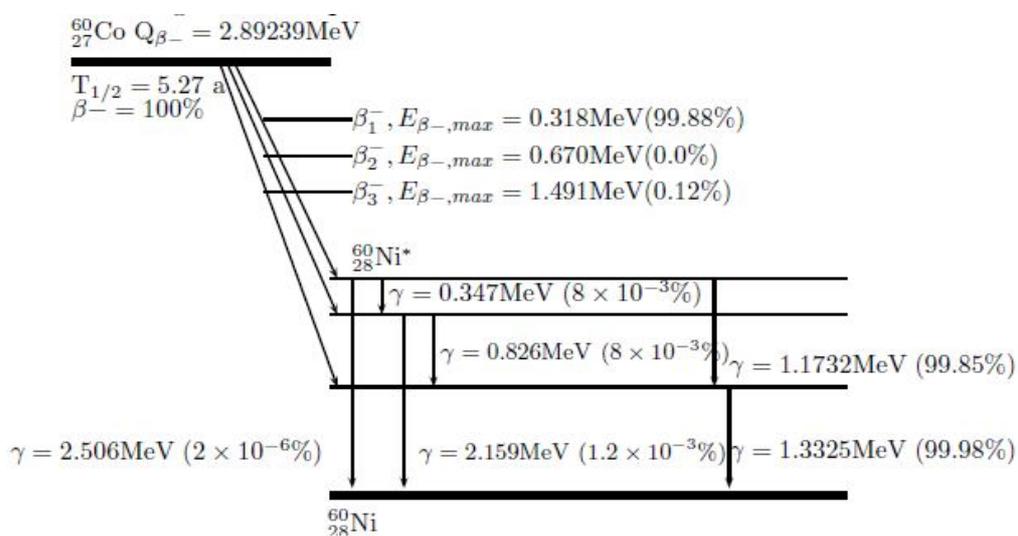
Debido a la alta actividad específica, el Co-60 es apropiado para la fabricación de fuentes pequeñas de alta actividad y se ha usado principalmente para sustituir al Ir-192 para braquiterapia ginecológica.

El Co-60 sufre decaimiento β^- al estado excitado de Ni-60 como se muestra en la figura 2. La des-excitación al estado estable del Ni-60 se ocurre principalmente por la emisión de rayos gamma que tienen dos líneas de energías dominantes de 1,1732 y 1,332 MeV, ambos con una intensidad absoluta de aproximadamente 100%. En promedio se emiten dos fotones por desintegración. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

Los principales rayos β^- tienen una energía máxima de 0,318 MeV, una energía media de 0,096 MeV y una intensidad absoluta de 99,88%. Los rayos beta de alta energía, tienen una energía máxima de 1,491 MeV y una energía media de 0,626 MeV con una probabilidad de emisión de 0,12%.

Debido a la relativamente baja energía de los electrones emitidos, su filtración puede alcanzarse fácilmente debido al mismo material del cobalto o con finas capas de encapsulado.

Figura 2. **Esquema de decaimiento del cobalto 60**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 150.

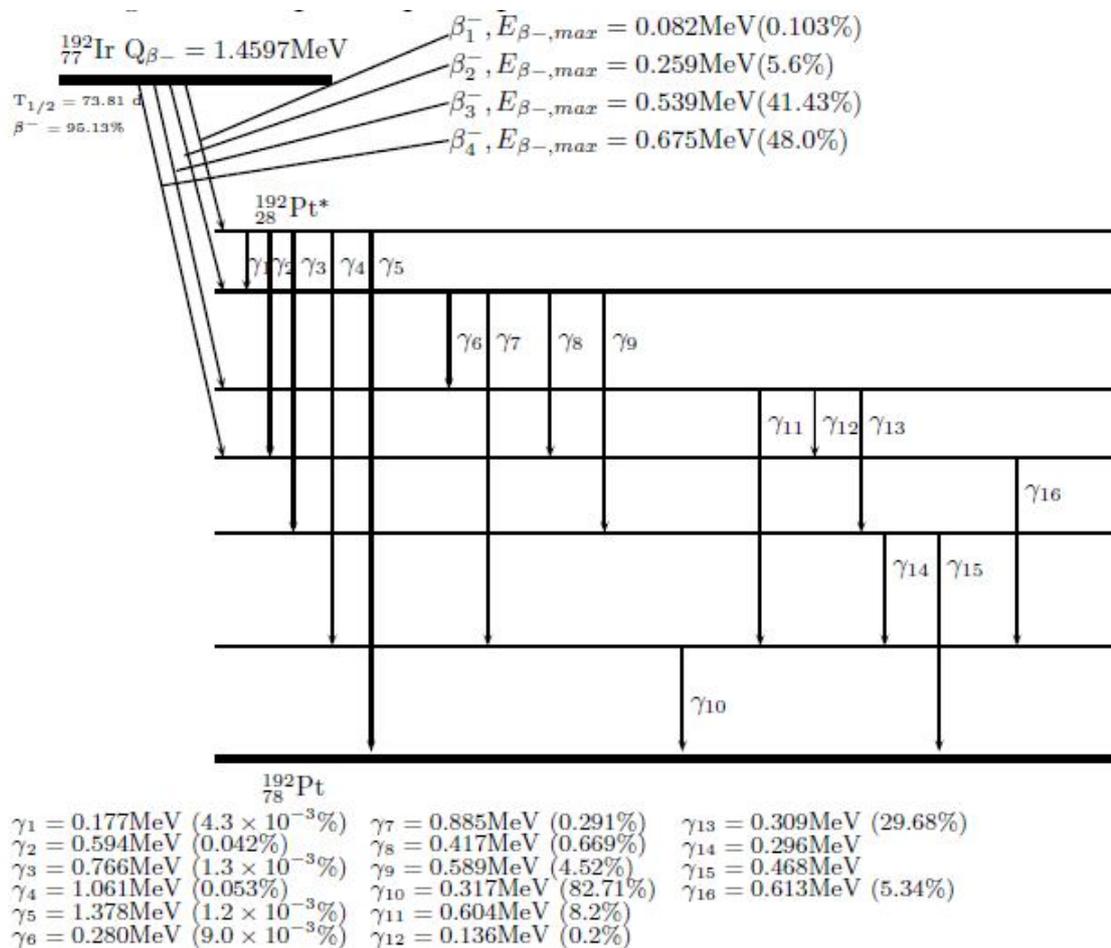
El Co-60 es más caro de producir que el Cs-137. Debido a que el Co-60 tiene una vida media de 5,27 años, tiene importantes ventajas en cuanto a costos comparado con fuentes de iridio 192, las cuales debido a su corta vida media, de 73,8 días, deben reemplazarse más a menudo. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010)

1.4.4. Iridio 192

Las fuentes de iridio son fabricadas en forma de delgados alambres flexibles y pueden ser cortadas a las longitudes deseadas, también se usan

comúnmente cintas de nylon que contienen semillas de iridio de 3 mm de longitud y 0,5 mm en diámetro con una separación de 1 cm entre sus centros. Ambas formas, de alambre y de cintas de semillas son muy adecuadas para la técnica de carga remota.

Figura 3. Esquema principal de decaimiento del iridio 192



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 158.

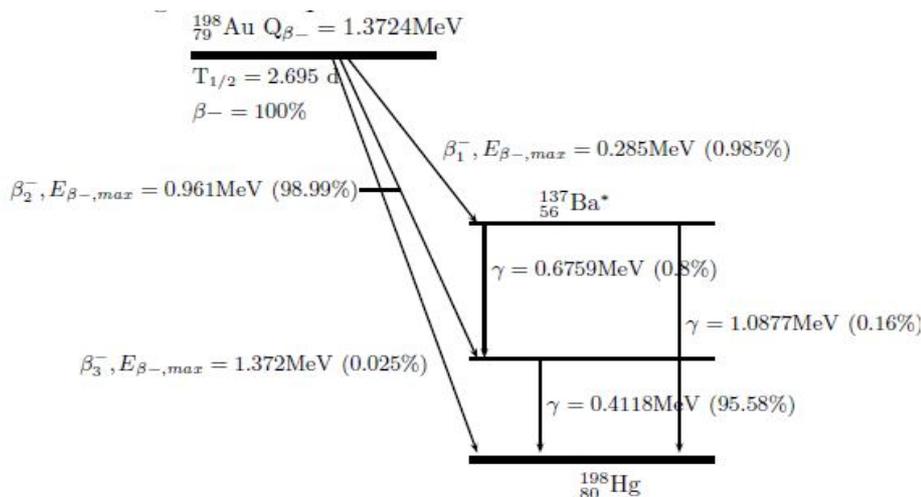
El iridio 192 tiene un espectro de rayos γ complicado con una energía media de 0,38 MeV; debido a esto, estas fuentes requieren menos blindaje para la protección del personal. La figura 3 muestra el esquema de decaimiento del iridio 192.

La desventaja del iridio es su corta vida media (74,2 días), no obstante su vida media es larga comparada con el tiempo de tratamiento promedio por lo que las fuentes pueden ser usadas para implantes no permanentes. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.5. Oro 198

Estas fuentes son en forma de semillas o granos que consisten en un isótopo radiactivo de oro (Au-198), el Au-198 es usado en implantes intersticiales y ha sido usado en implantes permanentes.

Figura 4. Esquema de decaimiento del oro 198



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 155.

El oro 198 tiene una vida media de 2,7 días y emite rayos γ monoenergéticos de 0,412 MeV de energía, también emite rayos β de una energía máxima de 0,96 MeV pero son absorbidos por una capa de platino de 0,1 mm que rodea las semillas. Una semilla de oro es generalmente de 2,5mm de longitud con un diámetro externo de 0,8mm.

Debido a la baja energía de sus rayos γ , la protección del personal es más fácil de manejar que en el caso del radón. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia

Fuentes de rayos beta son usadas principalmente en lugares donde la braquiterapia está más avanzada. Estas fuentes son:

- Estroncio 90 que decae en itrio 90, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides.
- Rutenio 106 que decae en rodio 106, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides y retinoblastomas.
- Itrio 90, fuentes de alambre son producidas para usarse en braquiterapia intravascular para prevenir la reestenosis.
- Fósforo 32, actualmente se producen fuentes de alambre de fósforo 32 para tratamiento intravascular para prevenir la reestenosis¹.

¹ Reparación de un estrechamiento u obstrucción de una arteria tras un procedimiento intervencionista

La ventaja de este tipo de fuentes es que la actividad está localizada muy cerca del objetivo, de esta forma se requiere menor actividad para alcanzar la razón de dosis deseada que con una fuente lineal.

1.4.7. Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia

Actualmente los dos radionúclidos que emiten fotones de baja energía (energía media <100 keV) son usados para braquiterapia intersticial y aplicadores superficiales: yodo 125 y paladio 103.

El uso de estos nucleídos y el número de nuevos diseños de fuentes en el mercado incrementa rápidamente. Todas estas fuentes son de forma cilíndrica, encapsuladas en titanio con un diámetro externo de 0,8 mm y longitud de 4,5 mm. Se han diseñado otros dos de prototipos fuentes de fotones de baja energía, iterbio-169 y samario-145 y en algunos casos se han usado para terapia. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004)..

Fuentes de paladio 103 son usadas principalmente en implantes permanentes (por ejemplo, tumores de próstata) como alternativa al yodo 125.

2. LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA

En la práctica de la braquiterapia, es importante considerar los siguientes aspectos: la dosimetría de la radiación, la técnica, el equipo y el personal que interviene y la correcta planificación del implante por medio de un planificador de tratamiento computarizado adecuado. Añadido a esto, la garantía de calidad del sistema de planificación.

2.1. Dosimetría

Dosimetría de la radiación (o simplemente dosimetría) trata de las mediciones de la dosis absorbida o razón de dosis que resulta de de la interacción de la radiación ionizante con la materia. Más ampliamente se refiere a la determinación de esas cantidades así como cualquier otra cantidad radiológicamente relevante tal como exposición, kerma, fluencia, dosis equivalente, energía impartida y otras.

A menudo se mide una cantidad (usualmente la dosis absorbida) y de ella deriva otras por cálculos basadas en relaciones definidas previamente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.2. Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia

Se pueden dividir en dos grupos atendiendo al tiempo de duración de la aplicación: (a) Implantes temporales, si la duración de la aplicación es finita, (b) Implantes permanentes, si la fuente radiactiva se aplica de manera permanente.

Por otra parte, se pueden clasificar atendiendo al modo de carga del material radiactivo en: (a) Implantes de carga inmediata, aquellos en los que el material radiactivo se coloca en el mismo acto de la realización del implante, (b) Implantes de carga diferida, aquellos en los que el material radiactivo no se coloca en el mismo acto del implante, sino después de ubicar al paciente en una sala dedicada a ese fin.

2.2.1. Técnicas de braquiterapia intersticial

Se aplica este término a aquellos implantes en los que el material radiactivo queda colocado en el interior del tejido, atravesando el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: técnica de hilos plásticos, técnica de agujas vectoras, técnica de agujas hipodérmicas, técnicas de horquillas vectoras.

2.2.2. Técnicas de braquiterapia intracavitaria

Este término se aplica a aquellos implantes en los cuales el material radiactivo queda colocado en el interior de cavidades naturales del organismo, en contacto con el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: aplicadores rígidos (tipo Fletcher), aplicadores flexibles (tipo Delouche), moldes vaginales (tipo Chassagne).

2.3. Modelos de cálculos de dosis

Un método muy antiguo aunque aún usado en muchos hospitales, es usar un sistema que utiliza tablas que dan la dosis impartida por miligramo de radio equivalente por hora (mgRaeq/h) como una función del volumen o área a tratar.

Actualmente se usan nuevos métodos como el TG-43, el uso de la integral de Sievert directamente o tablas de dosis pre calculadas.

El protocolo TG-43 es un modelo de cálculo de dosis modulada y es considerado el modelo más completo disponible actualmente, fue introducido en 1995 y actualizado en 2004 por la AAPM y permite calcular la distribución de dosis de manera bidimensional, alrededor de una fuente con simetría cilíndrica.

2.4. Formalismo de dosimetría según el TG-43

El formalismo del AAPM TG-43, puede considerarse como el formalismo más completo disponible actualmente, pues introduce e incorpora constantes de razón de dosis y varios parámetros dosimétricos que dependen del diseño específico de la fuente.

El formalismo TG-43, es un formalismo consistente, simple para implementar, y se basa en un pequeño número de parámetros que pueden obtenerse de cálculos de distribución de razón dosis alrededor de una fuente en un medio equivalente de agua, por medio de simulaciones hechas en Monte Carlo (MC) o por mediciones en ese medio. Esto incrementa la exactitud en los cálculos que se realizan en una clínica, los cuales se realizan siempre en agua y no en el espacio libre (aire).

2.4.1. Concepto básico

Los sistemas de planificación de tratamiento tradicionales, calculan la distribución de dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 por interpolación de tablas conteniendo la razón de dosis o por integrales de Sievert. Sin embargo, algunos sistemas de planificación recientes, tales como el

Varian BrachyVision, y el Theraplan plus 3.8 (de Nordion), han discontinuado el uso de tablas y han implementado el formalismo del protocolo TG-43 como el algoritmo de cálculo dosimétrico en braquiterapia.

En el formalismo de cálculo de dosis TG-43, protocolo dosimétrico recomendado por la AAPM, la razón de dosis de fuentes de braquiterapia es el producto de: la magnitud aire kerma, la constante de razón de dosis, el factor geométrico, la función de dosis radial y la función de anisotropía de la fuente de radiación para el cálculo de dosis.

Para calcular la dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 de una longitud física típica de 2 cm, varios investigadores han usado diversas técnicas como; integración numérica de distribución de dosis de fuentes puntuales, simulaciones con Monte Carlo, mediciones de dosis usando cámaras de iones, diodos y radiografías.

2.4.2. Geometría de la fuente

Todas las fuentes actualmente en uso en braquiterapia tienen una geometría cilíndrica y están construidas con un núcleo activo y un encapsulamiento, de forma que se puede asumir una geometría cilíndrica para la distribución de dosis con respecto al eje longitudinal.

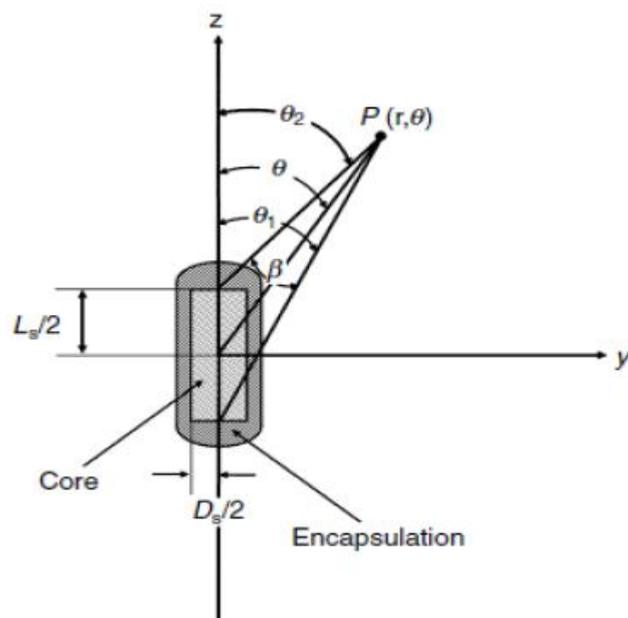
La precisión en los cálculos de dosis alrededor de las fuentes de braquiterapia está limitada por la precisión de los datos dosimétricos y los parámetros de las fuentes usadas, sin embargo, la precisión de tales cálculos depende también de las suposiciones y limitaciones del modelo o formalismo adoptado.

Para el caso de fuentes con geometría cilíndrica, el modelo incluye una anisotropía en la distribución de dosis alrededor de las fuentes, causada por la atenuación y absorción de la radiación por la fuente misma y por su encapsulamiento. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.3. Datos de referencia

Los puntos de referencia (r_0, θ_0) en este reporte se eligen de tal forma que estén en el bisector transverso de la fuente a una distancia de 1 cm desde su centro, es decir, $r_0=1\text{cm}$ y $\theta_0=\pi/2$, como se muestra en la figura 5:

Figura 5. **Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 303.

Esta elección del punto de referencia para el cálculo de dosis en un medio es consistente con la práctica tradicional de usar una distancia de 1 cm desde la fuente como un punto de referencia. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.4. Formalismo TG-43

Inicialmente este formalismo se desarrolló para fuentes de braquiterapia intersticial como I-125, Pd-103 y Ir-192. Sin embargo, este no es un problema para aplicarlo para otras fuentes para braquiterapia intracavitaria como Cs-137 muy usadas aún en implantes ginecológicos. En el formalismo TG-43 la razón de dosis en el punto (r, θ) se escribe como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (2.1)$$

donde S_k es la intensidad de kerma en aire (descrita en la sección 2.4.11); Λ es la constante de razón de dosis (descrita en la sección 2.4.7); $G(r, \theta)$ es el factor de geométrico (descrito en la sección 2.4.8); $g(r)$ es la función radial de dosis (descrita en la sección 2.4.9); y $F(r, \theta)$ es la función de anisotropía (descrita en la sección 2.4.10) y $G(1, \pi/2)$ es el factor geométrico a 1 cm a lo largo del eje transversal de la fuente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.4.5. Formulación 2D del TG-43

El TG-43 restringe sus consideraciones a fuentes cilíndricamente simétricas (vea figura 5) para tales fuentes, la distribución de dosis es bidimensional y puede describirse en términos de un sistema de coordenadas polares con su origen en el centro de la fuente donde r es la distancia al punto

de interés y θ es el ángulo con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.6. Aproximación 1D del TG-43

Algunos sistemas de planificación usan el modelo unidimensional isotrópico de una fuente puntual para calcular la distribución de dosis. En esta aproximación, la dosis depende solo de la distancia radial desde la fuente, la contribución de la razón de dosis en tejido debido a cada semilla puede aproximarse por el promedio de la distribución de la razón de dosis a una distancia específica r sobre el rango total de orientación posible, el cual se calcula sobre una esfera de radio r .

$$\dot{D}(r) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{4\pi} \dot{D}(r, \theta, \phi) d\Omega \quad (2.2)$$

donde $d\Omega = \sin \theta d\theta d\phi$ es el ángulo sólido.

Debido a la simetría cilíndrica de la distribución de dosis para todas las fuentes tratadas por el protocolo TG-43, se tiene que (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994):

$$\dot{D}(r) = \frac{S_K \Lambda}{r^2} g(r) \phi_{an}(r) \quad (2.3)$$

donde $\phi_{an}(r)$ es el factor de anisotropía; el factor de anisotropía es la proporción de la razón de dosis a una distancia r , promediada con respecto a un ángulo sólido.

2.4.7. Constante de razón de dosis

La constante de razón de dosis Λ , tanto para la formulación 2D del TG-43 como para la aproximación 1D del TG-43, se define como la razón de dosis en agua a una distancia de 1 cm sobre el eje transversal por unidad de magnitud kerma en aire de la fuente en agua:

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_K} \quad (2.4)$$

con unidades $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$, incluye el efecto de la geometría de la fuente, distribución espacial de la radiactividad dentro la capsula, filtración de la fuente y dispersión en agua circundante a la fuente ($1\text{U}=1\mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1}$). (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994). En la tabla II se muestra la constante de razón de dosis para varias fuentes de Cs-137.

Tabla II. **Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias**

Tipo de fuente	RTR		
	3M	Amersham	(pre-1982)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,968	0,977	0,952
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,999	7,063	6,881
Tipo de fuente	RTR	CIS-US	CIS-US
	(post-1982)	(2 seed)	(3 seed)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,948	0,853	0,902
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,850	6,164	6,517

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 481.

2.4.8. Factor geométrico

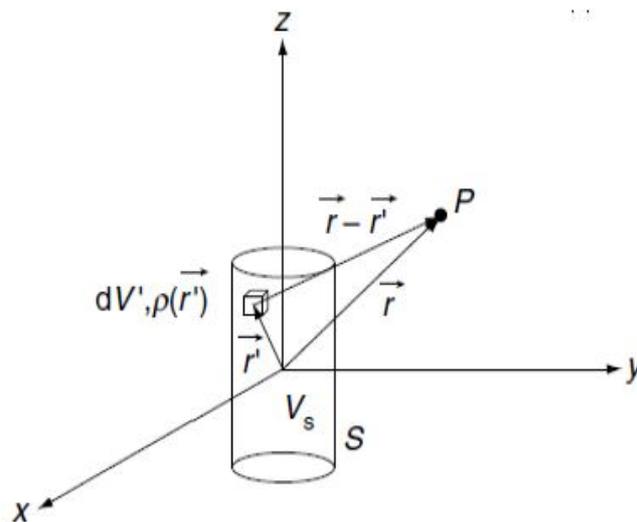
El factor geométrico considera la variación de la dosis relativa debido a la distribución espacial de la actividad dentro de la fuente e ignora los efectos de filtración, atenuación y dispersión. Este factor se define como:

$$G(r, \theta) = \frac{\int \rho(\vec{r}') dV' / |\vec{r} - \vec{r}'|^2}{\int \rho(\vec{r}') dV'} \quad (2,5)$$

donde, asumiendo que la radiactividad se distribuye uniformemente a lo largo de la fuente de longitud L_s .

La figura 6, muestra gráficamente la posición de un punto desde una fuente cilíndrica:

Figura 6. **Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 299.

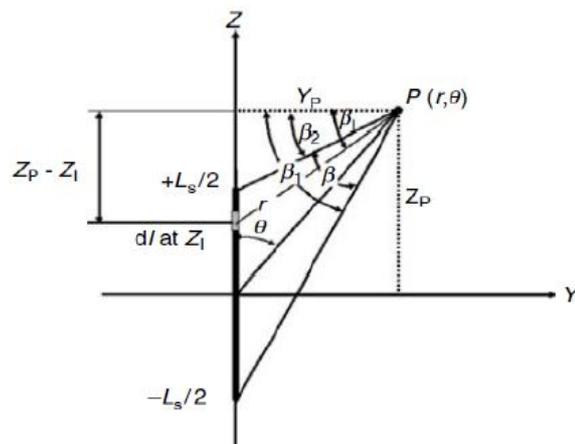
Luego de resolver las integrales, el factor geométrico es:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta_1 - \beta_2}{L_s r \sin \theta} = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \quad (2.6)$$

donde L es la longitud activa de la fuente y β es el ángulo subtendido por el punto de interés $P(r, \theta)$ y los dos extremos de la fuente activa, el cual está dado en radianes. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). El ángulo β se muestra en la figura 7 y está dado por:

$$\begin{aligned} \beta &= \theta_2 - \theta_1 \\ &= \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right) \end{aligned} \quad (2.7)$$

Figura 7. **Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 311.

Para una fuente puntual, la función geometría se reduce a:

$$G(r, \theta) = G(r) = \frac{1}{r^2} \quad (2.8)$$

2.4.9. Función radial de dosis

La función de dosis radial $g(r)$, define la caída de razón de dosis a lo largo del eje transversal de la fuente debido a la absorción y dispersión en el medio circundante. Esta cantidad también está influenciada por filtración de fotones por el encapsulamiento y material de la fuente. Para una fuente puntual la función de dosis radial es definida como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r)}{\dot{D}(r_0)} \cdot \frac{r^2}{r_0^2} \quad (2.9)$$

donde $r_0=1$ cm de la fuente. En el caso de fuentes cilíndricas, el protocolo TG-43 define la función radial de dosis $g(r)$ como:

$$g(r) = \left(\frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)} \right) \left(\frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \right) \quad (2.10)$$

que es la dependencia radial del valor de la razón de dosis en el ángulo polar de referencia $\theta=\theta_0$, a lo largo del eje y transversal corregido por el efecto relacionado con la distancia usando la corrección del inverso del cuadrado de la distancia, que resulta del volumen finito de la fuente por el factor geométrico. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

De acuerdo con esto, el valor de la función radial de dosis a una distancia de referencia $r_0=1,0$ cm es por definición para cualquier fuente $g(r_0)=1,0$.

2.4.10. Función de anisotropía

La función de anisotropía $F(r, \theta)$ toma en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente (distribución angular de dosis), la cual incluye los efectos de absorción y dispersión en el medio. Se define como:

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta)G(r, \pi/2)}{D(r, \pi/2)G(r, \theta)} \quad (2.11)$$

La función de anisotropía es más dependiente del diseño de la fuente que la función radial de dosis, pues depende directamente de la función geometría.

2.4.11. Intensidad de kerma aire

El protocolo TG-43 actualizado en el 2004 elimina la actividad aparente para la especificación de la magnitud de la fuente y revisa la definición de la intensidad kerma en aire S_K .

La intensidad kerma en aire se define ahora como la razón aire kerma en el vacío $(\dot{K}_\delta(d))_{vac}$ y se atribuye a todos los fotones de energía mayores que una energía límite δ expresada en keV a una distancia d desde el centro de la fuente, la distancia d puede ser cualquier distancia relativamente mayor a la dimensión máxima de la fuente y el detector.

El hecho de considerar la energía límite δ en la definición de la intensidad de la fuente, hace que la razón aire kerma en el vacío sea consistente con la razón de dosis en agua debido al hecho de que los fotones con energía por debajo de este valor límite, no tendrán una contribución significativa a la razón

de dosis en agua y por consiguiente, su contribución a la razón aire kerma también se excluye, también se derivan valores consistentes para la constante de razón de dosis Λ . (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

2.5. Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota

Este equipo tiene las siguientes ventajas:

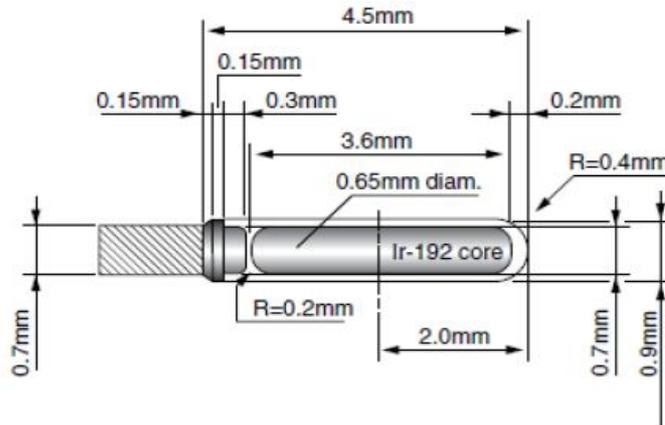
- Mayor facilidad de conseguir una distribución de dosis optimizada
- Aseguramiento de la calidad del procedimiento
- El tratamiento se realiza de manera ambulatoria, sin hospitalización
- Procedimiento indoloro
- Evita la anestesia general
- Mayor protección radiológica del personal ocupacionalmente expuesto

2.5.1. Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron

Es un equipo especial llamado microSelectron HDR de Nucletron, que consta de: un sistema computarizado de planificación tridimensional con software Plato 3D, un dispositivo automático de carga remota que posiciona la fuente de alta tasa de dosis de iridio radiactivo diseñado por computadora por el físico, y aprobado por el médico, monitoreo continuo de la posición de la fuente radiactiva y su desplazamiento programado para suministrar la dosis terapéutica con mínimo compromiso de los tejidos sanos adyacentes.

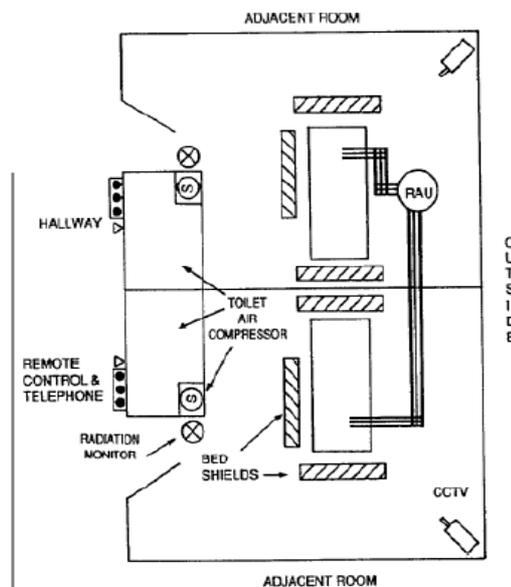
Los implantes de braquiterapia, deben realizarse en cuartos construidos específicamente para este fin, a continuación se muestra el diseño de estas fuentes y de un cuarto de tratamiento de braquiterapia:

Figura 8. **Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 333.

Figura 9. **Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)**



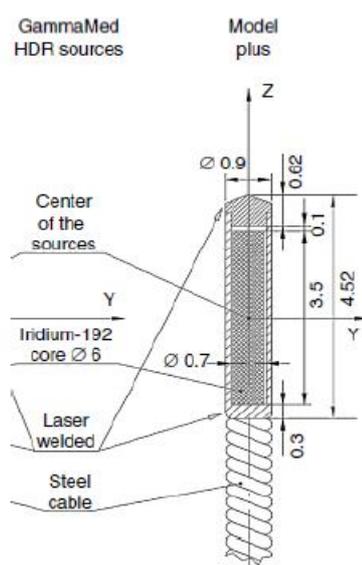
:

Fuente: AAPM. Remote afterloading technology. p. 22.

2.5.2. Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed

Los equipos GammaMed para aplicaciones de braquiterapia cuentan con fuentes de Ir-192 metálicos de configuración cilíndrica con diámetro externo de 0,6 mm y longitud activa de 3,5 mm como se muestra en la siguiente figura:

Figura 10. Diseño de la fuente GammaMed de Ir-192



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 347.

El diámetro de la cápsula es de 0,9 mm y su longitud de 4,52 mm de acero inoxidable. Este diseño es muy similar al diseño de las fuentes de MicroSelectron, poseen una actividad nominal de 370 GBq (10 Ci) y una tasa de kerma de referencia en aire de 0,063 Gy/h ($\pm 5\%$) para 555 GBq a 1 m. El esquema de decaimiento del Ir-192 se muestra en la figura 3.

En la actualidad, los sistemas en Estados Unidos están sujetos a restricciones reguladoras de uso a 10 Ci o menos exclusivamente. La unidad ha

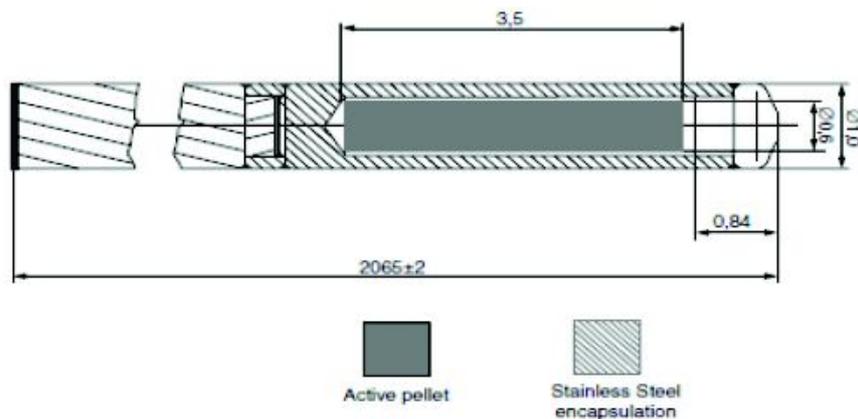
sido certificada hasta 15 Ci; en el exterior de Estados Unidos pueden instalarse y emplearse fuentes de actividad más alta.

2.5.3. Fuentes Bebig

La marca Bebig proporciona equipos de postcarga con alta tasa de dosis, creado para tratamiento de cáncer cervical y uterino, entre otras patologías, con un sistema de planeación integrado, especialmente diseñado para ejecutar un procedimiento rápido, efectivo y de bajo costo.

Bebig cuenta con amplia experiencia en la fabricación de fuentes selladas miniaturizadas con alta actividad, como es el caso del cobalto 60 cuyo diseño se muestra en la siguiente figura:

Figura 11. **Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig**



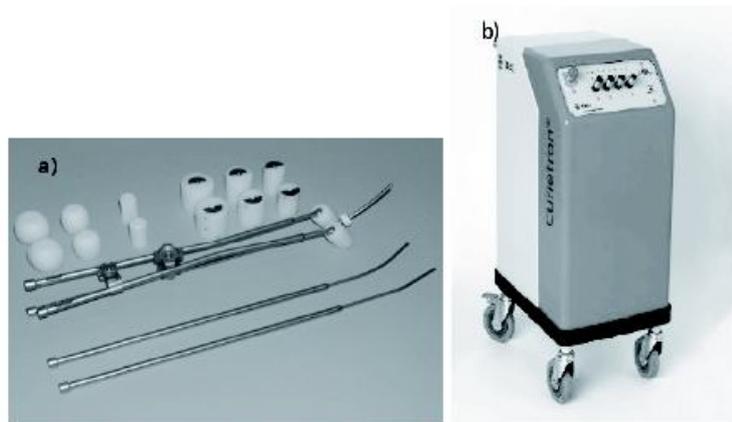
Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 348.

La fuente miniaturizada de Co-60 tiene una vida media significativamente mayor (5,27 años) a la fuente de iridio 192 (74,2 días), resultando en cambios

cada 5 años en comparación de los 4 meses de vida media de la fuente de Ir-192 y con una actividad de 70GBq.

Bebig también cuenta con el Curiatron (vea figura 12 (b)) que es una unidad de control remoto de baja tasa de dosis con fuente de cesio 137 para braquiterapia intracavitaria.

Figura 12. **(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curiatron**



Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 15.

El Curiatron es un sistema especialmente diseñado para tratamiento de cáncer ginecológico como: cervix uterino, endométrio y vagina. El Curiatron soporta gran variedad de técnicas de aplicación como Fletcher (vea figura 12 (a)), Delouche y Chassagne.

La tabla III muestra las características de las fuentes usadas por el Curiatron.

Tabla III. **Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron**

Características		CSM-11	CSM-3	CSM-40
Longitud de la fuente	en mm	5,20	20,30	20,30
Longitud activa por fuente	en mm	3,20	17,20	17,20
Diámetro externo	en mm	1,60	2,65	2,65
Diámetro activo	en mm	0,90	0,90	1,8
Actividad máxima	en mCi	25	75	600
	en MBq	925	2775	22200
Razón aire kerma máximo	en μGyh^{-1}	73,3	219,8	1758,0
Longitud activa por contenedor (min-max)	en mm	5,2-79,7	17,2-78,1	17,2-78,1

Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 25.

2.6. Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN

En la práctica de la braquiterapia, primero se deben introducir datos físicos y de radiación de las fuentes radiactivas en el sistema de planificación de tratamiento (SPT, o TPS por sus siglas en inglés). En esta sección se analizan las rutinas que se usan en el módulo de braquiterapia del TPS, Theraplan Plus, usado en el INCAN.

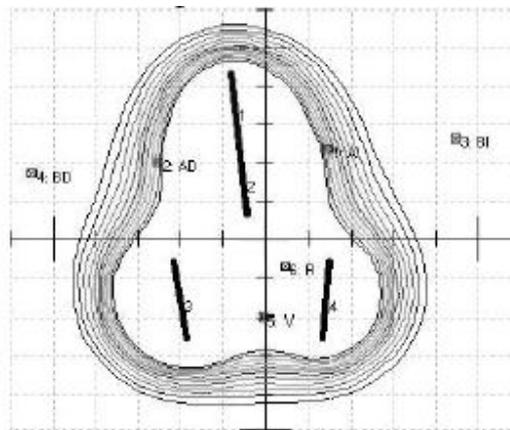
La planificación del tratamiento de braquiterapia, en el INCAN, puede realizarse por seis diferentes algoritmos de reconstrucción de las fuentes localizadas en películas radiográficas, que luego se trasladan por medio de un digitalizador y un ordenador al TPS: reconstrucción ortogonal, reconstrucción de ángulo variable, reconstrucción *stereo shift*, reconstrucción con el isocentro

movido, reconstrucción con 2 películas con plantilla (semi-ortogonal) y reconstrucción con tres películas.

2.6.1. Reconstrucción del implante de braquiterapia

En la reconstrucción de un implante (vea figura 13), por medio de uno de los seis métodos de reconstrucción de la fuente, se usa el digitalizador para ingresar las coordenadas de las fuentes en el sistema a partir de la película de rayos X, aunque puede introducirse manualmente mediante el teclado las coordenadas de las fuentes y puntos de interés.

Figura 13. **Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés**



Fuente: Sistema de Planificación de tratamiento de braquiterapia Theraplan Plus.

Cuando el simulador toma las películas, debe seguir la convención del ICRU 72 para la rotación del gantry, es decir, positivo en el sentido de las agujas del reloj, cuando se mira desde el isocentro, igualmente para la camilla y el colimador. Según el Theraplan plus, el último IEC 1217 Standard, tiene una

definición diferente para la dirección positiva de la rotación de la camilla. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004).

El sistema requiere que el usuario defina el eje Y del paciente, digitalizando puntos en el eje Y positivo, Y negativo y el origen de coordenadas.

2.6.2. Posicionamiento automático

El sistema de planificación de implantes de braquiterapia Theraplan plus, posee varias rutinas de posicionamiento automático para hallar el plano con mejor vista (o plano de cálculo de dosis). Estas rutinas son: mover al centro geométrico; mover al centro de la magnitud de las fuentes; plano de 3 puntos y mejor plano ajustado.

2.6.3. Remover fuentes puntuales duplicadas

El sistema Theraplan plus, tiene la capacidad de remover automáticamente fuentes puntuales duplicadas, esto ha sido diseñado para planes posteriores a implantes permanentes. Esta opción solo sirve para pacientes a quienes se les tomó una tomografía con más de un corte y que se les haya implantado más de una fuente. Esto ayuda a identificar las fuentes en todos los cortes, y tener la certeza de posibles fuentes duplicadas. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.4. Cálculo de dosis para fuentes puntuales

Una vez que la posición de las fuentes de un implante han sido determinadas en un espacio tridimensional y los datos de radiación requeridos

están disponibles en el modelado de la fuente, se puede iniciar el cálculo de dosis y realizar un plan de braquiterapia.

2.6.5. Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43)

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot g(r) \cdot \phi_{an}(r) \quad (2.12)$$

donde $r_0=1\text{cm}$, $g(r)$ es la función de dosis radial (vea sección 2.4.9) y ϕ_{an} es el factor de anisotropía (vea sección 2.4.10). El uso de este factor es opcional. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.6.6. Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot T(r) \cdot \phi_{corr}(r) \quad (2.13)$$

donde, $r_0 = 1\text{cm}$, $T(r)$ es el factor de atenuación por tejido para la distancia r y ϕ_{corr} es un factor de corrección especificada por el usuario para la distancia r . El uso de este factor de corrección es opcional. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.7. Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual

El sistema Theraplan plus, puede calcular la distribución de dosis para cualquier punto en el espacio tridimensional. Sin embargo para un punto muy cercano a una fuente puntual (menor que 2mm), el gradiente de dosis puede ser muy grande y no se pueden obtener datos dosimétricos confiables para verificar la exactitud del cálculo de dosis. En estos casos, el sistema asigna una dosis igual al valor de la dosis en un punto a 2 mm de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.8. Cálculo de la razón de dosis de la fuente

El cálculo de la tasa de dosis de la fuente $S_S(r_0)$ (en cGy/hr), calculado por el Theraplan plus, puede calcularse usando datos de radiación guardados en el apartado: modelado de la fuente, como:

- Intensidad kerma en aire $S_S(r_0)$: se calcula como el producto de la tasa de kerma en aire (U) de la fuente y la constante de razón de dosis.
- Actividad aparente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto de la actividad aparente (en mCi ó MBq), razón de exposición constante ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mCi}$ o $R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{MBq}$) y el factor de conversión (cGy/R).
- Razón de exposición a 1 metro $S_S(r_0)$: es calculada como el producto de la razón de exposición a 1 metro (R/hr) y el factor de conversión (cGy/R).
- Radio equivalente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto del radio equivalente (mgRaeq), razón de exposición constante de radio ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mgRa}$) y el factor de conversión (cGy/R).

Es importante tener en cuenta el decaimiento de la fuente. El sistema de planificación calcula el decaimiento de la fuente, sin embargo, como parte de la garantía de calidad, ésta y la intensidad de la fuente debe verificarse antes de usarse para planificación de braquiterapia (vea sección 4.1.7).

2.6.9. Cálculo de dosis para fuentes lineales

El Sistema de Planificación usa un cálculo de dosis general y simple para determinar la razón de dosis de una fuente lineal en un punto $P(r, \theta)$, la razón de dosis es calculada por el sistema como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (2.14)$$

donde $S_S(r_0, \theta_0)$ es la tasa de dosis de la fuente especificada a una distancia de 1 cm desde el eje transversal de la fuente y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la razón de dosis relativa a una distancia r desde la fuente y θ grados con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

La tabla de razón de dosis relativa al mismo punto al que se especificó la magnitud de la fuente ($r_0=1,0$ cm y $\theta=90$ grados). Se debe crear y guardar una tabla de razón de dosis relativa en el apartado: modelado de la fuente, para cada fuente lineal que se usará en la planificación de braquiterapia.

Cada vez que se necesite, se usará un algoritmo de interpolación para hallar el valor de dosis relativa para aquellos radios y ángulos cuyos valores no se hallan directamente en la tabla de datos inicial. La tasa de dosis de la fuente, para una fuente lineal $S_S(r_0, \theta_0)$ (en cGy/hr), es calculada de manera similar que para fuentes puntuales.

2.6.10. Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal

En los puntos muy próximos a las fuentes, el gradiente es muy alto, por tanto, las dosis no son confiables para verificar el correcto funcionamiento del algoritmo de cálculo de dosis y son irrelevantes en la distribución de dosis en el paciente, por lo que el sistema define una región cilíndrica muy cercana a la fuente lineal y asigna una distribución uniforme a esta región.

El radio r del cilindro, se define como el radio de la fuente lineal o 2 mm. La longitud de medio cilindro se toma como la distancia a un punto a lo largo de la fuente que tiene la misma dosis que un punto perpendicular a la fuente a una distancia r (r cm, 90 grados). Matemáticamente se escribe como.

$$l = \sqrt{\frac{2Lr}{\tan^{-1}(L/2r)} + L^2} \quad (2.15)$$

donde L es la longitud activa de la fuente. Si un punto de cálculo queda dentro del cilindro, el sistema le asigna un valor de dosis igual a la dosis en la superficie del cilindro. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

Este procedimiento de asignación uniforme de dosis se aplica para cálculos de dosis para fuentes lineales en planificaciones de braquiterapia, generación de tablas de razón de dosis relativa para Sievert y aplicación del TG43 en el modelado de fuentes, así como en conversiones polar/cartesiano de la tabla de razón de dosis relativa en el modelado de la fuente.

2.6.11. Cálculo de dosis absoluta

Una vez que el cálculo de tasa de dosis a sido completada, la dosis absoluta total (D_p), puede determinarse multiplicando la tasa de dosis (\dot{D}_p) por el factor de tiempo del implante T:

$$D_p = \dot{D}_p \cdot T \quad (2.16)$$

2.6.12. Factor de tiempo del implante

El usuario debe especificar el tipo de implante (permanente o temporal) para cada fuente en el implante. Si es un implante temporal, se debe especificar el tiempo t del implante (en horas). Para implantes permanentes, el factor de tiempo T (en horas), se reduce al tiempo de vida promedio τ (en horas). (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

$$\tau = \frac{t_{1/2}}{\ln(2)} \quad (2.17)$$

donde $t_{1/2}$ es la vida media de la fuente en horas. Para fuentes que son implantadas temporalmente, si es el tiempo del implante y τ es la vida promedio de la fuente, el factor de tiempo está dado por:

$$T = \tau \cdot (1 - e^{-t/\tau}) \quad (2.18)$$

2.6.13. Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes

Para calcular la dosis absoluta total de un implante de múltiples fuentes en un punto P, se determina la contribución de dosis en el punto, por cada fuente y luego se suman:

$$D_{P,Total} = \sum_{n=1}^{\text{numero de fuentes}} D_{P,n} \quad (2.19)$$

El cálculo de dosis total es independiente del tipo de fuente (puntual o lineal), de la especificación de la fuente y el método de cálculo de la razón de dosis. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

3. GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA

Para proporcionar un tratamiento eficaz y eficiente en braquiterapia, es necesario implementar un programa de garantía de calidad, y con ello garantizar la confiabilidad del sistema de tratamiento.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define la garantía de calidad en radioterapia como: “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima del personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento”².

La Organización Internacional de Estandarización ha definido garantía de calidad como: “Todas las acciones planificadas y sistematizadas necesarias para garantizar de forma inequívoca que una estructura, sistema o componente se comporta satisfactoriamente”³.

La OMS ha justificado la necesidad de cumplir con la garantía de calidad en radioterapia con base a los siguientes argumentos:

- La garantía de calidad minimiza los errores en la planificación de tratamientos y administración de la dosis al paciente, y por tanto; mejora los resultados de la radioterapia, disminuyendo la probabilidad de que la enfermedad reaparezca.

²OMS, Quality assurance in radiotherapy. p. 56. ³ISO-6215-1980.

- La garantía de calidad permite la intercomparación confiable de resultados entre distintos centros de radioterapia, garantizando una dosimetría y administración del tratamiento más uniformes y exactas.
- Las características superiores de los equipos modernos de radioterapia solo se aprovechan completamente si se alcanza un elevado nivel de exactitud y consistencia en las mediciones y la aplicación del tratamiento.

Existen muchas publicaciones la garantía de calidad en radioterapia, en este documento, se tomará como base el documento IAEA-TECDOC-1151 publicada por el Organismo Internacional de Energía Atómica y la Serie de Reportes Técnicos (TRS) No. 430. (IAEA. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. 2004). Una vez establecida una calidad en una institución, esta debe mantenerse, conforme se obtenga más experiencia.

La protección radiológica del paciente está integrada en la garantía de calidad del tratamiento de radioterapia; este es el método más sencillo y eficaz de reducir accidentes en radioterapia. Es obligatorio que en cada institución que brinde estos servicios implemente un programa integral de garantía de calidad.

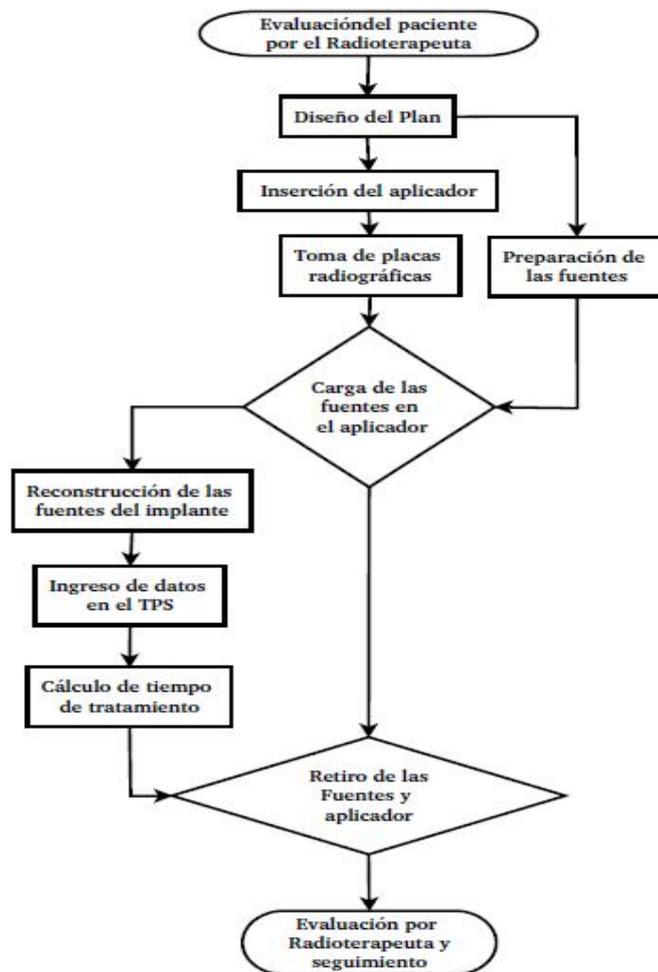
3.1. Elementos del programa de garantía de calidad

Con este trabajo, se desarrolla un programa escrito de un sistema de GC en braquiterapia, haciendo énfasis en los aspectos de la GC de un sistema de planificación de tratamiento computarizado utilizado en braquiterapia, se incluyen las pruebas, procedimientos, frecuencia de realización de las pruebas, criterios de acción, documentación requerida y la especificación detallada del

personal responsable de cada acción. Este manual se presentará a las autoridades del centro.

El proceso de un tratamiento de braquiterapia se resume en el diagrama de la siguiente figura:

Figura 14. **Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia**



Fuente: elaboración propia.

Según el TECDOC 1151 (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000), el programa de GC en braquiterapia debe estar dirigido a tres procesos básicos:

- El proceso de diseño y evaluación: este proceso comienza con la selección del aplicador y el diseño del implante e incluye: La prescripción del tratamiento, la adquisición de las imágenes del implante, la definición del volumen blanco, el cálculo de las distribuciones de dosis y la determinación de los tiempos.

En términos de GC física esto significa que los algoritmos del sistema de planificación (manual o computarizado) funcionan correctamente y que el volumen blanco de las imágenes radiográficas es consistente con otros datos relativos a la localización del tumor.

- El proceso de inserción del aplicador: en términos de GC física, significa que se utilizó el dispositivo correcto, se documentó el implante, se realizó la operación correcta, que el aplicador, las fuentes y el volumen blanco están en correlación correcta.
- El proceso de administración del tratamiento: en el caso de braquiterapia manual, este incluye la selección, preparación e inserción de las fuentes y el retiro de estas en el momento indicado.

Los aspectos de GC físicos consisten en: los procedimientos para validar los datos ingresados, los procedimientos para manejar situaciones de averías de los aparatos y emergencias, así como la documentación del tratamiento.

Los aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia se muestra en la tabla IV y el formulario necesario para ello se muestra en los anexos.

Tabla IV. **Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40)**

FINALIDAD	PROCEDIMIENTO	CUANDO
Exactitud de la descripción del implante	Observación directa	Durante la ejecución del implante
Exactitud y consistencia de la prescripción	Consistencia de la carga y prescripción del implante con el estadio de la enfermedad, el protocolo y política de tratamiento del departamento	Primera mitad del tratamiento
Selección adecuada de las fuentes	Comprobación dosimétrica con cámara de pozo o similar; comprobación visual	Preparación y carga de las fuentes
Carga adecuada de las fuentes	El técnico radio terapeuta o el físico médico deben asistir siempre al médico	Carga de las fuentes
Plan de tratamiento	Cálculo del plan y comprobación de la exactitud y consistencia de este	Primera mitad del tratamiento
Retiro del implante	Con el físico médico presente o en contacto con el responsable del retiro de las fuentes	Al momento del retiro
Todas las fuentes fueron retiradas	Monitoreo del paciente; Inventario final de fuentes	Al momento del retiro; El día siguiente del implante
Revisión del tratamiento	Comprobar el tiempo de tratamiento	Al completar el procedimiento
Registro, auditoría de calidad	Completar todos los procedimientos de GC y registros de radio protección	Al completar el procedimiento

Fuente: IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. p. 27.

3.1.1. Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

La IAEA ha reportado en el 2001 una investigación sobre una exposición accidental de pacientes en radioterapia en Panamá, este accidente surgió a partir de significantes errores relacionados con el uso inapropiado del TPS, con este reporte se provee de una guía y los procedimientos que se deben considerar para garantizar la calidad de la braquiterapia y del TPS.

Se deben realizar chequeos periódicos de la integridad del hardware, software y transferencia de datos, este programa debe ser lo suficientemente flexible para adaptarse al cambio. Se deben establecer procedimientos para cubrir las actualizaciones de software, cambios en los dispositivos periféricos, modificaciones de los métodos de transferencia de datos.

La implementación de este programa permitirá asegurar que cada paciente reciba el tratamiento de radiación como ha sido planificado y que no ocurran errores en el uso del TPS. La capacitación del personal, la gestión del sistema y la seguridad también son aspectos muy importantes en el control de calidad.

3.1.2. Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

Normalmente el programa de GC en braquiterapia tiene los siguientes componentes que necesitaran ser incluidos:

- Un método de reconstruir la geometría tridimensional del implante. Esto normalmente consiste de un digitalizador, un algoritmo que calcula la posición de las fuentes a partir de proyecciones ortogonales, imágenes estéreo, etc.
- Un sistema gráfico para visualizar las fuentes implantadas en el paciente. Generalmente estos sistemas deben permitir la visualización del implante en un plano orientado arbitrariamente en el espacio.
- Un criterio de especificación del tipo e intensidad de las fuentes, así como del tiempo de tratamiento de cada fuente visualizada.
- Un algoritmo para calcular la distribución de dosis a partir de los datos y parámetros asignados antes.
- Métodos de evaluar, representar y optimizar la distribución de dosis, tal como el protocolo de cálculo de dosis TG-43.
- Un sistema que permita la impresión de curvas de isodosis y otros datos asociados con la documentación del plan.
- Un método para evaluar el decaimiento de la fuente.

3.1.3. Algoritmos de cálculos de dosis

Se recomienda que para especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia se emplee la magnitud intensidad de kerma en aire (ver sección 2.4.11), aunque actualmente muchos sistemas de planificación emplean magnitudes antiguas como miligramos de radio equivalente o actividad

aparente, por lo tanto es importante saber lo que el programa asume en este sentido para realizar la conversiones de unidades que se requieran.

Se debe verificar que el algoritmo de cálculo convierte el valor de calibración de la fuente en una adecuada distribución de dosis alrededor de esta, no solo sobre el bisector perpendicular, sino que corrige también por la anisotropía a lo largo del eje de la fuente, para ello, es útil y recomendado implementar el protocolo TG-43. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994)

3.1.4. Verificación de los cálculos de dosis en el paciente

Todos los cálculos de dosis en pacientes se deben revisar con el fin de que no se cometan errores graves. Es recomendable realizar estas revisiones antes de colocar las fuentes o al inicio del tratamiento (en el caso de fuentes de baja tasa) con el fin de que se corrija cualquier error antes de completar el tratamiento. Se debería de realizar, independientemente un cálculo comprobatorio en algún punto representativo (en un punto A por ejemplo).

El TECDOC 1151 recomienda que las diferencias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina no supere un 15%, sin embargo, otras publicaciones que tratan sobre este tema, como el TRS 430 del OIEA y publicaciones de la ESTRO no especifican una tolerancia de comparación. Se debe verificar también si el sistema de planificación corrige por el decaimiento de la actividad de las fuentes.

3.1.5. Localización de las fuentes

Durante la localización del implante en la placa radiográfica, fluoroscopias, tomografía o ultrasonido, deben estar presente el físico médico y/o el dosimetrista para asegurar que se mantenga la geometría adecuada para su adquisición, que los anillos de magnificación estén ubicados correctamente, que el paciente no se mueva durante la toma de imágenes, así como que la calidad de la imagen sea adecuada para la localización precisa de las fuentes.

Las técnicas más utilizadas para la localización de fuentes y aplicadores son con placas ortogonales y placas desplazadas. Actualmente, en países industrializados, y en menor medida en países en desarrollo, se utiliza la tomografía para las reconstrucciones tridimensionales.

3.1.6. Requerimientos de exactitud en braquiterapia

- Espacial: Hace referencia a la ubicación de las fuentes en la posición correcta donde se planificaron. En la mayoría de los casos se considera que es posible alcanzar una exactitud de ± 2 mm en relación al aplicador.
- Temporal: Hace referencia a que el tiempo en que la fuente permanece en la posición prevista se corresponde con lo planificado. Si se hace manual, esto significa que las fuentes se deben retirar cuando se complete el tratamiento. Se debe medir el efecto de tránsito de las fuentes y calcular la dosis adicional que se entrega durante ese tiempo.
- Administración de la dosis prescrita: En teleterapia se acepta un nivel de incertidumbre en la administración de la dosis prescrita de 5%. Para braquiterapia es posible lograr incertidumbres del orden de 5-10%, a

distancias entre 1 y 5 cm de las fuentes. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

3.2. Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia

El documento TECDOC 1151, recomienda el siguiente equipo para la implementación del programa de control de calidad en braquiterapia:

- Un conjunto dosimétrico compuesto de: electrómetro, cables de extensión, cámara de ionización de tipo pozo o calibrador de isótopos con soportes para fuentes de braquiterapia, calibrada en un laboratorio de calibración dosimétrica.
- Disponibilidad de fuentes de Cs-137 o fuente de referencia para verificación de la estabilidad de la fuente.
- Banco de trabajo para verificación de la homogeneidad y posicionamiento de las fuentes. Requiere acceso a revelador de placas.
- Barómetro (escala mínima 1 hPa o 0,5 mm Hg) preferiblemente de tipo digital, calibrado o contrastado, termómetro (escala mínima 0,25 grados C), calibrado o contrastado, nivel, regla, mampara plomada, tenazas.

Las pruebas de garantía de calidad de las fuentes de cesio 137 usadas en braquiterapia y de la cámara de pozo utilizada para calibrar las fuentes, se encuentran en el documento técnico TECDOC 1151 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) en las páginas 24 y 29 respectivamente.

4. IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN

En la implementación del programa de garantía de calidad, se implementaron ocho pruebas que deben aplicarse al sistema de planificación, específicamente, al módulo de braquiterapia, para garantizar su correcto funcionamiento. Primero se describe en qué consisten estas pruebas, luego se aplican directamente para usos posteriores.

Tabla V. **Pruebas para el control de calidad**

	Prueba	S	M	T	A	U
Hardware						
CPU	Prueba 1		SI			SI
Digitalizador	Prueba 2		SI			SI
Recuperación de archivos	Prueba 3			SI		SI
Braquiterapia						
Revalidación	Prueba 4			SI		
Distribución de dosis para una fuente simple	Prueba 5			SI		
Revisión independiente de dosis y tiempo	Prueba 6				SI	
Corrección por decaimiento de la fuente	Prueba 7				SI	
Descripción de las fuentes y datos de referencia	Prueba 8				SI	

S:semanalmente; M:mensualmente; T:trimestralmente; A:anualmente; U:en cada actualización. (Adaptada de TRS-430[20])

Fuente: IAEA. Quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. p. 213.

4.1. Pruebas y controles a realizarse

Las pruebas de control de calidad aplicadas al sistema de planificación de tratamiento y la frecuencia para realizarse se muestran en la tabla V, a continuación se detalla en qué consiste cada prueba:

4.1.1. Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento

Propósito: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funcionen de manera óptima.

Procedimiento:

- Reinicie la computadora como recomienda el proveedor o como sea apropiado.
- Observe mensajes en la pantalla durante el reinicio para detectar posibles errores de funcionamiento.

4.1.2. Prueba 2: Digitalizador

Propósito: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Ingrese un contorno de dimensiones conocidas en el TPS por la vía normal.

- Use una regla propia del sistema para verificar las correctas dimensiones. Un desvío menor a 0,2 centímetros es razonable.

4.1.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Propósito: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Recupere los datos que ha guardado de respaldo últimamente (sin sobrescribir datos actuales).
- Revisar la integridad de los datos de respaldo. Dependiendo de la utilidad para respaldo del TPS, puede ser necesario un procedimiento separado para datos del paciente, datos de haces y ejecutables.

4.1.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Propósito: Revisar que no han habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

Dado que actualmente en la institución solo se usan fuentes LDR de cesio 137, esta prueba se hace imprimiendo un plan de referencia realizado con la prueba 6 y revisar que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos, etc. han sido impresas exactamente como antes.

4.1.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Propósito: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido puede usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Defina en el TPS una fuente con las mismas características que una fuente típica usada clínicamente, si es necesario, ajustar el valor de la intensidad para hacerlo equivalente a la intensidad de la fuente para la cual está disponible la distribución de dosis. Si las características de la fuente están definidas en un inventario, use los mismos datos para la aplicación que para los datos de referencia del inventario. Calcule la razón de dosis (preferiblemente por hora en el caso de nuestras fuentes LDR) en algunos puntos de referencia. Estos puntos pueden estar a varias distancias y posiciones de la fuente.
- Como un ejemplo, si el eje de la fuente está a lo largo de eje Y y su centro en el origen, calcule la dosis en los siguientes puntos (dependiendo de los datos de referencia):
 - (i) $y = z = 0$ y $x = 1, 2, 3$ y 10cm
 - (ii) $y = x = 0$ y $z = 5\text{cm}$ (esperando que dé el mismo resultado que para $y = z = 0$ y $x = 5\text{ cm}$;
 - (iii) $z = 0, y = L/2$ y $x = 1, 2$ y 5 cm (donde L es la longitud de la fuente);
 - (iv) $x = z = 0$ y $y = 1, 2, 5$ y 10 cm .
- Compare la razón de dosis calculada con los datos de referencia para los mismos puntos. La diferencia no debe excede el 5%.

- Trazar las líneas de isodosis en planos tales como x-y, y-z y z-x y asegúrese que las unidades son impresas claramente y que esos trazados son consistentes con los valores numéricos previamente dados.

Notas:

- Para que sea significativo, la dosis calculada debe mostrar un número de dígitos correspondientes a una exactitud de alrededor de 1% (típicamente al menos tres dígitos significativos). Si este no es el caso, uno puede cambiar la intensidad (es decir, multiplicar por 10 y dividir la razón de dosis resultante por 10) para obtener una mejor resolución. No cambie el tiempo de aplicación (el cual debe permanecer pequeño comparado con la vida media del radionúclido) para evitar cambios en la corrección del decaimiento.
- Si no hay corrección por anisotropía, la superficie de la isodosis se espera que sea prácticamente esférica a una distancia desde la fuente mayor a tres veces su máxima dimensión. El diámetro de dichas esferas puede calcularse manualmente, asumiendo que toda la actividad se concentra en el centro de la fuente y tomando en cuenta la ley del inverso del cuadrado y la función radial. Como una primera aproximación, la función radial puede ser ignorada para revisar el orden de magnitud.
- Si el algoritmo del TPS está basado en la corrección de anisotropía promedio, pueden obtenerse diferencias mayores que 5%, especialmente a lo largo del eje de la fuente ($x = z = 0$). Tales diferencias locales generalmente son aceptables.

- Si una diferencia sistemática (típicamente menor que 10%) es generada y permanece ambigua, esto puede deberse al factor de conversión de la intensidad a la dosis (es decir, la constante de razón de dosis). Este puede ser el caso si la intensidad de las fuentes son expresadas como actividad contenida (A_c) o mgRaeq y no tienen correcciones de auto-absorción en el software. Sin embargo, esta práctica no es recomendada. Es urgente discontinuar el uso de dichas cantidades y que usen cantidades consistentes a lo largo de todo el proceso.

4.1.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Propósito: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento: Se realiza el cálculo independiente de la dosis en puntos de interés y se compara con la dosis calculada por el TPS. Este cálculo se hace siguiendo los pasos descritos en la sección 5.3 usando el formalismo TG-43 sugerido por la AAPM. Se ha desarrollado una hoja de cálculo que facilita este procedimiento para comparar implantes ginecológicos completos, esta hoja de cálculo ha sido guardada junto al TPS.

Esta prueba también verifica, en particular, que los datos físicos y dosimétricos ingresados al TPS se siguen manejando correctamente.

4.1.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Situación clínica: La intensidad usada como entrada en el TPS usualmente ha sido re calculada manualmente al inicio del tiempo de la aplicación. Esto es

evidente para radionúclido de vida corta (varios días), pero no se debe olvidar para radionúclidos tales como el cesio 137 (con vida media de 30 años), los cuales se mantienen en uso por muchos años. En tales casos, es responsabilidad del usuario actualizar en intervalos regulares (por ejemplo, cada seis meses) el valor de las intensidades usadas.

Propósito: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente re calculada y usada, como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Calcule la dosis en un punto (por ejemplo, para una configuración de braquiterapia) y grabe cuidadosamente la intensidad de referencia y fecha (la cual debe ser la misma que la fecha de inicio de la aplicación).
- Cambie la fecha de aplicación, haciendo esto, por ejemplo, una vida media después de la fecha de referencia.
- Revise que la razón de dosis calculada cambie de acuerdo al cambio anterior.
- Alternativamente, el software del TPS podría hacer uso de un inventario, donde se dé la intensidad original de la fuente en una fecha de referencia.

Notas:

Asegúrese que la convención para la fecha de entrada es claramente entendida. Note que la convención US a menudo es diferente a la convención

Europea (es decir, 12 enero 2011 puede escribirse como 01/12/11 en USA y 12/01/11 en Europa). En caso de tener dudas, intente usar un número de mes mayor que 12.

Es recomendado que la revisión se repita después de cada cambio del inventario.

4.1.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Propósito: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica. Esta prueba se debe realizar para todas las fuentes y cada diseño, no importando la especificación de la fuente usada.

Procedimiento:

- Identificar los datos de referencia apropiados (publicaciones científicas, datos del constructor de las fuentes, datos validados por el vendedor del TPS, etc.) y asegurarse que estos datos sean aplicados a las fuentes actualmente en uso.
- Vea una distribución de dosis típica y asegúrese que los datos asociados son proveídos explícitamente.

4.2. Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS

El programa de garantía de calidad en braquiterapia, incluye la garantía de calidad del TPS y consta de un conjunto de pruebas a realizarse con diferentes frecuencias, el cual es el objetivo del presente trabajo.

4.2.1. Frecuencia de los controles

Las pruebas que se deben realizar al comprarse un equipo o en cada actualización son:

Para el TPS:

- Prueba 1: CPU
- Prueba 2: Digitalizador
- Prueba 3: Recuperación de archivos
- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia

Para el calibrador de fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Para las fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Pruebas anuales

- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia
- Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

- Prueba 7: Corrección por decaimiento de la fuente
- Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia
- Calibración de las fuentes por lotes. (i) Intensidad y desvío de la media

Pruebas trimestrales

- Prueba 3: Recuperación de archivos.
- Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.
- Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple.

Pruebas mensuales

- Prueba 1: CPU.
- Prueba 2: Digitalizador.

4.2.2. Bitácoras

Los controles de garantía de calidad realizados al TPS serán archivados en una bitácora rotulada con: Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia. Estos controles serán realizados y archivados por los físicos médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN.

Las calibraciones realizadas a la cámara de pozo y a las fuentes de braquiterapia serán realizados por los Físicos Médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN y serán registradas en una bitácora asignada para ello y archivado por los físicos médicos.

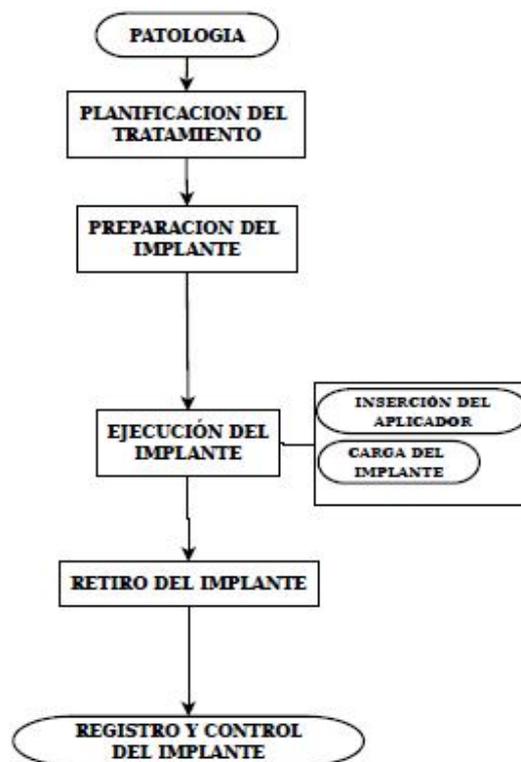
En la bitácora, al inicio de cada prueba, se debe anotar la fecha de realización y el equipo utilizado.

Al final de cada prueba se debe anotar la fecha en la que se debe realizar la próxima prueba.

4.2.3. Controles rutinarios

La tabla IV describe la finalidad y procedimiento para cada control. Los controles que se deben realizar en cada aplicación de las fuentes de braquiterapia están contenidas en el formulario para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia (vea anexo 1). Los elementos contenidos en este formulario se resumen en la siguiente figura:

Figura 15. Elementos contenidos en el formulario de control de calidad



Fuente: IAEA. Radiation oncology physics. p. 81.

4.3. Resultados de las pruebas realizadas al TPS

En el presente trabajo, debido a su objetivo, se realizó únicamente las pruebas correspondientes al TPS y se registró debidamente en la bitácora correspondiente. El equipo utilizado para las pruebas fue: computadora Compaq Evo W8000, N/S V217KN6ZA036, sistema de planificación de tratamiento de radiación Theraplan Plus versión 3.8 proveído por MDS Nordion, tablero digitalizador: modelo LIGHTBOX, Serie 062391, proveído por Numonics Corporation. A continuación, los resultados de estas pruebas:

4.3.1. Prueba 1: Unidad central de procesamiento

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funciona de manera óptima.

Procedimiento: Se reinició la computadora y durante el reinicio, se observó los mensajes en la pantalla con la ayuda de la tecla pause, notando que no existe ningún error de funcionamiento.

Resultado: Se concluye que no hay ningún error en el CPU (XEON CPU 2,2GHz, 2,18GHz), la memoria (RAM 512MB), los sistemas de archivos (FAT32) se cargan correctamente y el sistema operativo (Microsoft Windows XP Professional, Versión 2002, SP2) funciona de manera óptima. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.2. Prueba 2: Digitalizador

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Se creó un nuevo registro llamado PRUEBA2GC-ABRIL2012 en la aplicación *patient registration* del Theraplan plus.
- Se ingresó un contorno cuadrado de 15 cm de ancho por 15 de largo usando el digitalizador con la aplicación *External beam planning*.
- Se utilizó la regla (en centímetros) propia de la aplicación *External beam planning* para verificar las medidas del contorno, encontrando que el planificador mide un rectángulo de 14,97 cm de ancho y de largo.

Resultado: El digitalizador funciona correctamente, pues la medida de las dimensiones del contorno, realizada con el TPS, presenta una diferencia de 0,03cm con respecto a las dimensiones reales del contorno. La IAEA, sugiere en su informe TRS-430, que una exactitud inferior a 0,2 cm es razonable. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Se ingresó a la aplicación *Brachytherapy Planning* del Theraplan plus.
- Se cambió la base de datos usándose actualmente llamada: PLAN_01_2011.MDB, por otra base de datos llamada: PLAN_INCAN.MDB, esta última esta archivada en una partición de respaldo llamada: Backup (D:) con el objetivo de verificar la integridad del archivo recuperado.
- Se ingresó a la planificación de braquiterapia de un paciente, almacenado por la base de datos, para verificar su integridad.
- Luego de verificar la integridad del archivo, se volvió a cambiar la base de datos para que la aplicación *Brachytherapy planning* funcione como funcionaba antes de la verificación.

Resultado: Los archivos de respaldo funcionan correctamente y no han sufrido ningún cambio desde el día que se guardaron. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Fecha de realización: 26 de abril de 2012

Objetivo: Revisar que no ha habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

- Se imprimió un plan de referencia, el plan realizado en la prueba 5, llamado prueba 5, de fecha 14 de septiembre 2011.
- Se revisó que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos y tamaño de la fuente, se han impreso exactamente como antes.
- Se archivó en la bitácora nombrada: “Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia”, en el apartado de pruebas realizadas trimestralmente.

Resultado: Debido al cambio de especificación de las fuentes, de miligramos de radio equivalente a intensidad kerma en aire, y debido a que se volvió a calcular la dosis en los puntos de referencia para la fecha actual, la tasa de dosis tuvo, en promedio variaciones del 2,95%

Las coordenadas se imprimieron exactamente como en el plan anterior, sin embargo, para ordenar mejor los puntos de interés, se les etiquetó en diferente orden. El tiempo de aplicación, la longitud de la fuente y el nombre del archivo, no tuvo cambios. La fecha programada para la siguiente revisión es: 26 de julio de 2012.

4.3.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Fecha de realización: 30 de abril de 2012

Objetivo: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido pueden usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Se tiene como referencia para esta prueba, impresiones de distribuciones de dosis debido a una fuente lineal, desde la línea de isodosis de 1 cGy hasta 20 cGy de fecha 19 de septiembre de 2011. La dosis está calculada para 12 diferentes puntos de referencia. El tiempo de irradiación es de una hora.
- Se creó un plan de irradiación con los mismos datos que el plan de referencia, para verificar que la distribución de dosis, y por ende, la dosis en los puntos de interés, sean los mismos.
- Se comparó la razón de dosis calculada, con los datos de referencia para los mismos puntos.
- Se imprimieron las curvas de isodosis que se encuentran en los planos x-y y y-z, ambas con una escala 1:1. Las líneas de isodosis impresas, corresponden a las razones de dosis siguientes: 1,2,3,4,5,8,11,16 y 20, todas en unidades cGy/h.
- Se archivaron las distribuciones de dosis en la bitácora: "Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia".

Resultado: Las distribuciones de dosis se imprimieron correctamente y son idénticas a las distribuciones de dosis de referencia. La actividad de la fuente que se usó fue de 90,589 U=90,589 $\mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$ (en el modelado de la fuente del TPS, corresponde a la fuente nombrada: azul-tg43). La superficie de la isodosis a una distancia mayor a 3 veces la máxima dimensión de la fuente, a 6 cm desde el centro de la fuente, es prácticamente esférica, como se espera que

sea según el TRS-430. La fecha programada para la siguiente revisión es: 30 de julio de 2012.

4.3.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento:

- Se tomó para comparación, un implante ginecológico de un paciente con cáncer de cérvix, el implante consta de 4 fuentes de cesio de intensidades 68,182 U y 89,443 U.
- Se reconstruyó el implante en el TPS por medio del digitalizador para calcular la dosis en los puntos de interés AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto.
- Se realizó el cálculo independiente con la hoja de cálculo llamada: CALCULO INDEPENDIENTE DE DOSIS TG43.xls, archivado junto al TPS. Para ver el procedimiento detallado refiérase a la sección 5.3.
- La hoja de cálculo hace uso de los siguientes datos que deben ingresarse manualmente: intensidad kerma en aire, tiempo de aplicación, coordenadas de los extremos de las fuentes y de los puntos de interés, longitud activa de la fuente, constante de razón de dosis, factor de anisotropía y factor de dosis radial de cada fuente.

Resultado: Se compararon los resultados del TPS con los del cálculo independiente teniendo como discrepancia 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente recalculada y usada como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Debido a que la vida media del isótopo usado es de 30 años, se toma para esta prueba la intensidad de la fuente en una fecha de referencia para ésta y futuras comprobaciones.
- Se tomó como referencia la información guardada en un inventario de fuentes ubicado en la computadora propia del TPS en la siguiente dirección: C:\Documents and Settings\All Users\Documents\Inventario de Fuentes de Braquiterapia\Inventario de fuentes.doc
- La tasa de dosis recibida en el punto 3 (coordenadas (5,0,0)cm con el origen en el centro de la fuente y el eje Y a lo largo de la fuente) del archivo de braquiterapia de referencia llamado prueba 7 fue de 3,915 cGy/h con fecha 14 de septiembre de 2011, debido a la fuente rotulada como azul-tg43.

- Se calculó nuevamente la dosis en este punto para la fecha actual 2 de mayo de 2012 obteniendo 3,793.
- Se calculó manualmente la tasa de dosis en la fecha actual debido al decaimiento de la fuente obteniendo 3,794.

Resultado: El cálculo de la tasa de dosis en el punto de referencia realizado por el TPS y el cálculo realizado manualmente por decaimiento de la fuente, a partir de la tasa de dosis en la fecha de referencia son prácticamente iguales, variando solamente una milésima que representa una discrepancia del 0,03%. Debido a estos resultados se puede concluir que el sistema decae correctamente la actividad de la fuente. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica.

Procedimiento:

- Se investigó los tipos de fuentes en uso actualmente en el INCAN, siendo las siguientes: 20 fuentes de cesio 137 modelo CDCT1, proveído por *Therapeutic Nuclides & Accessories Inc.* en 1991. 7 fuentes de cesio 137

modelo CDCS-J proveído por Amersham Buchler GmbH & Co KG en 1998.

- Se buscó toda la información posible sobre las fuentes de cesio 137 disponibles en el INCAN y en publicaciones científicas, la información hallada en publicaciones científicas, se muestra en la tabla VI.
- Se revisó que los datos hallados en los certificados y en la literatura sean iguales a los datos ingresados en el módulo de braquiterapia del sistema de planificación. Los datos usados actualmente en el Theraplan Plus, se muestran en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla VI. **Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1**

Modelo	CDCT1	CDCS-J (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,35
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,046
Diámetro externo (cm)	2,70	2,65
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Lizhong, Liu. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p 130.

Tabla VII. **Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente**

Modelo	CDCT1	CDCS-J type (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,50
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,34
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,07
Diámetro externo (cm)	2,70	2,70
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Modelado de la fuente. TPS Theraplan Plus.

Resultado: Se compararon las características físicas de ambos modelos de fuentes, halladas en la literatura (vea tabla VI), en el certificado de calibración, y en los datos generales de las fuentes archivados, con los datos que actualmente tiene cargados el sistema de planificación, mostrados en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

De la comparación se concluye que los datos coinciden para el caso de las fuentes CDCT1, no así para el caso de las fuentes CDCS-J de Amersham, que presenta diferencias en los siguientes datos: longitud activa, coeficiente de atenuación lineal del filtro, coeficiente de atenuación lineal del material de la fuente y en el diámetro externo.

Tabla VIII. **Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes**

Modelo	Identificación	Intensidad de kerma en aire ($\mu\text{Gy m}^2/\text{h}$)	mg Ra Eq
CDCT1	Azul (12 fuentes)	98,89	13,7
CDCT1	R rojo (8 fuentes)	75,38	10,4
CDCS-J	GA 265 (1)	63,60	8,8
CDCS-J	GA 231 (2)	98,49	13,6
CDCS-J	GA 234 (3)	99,28	13,7
CDCS-J	GA 233 (4)	97,92	13,5
CDCS-J	GA 232 (5)	93,60	12,9
CDCS-J	GA 263 (6)	65,77	9,1
CDCS-J	GA 264 (7)	65,85	9,1

Las fuentes CDCT1 fueron calibradas el 15 de Octubre de 2003. Las fuentes CDCS-J fueron calibradas el 2 de Mayo de 2003. La intensidad de las fuentes fue actualizada en el TPS el 15 de Enero de 2008 obteniendo los datos presentados.

Fuente: Resultados de calibración de fuentes de cesio CDCT1 y CDCS-J de baja tasa.

Aparentemente las características físicas para ambos modelos de fuentes, se cargaron al TPS indistintamente considerándolas iguales debido a la pequeña diferencia que existen entre ambos modelos de fuentes, esta ambigüedad será analizada junto a los físicos médicos de la institución, aclarándola cuando se vuelva a realizar esta prueba.

En el caso de las intensidades (expresadas en miligramos de radio equivalente, como está cargado al sistema), se revisó que la intensidad de cada fuente proporcionado en los certificados de calibración, tabla VIII, coincida con los datos ingresados al sistema de planificación.

Las intensidades de cada fuente coincidieron, presentándose solo un error en el nombre de la fuente CDCS-J GA 232 que en el sistema estaba ingresado como GA 2323, este error fue corregido. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

5. INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN

El formalismo TG-43 para el cálculo de dosis alrededor de una fuente cilíndrica es el método más actual en los sistemas de planificación de braquiterapia, y se ha comprobado su exactitud comparándolo con simulaciones realizadas con Monte Carlo. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). Este método utiliza la intensidad kerma en aire para el cálculo de dosis (vea sección 2.4.11).

En el Hospital de Cancerología INCAN, está en uso el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus, que contiene entre sus utilidades, el módulo de braquiterapia, capaz de hacer cálculos de dosis en implantes de braquiterapia usando cuatro distintas formas de especificación de las fuentes (vea sección 2.6.8): intensidad kerma en aire, actividad aparente, razón de exposición a 1 metro y actividad equivalente de radio (Raeq).

Actualmente, en el INCAN se usa la actividad equivalente de radio (Raeq) para especificar las fuentes, y con este trabajo, como parte de la garantía de calidad, se pretende usar en su lugar, la intensidad kerma en aire.

5.1. Datos utilizados

Para poder realizar el cambio de especificación de las fuentes en el sistema de planificación, se necesitó de los datos mostrados en la tabla IX.

Las fuentes CDC T1, fueron proveídos por *Therapeutic Nuclides* en 1991, y las fuentes Amersham CDCS J, por Amersham Buchler en 1998.

Los datos generales y las especificaciones físicas fueron obtenidos a partir de los certificados de las fuentes; la constante de razón de dosis, se obtuvo del trabajo realizado por Lizhong Liu, Prasad Satish y Daniel A. Bassano, del Departamento de Oncología radioterápica de la *Upstate Medical University* en Nueva York. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla IX. **Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43**

Datos Generales		
Isótopo:	Cesio 137	
Modelo:	CDC T1	Amersham CDCS J
Especificaciones Físicas:		
Longitud total de la fuente (cm):	2	2
Longitud Activa de la fuente (cm):	1,5	1,35
Espesor de las paredes (cm):	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm ⁻¹):	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal de la fuente (cm ⁻¹):	0,07	0,046
Datos Dosimétricos:		
Vida media (horas):	262 800,00	262 800,00
Constante de razón de dosis (Cgy/(hr U)):	0,953	0,953
Datos de Calibración:		
Fecha de calibración:	7 de Julio 2007 ^a	7 de Julio 2007 ^a
Intensidad kerma en aire de referencia (U)	69,4/91,04 ^a	E/F ^a

^aE/F=Específico para cada fuente

Fuente: elaboración propia.

La intensidad de kerma en aire de referencia, se obtuvo por decaimiento desde la fecha de calibración de las fuentes y la ecuación:

$$S_K = 7.23M_{eq} \quad (5.1)$$

Se ingresó una tabla de factores de anisotropía, para 3 tipos de fuentes de Cs-137: 3M, Amersham, y RTR (pre-1982) obtenidas del trabajo de Liu mencionado anteriormente, estas tres fuentes difieren muy poco en su función de anisotropía.

Esta tabla se divide en dos partes, se encuentra en los anexos y muestra datos para distancias desde 0,25 cm hasta 10 cm y para ángulos polares desde 0 grados hasta 90 grados.

Para rangos de la distancia radial desde 0,25 cm hasta 10 cm y ángulos polares de 25 grados o más, la máxima diferencia entre el valor promedio dado y el de un modelo específico de su función de anisotropía, es menor que el 1% para los tres modelos de fuentes mostrados en las tablas.

Para ángulos pequeños, cerca de la dirección longitudinal, la máxima diferencia relativa a los valores promedio mostrados son; 1,7% para la fuente 3M, 2,7% para la fuente Amersham y 2,3% para la fuente RTR (pre-1982).

Tablas de valores de la función de anisotropía para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs puede hallarse en el reporte publicado por la AAPM en el año 2004.

Se ingresó una tabla de función radial de dosis, tabla X, que se obtuvo del trabajo de Liu. La función radial de dosis se describió en la sección 2.4.9.

Tabla X. **Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs : 3M, Amersham, RTR (pre-1982)**

Distancia a lo largo del eje transversal, r(cm)	Función de dosis radial, g(r)
0,5	0,998
1,0	1,000
1,5	0,997
2,0	0,993
2,5	0,988
3,0	0,982
3,5	0,976
4,0	0,970
4,5	0,964
5,0	0,957
6,0	0,941
7,0	0,925
8,0	0,906
9,0	0,885
10,0	0,862

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 479.

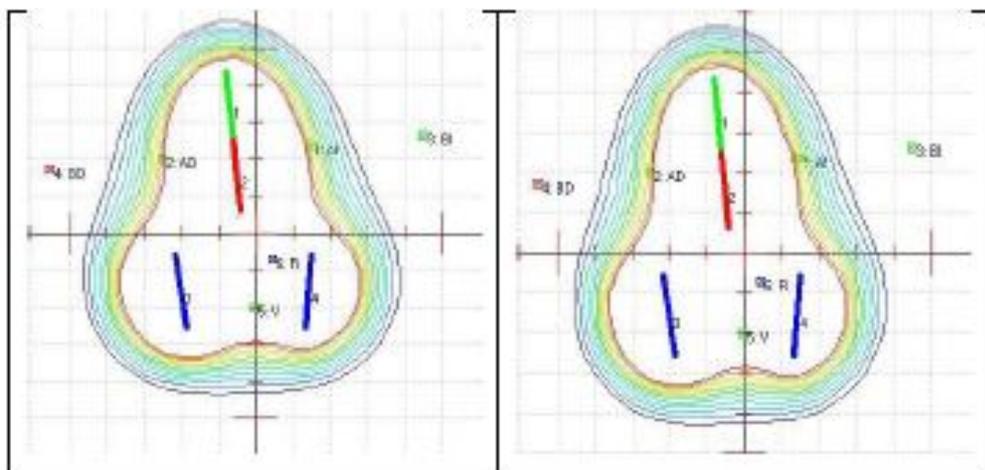
En la tabla anterior, se muestra la función radial de dosis para fuentes intracavitarias de Cs-137 (3M, Amersham, RTR(pre-1982)) para distancias desde 0,5 hasta 10cm. Los cambios que pueda tener esta función para un tipo específico de fuente, es casi despreciable y los datos proporcionados en la tabla, son suficientes para describir la función radial de dosis de cualquiera de las fuentes de Cs-137.

Según el trabajo de Liu, la máxima diferencia entre la función radial de dosis calculada para un modelo específico y el valor promedio dado en la tabla es 0,6% a 0,5 cm y 0,3% a 1 cm o más. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

5.2. Resultados

Las medidas de dosis obtenidas alrededor de una configuración de fuentes, usando la intensidad kerma en aire contenida en el formalismo TG-43, son muy cercanas a las medidas que se obtienen al usar la especificación de fuente miligramos de radio equivalente. La siguiente figura muestra gráficamente las distribuciones de dosis obtenidas con las dos especificaciones de fuentes:

Figura 16. **Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire**



Fuente: Programa Theraplan Plus.

El formalismo TG-43 toma en cuenta más parámetros, tales como: los efectos de la geometría, distribución espacial de radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, considerados en la constante de tasa de dosis Λ ; el efecto de filtrado y material de la fuente en concreto, considerados en la función radial de dosis $g(r)$; la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio considerado en el factor de anisotropía $F(r,\theta)$. Debido a esto, se prefiere actualmente este método de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia.

Las medidas realizadas para comparar ambos métodos se hizo con las configuraciones de implantes de braquiterapia usada en el INCAN: completa, cilíndrica y colpostatos, y se muestran en la tabla XI.

En la configuración completa se usan cuatro fuentes, en la configuración cilíndrica se usan tres fuentes y en los colpostatos, solamente dos; los dispositivos usados para estas configuraciones, se muestran en la figura 12, inciso (a), entre estos dispositivos se encuentra el aplicador Fletcher, el cilindro y los colpostatos. Las medidas se hacen en puntos de interés: A izquierdo, A derecho, B izquierdo, B derecho, mucosa izquierda, mucosa derecha, vejiga y recto (vea figura 16); definidos por el ICRU 38. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

Los resultados obtenidos mostrados en la tabla XI, muestran que en promedio, las medidas realizadas usando la intensidad de kerma en aire, tiene una diferencia porcentual de 3,38% de diferencia con respecto a las medidas que se obtienen usando la actividad equivalente de radio.

Tabla XI. **Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio**

Tiempo del implante: 72 horas			
Configuración	Dosis Impartida (cGy)		Desviación (%)
	Kerma en aire	Actividad equivalente de Radio	
COMPLETO 1 4 FUENTES	2 791	2 694	3,48
	2 964	2 869	3,21
	1 957	1 888	3,53
	2 048	1 979	3,37
	Promedio:		3,39
COMPLETO 2 4 FUENTES	3 082	2 978	3,37
	3 269	3 167	3,12
	2 010	1 940	3,48
	2 090	2 021	3,30
	Promedio:		3,32
CILINDRO 3 FUENTES	3 446	3 312	3,89
	3 479	3 347	3,79
	3 177	3 053	3,90
	515	496	3,69
	Promedio:		3,82
COLPOSTATO 2 FUENTES	5 894	5 724	2,88
	5 794	5 626	2,90
	661	642	2,87
	1 013	980	3,26
	Promedio:		2,98

Fuente: elaboración propia.

5.3. Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43

Es importante realizar una verificación independiente del cálculo de dosis en puntos de interés que realiza el TPS, esta verificación realizada como parte

de garantía de calidad del módulo de braquiterapia del TPS, nos garantiza que el TPS está realizando correctamente los cálculos de dosis, en este caso, usando el formalismo de cálculo de dosis TG-43.

La verificación independiente que se implementó, se hizo usando la ecuación del TG-43 explicada en la sección 2.4.4 que calcula la tasa de dosis en un punto con coordenadas (r, θ) a partir de una fuente lineal de longitud activa L:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (5.2)$$

calculando cada factor manualmente y a partir de las tablas propias de cada fuente. El resultado obtenido se compara con el resultado del TPS para verificar su exactitud.

El TPS calcula la tasa de dosis en el punto $P(r, \theta)$ por medio de la ecuación 2.14:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (5.3)$$

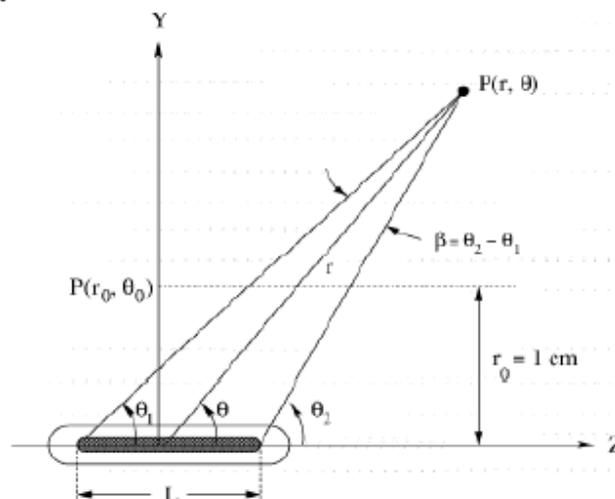
donde $S_S(r_0, \theta_0) = S_K(r_0, \theta_0)$ es la especificación de la fuente en tasa de kerma en aire de referencia y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la tasa de dosis relativa (DRT por sus siglas en inglés), creada por el TPS a partir de las tablas de factor de dosis radial $g(r)$ (adimensional), la tabla de factores de anisotropía $F(r, \theta)$ (adimensional) ingresadas al sistema y específicas para cada fuente y el factor geométrico $G(r, \theta)$ calculada por el propio sistema.

La tasa de dosis tiene unidades cGy/h y al multiplicar por el número de horas del implante, se obtiene la dosis en centiGrays (cGy) en un punto de interés.

5.3.1. Procedimiento del cálculo independiente

A partir de la ecuación 2.1, se procede a hallar cada factor de la ecuación. Se hará el cálculo de tasa de dosis en un punto $P(r,\theta)$ debido a una fuente específica (vea figura 17), en el caso de varias fuentes se hace el mismo procedimiento para cada una de ellas, y la dosis total en un punto, será la suma de la contribución de dosis debido a cada fuente.

Figura 17. **Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia**



Fuente: Mark J. Rivard. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. p. 637.

La verificación independiente se hace a partir de las coordenadas reconstruidas por el TPS. El TPS genera una tabla con las coordenadas de los dos extremos de la fuente y por otro lado, las coordenadas del punto de interés.

A partir de estas coordenadas, se calcula las coordenadas $S_S(r_0, \theta_0)$ del punto de interés a partir de la fuente. Consideramos una fuente con tasa de kerma en aire de referencia $S_S(r_0, \theta_0) = 68,182U$ con coordenadas del punto superior e inferior de la fuente y las coordenadas del punto de interés (AI) como se muestra en la tabla XII.

Tabla XII. **Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante**

Coordenada	X	Y	Z
Punto de interés (AI)=P1	2,078	1,939	0,363
Extremo inferior=P2	-0,010	1,930	0,350
Extremo superior=P3	-0,030	3,900	0,880

Fuente: elaboración propia.

A partir de estas coordenadas se calculan los vectores V1 y V2 que van de los dos extremos de las fuentes hasta el punto de interés y el que va del extremo superior de la fuente hasta su extremo inferior V3 y sus respectivas magnitudes:

Tabla XIII. **Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2**

vector		componentes	magnitud
V1	P1-P2	(2,088, 0,009, 0,013)	2,088
V2	P1-P3	(2,108, -1,961, -0,517)	2,925
V3	P2-P3	(0,020, -1,970, -0,530)	2,040

Fuente: elaboración propia.

Luego, calculando el producto punto $V_2 \cdot V_3$ y $V_1 \cdot V_3$ hallamos los ángulos θ_1 y θ_2 usando la ecuación:

$$\theta_1 = \arccos \left(\frac{V_2 \cdot V_3}{|V_2||V_3|} \right) \quad (5.4)$$

Así se halla que $\theta_1 = 0,795$ rad $\theta_2 = 1,575$ rad. Luego con la ley de cosenos y de senos se hallan las coordenadas ($r = 2,328$ cm, $\theta = 1,113$ rad):

$$r = \sqrt{\left(\frac{l}{2}\right)^2 + |V_2|^2 - l \cdot |V_2| \cdot \cos \theta_1} = 2,328 \text{cm} \quad (5.5)$$

$$\theta = \arcsin \left(\frac{|V_1| \sin \theta_2}{r} \right) = 1,113 \text{rad} \quad (5.6)$$

donde l es la longitud de la fuente.

Estas son las coordenadas del punto de interés desde el centro de la fuente, necesarias para calcular los factores de la ecuación 5.2.

El primer factor, la tasa de kerma en aire de referencia, es proporcionada por el fabricante de las fuentes, para una fecha de referencia, solo se decae a la fecha actual, para la fuente en cuestión, tiene un valor de $S_S(r_0, \theta_0) = 68,182U$.

El siguiente factor es la constante de razón de dosis, se define para cada fuente en concreto; por tanto, incluye los efectos de la geometría, distribución espacial de la radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, descrita en la sección 2.4.7. Para la fuente utilizada, la constante de razón de dosis tiene un valor de $\Lambda = 0,953$ cGy/(hU).

Otro factor necesario es el cociente entre el factor geométrico en el punto (r, θ) y el factor geométrico en la posición de referencia $(1, \pi/2)$. El factor geométrico se halla a partir de las ecuaciones 2.6 y 2.7:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \frac{\cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right)}{L_s r \sin \theta} \quad (5.7)$$

Obteniéndose los siguientes resultados:

$$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad}) = 0,183 \text{ cm}^{-2}$$

$$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2) = 0,858 \text{ cm}^{-2}$$

El factor de dosis radial, se obtiene por interpolación de la tabla X a una distancia $r=2,328$ cm de la fuente, esta tabla debe ser propia de la fuente, en la sección 5.1 se explica de donde se obtuvo esta tabla para las fuentes ingresadas en el TPS. En este factor, se incluye el efecto del filtrado y material de la fuente en concreto, como se describió en la sección 2.4.9. El valor obtenido es $g(r=2,328\text{cm})=0,990$.

El último factor necesario es el factor de anisotropía, que al igual que el factor de dosis radial se halla por interpolación de una tabla específica para cada fuente.

Este factor, como se describió en la sección 2.4.10, proporciona la variación de dosis a cada distancia r debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio. El valor hallado para el caso en cuestión es $F(r=2,328 \text{ cm}, \theta=1,113 \text{ rad})=0,997$. Resumiendo, los datos calculados son los mostrados en la siguiente tabla:

Tabla XIV. Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43

	Valor	Unidades
$S_S(r_0, \theta_0)$	68,182	U=cGycm ² /h
Λ	0,953	cGy/(hU)
$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad})$	0,183	cm ⁻²
$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2)$	0,858	cm ⁻²
$g(r=2,328\text{cm})$	0,990	adimensional
$F(r=2,328\text{cm}, \theta=1,113 \text{ rad})$	0,997	adimensional

Fuente: elaboración propia.

De esta forma la tasa de dosis en el punto P(r=2.328 cm, θ =1.113 rad) es, según el formalismo TG-43:

$$\begin{aligned} \dot{D}(r, \theta) &= S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 68,182\text{U} \times 0,953\text{cGy}/(\text{hU}) \times \frac{0,1829\text{cm}^{-2}}{0,8580\text{cm}^{-2}} \times 0,9898 \times 0,9968 \quad (5.8) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 13,668\text{cGy}/\text{h} \end{aligned}$$

El cálculo realizado por el TPS en ese mismo punto es de $\dot{D}(r=2,328 \text{ cm}, \theta=1,113 \text{ rad})=14,136 \text{ cGy}/\text{h}$.

La diferencia porcentual entre ambos resultados es de 3,42%. El TECDOC 1151 recomienda que las discrepancias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina, en braquiterapia, no supere un 15%. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

5.4. Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo

Se realizó una comprobación independiente de la dosis impartida en los puntos de interés debido a un implante ginecológico completo compuesto de cuatro fuentes radiactivas de Cs-137 de baja tasa de dosis. Para el cálculo se realizó el procedimiento descrito en la sección 5.3.1 para cada fuente en cada punto de interés. Los puntos de interés son AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto. La dosis total en cada punto de interés es:

$$\text{Dosis total} = \dot{D}_{fuente1}t_1 + \dot{D}_{fuente2}t_2 + \dot{D}_{fuente3}t_3 + \dot{D}_{fuente4}t_4 \quad (5.9)$$

donde $\dot{D}_{fuente1}t_1$ es la tasa de dosis de la fuente 1 en el punto de interés en cGy/h y t_1 es la duración del implante de la fuente 1 y así sucesivamente para las fuentes 2,3 y 4. Los resultados obtenidos para un tiempo de 72 horas de duración de implante de cada fuente se resumen en la tabla XV.

Tabla XV. **Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo**

	Etiqueta	Fuente 1	Fuente 2	Fuente 3	Fuente 4	Total	Total TPS
1	AI	984,071	987,716	455,600	289,113	2 716,500	2 800,034
2	AD	1 033,133	1 037,880	278,279	539,871	2 889,163	2 971,117
3	BI	193,467	194,556	242,842	124,949	755,813	755,765
5	BD	194,774	194,070	121,554	255,414	765,813	763,791
6	Vejiga	283,501	535,440	646,251	537,144	2 002,335	2 029,225
7	Recto	158,865	335,779	570,513	1 003,436	2 068,593	2 098,752

Fuente: programa Theraplan Plus.

La discrepancia entre la comprobación independiente y el cálculo de rutina del TPS para el implante completo es de 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

CONCLUSIONES

1. Con las pruebas de garantía de calidad, el uso adecuado y la comprensión del sistema de planificación y las rutinas que usa el sistema, se garantiza la correcta planificación de un tratamiento de braquiterapia y permite evitar incidentes radiológicos.
2. Para garantizar el correcto funcionamiento del sistema de planificación de braquiterapia utilizado en el INCAN, se han implementado ocho pruebas que se deben realizar con una frecuencia específica, dependiendo de la prueba que sea.
3. Es preferible utilizar el formalismo para cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva, recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM), formalismo TG43, para sustituir el uso de la especificación en miligramos de radio equivalente de las fuentes, ya que esta, conlleva errores en su determinación debido a las constantes empleadas para calcularla.
4. Las magnitudes físicas usadas en braquiterapia se han modificado con el tiempo, el documento de la AAPM, TG-43, actualiza estas magnitudes. Instituciones del tercer mundo insisten en usar antiguas magnitudes a pesar del error en su determinación, esta es una novedad del presente trabajo al implementar dicho formalismo en el INCAN.
5. Los cálculos de dosis de radiación en un punto específico, realizados por el sistema de planificación, usando el formalismo de cálculo de

dosis TG-43, pueden verificarse manualmente, como se ha descrito en el capítulo siete.

6. La forma en que una fuente radiactiva actúa sobre la materia depende de su forma física, de su energía y del tipo de radiación que emita.

RECOMENDACIONES

1. Debido a que las fuentes de cesio 137 modelo CDC T1 son del año 1991, y las de modelo CDCS J, del año 1998; fue difícil hallar sus características físicas y dosimétricas exactas. Se deberían implementar fuentes más nuevas cuyas características sean fáciles de hallar y que hayan sido simuladas por algún método, como Monte Carlo.
2. Las pruebas descritas para la garantía de calidad deben realizarse con la frecuencia especificada y de la forma descrita para asegurar el correcto funcionamiento del sistema de planificación.
3. Realizar y conocer adecuadamente las rutinas de planificación en un implante de braquiterapia mejora la calidad del tratamiento de cáncer, y por tanto, mejora la probabilidad de curación del paciente.
4. Deben crearse bases de datos separadas en el sistema de planificación, una para pacientes tratados con radioterapia externa y otra para pacientes de braquiterapia; también deben actualizarse cada seis meses o antes si es necesario; esta es una de las limitaciones del sistema de planificación Theraplan Plus, él considera una sola base de datos tanto para teleterapia como braquiterapia.
5. Usar toda la herramienta de la que dispone el sistema de planificación, para facilitar el análisis de los resultados y optimizar el cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva y su representación gráfica con líneas de isodosis.

6. Actualizar la especificación de las fuentes usadas en braquiterapia, de miligramos de radio equivalente a tasa de kerma en aire de referencia. Deben usarse las nuevas magnitudes, que evitan el uso de tantas constantes. Esto ya se ha efectuado, quedando pendiente la aprobación del jefe de física médica como por parte del jefe del Departamento de Radioterapia.

7. Al comprar nuevas fuentes radiactivas, revisar si es necesario agregar pruebas al sistema de planificación para garantizar su calidad. Es preferible que las fuentes vengan calibradas en tasa de kerma en aire de referencia y se acompañen datos de las características físicas de las fuentes, que permitan emplear el método de la Asociación Americana de Físicos Médicos TG-43.

BIBLIOGRAFÍA

1. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. "Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM radiation therapy committee task group-40". *Medical physics*. 1994, vol 21, núm. 8, p. 581-618.
2. _____. "Remote afterloading technology". *Medical physics*. 1993, núm 41, 107 p.
3. _____. "Specification of brachytherapy source strength". *Medical physics*. 1987, núm. 21, 98 p.
4. ATTIX, Frank. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Wisconsin: WILEY-BCH Verlag GmbH, 2004. 633 p
5. BALTAS, Dimos; SAKELLION, L.; ZAMBOGLOU, N. *The physics of modern brachytherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 670 p.
6. CUNNINGHAM, Robert; JOHNS, H.; KASE, K. *The physics of radiology*. 4a ed. Illinois: Charles C. Thomas Publisher, 1983. 785 p.
7. DUTREIX, Andrée. *Brachytherapy training course*. México: UNAM, 1993. 30 p.

8. FRANCOIS, Juan. *Introducción al análisis de reactores nucleares: análisis de reactores nucleares*. México: UNAM, Facultad de Ingeniería, 2005. 9 p.
9. HANSON, W.F. "Brachytherapy source strength: quantities, units, and standards. Brachytherapy physics". *Medical Physics Publishing*. 1995, p. 71-85.
10. HENDEE, William; IBOOTT, G. *Radiation therapy physics*. 3a ed. Chicago USA: Year book Medical Publishers, 2005. 450 p.
11. HOROWITZ, Y. "Photon general cavity theory". *Radiation protection*. 1984, vol 9, núm. 1, p. 5-18.
12. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. "Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad". *Documentos técnicos*. 2000, núm. 1151, 135 p.
13. _____. "Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 1274, 60 p.
14. _____. "Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 430, 281 p.
15. _____. "Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos". *Documentos técnicos*. 2005, núm. 398, 261 p.

16. _____. “Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación”. *Documentos técnicos*. 1996, núm. 115, 86 p.
17. INTERNATIONAL BUREAU OF WEIGHTS AND MEASURES. *The international system of units (SI)*. 8a ed. París: IBPM, 2006. 180 p.
18. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. “Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1985, núm. 38, 130 p.
19. _____. “Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 2004, núm. 72, 175 p.
20. _____. “Fundamental quantities and units for ionizing radiation”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1998, núm. 60, 19 p.
21. INTER-SOCIETY COUNCIL FOR RADIATION ONCOLOGY (ISRO) *Radiation oncology in integrated cancer management*. Chicago USA: Inter-Society Council for Radiation Oncology, 1991. 49 p.
22. KAPLAN, Irving. *Nuclear physics*. 2a ed. Madrid: Aguilar, 1962. 460 p.
23. KHAN, Faiz M. *The physics of radiation therapy*. 4a ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 2010. 738 p.

24. LIZHOUNG, Liu. "Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 447-483.
25. LOEVINGER, R. "The role of standards laboratory in brachytherapy. National Bureau of Standards (USA)", *Proceedings of recent advances in brachtherapy physics*. 1981, vol 1, núm. PB-83-134221, p. 22-31.
26. MAYLES, Philip; NAHUM, Alan; ROSENWALD, Jean-Claude. *Handbook of radiotherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 1412 p.
27. MIJNHEER, Ben; BATTERMANN, J.; WAMBERSIE, A. *Quality assurance of treatment planning systems practical examples for Non-IMRT photon beams*. Bélgica: ESTRO, 2004. 93 p.
28. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS "Protection against radiation from brachytherapy sources". *National Council on Radiation Protection and Measurements*. 1972, núm. 40, 140 p.
29. PODGORSAK, Ervin. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA, 2005. 696 p.
30. RAVINDER, Nath, et al. "Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.

- 56". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1997, vol 24, núm. 10, p. 1557-1598.
31. _____. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recomendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1994, vol 22, núm. 2, p. 209-234.
 32. RIVARD, Mark, et al. "Update of AAPM Task Group No. 43 report: a revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 633-674.
 33. TAUHATA, Luiz, et al. *Radioprotecao e dosimetria*. 4a ed. Brasil: Instituto de radioprotección e dosimetría-CNEN, 2002. 170 p.
 34. THERATRONICS INTERNATIONAL. *Theraplan plus, technical reference manual*. Ontario, Canada: Theratronics International, 2001. 370 p.
 35. WILLIAMSON, Jeffrey. *Brachytherapy physics*. United States: Medical Physics Publishing, 1995. 709 p.
 36. WYCKOFF, Allisy, et al. "The new special names of SI units in the field of ionizing radiations". *National Center for Biotechnology Information, Radiology*. 1976, vol 118, núm. 1, 233 p.
 37. ZHANG, Pengpeng, et al. "AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube source". American Association of

Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 4, 759
p.

ANEXOS

Anexo 1. **Formulario para control de calidad del tratamiento**

Formulario para el control de calidad del tratamiento de Braquiterapia	
Paciente: _____	No. Registro: _____
Fecha de la aplicación: _____	Fecha de registro: _____
ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
1) Preparación del implante	
<input type="checkbox"/> a) Aplicación programada	
<input type="checkbox"/> b) Sala y cama asignada	
<input type="checkbox"/> c) Fuentes solicitadas	
<input type="checkbox"/> d) Integridad del aplicador verificada	
2) Patología	
<input type="checkbox"/> a) Hospital	
<input type="checkbox"/> b) Código de patología	
<input type="checkbox"/> c) Diagnóstico	
3) Inserción del aplicador	
<input type="checkbox"/> a) Identidad del aplicador verificada	
<input type="checkbox"/> b) Geometría del implante/aplicador registrada	
<input type="checkbox"/> c) Placas de verificación revisadas	
<input type="checkbox"/> d) Número e intensidad de las fuentes registrada	
<input type="checkbox"/> e) Prescripción fechada y firmada por el oncologo radio terapeuta	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 116.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
4) <u>Carga del implante</u>	
[] a) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] b) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] c) Implante cargado	
[] d) Fuentes empleadas registradas en inventario	
[] e) Cálculos de prescripción y tratamiento revisados por el físico el mismo día de cargado el implante	
5) <u>Para implantes por carga remota automática</u>	
[] a) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] b) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] c) Control de calidad diario realizado a la unidad de tratamiento	
[] d) Auto-radiografía revisada por el físico y el médico el mismo día del implante	
6) <u>Ejecución del implante</u>	
[] a) Orientaciones escritas a las enfermeras	
[] b) Sala/cuarto de tratamiento identificado	
[] c) Monitoreo radiológico completado	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 117.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA*	COMENTARIOS
<input type="checkbox"/> d) Prescripción completada	
<input type="checkbox"/> e) Fecha/hora de retiro de las fuentes registrado	
<input type="checkbox"/> f) Médico responsable del implante informado de fecha/hora del retiro de fuentes	
<input type="checkbox"/> g) Responsable de verificar el retiro del implante	
7) <u>Planificación del tratamiento</u>	
<input type="checkbox"/> a) Plan revisado por el médico antes de completar el tratamiento	
<input type="checkbox"/> b) Plan revisado por el físico antes de completar el tratamiento	
<input type="checkbox"/> c) Administración del implante registrado en la hoja de tratamiento	
8) <u>Retiro del implante</u>	
<input type="checkbox"/> a) Número de fuentes verificadas por el médico	
i) En la sala/cuarto del paciente	
ii) En el cuarto/local de fuentes	
<input type="checkbox"/> b) Monitoreo radiológico de la sala/cuarto del paciente	
<input type="checkbox"/> c) Fuentes retiradas inventariadas	
<input type="checkbox"/> d) Formulario del monitoreo radiológico relleno	
9) <u>Registro y control del implante</u>	
<input type="checkbox"/> a) Salida impresa de la unidad de carga remota automática auditada	
<input type="checkbox"/> b) Placas de localización auditadas y archivadas	
<input type="checkbox"/> c) Registro resumen de dosis impartidas relleno y firmado por el médico y el físico.	
*Marcar con un <input checked="" type="checkbox"/> cuando la acción correspondiente esté ejecutada	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 118.

Anexo 2. Formulario para verificación de intensidad de fuentes

Formulario para la verificación de la intensidad de fuentes de braquiterapia con cámara de ionización de pozo.
Fecha de verificación: _____ Realizado por: _____
Descripción de la fuente(s): Radionucleido: _____ Tipo: _____ No. Serie: _____ Intensidad (por certificado del fabricante) $S_{K,cert} =$ _____ Número de certificado: _____ Fecha del certificado: _____
Cámara de ionización: Modelo/Serie: _____ / _____ Electrómetro: Modelo/Serie: _____ / _____
Factor de calibración: $N_{SK} =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2\text{A}^{-1}$, dado a $P_0 =$ _____ kPa, $T_0 =$ _____ °C
Corrección de la lectura del electrómetro: a) Corrección por densidad de aire: Temperatura $T =$ _____ °C y presión $P =$ _____ kPa al momento de la medición. $P_{TP} = (P_0/P)[(273,15 + T)/(273,15 + T_0)] =$ _____ Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $M_0 =$ _____ C/min(Q_{HV}) Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $Q_{HV/2} =$ _____ C/min b) Corrección por recombinaciones: $p_{ion} = (4/3) - (Q_{HV/2}/3Q_{HV}) =$ _____ c) Corrección por escala del electrómetro: $p_E =$ _____
Intensidad de kerma en aire medida: $S_K = M_0 N_{SK} P_{TP} p_{ion} p_E = S_K =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2$
Discrepancia $\Delta = (S_K - S_{K,cert}^*) \times 100 / S_{K,cert}^* =$ _____ % $S_{K,cert}^*$: valor corregido para la fecha de verificación

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 112.

Anexo 3. La función de anisotropía promedio para las fuentes intracavitarias de ¹³⁷Cs: Amersham, 3M y RTR pre-1982

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	0	2	4	6	8	10	12	14	16	18
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,50	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,75	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,985	0,986
1,00	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,946	0,953	0,958	0,965
1,25	0,901	0,901	0,901	0,892	0,879	0,894	0,915	0,931	0,944	0,953
1,50	0,897	0,897	0,896	0,885	0,874	0,887	0,906	0,922	0,936	0,946
2,00	0,893	0,893	0,891	0,876	0,869	0,883	0,900	0,915	0,928	0,939
2,50	0,891	0,891	0,888	0,870	0,867	0,882	0,898	0,913	0,925	0,937
3,00	0,889	0,889	0,886	0,866	0,866	0,881	0,897	0,912	0,924	0,935
3,50	0,889	0,889	0,884	0,864	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
4,00	0,888	0,888	0,883	0,862	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
5,00	0,888	0,888	0,883	0,861	0,866	0,882	0,898	0,912	0,924	0,934
7,00	0,890	0,890	0,883	0,861	0,868	0,884	0,900	0,913	0,925	0,935
10,00	0,895	0,895	0,887	0,866	0,874	0,889	0,904	0,917	0,928	0,937

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	20	25	30	35	40	50	60	70	80	90
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,998	0,999	1,000	1,000	1,000
0,50	0,000	0,996	0,995	0,996	0,997	0,998	0,999	0,999	1,000	1,000
0,75	0,986	0,989	0,992	0,994	0,995	0,997	0,998	0,999	1,000	1,000
1,00	0,970	0,980	0,985	0,989	0,992	0,996	0,998	0,999	1,000	1,000
1,25	0,960	0,973	0,981	0,986	0,990	0,995	0,997	0,999	1,000	1,000
1,50	0,954	0,969	0,977	0,984	0,988	0,994	0,997	0,999	1,000	1,000
2,00	0,948	0,964	0,974	0,981	0,986	0,993	0,996	0,998	1,000	1,000
2,50	0,946	0,962	0,973	0,980	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,00	0,944	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,50	0,943	0,960	0,971	0,979	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
4,00	0,943	0,960	0,971	0,978	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
5,00	0,943	0,959	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
7,00	0,944	0,960	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
10,0	0,945	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ¹³⁷Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 480.



Universidad de San Carlos de Guatemala
Facultad de Ingeniería
Escuela de Ciencias

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

Marcos Calixto Catú Sajcabún
Asesorado por el Lic. Franky Reyes

Guatemala, septiembre de 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A LA JUNTA DIRECTIVA DE LA
FACULTAD DE INGENIERÍA

POR

MARCOS CALIXTO CATÚ SAJCABÚN
ASESORADO POR EL LIC. FRANKY REYES

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE

LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

GUATEMALA, SEPTIEMBRE DE 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
FACULTAD DE INGENIERÍA



NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
VOCAL I	Ing. Alfredo Enrique Beber Aceituno
VOCAL II	Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco
VOCAL III	Ing. Miguel Ángel Dávila Calderón
VOCAL IV	Br. Juan Carlos Molina Jiménez
VOCAL V	Br. Mario Maldonado Muralles
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
EXAMINADOR	Lic. Ricardo Enrique Contreras Folgar
EXAMINADOR	Ing. José Rodolfo Samayoa Dardón
EXAMINADOR	Ing. Otto Miguel Hurtarte Hernández
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

En cumplimiento con los preceptos que establece la ley de la Universidad de San Carlos de Guatemala, presento a su consideración mi trabajo de graduación titulado:

IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA

Tema que me fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Ciencias, con fecha 26 de febrero de 2010.

Marcos Calixto Catú Sajcabún

ACTO QUE DEDICO A:

Mi hija

Por ser en todo momento la fuente
de mi inspiración.

AGRADECIMIENTOS A:

Mis padres

Por apoyarme siempre en todos los
ámbitos de mi vida.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	VII
LISTA DE SÍMBOLOS	XI
GLOSARIO	XIII
RESUMEN.....	XVII
OBJETIVOS.....	XIX
INTRODUCCIÓN.....	XXI
1. ASPECTOS TEÓRICOS	1
1.1. Radiación.....	1
1.1.1. Radiación ionizante	1
1.1.2. Tipos de radiación ionizante	2
1.2. Radiometría	2
1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia	2
1.3.1. Actividad	3
1.3.2. Tasa de exposición de referencia	4
1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia.....	5
1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia	6
1.4.1. Radio (Ra)-226	7
1.4.2. Cesio-137	7
1.4.3. Cobalto-60	9
1.4.4. Iridio 192.....	10
1.4.5. Oro 198.....	12
1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia.....	13

1.4.7.	Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia	14
2.	LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA	15
2.1.	Dosimetría	15
2.2.	Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia	15
2.2.1.	Técnicas de braquiterapia intersticial	16
2.2.2.	Técnicas de braquiterapia intracavitaria	16
2.3.	Modelos de cálculos de dosis.....	16
2.4.	Formalismo de dosimetría según el TG-43	17
2.4.1.	Concepto básico.....	17
2.4.2.	Geometría de la fuente.....	18
2.4.3.	Datos de referencia	19
2.4.4.	Formalismo TG-43	20
2.4.5.	Formulación 2D del TG-43	20
2.4.6.	Aproximación 1D del TG-43	21
2.4.7.	Constante de razón de dosis.....	22
2.4.8.	Factor geométrico	23
2.4.9.	Función radial de dosis.....	25
2.4.10.	Función de anisotropía.....	26
2.4.11.	Intensidad de kerma aire	26
2.5.	Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota	27
2.5.1.	Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron	27
2.5.2.	Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed	29
2.5.3.	Fuentes Bebig	30
2.6.	Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN	32
2.6.1.	Reconstrucción del implante de braquiterapia.....	33
2.6.2.	Posicionamiento automático.....	34

2.6.3.	Remover fuentes puntuales duplicadas	34
2.6.4.	Cálculo de dosis para fuentes puntuales	34
2.6.5.	Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43).....	35
2.6.6.	Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido	35
2.6.7.	Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual.....	36
2.6.8.	Cálculo de la razón de dosis de la fuente	36
2.6.9.	Cálculo de dosis para fuentes lineales	37
2.6.10.	Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal.....	38
2.6.11.	Cálculo de dosis absoluta.....	39
2.6.12.	Factor de tiempo del implante.....	39
2.6.13.	Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes.....	40
3.	GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA.....	41
3.1.	Elementos del programa de garantía de calidad	42
3.1.1.	Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento.....	46
3.1.2.	Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento	46
3.1.3.	Algoritmos de cálculos de dosis.....	47
3.1.4.	Verificación de los cálculos de dosis en el paciente	48
3.1.5.	Localización de las fuentes.....	49
3.1.6.	Requerimientos de exactitud en braquiterapia.....	49

3.2.	Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia	50
4.	IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN.....	51
4.1.	Pruebas y controles a realizarse	52
4.1.1.	Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento	52
4.1.2.	Prueba 2: Digitalizador	52
4.1.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...53	
4.1.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.	53
4.1.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	54
4.1.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo.....	56
4.1.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	56
4.1.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia	58
4.2.	Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS.....	59
4.2.1.	Frecuencia de los controles.....	59
4.2.2.	Bitácoras	60
4.2.3.	Controles rutinarios	61
4.3.	Resultados de las pruebas realizadas al TPS	62
4.3.1.	Prueba 1: Unidad central de procesamiento	62
4.3.2.	Prueba 2: Digitalizador	63
4.3.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...63	

4.3.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.....	64
4.3.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	65
4.3.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo	67
4.3.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	68
4.3.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia.....	69
5.	INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN	75
5.1.	Datos utilizados	75
5.2.	Resultados.....	79
5.3.	Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43.....	81
5.3.1.	Procedimiento del cálculo independiente	83
5.4.	Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo	88
	CONCLUSIONES	91
	RECOMENDACIONES.....	93
	BIBLIOGRAFÍA	95
	ANEXOS.....	101

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

FIGURAS

1.	Esquema de decaimiento del cesio 137	8
2.	Esquema de decaimiento del cobalto 60.....	10
3.	Esquema principal de decaimiento del iridio 192	11
4.	Esquema de decaimiento del oro 198	12
5.	Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal	19
6.	Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío.....	23
7.	Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal.....	24
8.	Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192	28
9.	Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)	28
10.	de la fuente GammaMed de Ir-192.....	29
11.	Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig	30
12.	(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curietron	31
13.	Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés	33
14.	Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia	43
15.	Elementos contenidos en el formulario de control de calidad.....	61
16.	Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire	79

17.	Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia.....	83
-----	---	----

TABLAS

I.	Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia.....	6
II.	Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias	22
III.	Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron.....	32
IV.	Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40).....	45
V.	Pruebas para el control de calidad	51
VI.	Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1	70
VII.	Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente.....	71
VIII.	Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes	72
IX.	Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43	76
X.	Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ¹³⁷ Cs: 3M, Amersham, RTR (pre-1982).....	78
XI.	Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio.....	81
XII.	Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante....	84
XIII.	Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2	84

XIV.	Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43.....	87
XV.	Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo	88

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado
HVL	Capa hemirreductora
λ	Constante de decaimiento
Γ	Constante de razón de dosis
ρ	Densidad
D	Dosis absorbida
Kerma (K)	Energía cinética impartida en el medio
Cema (C)	Energía convertida por unidad de masa
X	Exposición
N_K	Factor de calibración de kerma en aire de la cámara de ionización
N_{elec}	Factor de calibración del electrómetro
k_{air}	Factor de corrección por atenuación por aire
k_n	Factor de corrección por no uniformidad
k_{scatt}	Factor de corrección por radiación dispersada
k_{TP}	Factor de corrección por temperatura y presión
MF	Factor de magnificación
γ	Fotón gamma
F(r,θ)	Función de anisotropía para fuente lineal
Φ_{an}	Función de anisotropía para fuente puntual
g(r)	Función de dosis radial
f_{cm}	Función de energía de rayos gamma
G(r,θ)	Función de geometría
GC	Garantía de calidad

K_r	Kerma en aire de referencia
α	Partícula alfa
β	Partícula beta
T	Período de semidesintegración
τ	Vida media

GLOSARIO

AAPM	Asociación Americana de Físicos en Medicina.
Algoritmo	Conjunto prescrito de instrucciones o reglas bien definidas, ordenadas y finitas que permite realizar una actividad o hallar la solución a un problema mediante pasos sucesivos.
Cuaderno de bitácora	Registro escrito de las acciones que se llevan a cabo en cierto trabajo o tarea.
Calibración	Procedimiento de comparación entre lo que indica un instrumento y lo que debería indicar de acuerdo a un patrón de referencia con valor conocido.
Cámara de ionización	Es esencialmente un capacitor en el cual la corriente de fuga es inducida a través de la acción del haz de radiación.
Cema	Es la energía convertida por unidad de masa, aplicable a radiación directamente ionizante.
DFC	Término que hace referencia a la distancia entre la fuente y la cámara.
Estocástica	Cantidad cuyo valor ocurre aleatoriamente y varía en forma discontinua en el espacio y tiempo. En

principio puede medirse con un error arbitrariamente pequeño.

Dosimetría	Es el cálculo de la dosis de radiación que recibirá el paciente (más o menos detallada por órganos o regiones) con un tratamiento determinado.
Dosis absorbida	Cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un material irradiado.
Electrómetro	Dispositivo de medición de corriente de carga inducida. Es muy sensible, se usa en conjunto con una cámara de ionización.
Exposición	Es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en aire de masa dm quedan completamente frenados en el aire.
Fluencia	Hace referencia a un flujo de partículas o de energía en un área determinada.
Garantía de calidad	Se refiere a las acciones planificadas y sistematizadas que garantizan que una estructura, o componente se comporte satisfactoriamente.
HDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una alta tasa de dosis de radiación.
Implante de braquiterapia	Consiste en colocar fuentes de radiación en un tumor o lugar de tratamiento con el fin de eliminar el tumor.

Kerma	Energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa, incluyendo la energía por pérdida radiactiva y excluyendo la energía que pasa de una partícula cargada a otra.
LDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una baja tasa de dosis de radiación.
LSCD	Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica.
MgRaeq	Miligramos de radio equivalente, es aquella masa de radio 226 filtrada por 0.5 mm de platino que produce la misma tasa de kerma en aire que la fuente en cuestión.
No estocástica	Cantidad cuyo valor, en principio puede predecirse por cálculos y varía de forma continua en el espacio y tiempo.
OIEA, IAEA	Organismo Internacional de Energía Atómica.
OMS	Organización Mundial de la Salud.
PMMA	Polimetilmetacrilato, material utilizado para simular las propiedades del cuerpo humano, al utilizar radiaciones.
Radiometría	Se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética.

Radionúclido	Es un átomo con un núcleo inestable, caracterizado por exceso de energía disponible.
SCF	Hace referencia a un sistema de coordenadas fijo.
SCP	Hace referencia al sistema de coordenadas del paciente.
SFD	Hace referencia a la distancia desde la fuente radiactiva hasta la película radiográfica.
TECDOC	Documento Técnico.
TPS	Sistema de planificación de tratamientos computarizado usado en radioterapia.
TRS	Hace referencia a una serie de reportes técnicos, emitido por el OIEA.

RESUMEN

La radioterapia es de gran importancia en su aplicación para el tratamiento del cáncer; y para garantizar la óptima aplicación de sus protocolos y procedimientos, se auxilia de un programa de garantía de calidad basado en protocolos y normas de carácter mundial.

En este trabajo se hace una revisión de los principios de la radiación, su dosimetría y su aplicación en la braquiterapia, así como de un programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle" describiendo y aplicando diferentes pruebas para garantizar la calidad de la planificación de un tratamiento de braquiterapia, asegurando el correcto funcionamiento del sistema de planificación utilizado para este fin.

El trabajo está estructurado en cinco capítulos: el primer capítulo trata los aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, incluyendo la especificación de las fuentes y las fuentes usadas en braquiterapia. El segundo capítulo, describe la dosimetría de las fuentes de braquiterapia y las rutinas utilizadas en el sistema de planificación de tratamiento. El capítulo tres, estudia los elementos de un programa de garantía de calidad que se implementan en el capítulo cuatro, por medio de ocho pruebas de garantía de calidad realizadas al sistema de planificación de braquiterapia del Instituto Nacional de Cancerología (INCAN).

En el capítulo cinco se introduce de forma novedosa un método moderno de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia, sugerida por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, llamado formalismo TG-43.

OBJETIVOS

General

Implementar un programa de garantía de calidad al sistema de planificación de tratamiento de braquiterapia, en el Instituto de Cancerología y Hospital “Dr. Bernardo del Valle”.

Específicos

1. Implementar y realizar correctamente las pruebas necesarias que garanticen el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia del sistema de planificación.
2. Describir y realizar correctamente las rutinas en la planificación de un implante de braquiterapia usando el sistema de planificación.
3. Implementar la especificación de fuentes recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, el formalismo TG-43, para actualizar las unidades de medida utilizadas en braquiterapia.
4. Minimizar la probabilidad de que ocurra un accidente radiológico debido a errores en el sistema de planificación.
5. Conocer las características físicas de la radiación y las fuentes de radiación utilizada en braquiterapia.

INTRODUCCIÓN

El cáncer es una enfermedad que cada día agobia más a la población y es una de las principales causas de muerte en todo el mundo, la Organización Mundial de la Salud calcula que, 84 millones de personas morirán de cáncer entre 2005 y 2015.

El objetivo principal al tratar el cáncer es destruir las células cancerosas sin exceder el nivel de tolerancia de las células sanas circundantes, los nuevos equipos de tratamiento que se producen en radioterapia, tienen como finalidad alcanzar ese objetivo de manera simple y eficaz.

El cáncer de cérvix es el tipo de cáncer más común en el sexo femenino en Guatemala, en las últimas estadísticas del Instituto de Cancerología, se observa que en un año, se atendieron 783 casos de cáncer de cérvix. El tratamiento de esta patología se hace con radioterapia externa, con braquiterapia o una combinación de ambos métodos, y para su tratamiento, tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora.

Los sistemas de planificación de tratamiento computarizado contienen módulos de software para diferentes formas de tratar el cáncer, estos pueden ser; radioterapia de intensidad modulada (IMRT), radioterapia conformada (CRT), radioterapia guiada con imagen (IGRT), simulación virtual, braquiterapia, etc. En todos los módulos, es necesario comprobar periódicamente su correcto funcionamiento para mejorar la exactitud en la administración de la dosis de

radiación, y evitar errores que puedan producir un accidente radiológico. El propósito de este trabajo es implementar un método para garantizar el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia en el INCAN.

Tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, cuando esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora, debe comprobarse periódicamente su correcto funcionamiento para evitar errores que puedan conllevar a un accidente radiológico.

La garantía de calidad del funcionamiento de los sistemas de tratamiento computarizado a tomado relevancia debido a accidentes que se han reportado debido al descuido en el uso de esta herramienta: en el 2000 en Panamá, se introdujo incorrectamente los datos de bloqueos del haz de radiación en el TPS; en 1982, en un hospital de Inglaterra, se suministró dosis menores a las necesarias para el tratamiento cuando se introdujo el uso del TPS en vez del cálculo manual; en 1987 al sustituirse una fuente de cobalto 60 en un hospital de Maryland, Estados Unidos, el físico encargado no actualizó correctamente los datos en el TPS. La garantía de calidad de este sistema, permite asegurar que las dosis calculadas en puntos de interés son correctas.

El presente trabajo consta de cinco capítulos, el primero trata de aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, haciendo énfasis en las características físicas de las fuentes de radiación utilizadas en braquiterapia.

En el capítulo dos se estudia la dosimetría de las fuentes de radiación en braquiterapia, tomando como base el formalismo de cálculo de dosis TG-43, considerado el modelo más completo disponible actualmente. También se

describen las rutinas que realiza el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus en la planificación de un implante de braquiterapia.

En el tercer capítulo se describen los elementos de un programa de garantía de calidad en braquiterapia, específicamente del sistema de planificación de tratamientos de braquiterapia.

El capítulo cuatro, trata sobre el programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle"; este programa se hizo implementando ocho pruebas que verifican la exactitud de los cálculos del sistema y que esta exactitud se mantenga en el tiempo, estas pruebas deben realizarse en intervalos de tiempo específicos.

Finalmente, en el capítulo 5, se introdujo el formalismo de cálculo de dosis TG-43 para su implementación en el hospital y se calculó detalladamente la dosis en puntos de interés en un paciente real. En los anexos se incluyen dos formularios, uno para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia y otro para la verificación de la intensidad de las fuentes de braquiterapia, también se incluye una tabla de factores de anisotropía para las fuentes de cesio 137 utilizadas en el INCAN.

1. ASPECTOS TEÓRICOS

En este primer capítulo, se introducen varios conceptos necesarios para los próximos capítulos de este trabajo. Se hace énfasis en las especificaciones de las fuentes de radiación en braquiterapia y sus esquemas de decaimiento.

1.1. Radiación

Se aplica el término radiación a la emisión y propagación de energía a través del espacio o por un medio material. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.1.1. Radiación ionizante

Es la radiación que puede ionizar la materia directa o indirectamente. La radiación que ioniza directamente (partículas cargadas) deposita su energía en el medio por medio de la interacción de Coulomb entre la partícula cargada directamente ionizante y los electrones orbitales de los átomos en el medio. La radiación que ioniza indirectamente (neutrones y fotones (rayos X y rayos γ)), deposita su energía en el medio por medio de dos procesos:

- En el primer proceso, una partícula cargada es liberada en el medio (los fotones liberan electrones o positrones, los neutrones liberan protones o iones pesados)
- En el segundo proceso, las partículas cargadas liberadas depositan su energía en el medio a través de interacciones de Coulomb con electrones

orbitales de los átomos en el medio. (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

1.1.2. Tipos de radiación ionizante

Las radiaciones ionizantes generalmente se caracterizan por su capacidad para excitar e ionizar átomos de la materia con la que interacciona. Entre los tipos de radiación ionizantes están: rayos gamma, rayos X, electrones, neutrones y partículas cargadas pesadas.

1.2. Radiometría

La radiometría se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética. Las mediciones sobre la radiación o investigaciones de los efectos de la radiación requieren de varias especificaciones del campo de radiación en puntos de interés.

Varias cantidades y unidades han sido definidas para describir los haces de radiación, las siguientes cantidades son usadas para describir un haz de radiación mono energético ionizante: fluencia de partículas, fluencia de energía, tasa de fluencia de partículas y tasa de fluencia de energía.

1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia

Numerosas recomendaciones internacionales indican la conveniencia de especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia en unidades de tasa de kerma en aire; tanto en los certificados de los laboratorios de calibración, como en los sistemas de planificación y en la prescripción y documentación de los tratamientos, aunque en la práctica clínica se prefiere usar Grays.

La intensidad de kerma en aire, está definida como el producto de la tasa de Kerma aire en aire $K_{(air)air}$ y el cuadrado de la distancia entre el punto de calibración y el centro de la fuente en el eje bisector de la misma. (IAEA. Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia. 2004). Se simboliza como S_K y sus unidades son: $[S_K]=\mu Gy\cdot m^2\cdot h^{-1}= cGy\cdot cm^2\cdot h^{-1}$.

La cantidad recomendada para la especificación de fuentes de rayos gamma es la tasa de referencia de kerma en aire, la cual para fuentes lineales tipo alambre o cadenas de semillas de ^{192}Ir se emplea la cantidad: intensidad lineal de kerma en aire, definida como la S_K por unidad de longitud de la fuente. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

1.3.1. Actividad

La actividad se define como el número de desintegraciones por unidad de tiempo de un isótopo radiactivo; dado que la desintegración no tiene unidades, la actividad es medida en s^{-1} . La unidad de la actividad es el Becquerel, $1(Bq)=s^{-1}$, aunque por muchos años (y se usa a veces en la actualidad) su unidad fue el Curio (Ci).

$$1 Ci = 3,70 \times 10^{10} Bq \quad (1.1)$$

De lo anterior, la magnitud de la fuente de cualquier radionúclido puede ser especificado en submúltiplos de Ci (en la práctica clínica se prefiere el mCi).

La tasa de exposición \dot{X} a cualquier punto particular es proporcional al producto de la actividad, su constante de razón de exposición e inversamente proporcional a d^2 . (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010):

$$\dot{X} = \Gamma \frac{A}{d^2} \quad (1.2)$$

donde A es la actividad y \dot{X} la constante de razón de exposición. Sin embargo, se puede introducir errores en este método debido a que se debe aplicar correcciones para la fuente y filtración de las paredes y que la constante de razón de exposición no se puede conocer exactamente. Cabe mencionar que, la exactitud de la constante de razón de exposición depende del conocimiento exacto de los datos espectroscópicos y los coeficientes de absorción relevante. (Faiz Khan The physics of radiation therapy. 2010).

1.3.2. Tasa de exposición de referencia

El Consejo Nacional sobre Protección Radiológica y Mediciones (NCRP) de Estados Unidos, recomienda que la magnitud de cualquier emisor \dot{X} deba ser especificada directamente en términos de razón de exposición en aire a una distancia específica tal como 1 metro.

Esta especificación puede llevarse a cabo simplemente midiendo la razón de exposición en aire libre a una distancia suficientemente grande que la fuente pueda ser tratada como puntual. Una gran distancia minimiza la dependencia de la calibración sobre la construcción de la fuente y el detector, esto debido a que ambos pueden ser tratados como puntuales. Además, el efecto de la transmisión oblicua de los rayos \dot{X} a través de la cápsula de la fuente se vuelve despreciable.

Loevinger (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981), recomienda la calibración de las fuentes de braquiterapia en términos de dosis absorbida en agua cerca de la fuente. Sin embargo, tal

calibración no está disponible comúnmente, por lo que el método de razón de exposición lejos de la fuente sigue siendo el método más apropiado.

La cantidad recomendada para la especificación de las fuentes gamma es la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$

1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia

La tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$, está definida por la Comisión Internacional en Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia de 1 metro, corregida para los efectos de atenuación y dispersión; tiene como unidades Gy/s aunque es más conveniente usar $\mu\text{Gy/h}$ para LDR y mGy/h para HDR.

La Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) recomienda especificar la emisión de fotones de una fuente en términos de la intensidad de kerma en aire (*air-kerma strength*) S_K . La relación entre $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$ y S_K está dada por:

$$S_K = (\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}} d_{\text{ref}}^2 \quad (1.3)$$

donde d_{ref} es la distancia de referencia para donde la tasa de kerma en aire es definida (1m). Claramente, la intensidad de kerma en aire y la tasa de kerma en aire son numéricamente iguales y se diferencian únicamente por sus unidades, de este modo, la denominada intensidad de kerma en aire viene dado por $1\text{U} = 1\mu\text{Gym}^2/\text{h} = 1\text{cGycm}^2/\text{h}$ recomendada por el TG 43. (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981).

Antiguamente se usaban las cantidades miligramo de radio equivalente y Actividad aparente para la especificación de las fuentes de braquiterapia, en el aún se usa la primera de éstas, y con este trabajo se sugiere su actualización.

1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia

A partir del descubrimiento del elemento radio, este fue el más utilizado en braquiterapia; sin embargo, los radioisótopos artificiales ofrecen ventajas especiales en algunas situaciones debido a: la energía de sus rayos γ , flexibilidad de las fuentes, tamaño de las fuentes y vida media.

Tabla I. **Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia**

radionucleido	Vida Media	Energía del fotón	Valor medio de la capa (mm de plomo)
²²⁶ Ra	1600 años	0,047-2,450 (0,83 avg)	8,0
²²² Rn	3,83 días	0,047-2,45 (0,83 avg)	8,0
⁶⁰ Co	5,26 años	1,17 1,33	11,0
¹³⁷ Cs	30 años	0,662	5,5
¹⁹² Ir	74,2 días	0,136-1,06	2,5
¹⁹⁸ Au	2,7 días	0,412	2,5
¹²⁵ I	60,2 días	0,028 avg	0,025

Fuente: Faiz, Khan. The physics of Radiation Therapy. p. 355.

La tabla I, muestra las fuentes usadas comúnmente en braquiterapia así como sus propiedades físicas relevantes.

A continuación se describen las características de los isótopos radiactivos de mayor importancia en braquiterapia: radio (Ra), cesio 137 (Cs-137), cobalto 60 (Co-60), iridio 192 (Ir-192) y oro 198 (Au-198).

1.4.1. Radio (Ra)-226

Es el sexto miembro de la serie del uranio, la cual empieza con $^{238}_{92}\text{U}$ y finaliza con el isótopo $^{286}_{82}\text{Pb}$. El radio se desintegra con una vida media de 1620 años para formar radón.



El núcleo de radón producido es un gas inerte que se desintegra en otro producto hijo. Como resultado del proceso de decaimiento a partir del radio hasta el plomo estable, se producen al menos 49 rayos γ con energías en el rango desde 0,184 a 2,45 MeV. La energía media de los rayos γ es 0,83 MeV. (Philip Mayles; Alan Nahum; Jean-Claude Rosenwald. Handbook of radiotherapy physics. 2007).

Una filtración de al menos 0,5 mm de platino que conforma la cápsula de la fuente, es suficiente para absorber todas las partículas α y la mayoría de las partículas β emitidos por el radio y sus productos hijos. Solo rayos γ son usados para terapia.

1.4.2. Cesio-137

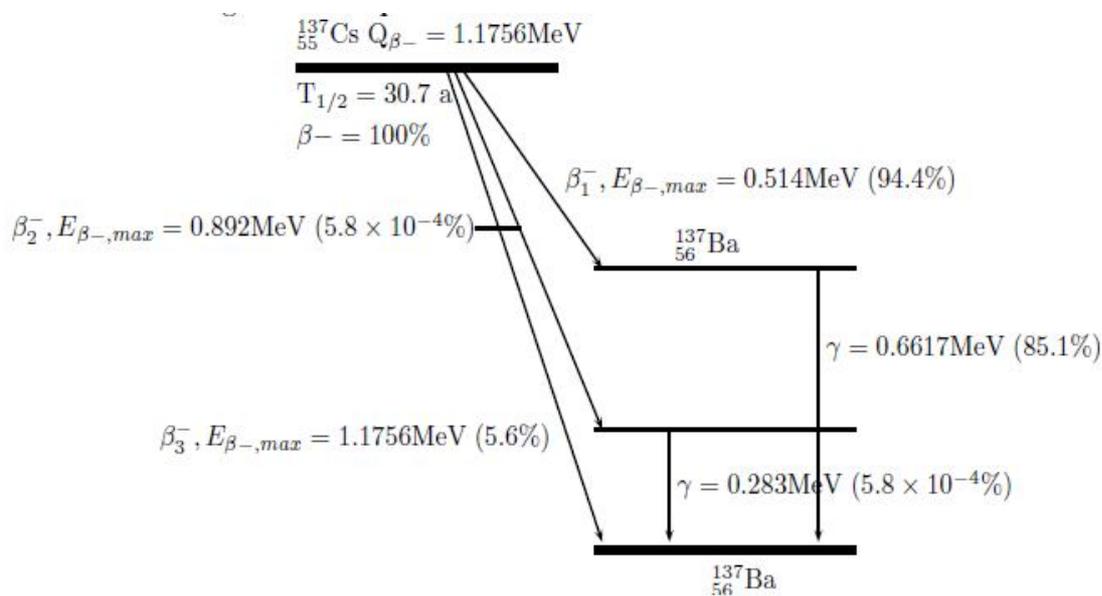
El cesio es un radioisótopo emisor de rayos γ el cual es usado como un sustituto del radio en braquiterapia intersticial e intracavitaria. Este se provee en forma de polvo insoluble o micro esferas de cerámica doblemente encapsuladas

en agujas de acero inoxidable y tubos. El cesio 137 es usado ampliamente para tratamientos de cáncer ginecológico y son implantados manualmente.

El cesio 137 emite rayos γ de energía 0,662 MeV, el esquema de decaimiento en la figura 1 muestra que el cesio 137 se transforma en Ba-137 por un proceso de decaimiento β^- pero el 93,5% de las desintegraciones son seguidas de rayos γ a partir del estado meta estable del Ba-137.

Las partículas β y los rayos x característicos de baja energía son absorbidos por el material de acero inoxidable, de esta forma, la fuente para uso clínico es un emisor de rayos γ puro.

Figura 1. Esquema de decaimiento del cesio 137



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 153.

La constante de razón de exposición Γ_{δ} para cesio 137 no filtrado es 3,26 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ comparando este valor con Γ_{δ} de radio filtrado que es 8,25 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ para 0,5 mm Pt, el factor de conversión es

$$\frac{8,25}{3,26} = 2.53 \text{mCi de Cs-137/mg de Ra-226} \quad (1.5)$$

sin embargo, a lo largo del eje transversal de fuentes clínicas, (cesio con 0,5 mm de acero y radio con 0,5 mm de filtración generalmente) el factor de conversión medio ha sido calculado como 2,55 para agujas de cesio y 2,59 para tubos de cesio 137. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.4.3. Cobalto-60

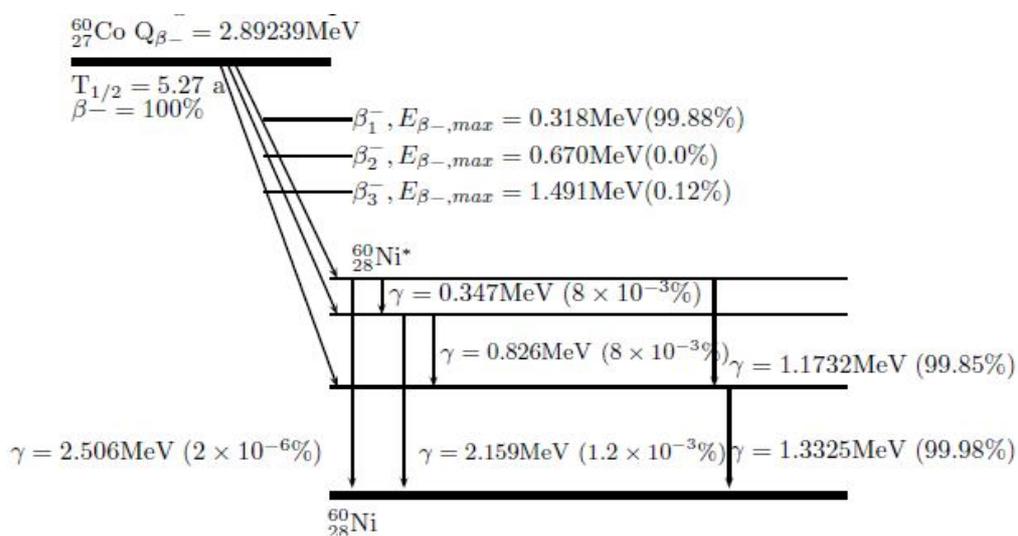
Debido a la alta actividad específica, el Co-60 es apropiado para la fabricación de fuentes pequeñas de alta actividad y se ha usado principalmente para sustituir al Ir-192 para braquiterapia ginecológica.

El Co-60 sufre decaimiento β^- al estado excitado de Ni-60 como se muestra en la figura 2. La des-excitación al estado estable del Ni-60 se ocurre principalmente por la emisión de rayos gamma que tienen dos líneas de energías dominantes de 1,1732 y 1,332 MeV, ambos con una intensidad absoluta de aproximadamente 100%. En promedio se emiten dos fotones por desintegración. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

Los principales rayos β^- tienen una energía máxima de 0,318 MeV, una energía media de 0,096 MeV y una intensidad absoluta de 99,88%. Los rayos beta de alta energía, tienen una energía máxima de 1,491 MeV y una energía media de 0,626 MeV con una probabilidad de emisión de 0,12%.

Debido a la relativamente baja energía de los electrones emitidos, su filtración puede alcanzarse fácilmente debido al mismo material del cobalto o con finas capas de encapsulado.

Figura 2. **Esquema de decaimiento del cobalto 60**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 150.

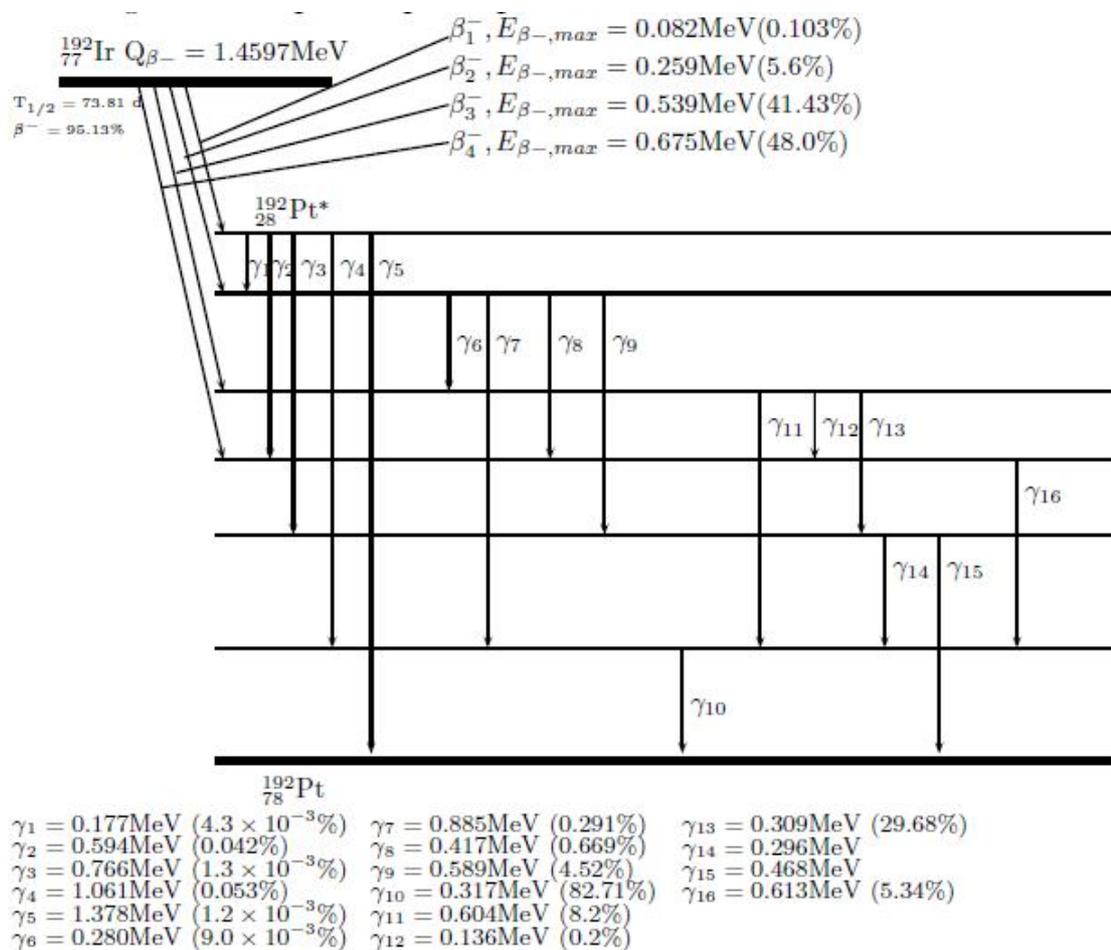
El Co-60 es más caro de producir que el Cs-137. Debido a que el Co-60 tiene una vida media de 5,27 años, tiene importantes ventajas en cuanto a costos comparado con fuentes de iridio 192, las cuales debido a su corta vida media, de 73,8 días, deben reemplazarse más a menudo. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010)

1.4.4. Iridio 192

Las fuentes de iridio son fabricadas en forma de delgados alambres flexibles y pueden ser cortadas a las longitudes deseadas, también se usan

comúnmente cintas de nylon que contienen semillas de iridio de 3 mm de longitud y 0,5 mm en diámetro con una separación de 1 cm entre sus centros. Ambas formas, de alambre y de cintas de semillas son muy adecuadas para la técnica de carga remota.

Figura 3. Esquema principal de decaimiento del iridio 192



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 158.

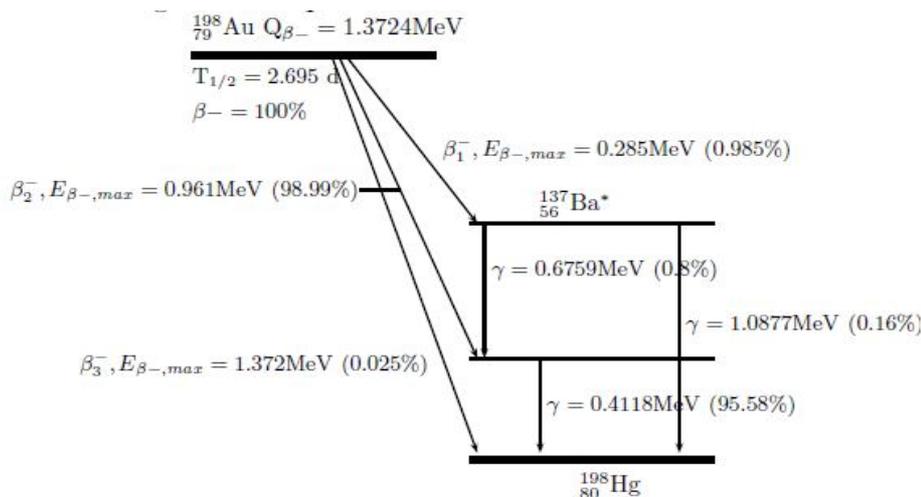
El iridio 192 tiene un espectro de rayos γ complicado con una energía media de 0,38 MeV; debido a esto, estas fuentes requieren menos blindaje para la protección del personal. La figura 3 muestra el esquema de decaimiento del iridio 192.

La desventaja del iridio es su corta vida media (74,2 días), no obstante su vida media es larga comparada con el tiempo de tratamiento promedio por lo que las fuentes pueden ser usadas para implantes no permanentes. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.5. Oro 198

Estas fuentes son en forma de semillas o granos que consisten en un isótopo radiactivo de oro (Au-198), el Au-198 es usado en implantes intersticiales y ha sido usado en implantes permanentes.

Figura 4. Esquema de decaimiento del oro 198



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 155.

El oro 198 tiene una vida media de 2,7 días y emite rayos γ monoenergéticos de 0,412 MeV de energía, también emite rayos β de una energía máxima de 0,96 MeV pero son absorbidos por una capa de platino de 0,1 mm que rodea las semillas. Una semilla de oro es generalmente de 2,5mm de longitud con un diámetro externo de 0,8mm.

Debido a la baja energía de sus rayos γ , la protección del personal es más fácil de manejar que en el caso del radón. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia

Fuentes de rayos beta son usadas principalmente en lugares donde la braquiterapia está más avanzada. Estas fuentes son:

- Estroncio 90 que decae en itrio 90, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides.
- Rutenio 106 que decae en rodio 106, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides y retinoblastomas.
- Itrio 90, fuentes de alambre son producidas para usarse en braquiterapia intravascular para prevenir la reestenosis.
- Fósforo 32, actualmente se producen fuentes de alambre de fósforo 32 para tratamiento intravascular para prevenir la reestenosis¹.

¹ Reparación de un estrechamiento u obstrucción de una arteria tras un procedimiento intervencionista

La ventaja de este tipo de fuentes es que la actividad está localizada muy cerca del objetivo, de esta forma se requiere menor actividad para alcanzar la razón de dosis deseada que con una fuente lineal.

1.4.7. Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia

Actualmente los dos radionúclidos que emiten fotones de baja energía (energía media <100 keV) son usados para braquiterapia intersticial y aplicadores superficiales: yodo 125 y paladio 103.

El uso de estos nucleídos y el número de nuevos diseños de fuentes en el mercado incrementa rápidamente. Todas estas fuentes son de forma cilíndrica, encapsuladas en titanio con un diámetro externo de 0,8 mm y longitud de 4,5 mm. Se han diseñado otros dos de prototipos fuentes de fotones de baja energía, iterbio-169 y samario-145 y en algunos casos se han usado para terapia. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004)..

Fuentes de paladio 103 son usadas principalmente en implantes permanentes (por ejemplo, tumores de próstata) como alternativa al yodo 125.

2. LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA

En la práctica de la braquiterapia, es importante considerar los siguientes aspectos: la dosimetría de la radiación, la técnica, el equipo y el personal que interviene y la correcta planificación del implante por medio de un planificador de tratamiento computarizado adecuado. Añadido a esto, la garantía de calidad del sistema de planificación.

2.1. Dosimetría

Dosimetría de la radiación (o simplemente dosimetría) trata de las mediciones de la dosis absorbida o razón de dosis que resulta de de la interacción de la radiación ionizante con la materia. Más ampliamente se refiere a la determinación de esas cantidades así como cualquier otra cantidad radiológicamente relevante tal como exposición, kerma, fluencia, dosis equivalente, energía impartida y otras.

A menudo se mide una cantidad (usualmente la dosis absorbida) y de ella deriva otras por cálculos basadas en relaciones definidas previamente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.2. Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia

Se pueden dividir en dos grupos atendiendo al tiempo de duración de la aplicación: (a) Implantes temporales, si la duración de la aplicación es finita, (b) Implantes permanentes, si la fuente radiactiva se aplica de manera permanente.

Por otra parte, se pueden clasificar atendiendo al modo de carga del material radiactivo en: (a) Implantes de carga inmediata, aquellos en los que el material radiactivo se coloca en el mismo acto de la realización del implante, (b) Implantes de carga diferida, aquellos en los que el material radiactivo no se coloca en el mismo acto del implante, sino después de ubicar al paciente en una sala dedicada a ese fin.

2.2.1. Técnicas de braquiterapia intersticial

Se aplica este término a aquellos implantes en los que el material radiactivo queda colocado en el interior del tejido, atravesando el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: técnica de hilos plásticos, técnica de agujas vectoras, técnica de agujas hipodérmicas, técnicas de horquillas vectoras.

2.2.2. Técnicas de braquiterapia intracavitaria

Este término se aplica a aquellos implantes en los cuales el material radiactivo queda colocado en el interior de cavidades naturales del organismo, en contacto con el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: aplicadores rígidos (tipo Fletcher), aplicadores flexibles (tipo Delouche), moldes vaginales (tipo Chassagne).

2.3. Modelos de cálculos de dosis

Un método muy antiguo aunque aún usado en muchos hospitales, es usar un sistema que utiliza tablas que dan la dosis impartida por miligramo de radio equivalente por hora (mgRaeq/h) como una función del volumen o área a tratar.

Actualmente se usan nuevos métodos como el TG-43, el uso de la integral de Sievert directamente o tablas de dosis pre calculadas.

El protocolo TG-43 es un modelo de cálculo de dosis modulada y es considerado el modelo más completo disponible actualmente, fue introducido en 1995 y actualizado en 2004 por la AAPM y permite calcular la distribución de dosis de manera bidimensional, alrededor de una fuente con simetría cilíndrica.

2.4. Formalismo de dosimetría según el TG-43

El formalismo del AAPM TG-43, puede considerarse como el formalismo más completo disponible actualmente, pues introduce e incorpora constantes de razón de dosis y varios parámetros dosimétricos que dependen del diseño específico de la fuente.

El formalismo TG-43, es un formalismo consistente, simple para implementar, y se basa en un pequeño número de parámetros que pueden obtenerse de cálculos de distribución de razón dosis alrededor de una fuente en un medio equivalente de agua, por medio de simulaciones hechas en Monte Carlo (MC) o por mediciones en ese medio. Esto incrementa la exactitud en los cálculos que se realizan en una clínica, los cuales se realizan siempre en agua y no en el espacio libre (aire).

2.4.1. Concepto básico

Los sistemas de planificación de tratamiento tradicionales, calculan la distribución de dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 por interpolación de tablas conteniendo la razón de dosis o por integrales de Sievert. Sin embargo, algunos sistemas de planificación recientes, tales como el

Varian BrachyVision, y el Theraplan plus 3.8 (de Nordion), han discontinuado el uso de tablas y han implementado el formalismo del protocolo TG-43 como el algoritmo de cálculo dosimétrico en braquiterapia.

En el formalismo de cálculo de dosis TG-43, protocolo dosimétrico recomendado por la AAPM, la razón de dosis de fuentes de braquiterapia es el producto de: la magnitud aire kerma, la constante de razón de dosis, el factor geométrico, la función de dosis radial y la función de anisotropía de la fuente de radiación para el cálculo de dosis.

Para calcular la dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 de una longitud física típica de 2 cm, varios investigadores han usado diversas técnicas como; integración numérica de distribución de dosis de fuentes puntuales, simulaciones con Monte Carlo, mediciones de dosis usando cámaras de iones, diodos y radiografías.

2.4.2. Geometría de la fuente

Todas las fuentes actualmente en uso en braquiterapia tienen una geometría cilíndrica y están construidas con un núcleo activo y un encapsulamiento, de forma que se puede asumir una geometría cilíndrica para la distribución de dosis con respecto al eje longitudinal.

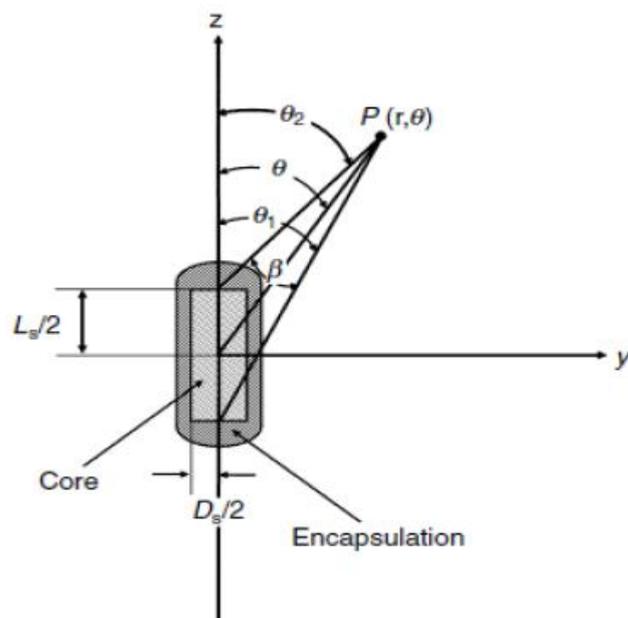
La precisión en los cálculos de dosis alrededor de las fuentes de braquiterapia está limitada por la precisión de los datos dosimétricos y los parámetros de las fuentes usadas, sin embargo, la precisión de tales cálculos depende también de las suposiciones y limitaciones del modelo o formalismo adoptado.

Para el caso de fuentes con geometría cilíndrica, el modelo incluye una anisotropía en la distribución de dosis alrededor de las fuentes, causada por la atenuación y absorción de la radiación por la fuente misma y por su encapsulamiento. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.3. Datos de referencia

Los puntos de referencia (r_0, θ_0) en este reporte se eligen de tal forma que estén en el bisector transverso de la fuente a una distancia de 1 cm desde su centro, es decir, $r_0=1\text{cm}$ y $\theta_0=\pi/2$, como se muestra en la figura 5:

Figura 5. **Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 303.

Esta elección del punto de referencia para el cálculo de dosis en un medio es consistente con la práctica tradicional de usar una distancia de 1 cm desde la fuente como un punto de referencia. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.4. Formalismo TG-43

Inicialmente este formalismo se desarrolló para fuentes de braquiterapia intersticial como I-125, Pd-103 y Ir-192. Sin embargo, este no es un problema para aplicarlo para otras fuentes para braquiterapia intracavitaria como Cs-137 muy usadas aún en implantes ginecológicos. En el formalismo TG-43 la razón de dosis en el punto (r, θ) se escribe como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (2.1)$$

donde S_k es la intensidad de kerma en aire (descrita en la sección 2.4.11); Λ es la constante de razón de dosis (descrita en la sección 2.4.7); $G(r, \theta)$ es el factor de geométrico (descrito en la sección 2.4.8); $g(r)$ es la función radial de dosis (descrita en la sección 2.4.9); y $F(r, \theta)$ es la función de anisotropía (descrita en la sección 2.4.10) y $G(1, \pi/2)$ es el factor geométrico a 1 cm a lo largo del eje transversal de la fuente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.4.5. Formulación 2D del TG-43

El TG-43 restringe sus consideraciones a fuentes cilíndricamente simétricas (vea figura 5) para tales fuentes, la distribución de dosis es bidimensional y puede describirse en términos de un sistema de coordenadas polares con su origen en el centro de la fuente donde r es la distancia al punto

de interés y θ es el ángulo con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.6. Aproximación 1D del TG-43

Algunos sistemas de planificación usan el modelo unidimensional isotrópico de una fuente puntual para calcular la distribución de dosis. En esta aproximación, la dosis depende solo de la distancia radial desde la fuente, la contribución de la razón de dosis en tejido debido a cada semilla puede aproximarse por el promedio de la distribución de la razón de dosis a una distancia específica r sobre el rango total de orientación posible, el cual se calcula sobre una esfera de radio r .

$$\dot{D}(r) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{4\pi} \dot{D}(r, \theta, \phi) d\Omega \quad (2.2)$$

donde $d\Omega = \sin \theta d\theta d\phi$ es el ángulo sólido.

Debido a la simetría cilíndrica de la distribución de dosis para todas las fuentes tratadas por el protocolo TG-43, se tiene que (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994):

$$\dot{D}(r) = \frac{S_K \Lambda}{r^2} g(r) \phi_{an}(r) \quad (2.3)$$

donde $\phi_{an}(r)$ es el factor de anisotropía; el factor de anisotropía es la proporción de la razón de dosis a una distancia r , promediada con respecto a un ángulo sólido.

2.4.7. Constante de razón de dosis

La constante de razón de dosis Λ , tanto para la formulación 2D del TG-43 como para la aproximación 1D del TG-43, se define como la razón de dosis en agua a una distancia de 1 cm sobre el eje transversal por unidad de magnitud kerma en aire de la fuente en agua:

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_K} \quad (2.4)$$

con unidades $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$, incluye el efecto de la geometría de la fuente, distribución espacial de la radiactividad dentro la capsula, filtración de la fuente y dispersión en agua circundante a la fuente ($1\text{U}=1\mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1}$). (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994). En la tabla II se muestra la constante de razón de dosis para varias fuentes de Cs-137.

Tabla II. **Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias**

Tipo de fuente	RTR		
	3M	Amersham	(pre-1982)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,968	0,977	0,952
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,999	7,063	6,881
Tipo de fuente	RTR	CIS-US	CIS-US
	(post-1982)	(2 seed)	(3 seed)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,948	0,853	0,902
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,850	6,164	6,517

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 481.

2.4.8. Factor geométrico

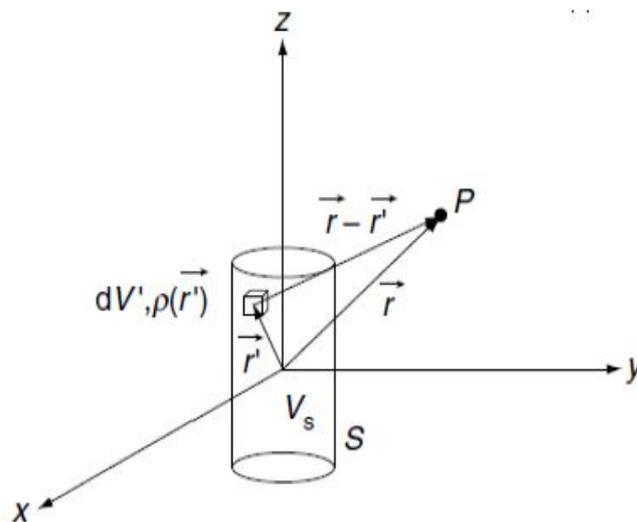
El factor geométrico considera la variación de la dosis relativa debido a la distribución espacial de la actividad dentro de la fuente e ignora los efectos de filtración, atenuación y dispersión. Este factor se define como:

$$G(r, \theta) = \frac{\int \rho(\vec{r}') dV' / |\vec{r} - \vec{r}'|^2}{\int \rho(\vec{r}') dV'} \quad (2,5)$$

donde, asumiendo que la radiactividad se distribuye uniformemente a lo largo de la fuente de longitud L_s .

La figura 6, muestra gráficamente la posición de un punto desde una fuente cilíndrica:

Figura 6. **Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 299.

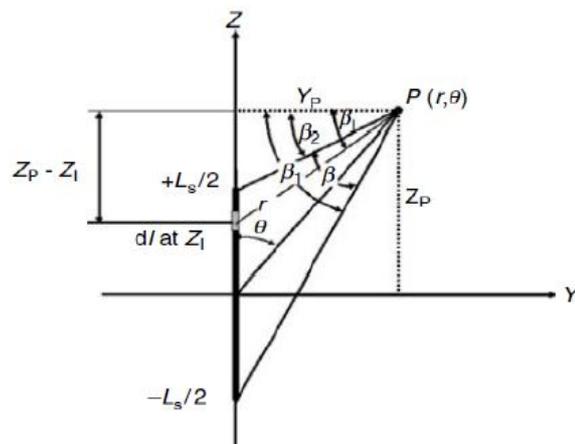
Luego de resolver las integrales, el factor geométrico es:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta_1 - \beta_2}{L_s r \sin \theta} = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \quad (2.6)$$

donde L es la longitud activa de la fuente y β es el ángulo subtendido por el punto de interés P(r, θ) y los dos extremos de la fuente activa, el cual está dado en radianes. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). El ángulo β se muestra en la figura 7 y está dado por:

$$\begin{aligned} \beta &= \theta_2 - \theta_1 \\ &= \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right) \end{aligned} \quad (2.7)$$

Figura 7. **Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 311.

Para una fuente puntual, la función geometría se reduce a:

$$G(r, \theta) = G(r) = \frac{1}{r^2} \quad (2.8)$$

2.4.9. Función radial de dosis

La función de dosis radial $g(r)$, define la caída de razón de dosis a lo largo del eje transversal de la fuente debido a la absorción y dispersión en el medio circundante. Esta cantidad también está influenciada por filtración de fotones por el encapsulamiento y material de la fuente. Para una fuente puntual la función de dosis radial es definida como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r)}{\dot{D}(r_0)} \cdot \frac{r^2}{r_0^2} \quad (2.9)$$

donde $r_0=1$ cm de la fuente. En el caso de fuentes cilíndricas, el protocolo TG-43 define la función radial de dosis $g(r)$ como:

$$g(r) = \left(\frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)} \right) \left(\frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \right) \quad (2.10)$$

que es la dependencia radial del valor de la razón de dosis en el ángulo polar de referencia $\theta=\theta_0$, a lo largo del eje y transversal corregido por el efecto relacionado con la distancia usando la corrección del inverso del cuadrado de la distancia, que resulta del volumen finito de la fuente por el factor geométrico. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

De acuerdo con esto, el valor de la función radial de dosis a una distancia de referencia $r_0=1,0$ cm es por definición para cualquier fuente $g(r_0)=1,0$.

2.4.10. Función de anisotropía

La función de anisotropía $F(r, \theta)$ toma en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente (distribución angular de dosis), la cual incluye los efectos de absorción y dispersión en el medio. Se define como:

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta)G(r, \pi/2)}{D(r, \pi/2)G(r, \theta)} \quad (2.11)$$

La función de anisotropía es más dependiente del diseño de la fuente que la función radial de dosis, pues depende directamente de la función geometría.

2.4.11. Intensidad de kerma aire

El protocolo TG-43 actualizado en el 2004 elimina la actividad aparente para la especificación de la magnitud de la fuente y revisa la definición de la intensidad kerma en aire S_K .

La intensidad kerma en aire se define ahora como la razón aire kerma en el vacío $(\dot{K}_\delta(d))_{vac}$ y se atribuye a todos los fotones de energía mayores que una energía límite δ expresada en keV a una distancia d desde el centro de la fuente, la distancia d puede ser cualquier distancia relativamente mayor a la dimensión máxima de la fuente y el detector.

El hecho de considerar la energía límite δ en la definición de la intensidad de la fuente, hace que la razón aire kerma en el vacío sea consistente con la razón de dosis en agua debido al hecho de que los fotones con energía por debajo de este valor límite, no tendrán una contribución significativa a la razón

de dosis en agua y por consiguiente, su contribución a la razón aire kerma también se excluye, también se derivan valores consistentes para la constante de razón de dosis Λ . (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

2.5. Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota

Este equipo tiene las siguientes ventajas:

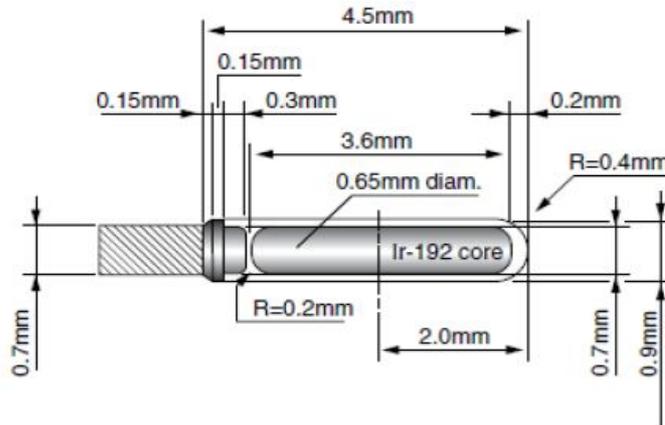
- Mayor facilidad de conseguir una distribución de dosis optimizada
- Aseguramiento de la calidad del procedimiento
- El tratamiento se realiza de manera ambulatoria, sin hospitalización
- Procedimiento indoloro
- Evita la anestesia general
- Mayor protección radiológica del personal ocupacionalmente expuesto

2.5.1. Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron

Es un equipo especial llamado microSelectron HDR de Nucletron, que consta de: un sistema computarizado de planificación tridimensional con software Plato 3D, un dispositivo automático de carga remota que posiciona la fuente de alta tasa de dosis de iridio radiactivo diseñado por computadora por el físico, y aprobado por el médico, monitoreo continuo de la posición de la fuente radiactiva y su desplazamiento programado para suministrar la dosis terapéutica con mínimo compromiso de los tejidos sanos adyacentes.

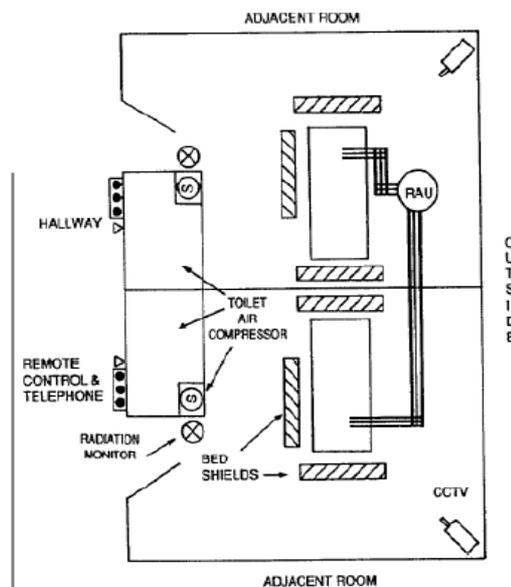
Los implantes de braquiterapia, deben realizarse en cuartos construidos específicamente para este fin, a continuación se muestra el diseño de estas fuentes y de un cuarto de tratamiento de braquiterapia:

Figura 8. **Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 333.

Figura 9. **Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)**



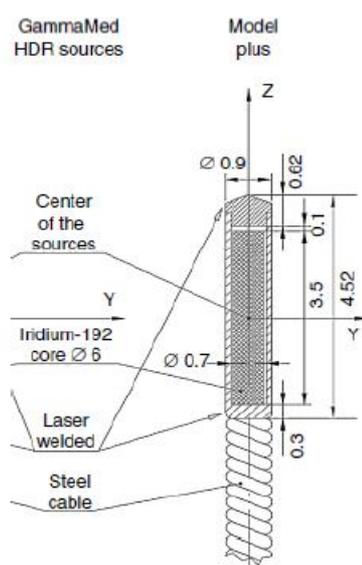
:

Fuente: AAPM. Remote afterloading technology. p. 22.

2.5.2. Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed

Los equipos GammaMed para aplicaciones de braquiterapia cuentan con fuentes de Ir-192 metálicas de configuración cilíndrica con diámetro externo de 0,6 mm y longitud activa de 3,5 mm como se muestra en la siguiente figura:

Figura 10. Diseño de la fuente GammaMed de Ir-192



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 347.

El diámetro de la cápsula es de 0,9 mm y su longitud de 4,52 mm de acero inoxidable. Este diseño es muy similar al diseño de las fuentes de MicroSelectron, poseen una actividad nominal de 370 GBq (10 Ci) y una tasa de kerma de referencia en aire de 0,063 Gy/h ($\pm 5\%$) para 555 GBq a 1 m. El esquema de decaimiento del Ir-192 se muestra en la figura 3.

En la actualidad, los sistemas en Estados Unidos están sujetos a restricciones reguladoras de uso a 10 Ci o menos exclusivamente. La unidad ha

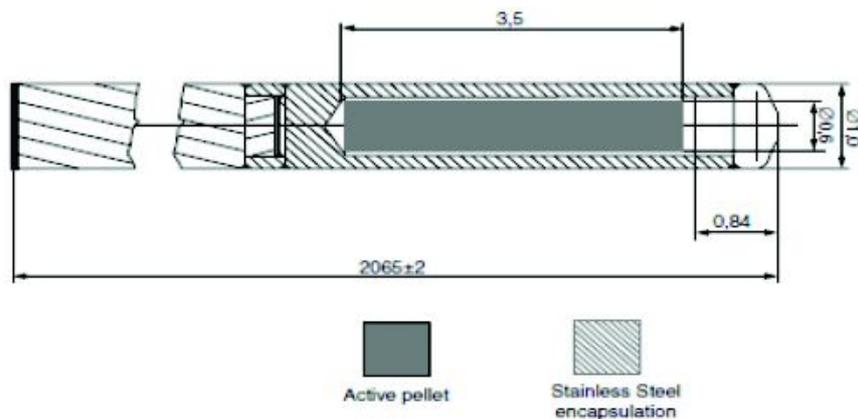
sido certificada hasta 15 Ci; en el exterior de Estados Unidos pueden instalarse y emplearse fuentes de actividad más alta.

2.5.3. Fuentes Bebig

La marca Bebig proporciona equipos de postcarga con alta tasa de dosis, creado para tratamiento de cáncer cervical y uterino, entre otras patologías, con un sistema de planeación integrado, especialmente diseñado para ejecutar un procedimiento rápido, efectivo y de bajo costo.

Bebig cuenta con amplia experiencia en la fabricación de fuentes selladas miniaturizadas con alta actividad, como es el caso del cobalto 60 cuyo diseño se muestra en la siguiente figura:

Figura 11. **Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig**



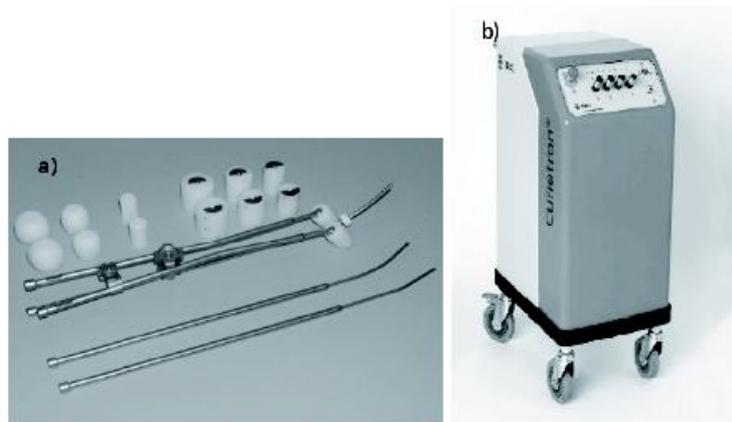
Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 348.

La fuente miniaturizada de Co-60 tiene una vida media significativamente mayor (5,27 años) a la fuente de iridio 192 (74,2 días), resultando en cambios

cada 5 años en comparación de los 4 meses de vida media de la fuente de Ir-192 y con una actividad de 70GBq.

Bebig también cuenta con el Curietron (vea figura 12 (b)) que es una unidad de control remoto de baja tasa de dosis con fuente de cesio 137 para braquiterapia intracavitaria.

Figura 12. **(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curietron**



Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 15.

El Curietron es un sistema especialmente diseñado para tratamiento de cáncer ginecológico como: cervix uterino, endométrio y vagina. El Curietron soporta gran variedad de técnicas de aplicación como Fletcher (vea figura 12 (a)), Delouche y Chassagne.

La tabla III muestra las características de las fuentes usadas por el Curietron.

Tabla III. **Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron**

Características		CSM-11	CSM-3	CSM-40
Longitud de la fuente	en mm	5,20	20,30	20,30
Longitud activa por fuente	en mm	3,20	17,20	17,20
Diámetro externo	en mm	1,60	2,65	2,65
Diámetro activo	en mm	0,90	0,90	1,8
Actividad máxima	en mCi	25	75	600
	en MBq	925	2775	22200
Razón aire kerma máximo	en μGyh^{-1}	73,3	219,8	1758,0
Longitud activa por contenedor (min-max)	en mm	5,2-79,7	17,2-78,1	17,2-78,1

Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 25.

2.6. Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN

En la práctica de la braquiterapia, primero se deben introducir datos físicos y de radiación de las fuentes radiactivas en el sistema de planificación de tratamiento (SPT, o TPS por sus siglas en inglés). En esta sección se analizan las rutinas que se usan en el módulo de braquiterapia del TPS, Theraplan Plus, usado en el INCAN.

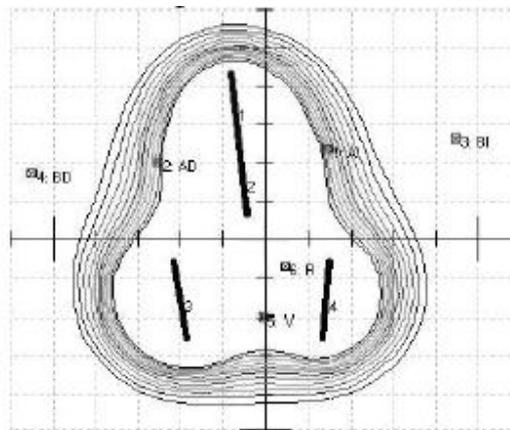
La planificación del tratamiento de braquiterapia, en el INCAN, puede realizarse por seis diferentes algoritmos de reconstrucción de las fuentes localizadas en películas radiográficas, que luego se trasladan por medio de un digitalizador y un ordenador al TPS: reconstrucción ortogonal, reconstrucción de ángulo variable, reconstrucción *stereo shift*, reconstrucción con el isocentro

movido, reconstrucción con 2 películas con plantilla (semi-ortogonal) y reconstrucción con tres películas.

2.6.1. Reconstrucción del implante de braquiterapia

En la reconstrucción de un implante (vea figura 13), por medio de uno de los seis métodos de reconstrucción de la fuente, se usa el digitalizador para ingresar las coordenadas de las fuentes en el sistema a partir de la película de rayos X, aunque puede introducirse manualmente mediante el teclado las coordenadas de las fuentes y puntos de interés.

Figura 13. **Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés**



Fuente: Sistema de Planificación de tratamiento de braquiterapia Theraplan Plus.

Cuando el simulador toma las películas, debe seguir la convención del ICRU 72 para la rotación del gantry, es decir, positivo en el sentido de las agujas del reloj, cuando se mira desde el isocentro, igualmente para la camilla y el colimador. Según el Theraplan plus, el último IEC 1217 Standard, tiene una

definición diferente para la dirección positiva de la rotación de la camilla. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004).

El sistema requiere que el usuario defina el eje Y del paciente, digitalizando puntos en el eje Y positivo, Y negativo y el origen de coordenadas.

2.6.2. Posicionamiento automático

El sistema de planificación de implantes de braquiterapia Theraplan plus, posee varias rutinas de posicionamiento automático para hallar el plano con mejor vista (o plano de cálculo de dosis). Estas rutinas son: mover al centro geométrico; mover al centro de la magnitud de las fuentes; plano de 3 puntos y mejor plano ajustado.

2.6.3. Remover fuentes puntuales duplicadas

El sistema Theraplan plus, tiene la capacidad de remover automáticamente fuentes puntuales duplicadas, esto ha sido diseñado para planes posteriores a implantes permanentes. Esta opción solo sirve para pacientes a quienes se les tomó una tomografía con más de un corte y que se les haya implantado más de una fuente. Esto ayuda a identificar las fuentes en todos los cortes, y tener la certeza de posibles fuentes duplicadas. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.4. Cálculo de dosis para fuentes puntuales

Una vez que la posición de las fuentes de un implante han sido determinadas en un espacio tridimensional y los datos de radiación requeridos

están disponibles en el modelado de la fuente, se puede iniciar el cálculo de dosis y realizar un plan de braquiterapia.

2.6.5. Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43)

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot g(r) \cdot \phi_{an}(r) \quad (2.12)$$

donde $r_0=1\text{cm}$, $g(r)$ es la función de dosis radial (vea sección 2.4.9) y ϕ_{an} es el factor de anisotropía (vea sección 2.4.10). El uso de este factor es opcional. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.6.6. Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot T(r) \cdot \phi_{corr}(r) \quad (2.13)$$

donde, $r_0 = 1\text{cm}$, $T(r)$ es el factor de atenuación por tejido para la distancia r y ϕ_{corr} es un factor de corrección especificada por el usuario para la distancia r . El uso de este factor de corrección es opcional. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.7. Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual

El sistema Theraplan plus, puede calcular la distribución de dosis para cualquier punto en el espacio tridimensional. Sin embargo para un punto muy cercano a una fuente puntual (menor que 2mm), el gradiente de dosis puede ser muy grande y no se pueden obtener datos dosimétricos confiables para verificar la exactitud del cálculo de dosis. En estos casos, el sistema asigna una dosis igual al valor de la dosis en un punto a 2 mm de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.8. Cálculo de la razón de dosis de la fuente

El cálculo de la tasa de dosis de la fuente $S_S(r_0)$ (en cGy/hr), calculado por el Theraplan plus, puede calcularse usando datos de radiación guardados en el apartado: modelado de la fuente, como:

- Intensidad kerma en aire $S_S(r_0)$: se calcula como el producto de la tasa de kerma en aire (U) de la fuente y la constante de razón de dosis.
- Actividad aparente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto de la actividad aparente (en mCi ó MBq), razón de exposición constante ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mCi}$ o $R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{MBq}$) y el factor de conversión (cGy/R).
- Razón de exposición a 1 metro $S_S(r_0)$: es calculada como el producto de la razón de exposición a 1 metro (R/hr) y el factor de conversión (cGy/R).
- Radio equivalente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto del radio equivalente (mgRaeq), razón de exposición constante de radio ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mgRa}$) y el factor de conversión (cGy/R).

Es importante tener en cuenta el decaimiento de la fuente. El sistema de planificación calcula el decaimiento de la fuente, sin embargo, como parte de la garantía de calidad, ésta y la intensidad de la fuente debe verificarse antes de usarse para planificación de braquiterapia (vea sección 4.1.7).

2.6.9. Cálculo de dosis para fuentes lineales

El Sistema de Planificación usa un cálculo de dosis general y simple para determinar la razón de dosis de una fuente lineal en un punto $P(r, \theta)$, la razón de dosis es calculada por el sistema como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (2.14)$$

donde $S_S(r_0, \theta_0)$ es la tasa de dosis de la fuente especificada a una distancia de 1 cm desde el eje transversal de la fuente y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la razón de dosis relativa a una distancia r desde la fuente y θ grados con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

La tabla de razón de dosis relativa al mismo punto al que se especificó la magnitud de la fuente ($r_0=1,0$ cm y $\theta=90$ grados). Se debe crear y guardar una tabla de razón de dosis relativa en el apartado: modelado de la fuente, para cada fuente lineal que se usará en la planificación de braquiterapia.

Cada vez que se necesite, se usará un algoritmo de interpolación para hallar el valor de dosis relativa para aquellos radios y ángulos cuyos valores no se hallan directamente en la tabla de datos inicial. La tasa de dosis de la fuente, para una fuente lineal $S_S(r_0, \theta_0)$ (en cGy/hr), es calculada de manera similar que para fuentes puntuales.

2.6.10. Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal

En los puntos muy próximos a las fuentes, el gradiente es muy alto, por tanto, las dosis no son confiables para verificar el correcto funcionamiento del algoritmo de cálculo de dosis y son irrelevantes en la distribución de dosis en el paciente, por lo que el sistema define una región cilíndrica muy cercana a la fuente lineal y asigna una distribución uniforme a esta región.

El radio r del cilindro, se define como el radio de la fuente lineal o 2 mm. La longitud de medio cilindro se toma como la distancia a un punto a lo largo de la fuente que tiene la misma dosis que un punto perpendicular a la fuente a una distancia r (r cm, 90 grados). Matemáticamente se escribe como.

$$l = \sqrt{\frac{2Lr}{\tan^{-1}(L/2r)} + L^2} \quad (2.15)$$

donde L es la longitud activa de la fuente. Si un punto de cálculo queda dentro del cilindro, el sistema le asigna un valor de dosis igual a la dosis en la superficie del cilindro. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

Este procedimiento de asignación uniforme de dosis se aplica para cálculos de dosis para fuentes lineales en planificaciones de braquiterapia, generación de tablas de razón de dosis relativa para Sievert y aplicación del TG43 en el modelado de fuentes, así como en conversiones polar/cartesiano de la tabla de razón de dosis relativa en el modelado de la fuente.

2.6.11. Cálculo de dosis absoluta

Una vez que el cálculo de tasa de dosis a sido completada, la dosis absoluta total (D_P), puede determinarse multiplicando la tasa de dosis (\dot{D}_P) por el factor de tiempo del implante T:

$$D_P = \dot{D}_P \cdot T \quad (2.16)$$

2.6.12. Factor de tiempo del implante

El usuario debe especificar el tipo de implante (permanente o temporal) para cada fuente en el implante. Si es un implante temporal, se debe especificar el tiempo t del implante (en horas). Para implantes permanentes, el factor de tiempo T (en horas), se reduce al tiempo de vida promedio τ (en horas). (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

$$\tau = \frac{t_{1/2}}{\ln(2)} \quad (2.17)$$

donde $t_{1/2}$ es la vida media de la fuente en horas. Para fuentes que son implantadas temporalmente, si es el tiempo del implante y τ es la vida promedio de la fuente, el factor de tiempo está dado por:

$$T = \tau \cdot (1 - e^{-t/\tau}) \quad (2.18)$$

2.6.13. Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes

Para calcular la dosis absoluta total de un implante de múltiples fuentes en un punto P, se determina la contribución de dosis en el punto, por cada fuente y luego se suman:

$$D_{P,Total} = \sum_{n=1}^{\text{numero de fuentes}} D_{P,n} \quad (2.19)$$

El cálculo de dosis total es independiente del tipo de fuente (puntual o lineal), de la especificación de la fuente y el método de cálculo de la razón de dosis. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

3. GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA

Para proporcionar un tratamiento eficaz y eficiente en braquiterapia, es necesario implementar un programa de garantía de calidad, y con ello garantizar la confiabilidad del sistema de tratamiento.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define la garantía de calidad en radioterapia como: “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima del personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento”².

La Organización Internacional de Estandarización ha definido garantía de calidad como: “Todas las acciones planificadas y sistematizadas necesarias para garantizar de forma inequívoca que una estructura, sistema o componente se comporta satisfactoriamente”³.

La OMS ha justificado la necesidad de cumplir con la garantía de calidad en radioterapia con base a los siguientes argumentos:

- La garantía de calidad minimiza los errores en la planificación de tratamientos y administración de la dosis al paciente, y por tanto; mejora los resultados de la radioterapia, disminuyendo la probabilidad de que la enfermedad reaparezca.

²OMS, Quality assurance in radiotherapy. p. 56. ³ISO-6215-1980.

- La garantía de calidad permite la intercomparación confiable de resultados entre distintos centros de radioterapia, garantizando una dosimetría y administración del tratamiento más uniformes y exactas.
- Las características superiores de los equipos modernos de radioterapia solo se aprovechan completamente si se alcanza un elevado nivel de exactitud y consistencia en las mediciones y la aplicación del tratamiento.

Existen muchas publicaciones la garantía de calidad en radioterapia, en este documento, se tomará como base el documento IAEA-TECDOC-1151 publicada por el Organismo Internacional de Energía Atómica y la Serie de Reportes Técnicos (TRS) No. 430. (IAEA. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. 2004). Una vez establecida una calidad en una institución, esta debe mantenerse, conforme se obtenga más experiencia.

La protección radiológica del paciente está integrada en la garantía de calidad del tratamiento de radioterapia; este es el método más sencillo y eficaz de reducir accidentes en radioterapia. Es obligatorio que en cada institución que brinde estos servicios implemente un programa integral de garantía de calidad.

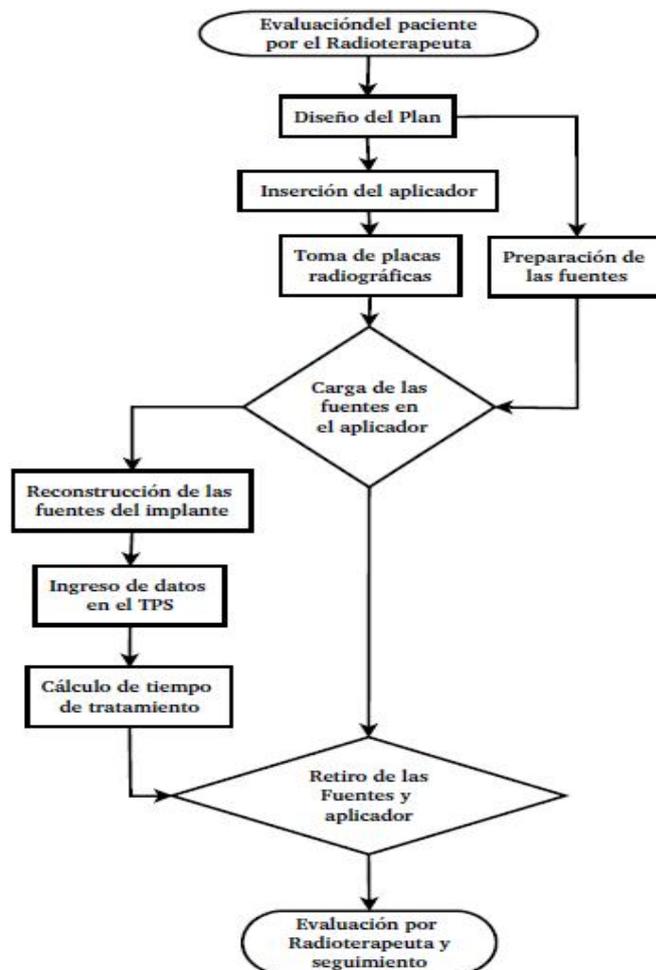
3.1. Elementos del programa de garantía de calidad

Con este trabajo, se desarrolla un programa escrito de un sistema de GC en braquiterapia, haciendo énfasis en los aspectos de la GC de un sistema de planificación de tratamiento computarizado utilizado en braquiterapia, se incluyen las pruebas, procedimientos, frecuencia de realización de las pruebas, criterios de acción, documentación requerida y la especificación detallada del

personal responsable de cada acción. Este manual se presentará a las autoridades del centro.

El proceso de un tratamiento de braquiterapia se resume en el diagrama de la siguiente figura:

Figura 14. **Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia**



Fuente: elaboración propia.

Según el TECDOC 1151 (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000), el programa de GC en braquiterapia debe estar dirigido a tres procesos básicos:

- El proceso de diseño y evaluación: este proceso comienza con la selección del aplicador y el diseño del implante e incluye: La prescripción del tratamiento, la adquisición de las imágenes del implante, la definición del volumen blanco, el cálculo de las distribuciones de dosis y la determinación de los tiempos.

En términos de GC física esto significa que los algoritmos del sistema de planificación (manual o computarizado) funcionan correctamente y que el volumen blanco de las imágenes radiográficas es consistente con otros datos relativos a la localización del tumor.

- El proceso de inserción del aplicador: en términos de GC física, significa que se utilizó el dispositivo correcto, se documentó el implante, se realizó la operación correcta, que el aplicador, las fuentes y el volumen blanco están en correlación correcta.
- El proceso de administración del tratamiento: en el caso de braquiterapia manual, este incluye la selección, preparación e inserción de las fuentes y el retiro de estas en el momento indicado.

Los aspectos de GC físicos consisten en: los procedimientos para validar los datos ingresados, los procedimientos para manejar situaciones de averías de los aparatos y emergencias, así como la documentación del tratamiento.

Los aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia se muestra en la tabla IV y el formulario necesario para ello se muestra en los anexos.

Tabla IV. **Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40)**

FINALIDAD	PROCEDIMIENTO	CUANDO
Exactitud de la descripción del implante	Observación directa	Durante la ejecución del implante
Exactitud y consistencia de la prescripción	Consistencia de la carga y prescripción del implante con el estadio de la enfermedad, el protocolo y política de tratamiento del departamento	Primera mitad del tratamiento
Selección adecuada de las fuentes	Comprobación dosimétrica con cámara de pozo o similar; comprobación visual	Preparación y carga de las fuentes
Carga adecuada de las fuentes	El técnico radio terapeuta o el físico médico deben asistir siempre al médico	Carga de las fuentes
Plan de tratamiento	Cálculo del plan y comprobación de la exactitud y consistencia de este	Primera mitad del tratamiento
Retiro del implante	Con el físico médico presente o en contacto con el responsable del retiro de las fuentes	Al momento del retiro
Todas las fuentes fueron retiradas	Monitoreo del paciente; Inventario final de fuentes	Al momento del retiro; El día siguiente del implante
Revisión del tratamiento	Comprobar el tiempo de tratamiento	Al completar el procedimiento
Registro, auditoría de calidad	Completar todos los procedimientos de GC y registros de radio protección	Al completar el procedimiento

Fuente: IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. p. 27.

3.1.1. Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

La IAEA ha reportado en el 2001 una investigación sobre una exposición accidental de pacientes en radioterapia en Panamá, este accidente surgió a partir de significantes errores relacionados con el uso inapropiado del TPS, con este reporte se provee de una guía y los procedimientos que se deben considerar para garantizar la calidad de la braquiterapia y del TPS.

Se deben realizar chequeos periódicos de la integridad del hardware, software y transferencia de datos, este programa debe ser lo suficientemente flexible para adaptarse al cambio. Se deben establecer procedimientos para cubrir las actualizaciones de software, cambios en los dispositivos periféricos, modificaciones de los métodos de transferencia de datos.

La implementación de este programa permitirá asegurar que cada paciente reciba el tratamiento de radiación como ha sido planificado y que no ocurran errores en el uso del TPS. La capacitación del personal, la gestión del sistema y la seguridad también son aspectos muy importantes en el control de calidad.

3.1.2. Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

Normalmente el programa de GC en braquiterapia tiene los siguientes componentes que necesitaran ser incluidos:

- Un método de reconstruir la geometría tridimensional del implante. Esto normalmente consiste de un digitalizador, un algoritmo que calcula la posición de las fuentes a partir de proyecciones ortogonales, imágenes estéreo, etc.
- Un sistema gráfico para visualizar las fuentes implantadas en el paciente. Generalmente estos sistemas deben permitir la visualización del implante en un plano orientado arbitrariamente en el espacio.
- Un criterio de especificación del tipo e intensidad de las fuentes, así como del tiempo de tratamiento de cada fuente visualizada.
- Un algoritmo para calcular la distribución de dosis a partir de los datos y parámetros asignados antes.
- Métodos de evaluar, representar y optimizar la distribución de dosis, tal como el protocolo de cálculo de dosis TG-43.
- Un sistema que permita la impresión de curvas de isodosis y otros datos asociados con la documentación del plan.
- Un método para evaluar el decaimiento de la fuente.

3.1.3. Algoritmos de cálculos de dosis

Se recomienda que para especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia se emplee la magnitud intensidad de kerma en aire (ver sección 2.4.11), aunque actualmente muchos sistemas de planificación emplean magnitudes antiguas como miligramos de radio equivalente o actividad

aparente, por lo tanto es importante saber lo que el programa asume en este sentido para realizar la conversiones de unidades que se requieran.

Se debe verificar que el algoritmo de cálculo convierte el valor de calibración de la fuente en una adecuada distribución de dosis alrededor de esta, no solo sobre el bisector perpendicular, sino que corrige también por la anisotropía a lo largo del eje de la fuente, para ello, es útil y recomendado implementar el protocolo TG-43. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994)

3.1.4. Verificación de los cálculos de dosis en el paciente

Todos los cálculos de dosis en pacientes se deben revisar con el fin de que no se cometan errores graves. Es recomendable realizar estas revisiones antes de colocar las fuentes o al inicio del tratamiento (en el caso de fuentes de baja tasa) con el fin de que se corrija cualquier error antes de completar el tratamiento. Se debería de realizar, independientemente un cálculo comprobatorio en algún punto representativo (en un punto A por ejemplo).

El TECDOC 1151 recomienda que las diferencias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina no supere un 15%, sin embargo, otras publicaciones que tratan sobre este tema, como el TRS 430 del OIEA y publicaciones de la ESTRO no especifican una tolerancia de comparación. Se debe verificar también si el sistema de planificación corrige por el decaimiento de la actividad de las fuentes.

3.1.5. Localización de las fuentes

Durante la localización del implante en la placa radiográfica, fluoroscopias, tomografía o ultrasonido, deben estar presente el físico médico y/o el dosimetrista para asegurar que se mantenga la geometría adecuada para su adquisición, que los anillos de magnificación estén ubicados correctamente, que el paciente no se mueva durante la toma de imágenes, así como que la calidad de la imagen sea adecuada para la localización precisa de las fuentes.

Las técnicas más utilizadas para la localización de fuentes y aplicadores son con placas ortogonales y placas desplazadas. Actualmente, en países industrializados, y en menor medida en países en desarrollo, se utiliza la tomografía para las reconstrucciones tridimensionales.

3.1.6. Requerimientos de exactitud en braquiterapia

- Espacial: Hace referencia a la ubicación de las fuentes en la posición correcta donde se planificaron. En la mayoría de los casos se considera que es posible alcanzar una exactitud de ± 2 mm en relación al aplicador.
- Temporal: Hace referencia a que el tiempo en que la fuente permanece en la posición prevista se corresponde con lo planificado. Si se hace manual, esto significa que las fuentes se deben retirar cuando se complete el tratamiento. Se debe medir el efecto de tránsito de las fuentes y calcular la dosis adicional que se entrega durante ese tiempo.
- Administración de la dosis prescrita: En teleterapia se acepta un nivel de incertidumbre en la administración de la dosis prescrita de 5%. Para braquiterapia es posible lograr incertidumbres del orden de 5-10%, a

distancias entre 1 y 5 cm de las fuentes. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

3.2. Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia

El documento TECDOC 1151, recomienda el siguiente equipo para la implementación del programa de control de calidad en braquiterapia:

- Un conjunto dosimétrico compuesto de: electrómetro, cables de extensión, cámara de ionización de tipo pozo o calibrador de isótopos con soportes para fuentes de braquiterapia, calibrada en un laboratorio de calibración dosimétrica.
- Disponibilidad de fuentes de Cs-137 o fuente de referencia para verificación de la estabilidad de la fuente.
- Banco de trabajo para verificación de la homogeneidad y posicionamiento de las fuentes. Requiere acceso a revelador de placas.
- Barómetro (escala mínima 1 hPa o 0,5 mm Hg) preferiblemente de tipo digital, calibrado o contrastado, termómetro (escala mínima 0,25 grados C), calibrado o contrastado, nivel, regla, mampara plomada, tenazas.

Las pruebas de garantía de calidad de las fuentes de cesio 137 usadas en braquiterapia y de la cámara de pozo utilizada para calibrar las fuentes, se encuentran en el documento técnico TECDOC 1151 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) en las páginas 24 y 29 respectivamente.

4. IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN

En la implementación del programa de garantía de calidad, se implementaron ocho pruebas que deben aplicarse al sistema de planificación, específicamente, al módulo de braquiterapia, para garantizar su correcto funcionamiento. Primero se describe en qué consisten estas pruebas, luego se aplican directamente para usos posteriores.

Tabla V. **Pruebas para el control de calidad**

	Prueba	S	M	T	A	U
Hardware						
CPU	Prueba 1		SI			SI
Digitalizador	Prueba 2		SI			SI
Recuperación de archivos	Prueba 3			SI		SI
Braquiterapia						
Revalidación	Prueba 4			SI		
Distribución de dosis para una fuente simple	Prueba 5			SI		
Revisión independiente de dosis y tiempo	Prueba 6				SI	
Corrección por decaimiento de la fuente	Prueba 7				SI	
Descripción de las fuentes y datos de referencia	Prueba 8				SI	

S:semanalmente; M:mensualmente; T:trimestralmente; A:anualmente; U:en cada actualización. (Adaptada de TRS-430[20])

Fuente: IAEA. Quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. p. 213.

4.1. Pruebas y controles a realizarse

Las pruebas de control de calidad aplicadas al sistema de planificación de tratamiento y la frecuencia para realizarse se muestran en la tabla V, a continuación se detalla en qué consiste cada prueba:

4.1.1. Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento

Propósito: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funcionen de manera óptima.

Procedimiento:

- Reinicie la computadora como recomienda el proveedor o como sea apropiado.
- Observe mensajes en la pantalla durante el reinicio para detectar posibles errores de funcionamiento.

4.1.2. Prueba 2: Digitalizador

Propósito: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Ingrese un contorno de dimensiones conocidas en el TPS por la vía normal.

- Use una regla propia del sistema para verificar las correctas dimensiones. Un desvío menor a 0,2 centímetros es razonable.

4.1.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Propósito: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Recupere los datos que ha guardado de respaldo últimamente (sin sobrescribir datos actuales).
- Revisar la integridad de los datos de respaldo. Dependiendo de la utilidad para respaldo del TPS, puede ser necesario un procedimiento separado para datos del paciente, datos de haces y ejecutables.

4.1.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Propósito: Revisar que no han habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

Dado que actualmente en la institución solo se usan fuentes LDR de cesio 137, esta prueba se hace imprimiendo un plan de referencia realizado con la prueba 6 y revisar que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos, etc. han sido impresas exactamente como antes.

4.1.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Propósito: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido puede usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Defina en el TPS una fuente con las mismas características que una fuente típica usada clínicamente, si es necesario, ajustar el valor de la intensidad para hacerlo equivalente a la intensidad de la fuente para la cual está disponible la distribución de dosis. Si las características de la fuente están definidas en un inventario, use los mismos datos para la aplicación que para los datos de referencia del inventario. Calcule la razón de dosis (preferiblemente por hora en el caso de nuestras fuentes LDR) en algunos puntos de referencia. Estos puntos pueden estar a varias distancias y posiciones de la fuente.
- Como un ejemplo, si el eje de la fuente está a lo largo de eje Y y su centro en el origen, calcule la dosis en los siguientes puntos (dependiendo de los datos de referencia):
 - (i) $y = z = 0$ y $x = 1, 2, 3$ y 10cm
 - (ii) $y = x = 0$ y $z = 5\text{cm}$ (esperando que dé el mismo resultado que para $y = z = 0$ y $x = 5\text{ cm}$;
 - (iii) $z = 0, y = L/2$ y $x = 1, 2$ y 5 cm (donde L es la longitud de la fuente);
 - (iv) $x = z = 0$ y $y = 1, 2, 5$ y 10 cm .
- Compare la razón de dosis calculada con los datos de referencia para los mismos puntos. La diferencia no debe excede el 5%.

- Trazar las líneas de isodosis en planos tales como x-y, y-z y z-x y asegúrese que las unidades son impresas claramente y que esos trazados son consistentes con los valores numéricos previamente dados.

Notas:

- Para que sea significativo, la dosis calculada debe mostrar un número de dígitos correspondientes a una exactitud de alrededor de 1% (típicamente al menos tres dígitos significativos). Si este no es el caso, uno puede cambiar la intensidad (es decir, multiplicar por 10 y dividir la razón de dosis resultante por 10) para obtener una mejor resolución. No cambie el tiempo de aplicación (el cual debe permanecer pequeño comparado con la vida media del radionúclido) para evitar cambios en la corrección del decaimiento.
- Si no hay corrección por anisotropía, la superficie de la isodosis se espera que sea prácticamente esférica a una distancia desde la fuente mayor a tres veces su máxima dimensión. El diámetro de dichas esferas puede calcularse manualmente, asumiendo que toda la actividad se concentra en el centro de la fuente y tomando en cuenta la ley del inverso del cuadrado y la función radial. Como una primera aproximación, la función radial puede ser ignorada para revisar el orden de magnitud.
- Si el algoritmo del TPS está basado en la corrección de anisotropía promedio, pueden obtenerse diferencias mayores que 5%, especialmente a lo largo del eje de la fuente ($x = z = 0$). Tales diferencias locales generalmente son aceptables.

- Si una diferencia sistemática (típicamente menor que 10%) es generada y permanece ambigua, esto puede deberse al factor de conversión de la intensidad a la dosis (es decir, la constante de razón de dosis). Este puede ser el caso si la intensidad de las fuentes son expresadas como actividad contenida (A_c) o mgRaeq y no tienen correcciones de auto-absorción en el software. Sin embargo, esta práctica no es recomendada. Es urgente discontinuar el uso de dichas cantidades y que usen cantidades consistentes a lo largo de todo el proceso.

4.1.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Propósito: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento: Se realiza el cálculo independiente de la dosis en puntos de interés y se compara con la dosis calculada por el TPS. Este cálculo se hace siguiendo los pasos descritos en la sección 5.3 usando el formalismo TG-43 sugerido por la AAPM. Se ha desarrollado una hoja de cálculo que facilita este procedimiento para comparar implantes ginecológicos completos, esta hoja de cálculo ha sido guardada junto al TPS.

Esta prueba también verifica, en particular, que los datos físicos y dosimétricos ingresados al TPS se siguen manejando correctamente.

4.1.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Situación clínica: La intensidad usada como entrada en el TPS usualmente ha sido re calculada manualmente al inicio del tiempo de la aplicación. Esto es

evidente para radionúclido de vida corta (varios días), pero no se debe olvidar para radionúclidos tales como el cesio 137 (con vida media de 30 años), los cuales se mantienen en uso por muchos años. En tales casos, es responsabilidad del usuario actualizar en intervalos regulares (por ejemplo, cada seis meses) el valor de las intensidades usadas.

Propósito: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente re calculada y usada, como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Calcule la dosis en un punto (por ejemplo, para una configuración de braquiterapia) y grabe cuidadosamente la intensidad de referencia y fecha (la cual debe ser la misma que la fecha de inicio de la aplicación).
- Cambie la fecha de aplicación, haciendo esto, por ejemplo, una vida media después de la fecha de referencia.
- Revise que la razón de dosis calculada cambie de acuerdo al cambio anterior.
- Alternativamente, el software del TPS podría hacer uso de un inventario, donde se dé la intensidad original de la fuente en una fecha de referencia.

Notas:

Asegúrese que la convención para la fecha de entrada es claramente entendida. Note que la convención US a menudo es diferente a la convención

Europea (es decir, 12 enero 2011 puede escribirse como 01/12/11 en USA y 12/01/11 en Europa). En caso de tener dudas, intente usar un número de mes mayor que 12.

Es recomendado que la revisión se repita después de cada cambio del inventario.

4.1.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Propósito: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica. Esta prueba se debe realizar para todas las fuentes y cada diseño, no importando la especificación de la fuente usada.

Procedimiento:

- Identificar los datos de referencia apropiados (publicaciones científicas, datos del constructor de las fuentes, datos validados por el vendedor del TPS, etc.) y asegurarse que estos datos sean aplicados a las fuentes actualmente en uso.
- Vea una distribución de dosis típica y asegúrese que los datos asociados son proveídos explícitamente.

4.2. Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS

El programa de garantía de calidad en braquiterapia, incluye la garantía de calidad del TPS y consta de un conjunto de pruebas a realizarse con diferentes frecuencias, el cual es el objetivo del presente trabajo.

4.2.1. Frecuencia de los controles

Las pruebas que se deben realizar al comprarse un equipo o en cada actualización son:

Para el TPS:

- Prueba 1: CPU
- Prueba 2: Digitalizador
- Prueba 3: Recuperación de archivos
- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia

Para el calibrador de fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Para las fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Pruebas anuales

- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia
- Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

- Prueba 7: Corrección por decaimiento de la fuente
- Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia
- Calibración de las fuentes por lotes. (i) Intensidad y desvío de la media

Pruebas trimestrales

- Prueba 3: Recuperación de archivos.
- Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.
- Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple.

Pruebas mensuales

- Prueba 1: CPU.
- Prueba 2: Digitalizador.

4.2.2. Bitácoras

Los controles de garantía de calidad realizados al TPS serán archivados en una bitácora rotulada con: Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia. Estos controles serán realizados y archivados por los físicos médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN.

Las calibraciones realizadas a la cámara de pozo y a las fuentes de braquiterapia serán realizados por los Físicos Médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN y serán registradas en una bitácora asignada para ello y archivado por los físicos médicos.

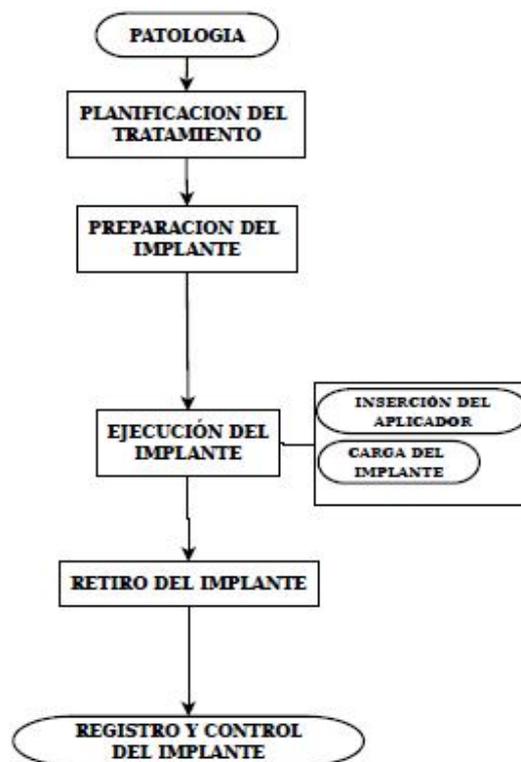
En la bitácora, al inicio de cada prueba, se debe anotar la fecha de realización y el equipo utilizado.

Al final de cada prueba se debe anotar la fecha en la que se debe realizar la próxima prueba.

4.2.3. Controles rutinarios

La tabla IV describe la finalidad y procedimiento para cada control. Los controles que se deben realizar en cada aplicación de las fuentes de braquiterapia están contenidas en el formulario para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia (vea anexo 1). Los elementos contenidos en este formulario se resumen en la siguiente figura:

Figura 15. Elementos contenidos en el formulario de control de calidad



Fuente: IAEA. Radiation oncology physics. p. 81.

4.3. Resultados de las pruebas realizadas al TPS

En el presente trabajo, debido a su objetivo, se realizó únicamente las pruebas correspondientes al TPS y se registró debidamente en la bitácora correspondiente. El equipo utilizado para las pruebas fue: computadora Compaq Evo W8000, N/S V217KN6ZA036, sistema de planificación de tratamiento de radiación Theraplan Plus versión 3.8 proveído por MDS Nordion, tablero digitalizador: modelo LIGHTBOX, Serie 062391, proveído por Numonics Corporation. A continuación, los resultados de estas pruebas:

4.3.1. Prueba 1: Unidad central de procesamiento

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funciona de manera óptima.

Procedimiento: Se reinició la computadora y durante el reinicio, se observó los mensajes en la pantalla con la ayuda de la tecla pause, notando que no existe ningún error de funcionamiento.

Resultado: Se concluye que no hay ningún error en el CPU (XEON CPU 2,2GHz, 2,18GHz), la memoria (RAM 512MB), los sistemas de archivos (FAT32) se cargan correctamente y el sistema operativo (Microsoft Windows XP Professional, Versión 2002, SP2) funciona de manera óptima. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.2. Prueba 2: Digitalizador

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Se creó un nuevo registro llamado PRUEBA2GC-ABRIL2012 en la aplicación *patient registration* del Theraplan plus.
- Se ingresó un contorno cuadrado de 15 cm de ancho por 15 de largo usando el digitalizador con la aplicación *External beam planning*.
- Se utilizó la regla (en centímetros) propia de la aplicación *External beam planning* para verificar las medidas del contorno, encontrando que el planificador mide un rectángulo de 14,97 cm de ancho y de largo.

Resultado: El digitalizador funciona correctamente, pues la medida de las dimensiones del contorno, realizada con el TPS, presenta una diferencia de 0,03cm con respecto a las dimensiones reales del contorno. La IAEA, sugiere en su informe TRS-430, que una exactitud inferior a 0,2 cm es razonable. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Se ingresó a la aplicación *Brachytherapy Planning* del Theraplan plus.
- Se cambió la base de datos usándose actualmente llamada: PLAN_01_2011.MDB, por otra base de datos llamada: PLAN_INCAN.MDB, esta última esta archivada en una partición de respaldo llamada: Backup (D:) con el objetivo de verificar la integridad del archivo recuperado.
- Se ingresó a la planificación de braquiterapia de un paciente, almacenado por la base de datos, para verificar su integridad.
- Luego de verificar la integridad del archivo, se volvió a cambiar la base de datos para que la aplicación *Brachytherapy planning* funcione como funcionaba antes de la verificación.

Resultado: Los archivos de respaldo funcionan correctamente y no han sufrido ningún cambio desde el día que se guardaron. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Fecha de realización: 26 de abril de 2012

Objetivo: Revisar que no ha habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

- Se imprimió un plan de referencia, el plan realizado en la prueba 5, llamado prueba 5, de fecha 14 de septiembre 2011.
- Se revisó que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos y tamaño de la fuente, se han impreso exactamente como antes.
- Se archivó en la bitácora nombrada: "Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia", en el apartado de pruebas realizadas trimestralmente.

Resultado: Debido al cambio de especificación de las fuentes, de miligramos de radio equivalente a intensidad kerma en aire, y debido a que se volvió a calcular la dosis en los puntos de referencia para la fecha actual, la tasa de dosis tuvo, en promedio variaciones del 2,95%

Las coordenadas se imprimieron exactamente como en el plan anterior, sin embargo, para ordenar mejor los puntos de interés, se les etiquetó en diferente orden. El tiempo de aplicación, la longitud de la fuente y el nombre del archivo, no tuvo cambios. La fecha programada para la siguiente revisión es: 26 de julio de 2012.

4.3.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Fecha de realización: 30 de abril de 2012

Objetivo: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido pueden usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Se tiene como referencia para esta prueba, impresiones de distribuciones de dosis debido a una fuente lineal, desde la línea de isodosis de 1 cGy hasta 20 cGy de fecha 19 de septiembre de 2011. La dosis está calculada para 12 diferentes puntos de referencia. El tiempo de irradiación es de una hora.
- Se creó un plan de irradiación con los mismos datos que el plan de referencia, para verificar que la distribución de dosis, y por ende, la dosis en los puntos de interés, sean los mismos.
- Se comparó la razón de dosis calculada, con los datos de referencia para los mismos puntos.
- Se imprimieron las curvas de isodosis que se encuentran en los planos x-y y y-z, ambas con una escala 1:1. Las líneas de isodosis impresas, corresponden a las razones de dosis siguientes: 1,2,3,4,5,8,11,16 y 20, todas en unidades cGy/h.
- Se archivaron las distribuciones de dosis en la bitácora: "Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia".

Resultado: Las distribuciones de dosis se imprimieron correctamente y son idénticas a las distribuciones de dosis de referencia. La actividad de la fuente que se usó fue de 90,589 U=90,589 $\mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$ (en el modelado de la fuente del TPS, corresponde a la fuente nombrada: azul-tg43). La superficie de la isodosis a una distancia mayor a 3 veces la máxima dimensión de la fuente, a 6 cm desde el centro de la fuente, es prácticamente esférica, como se espera que

sea según el TRS-430. La fecha programada para la siguiente revisión es: 30 de julio de 2012.

4.3.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento:

- Se tomó para comparación, un implante ginecológico de un paciente con cáncer de cérvix, el implante consta de 4 fuentes de cesio de intensidades 68,182 U y 89,443 U.
- Se reconstruyó el implante en el TPS por medio del digitalizador para calcular la dosis en los puntos de interés AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto.
- Se realizó el cálculo independiente con la hoja de cálculo llamada: CALCULO INDEPENDIENTE DE DOSIS TG43.xls, archivado junto al TPS. Para ver el procedimiento detallado refiérase a la sección 5.3.
- La hoja de cálculo hace uso de los siguientes datos que deben ingresarse manualmente: intensidad kerma en aire, tiempo de aplicación, coordenadas de los extremos de las fuentes y de los puntos de interés, longitud activa de la fuente, constante de razón de dosis, factor de anisotropía y factor de dosis radial de cada fuente.

Resultado: Se compararon los resultados del TPS con los del cálculo independiente teniendo como discrepancia 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente recalculada y usada como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Debido a que la vida media del isótopo usado es de 30 años, se toma para esta prueba la intensidad de la fuente en una fecha de referencia para ésta y futuras comprobaciones.
- Se tomó como referencia la información guardada en un inventario de fuentes ubicado en la computadora propia del TPS en la siguiente dirección: C:\Documents and Settings\All Users\Documents\Inventario de Fuentes de Braquiterapia\Inventario de fuentes.doc
- La tasa de dosis recibida en el punto 3 (coordenadas (5,0,0)cm con el origen en el centro de la fuente y el eje Y a lo largo de la fuente) del archivo de braquiterapia de referencia llamado prueba 7 fue de 3,915 cGy/h con fecha 14 de septiembre de 2011, debido a la fuente rotulada como azul-tg43.

- Se calculó nuevamente la dosis en este punto para la fecha actual 2 de mayo de 2012 obteniendo 3,793.
- Se calculó manualmente la tasa de dosis en la fecha actual debido al decaimiento de la fuente obteniendo 3,794.

Resultado: El cálculo de la tasa de dosis en el punto de referencia realizado por el TPS y el cálculo realizado manualmente por decaimiento de la fuente, a partir de la tasa de dosis en la fecha de referencia son prácticamente iguales, variando solamente una milésima que representa una discrepancia del 0,03%. Debido a estos resultados se puede concluir que el sistema decae correctamente la actividad de la fuente. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica.

Procedimiento:

- Se investigó los tipos de fuentes en uso actualmente en el INCAN, siendo las siguientes: 20 fuentes de cesio 137 modelo CDCT1, proveído por *Therapeutic Nuclides & Accessories Inc.* en 1991. 7 fuentes de cesio 137

modelo CDCS-J proveído por Amersham Buchler GmbH & Co KG en 1998.

- Se buscó toda la información posible sobre las fuentes de cesio 137 disponibles en el INCAN y en publicaciones científicas, la información hallada en publicaciones científicas, se muestra en la tabla VI.
- Se revisó que los datos hallados en los certificados y en la literatura sean iguales a los datos ingresados en el módulo de braquiterapia del sistema de planificación. Los datos usados actualmente en el Theraplan Plus, se muestran en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla VI. **Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1**

Modelo	CDCT1	CDCS-J (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,35
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,046
Diámetro externo (cm)	2,70	2,65
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Lizhong, Liu. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p 130.

Tabla VII. **Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente**

Modelo	CDCT1	CDCS-J type (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,50
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,34
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,07
Diámetro externo (cm)	2,70	2,70
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Modelado de la fuente. TPS Theraplan Plus.

Resultado: Se compararon las características físicas de ambos modelos de fuentes, halladas en la literatura (vea tabla VI), en el certificado de calibración, y en los datos generales de las fuentes archivados, con los datos que actualmente tiene cargados el sistema de planificación, mostrados en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

De la comparación se concluye que los datos coinciden para el caso de las fuentes CDCT1, no así para el caso de las fuentes CDCS-J de Amersham, que presenta diferencias en los siguientes datos: longitud activa, coeficiente de atenuación lineal del filtro, coeficiente de atenuación lineal del material de la fuente y en el diámetro externo.

Tabla VIII. **Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes**

Modelo	Identificación	Intensidad de kerma en aire ($\mu\text{Gy m}^2/\text{h}$)	mg Ra Eq
CDCT1	Azul (12 fuentes)	98,89	13,7
CDCT1	R rojo (8 fuentes)	75,38	10,4
CDCS-J	GA 265 (1)	63,60	8,8
CDCS-J	GA 231 (2)	98,49	13,6
CDCS-J	GA 234 (3)	99,28	13,7
CDCS-J	GA 233 (4)	97,92	13,5
CDCS-J	GA 232 (5)	93,60	12,9
CDCS-J	GA 263 (6)	65,77	9,1
CDCS-J	GA 264 (7)	65,85	9,1

Las fuentes CDCT1 fueron calibradas el 15 de Octubre de 2003. Las fuentes CDCS-J fueron calibradas el 2 de Mayo de 2003. La intensidad de las fuentes fue actualizada en el TPS el 15 de Enero de 2008 obteniendo los datos presentados.

Fuente: Resultados de calibración de fuentes de cesio CDCT1 y CDCS-J de baja tasa.

Aparentemente las características físicas para ambos modelos de fuentes, se cargaron al TPS indistintamente considerándolas iguales debido a la pequeña diferencia que existen entre ambos modelos de fuentes, esta ambigüedad será analizada junto a los físicos médicos de la institución, aclarándola cuando se vuelva a realizar esta prueba.

En el caso de las intensidades (expresadas en miligramos de radio equivalente, como está cargado al sistema), se revisó que la intensidad de cada fuente proporcionado en los certificados de calibración, tabla VIII, coincida con los datos ingresados al sistema de planificación.

Las intensidades de cada fuente coincidieron, presentándose solo un error en el nombre de la fuente CDCS-J GA 232 que en el sistema estaba ingresado como GA 2323, este error fue corregido. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

5. INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN

El formalismo TG-43 para el cálculo de dosis alrededor de una fuente cilíndrica es el método más actual en los sistemas de planificación de braquiterapia, y se ha comprobado su exactitud comparándolo con simulaciones realizadas con Monte Carlo. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). Este método utiliza la intensidad kerma en aire para el cálculo de dosis (vea sección 2.4.11).

En el Hospital de Cancerología INCAN, está en uso el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus, que contiene entre sus utilidades, el módulo de braquiterapia, capaz de hacer cálculos de dosis en implantes de braquiterapia usando cuatro distintas formas de especificación de las fuentes (vea sección 2.6.8): intensidad kerma en aire, actividad aparente, razón de exposición a 1 metro y actividad equivalente de radio (Raeq).

Actualmente, en el INCAN se usa la actividad equivalente de radio (Raeq) para especificar las fuentes, y con este trabajo, como parte de la garantía de calidad, se pretende usar en su lugar, la intensidad kerma en aire.

5.1. Datos utilizados

Para poder realizar el cambio de especificación de las fuentes en el sistema de planificación, se necesitó de los datos mostrados en la tabla IX.

Las fuentes CDC T1, fueron proveídos por *Therapeutic Nuclides* en 1991, y las fuentes Amersham CDCS J, por Amersham Buchler en 1998.

Los datos generales y las especificaciones físicas fueron obtenidos a partir de los certificados de las fuentes; la constante de razón de dosis, se obtuvo del trabajo realizado por Lizhong Liu, Prasad Satish y Daniel A. Bassano, del Departamento de Oncología radioterápica de la *Upstate Medical University* en Nueva York. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla IX. **Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43**

Datos Generales		
Isótopo:	Cesio 137	
Modelo:	CDC T1	Amersham CDCS J
Especificaciones Físicas:		
Longitud total de la fuente (cm):	2	2
Longitud Activa de la fuente (cm):	1,5	1,35
Espesor de las paredes (cm):	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm ⁻¹):	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal de la fuente (cm ⁻¹):	0,07	0,046
Datos Dosimétricos:		
Vida media (horas):	262 800,00	262 800,00
Constante de razón de dosis (Cgy/(hr U)):	0,953	0,953
Datos de Calibración:		
Fecha de calibración:	7 de Julio 2007 ^a	7 de Julio 2007 ^a
Intensidad kerma en aire de referencia (U)	69,4/91,04 ^a	E/F ^a

^aE/F=Específico para cada fuente

Fuente: elaboración propia.

La intensidad de kerma en aire de referencia, se obtuvo por decaimiento desde la fecha de calibración de las fuentes y la ecuación:

$$S_K = 7.23M_{eq} \quad (5.1)$$

Se ingresó una tabla de factores de anisotropía, para 3 tipos de fuentes de Cs-137: 3M, Amersham, y RTR (pre-1982) obtenidas del trabajo de Liu mencionado anteriormente, estas tres fuentes difieren muy poco en su función de anisotropía.

Esta tabla se divide en dos partes, se encuentra en los anexos y muestra datos para distancias desde 0,25 cm hasta 10 cm y para ángulos polares desde 0 grados hasta 90 grados.

Para rangos de la distancia radial desde 0,25 cm hasta 10 cm y ángulos polares de 25 grados o más, la máxima diferencia entre el valor promedio dado y el de un modelo específico de su función de anisotropía, es menor que el 1% para los tres modelos de fuentes mostrados en las tablas.

Para ángulos pequeños, cerca de la dirección longitudinal, la máxima diferencia relativa a los valores promedio mostrados son; 1,7% para la fuente 3M, 2,7% para la fuente Amersham y 2,3% para la fuente RTR (pre-1982).

Tablas de valores de la función de anisotropía para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs puede hallarse en el reporte publicado por la AAPM en el año 2004.

Se ingresó una tabla de función radial de dosis, tabla X, que se obtuvo del trabajo de Liu. La función radial de dosis se describió en la sección 2.4.9.

Tabla X. **Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs : 3M, Amersham, RTR (pre-1982)**

Distancia a lo largo del eje transversal, r(cm)	Función de dosis radial, g(r)
0,5	0,998
1,0	1,000
1,5	0,997
2,0	0,993
2,5	0,988
3,0	0,982
3,5	0,976
4,0	0,970
4,5	0,964
5,0	0,957
6,0	0,941
7,0	0,925
8,0	0,906
9,0	0,885
10,0	0,862

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 479.

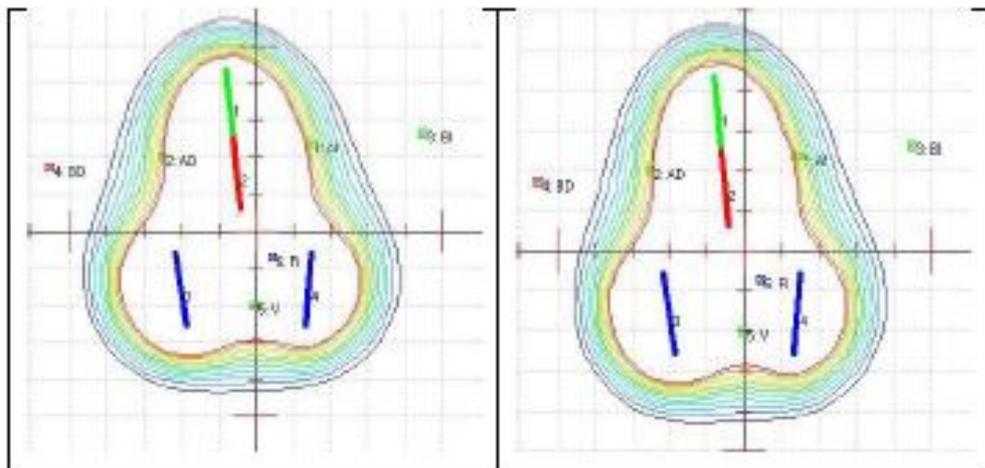
En la tabla anterior, se muestra la función radial de dosis para fuentes intracavitarias de Cs-137 (3M, Amersham, RTR(pre-1982)) para distancias desde 0,5 hasta 10cm. Los cambios que pueda tener esta función para un tipo específico de fuente, es casi despreciable y los datos proporcionados en la tabla, son suficientes para describir la función radial de dosis de cualquiera de las fuentes de Cs-137.

Según el trabajo de Liu, la máxima diferencia entre la función radial de dosis calculada para un modelo específico y el valor promedio dado en la tabla es 0,6% a 0,5 cm y 0,3% a 1 cm o más. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

5.2. Resultados

Las medidas de dosis obtenidas alrededor de una configuración de fuentes, usando la intensidad kerma en aire contenida en el formalismo TG-43, son muy cercanas a las medidas que se obtienen al usar la especificación de fuente miligramos de radio equivalente. La siguiente figura muestra gráficamente las distribuciones de dosis obtenidas con las dos especificaciones de fuentes:

Figura 16. **Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire**



Fuente: Programa Theraplan Plus.

El formalismo TG-43 toma en cuenta más parámetros, tales como: los efectos de la geometría, distribución espacial de radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, considerados en la constante de tasa de dosis Λ ; el efecto de filtrado y material de la fuente en concreto, considerados en la función radial de dosis $g(r)$; la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio considerado en el factor de anisotropía $F(r,\theta)$. Debido a esto, se prefiere actualmente este método de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia.

Las medidas realizadas para comparar ambos métodos se hizo con las configuraciones de implantes de braquiterapia usada en el INCAN: completa, cilíndrica y colpostatos, y se muestran en la tabla XI.

En la configuración completa se usan cuatro fuentes, en la configuración cilíndrica se usan tres fuentes y en los colpostatos, solamente dos; los dispositivos usados para estas configuraciones, se muestran en la figura 12, inciso (a), entre estos dispositivos se encuentra el aplicador Fletcher, el cilindro y los colpostatos. Las medidas se hacen en puntos de interés: A izquierdo, A derecho, B izquierdo, B derecho, mucosa izquierda, mucosa derecha, vejiga y recto (vea figura 16); definidos por el ICRU 38. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

Los resultados obtenidos mostrados en la tabla XI, muestran que en promedio, las medidas realizadas usando la intensidad de kerma en aire, tiene una diferencia porcentual de 3,38% de diferencia con respecto a las medidas que se obtienen usando la actividad equivalente de radio.

Tabla XI. **Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio**

Tiempo del implante: 72 horas			
Configuración	Dosis Impartida (cGy)		Desviación (%)
	Kerma en aire	Actividad equivalente de Radio	
COMPLETO 1 4 FUENTES	2 791	2 694	3,48
	2 964	2 869	3,21
	1 957	1 888	3,53
	2 048	1 979	3,37
	Promedio:		3,39
COMPLETO 2 4 FUENTES	3 082	2 978	3,37
	3 269	3 167	3,12
	2 010	1 940	3,48
	2 090	2 021	3,30
	Promedio:		3,32
CILINDRO 3 FUENTES	3 446	3 312	3,89
	3 479	3 347	3,79
	3 177	3 053	3,90
	515	496	3,69
	Promedio:		3,82
COLPOSTATO 2 FUENTES	5 894	5 724	2,88
	5 794	5 626	2,90
	661	642	2,87
	1 013	980	3,26
	Promedio:		2,98

Fuente: elaboración propia.

5.3. Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43

Es importante realizar una verificación independiente del cálculo de dosis en puntos de interés que realiza el TPS, esta verificación realizada como parte

de garantía de calidad del módulo de braquiterapia del TPS, nos garantiza que el TPS está realizando correctamente los cálculos de dosis, en este caso, usando el formalismo de cálculo de dosis TG-43.

La verificación independiente que se implementó, se hizo usando la ecuación del TG-43 explicada en la sección 2.4.4 que calcula la tasa de dosis en un punto con coordenadas (r, θ) a partir de una fuente lineal de longitud activa L:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (5.2)$$

calculando cada factor manualmente y a partir de las tablas propias de cada fuente. El resultado obtenido se compara con el resultado del TPS para verificar su exactitud.

El TPS calcula la tasa de dosis en el punto $P(r, \theta)$ por medio de la ecuación 2.14:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (5.3)$$

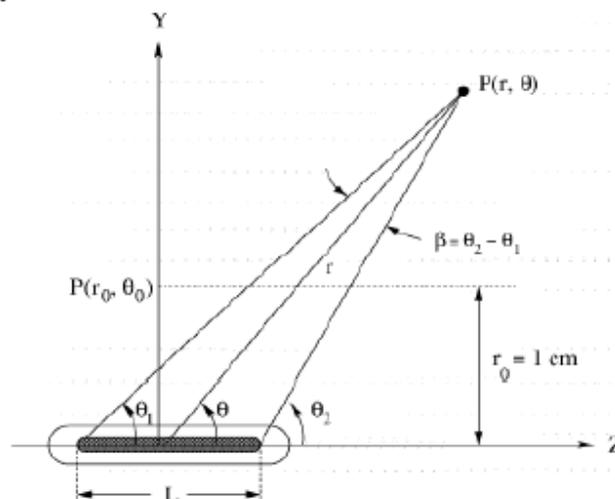
donde $S_S(r_0, \theta_0) = S_K(r_0, \theta_0)$ es la especificación de la fuente en tasa de kerma en aire de referencia y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la tasa de dosis relativa (DRT por sus siglas en inglés), creada por el TPS a partir de las tablas de factor de dosis radial $g(r)$ (adimensional), la tabla de factores de anisotropía $F(r, \theta)$ (adimensional) ingresadas al sistema y específicas para cada fuente y el factor geométrico $G(r, \theta)$ calculada por el propio sistema.

La tasa de dosis tiene unidades cGy/h y al multiplicar por el número de horas del implante, se obtiene la dosis en centigrays (cGy) en un punto de interés.

5.3.1. Procedimiento del cálculo independiente

A partir de la ecuación 2.1, se procede a hallar cada factor de la ecuación. Se hará el cálculo de tasa de dosis en un punto $P(r,\theta)$ debido a una fuente específica (vea figura 17), en el caso de varias fuentes se hace el mismo procedimiento para cada una de ellas, y la dosis total en un punto, será la suma de la contribución de dosis debido a cada fuente.

Figura 17. **Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia**



Fuente: Mark J. Rivard. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. p. 637.

La verificación independiente se hace a partir de las coordenadas reconstruidas por el TPS. El TPS genera una tabla con las coordenadas de los dos extremos de la fuente y por otro lado, las coordenadas del punto de interés.

A partir de estas coordenadas, se calcula las coordenadas $S_S(r_0, \theta_0)$ del punto de interés a partir de la fuente. Consideramos una fuente con tasa de kerma en aire de referencia $S_S(r_0, \theta_0) = 68,182U$ con coordenadas del punto superior e inferior de la fuente y las coordenadas del punto de interés (AI) como se muestra en la tabla XII.

Tabla XII. **Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante**

Coordenada	X	Y	Z
Punto de interés (AI)=P1	2,078	1,939	0,363
Extremo inferior=P2	-0,010	1,930	0,350
Extremo superior=P3	-0,030	3,900	0,880

Fuente: elaboración propia.

A partir de estas coordenadas se calculan los vectores V1 y V2 que van de los dos extremos de las fuentes hasta el punto de interés y el que va del extremo superior de la fuente hasta su extremo inferior V3 y sus respectivas magnitudes:

Tabla XIII. **Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2**

vector		componentes	magnitud
V1	P1-P2	(2,088, 0,009, 0,013)	2,088
V2	P1-P3	(2,108, -1,961, -0,517)	2,925
V3	P2-P3	(0,020, -1,970, -0,530)	2,040

Fuente: elaboración propia.

Luego, calculando el producto punto $V_2 \cdot V_3$ y $V_1 \cdot V_3$ hallamos los ángulos θ_1 y θ_2 usando la ecuación:

$$\theta_1 = \arccos \left(\frac{V_2 \cdot V_3}{|V_2||V_3|} \right) \quad (5.4)$$

Así se halla que $\theta_1 = 0,795$ rad $\theta_2 = 1,575$ rad. Luego con la ley de cosenos y de senos se hallan las coordenadas ($r = 2,328$ cm, $\theta = 1,113$ rad):

$$r = \sqrt{\left(\frac{l}{2}\right)^2 + |V_2|^2 - l \cdot |V_2| \cdot \cos \theta_1} = 2,328 \text{cm} \quad (5.5)$$

$$\theta = \arcsin \left(\frac{|V_1| \sin \theta_2}{r} \right) = 1,113 \text{rad} \quad (5.6)$$

donde l es la longitud de la fuente.

Estas son las coordenadas del punto de interés desde el centro de la fuente, necesarias para calcular los factores de la ecuación 5.2.

El primer factor, la tasa de kerma en aire de referencia, es proporcionada por el fabricante de las fuentes, para una fecha de referencia, solo se decae a la fecha actual, para la fuente en cuestión, tiene un valor de $S_S(r_0, \theta_0) = 68,182U$.

El siguiente factor es la constante de razón de dosis, se define para cada fuente en concreto; por tanto, incluye los efectos de la geometría, distribución espacial de la radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, descrita en la sección 2.4.7. Para la fuente utilizada, la constante de razón de dosis tiene un valor de $\Lambda = 0,953$ cGy/(hU).

Otro factor necesario es el cociente entre el factor geométrico en el punto (r, θ) y el factor geométrico en la posición de referencia $(1, \pi/2)$. El factor geométrico se halla a partir de las ecuaciones 2.6 y 2.7:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \frac{\cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right)}{L_s r \sin \theta} \quad (5.7)$$

Obteniéndose los siguientes resultados:

$$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad}) = 0,183 \text{ cm}^{-2}$$

$$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2) = 0,858 \text{ cm}^{-2}$$

El factor de dosis radial, se obtiene por interpolación de la tabla X a una distancia $r=2,328$ cm de la fuente, esta tabla debe ser propia de la fuente, en la sección 5.1 se explica de donde se obtuvo esta tabla para las fuentes ingresadas en el TPS. En este factor, se incluye el efecto del filtrado y material de la fuente en concreto, como se describió en la sección 2.4.9. El valor obtenido es $g(r=2,328\text{cm})=0,990$.

El último factor necesario es el factor de anisotropía, que al igual que el factor de dosis radial se halla por interpolación de una tabla específica para cada fuente.

Este factor, como se describió en la sección 2.4.10, proporciona la variación de dosis a cada distancia r debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio. El valor hallado para el caso en cuestión es $F(r=2,328 \text{ cm}, \theta=1,113 \text{ rad})=0,997$. Resumiendo, los datos calculados son los mostrados en la siguiente tabla:

Tabla XIV. Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43

	Valor	Unidades
$S_S(r_0, \theta_0)$	68,182	U=cGy cm^2/h
Λ	0,953	cGy/(hU)
$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad})$	0,183	cm^{-2}
$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2)$	0,858	cm^{-2}
$g(r=2,328\text{cm})$	0,990	adimensional
$F(r=2,328\text{cm}, \theta=1,113 \text{ rad})$	0,997	adimensional

Fuente: elaboración propia.

De esta forma la tasa de dosis en el punto P($r=2.328 \text{ cm}$, $\theta =1.113 \text{ rad}$) es, según el formalismo TG-43:

$$\begin{aligned} \dot{D}(r, \theta) &= S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 68,182\text{U} \times 0,953\text{cGy}/(\text{hU}) \times \frac{0,1829\text{cm}^{-2}}{0,8580\text{cm}^{-2}} \times 0,9898 \times 0,9968 \quad (5.8) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 13,668\text{cGy}/\text{h} \end{aligned}$$

El cálculo realizado por el TPS en ese mismo punto es de $\dot{D}(r=2,328 \text{ cm}$, $\theta=1,113 \text{ rad})=14,136 \text{ cGy/h}$.

La diferencia porcentual entre ambos resultados es de 3,42%. El TECDOC 1151 recomienda que las discrepancias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina, en braquiterapia, no supere un 15%. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

5.4. Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo

Se realizó una comprobación independiente de la dosis impartida en los puntos de interés debido a un implante ginecológico completo compuesto de cuatro fuentes radiactivas de Cs-137 de baja tasa de dosis. Para el cálculo se realizó el procedimiento descrito en la sección 5.3.1 para cada fuente en cada punto de interés. Los puntos de interés son AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto. La dosis total en cada punto de interés es:

$$\text{Dosis total} = \dot{D}_{fuente1}t_1 + \dot{D}_{fuente2}t_2 + \dot{D}_{fuente3}t_3 + \dot{D}_{fuente4}t_4 \quad (5.9)$$

donde $\dot{D}_{fuente1}t_1$ es la tasa de dosis de la fuente 1 en el punto de interés en cGy/h y t_1 es la duración del implante de la fuente 1 y así sucesivamente para las fuentes 2,3 y 4. Los resultados obtenidos para un tiempo de 72 horas de duración de implante de cada fuente se resumen en la tabla XV.

Tabla XV. **Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo**

	Etiqueta	Fuente 1	Fuente 2	Fuente 3	Fuente 4	Total	Total TPS
1	AI	984,071	987,716	455,600	289,113	2 716,500	2 800,034
2	AD	1 033,133	1 037,880	278,279	539,871	2 889,163	2 971,117
3	BI	193,467	194,556	242,842	124,949	755,813	755,765
5	BD	194,774	194,070	121,554	255,414	765,813	763,791
6	Vejiga	283,501	535,440	646,251	537,144	2 002,335	2 029,225
7	Recto	158,865	335,779	570,513	1 003,436	2 068,593	2 098,752

Fuente: programa Theraplan Plus.

La discrepancia entre la comprobación independiente y el cálculo de rutina del TPS para el implante completo es de 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

CONCLUSIONES

1. Con las pruebas de garantía de calidad, el uso adecuado y la comprensión del sistema de planificación y las rutinas que usa el sistema, se garantiza la correcta planificación de un tratamiento de braquiterapia y permite evitar incidentes radiológicos.
2. Para garantizar el correcto funcionamiento del sistema de planificación de braquiterapia utilizado en el INCAN, se han implementado ocho pruebas que se deben realizar con una frecuencia específica, dependiendo de la prueba que sea.
3. Es preferible utilizar el formalismo para cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva, recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM), formalismo TG43, para sustituir el uso de la especificación en miligramos de radio equivalente de las fuentes, ya que esta, conlleva errores en su determinación debido a las constantes empleadas para calcularla.
4. Las magnitudes físicas usadas en braquiterapia se han modificado con el tiempo, el documento de la AAPM, TG-43, actualiza estas magnitudes. Instituciones del tercer mundo insisten en usar antiguas magnitudes a pesar del error en su determinación, esta es una novedad del presente trabajo al implementar dicho formalismo en el INCAN.
5. Los cálculos de dosis de radiación en un punto específico, realizados por el sistema de planificación, usando el formalismo de cálculo de

dosis TG-43, pueden verificarse manualmente, como se ha descrito en el capítulo siete.

6. La forma en que una fuente radiactiva actúa sobre la materia depende de su forma física, de su energía y del tipo de radiación que emita.

RECOMENDACIONES

1. Debido a que las fuentes de cesio 137 modelo CDC T1 son del año 1991, y las de modelo CDCS J, del año 1998; fue difícil hallar sus características físicas y dosimétricas exactas. Se deberían implementar fuentes más nuevas cuyas características sean fáciles de hallar y que hayan sido simuladas por algún método, como Monte Carlo.
2. Las pruebas descritas para la garantía de calidad deben realizarse con la frecuencia especificada y de la forma descrita para asegurar el correcto funcionamiento del sistema de planificación.
3. Realizar y conocer adecuadamente las rutinas de planificación en un implante de braquiterapia mejora la calidad del tratamiento de cáncer, y por tanto, mejora la probabilidad de curación del paciente.
4. Deben crearse bases de datos separadas en el sistema de planificación, una para pacientes tratados con radioterapia externa y otra para pacientes de braquiterapia; también deben actualizarse cada seis meses o antes si es necesario; esta es una de las limitaciones del sistema de planificación Theraplan Plus, él considera una sola base de datos tanto para teleterapia como braquiterapia.
5. Usar toda la herramienta de la que dispone el sistema de planificación, para facilitar el análisis de los resultados y optimizar el cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva y su representación gráfica con líneas de isodosis.

6. Actualizar la especificación de las fuentes usadas en braquiterapia, de miligramos de radio equivalente a tasa de kerma en aire de referencia. Deben usarse las nuevas magnitudes, que evitan el uso de tantas constantes. Esto ya se ha efectuado, quedando pendiente la aprobación del jefe de física médica como por parte del jefe del Departamento de Radioterapia.

7. Al comprar nuevas fuentes radiactivas, revisar si es necesario agregar pruebas al sistema de planificación para garantizar su calidad. Es preferible que las fuentes vengan calibradas en tasa de kerma en aire de referencia y se acompañen datos de las características físicas de las fuentes, que permitan emplear el método de la Asociación Americana de Físicos Médicos TG-43.

BIBLIOGRAFÍA

1. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. "Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM radiation therapy committee task group-40". *Medical physics*. 1994, vol 21, núm. 8, p. 581-618.
2. _____. "Remote afterloading technology". *Medical physics*. 1993, núm 41, 107 p.
3. _____. "Specification of brachytherapy source strength". *Medical physics*. 1987, núm. 21, 98 p.
4. ATTIX, Frank. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Wisconsin: WILEY-BCH Verlag GmbH, 2004. 633 p
5. BALTAS, Dimos; SAKELLION, L.; ZAMBOGLOU, N. *The physics of modern brachytherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 670 p.
6. CUNNINGHAM, Robert; JOHNS, H.; KASE, K. *The physics of radiology*. 4a ed. Illinois: Charles C. Thomas Publisher, 1983. 785 p.
7. DUTREIX, Andrée. *Brachytherapy training course*. México: UNAM, 1993. 30 p.

8. FRANCOIS, Juan. *Introducción al análisis de reactores nucleares: análisis de reactores nucleares*. México: UNAM, Facultad de Ingeniería, 2005. 9 p.
9. HANSON, W.F. "Brachytherapy source strength: quantities, units, and standards. Brachytherapy physics". *Medical Physics Publishing*. 1995, p. 71-85.
10. HENDEE, William; IBOOTT, G. *Radiation therapy physics*. 3a ed. Chicago USA: Year book Medical Publishers, 2005. 450 p.
11. HOROWITZ, Y. "Photon general cavity theory". *Radiation protection*. 1984, vol 9, núm. 1, p. 5-18.
12. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. "Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad". *Documentos técnicos*. 2000, núm. 1151, 135 p.
13. _____. "Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 1274, 60 p.
14. _____. "Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 430, 281 p.
15. _____. "Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos". *Documentos técnicos*. 2005, núm. 398, 261 p.

16. _____. “Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación”. *Documentos técnicos*. 1996, núm. 115, 86 p.
17. INTERNATIONAL BUREAU OF WEIGHTS AND MEASURES. *The international system of units (SI)*. 8a ed. París: IBPM, 2006. 180 p.
18. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. “Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1985, núm. 38, 130 p.
19. _____. “Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 2004, núm. 72, 175 p.
20. _____. “Fundamental quantities and units for ionizing radiation”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1998, núm. 60, 19 p.
21. INTER-SOCIETY COUNCIL FOR RADIATION ONCOLOGY (ISRO) *Radiation oncology in integrated cancer management*. Chicago USA: Inter-Society Council for Radiation Oncology, 1991. 49 p.
22. KAPLAN, Irving. *Nuclear physics*. 2a ed. Madrid: Aguilar, 1962. 460 p.
23. KHAN, Faiz M. *The physics of radiation therapy*. 4a ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 2010. 738 p.

24. LIZHOUNG, Liu. "Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 447-483.
25. LOEVINGER, R. "The role of standards laboratory in brachytherapy. National Bureau of Standards (USA)", *Proceedings of recent advances in brachtherapy physics*. 1981, vol 1, núm. PB-83-134221, p. 22-31.
26. MAYLES, Philip; NAHUM, Alan; ROSENWALD, Jean-Claude. *Handbook of radiotherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 1412 p.
27. MIJNHEER, Ben; BATTERMANN, J.; WAMBERSIE, A. *Quality assurance of treatment planning systems practical examples for Non-IMRT photon beams*. Bélgica: ESTRO, 2004. 93 p.
28. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS "Protection against radiation from brachytherapy sources". *National Council on Radiation Protection and Measurements*. 1972, núm. 40, 140 p.
29. PODGORSAK, Ervin. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA, 2005. 696 p.
30. RAVINDER, Nath, et al. "Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.

- 56". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1997, vol 24, núm. 10, p. 1557-1598.
31. _____. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recomendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1994, vol 22, núm. 2, p. 209-234.
 32. RIVARD, Mark, et al. "Update of AAPM Task Group No. 43 report: a revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 633-674.
 33. TAUHATA, Luiz, et al. *Radioprotecao e dosimetria*. 4a ed. Brasil: Instituto de radioprotección e dosimetría-CNEN, 2002. 170 p.
 34. THERATRONICS INTERNATIONAL. *Theraplan plus, technical reference manual*. Ontario, Canada: Theratronics International, 2001. 370 p.
 35. WILLIAMSON, Jeffrey. *Brachytherapy physics*. United States: Medical Physics Publishing, 1995. 709 p.
 36. WYCKOFF, Allisy, et al. "The new special names of SI units in the field of ionizing radiations". *National Center for Biotechnology Information, Radiology*. 1976, vol 118, núm. 1, 233 p.
 37. ZHANG, Pengpeng, et al. "AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube source". American Association of

Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 4, 759
p.

ANEXOS

Anexo 1. **Formulario para control de calidad del tratamiento**

Formulario para el control de calidad del tratamiento de Braquiterapia	
Paciente: _____	No. Registro: _____
Fecha de la aplicación: _____	Fecha de registro: _____
ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
1) Preparación del implante	
<input type="checkbox"/> a) Aplicación programada	
<input type="checkbox"/> b) Sala y cama asignada	
<input type="checkbox"/> c) Fuentes solicitadas	
<input type="checkbox"/> d) Integridad del aplicador verificada	
2) Patología	
<input type="checkbox"/> a) Hospital	
<input type="checkbox"/> b) Código de patología	
<input type="checkbox"/> c) Diagnóstico	
3) Inserción del aplicador	
<input type="checkbox"/> a) Identidad del aplicador verificada	
<input type="checkbox"/> b) Geometría del implante/aplicador registrada	
<input type="checkbox"/> c) Placas de verificación revisadas	
<input type="checkbox"/> d) Número e intensidad de las fuentes registrada	
<input type="checkbox"/> e) Prescripción fechada y firmada por el oncologo radio terapeuta	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 116.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
4) <u>Carga del implante</u>	
[] a) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] b) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] c) Implante cargado	
[] d) Fuentes empleadas registradas en inventario	
[] e) Cálculos de prescripción y tratamiento revisados por el físico el mismo día de cargado el implante	
5) <u>Para implantes por carga remota automática</u>	
[] a) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] b) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] c) Control de calidad diario realizado a la unidad de tratamiento	
[] d) Auto-radiografía revisada por el físico y el médico el mismo día del implante	
6) <u>Ejecución del implante</u>	
[] a) Orientaciones escritas a las enfermeras	
[] b) Sala/cuarto de tratamiento identificado	
[] c) Monitoreo radiológico completado	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 117.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
[] d) Prescripción completada	
[] e) Fecha/hora de retiro de las fuentes registrado	
[] f) Médico responsable del implante informado de fecha/hora del retiro de fuentes	
[] g) Responsable de verificar el retiro del implante	
7) <u>Planificación del tratamiento</u>	
[] a) Plan revisado por el médico antes de completar el tratamiento	
[] b) Plan revisado por el físico antes de completar el tratamiento	
[] c) Administración del implante registrado en la hoja de tratamiento	
8) <u>Retiro del implante</u>	
[] a) Número de fuentes verificadas por el médico i) En la sala/cuarto del paciente ii) En el cuarto/local de fuentes	
[] b) Monitoreo radiológico de la sala/cuarto del paciente	
[] c) Fuentes retiradas inventariadas	
[] d) Formulario del monitoreo radiológico relleno	
9) <u>Registro y control del implante</u>	
[] a) Salida impresa de la unidad de carga remota automática auditada	
[] b) Placas de localización auditadas y archivadas	
[] c) Registro resumen de dosis impartidas relleno y firmado por el médico y el físico.	
^a Marcar con un [✓] cuando la acción correspondiente esté ejecutada	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 118.

Anexo 2. Formulario para verificación de intensidad de fuentes

Formulario para la verificación de la intensidad de fuentes de braquiterapia con cámara de ionización de pozo.
Fecha de verificación: _____ Realizado por: _____
Descripción de la fuente(s): Radionucleido: _____ Tipo: _____ No. Serie: _____ Intensidad (por certificado del fabricante) $S_{K,cert} =$ _____ Número de certificado: _____ Fecha del certificado: _____
Cámara de ionización: Modelo/Serie: _____ / _____ Electrómetro: Modelo/Serie: _____ / _____
Factor de calibración: $N_{SK} =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2\text{A}^{-1}$, dado a $P_0 =$ _____ kPa, $T_0 =$ _____ °C
Corrección de la lectura del electrómetro: a) Corrección por densidad de aire: Temperatura $T =$ _____ °C y presión $P =$ _____ kPa al momento de la medición. $P_{TP} = (P_0/P)[(273,15 + T)/(273,15 + T_0)] =$ _____ Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $M_0 =$ _____ C/min(Q_{HV}) Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $Q_{HV/2} =$ _____ C/min b) Corrección por recombinaciones: $p_{ion} = (4/3) - (Q_{HV/2}/3Q_{HV}) =$ _____ c) Corrección por escala del electrómetro: $p_E =$ _____
Intensidad de kerma en aire medida: $S_K = M_0 N_{SK} P_{TP} p_{ion} p_E = S_K =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2$
Discrepancia $\Delta = (S_K - S_{K,cert}^*) \times 100 / S_{K,cert}^* =$ _____ % $S_{K,cert}^*$: valor corregido para la fecha de verificación

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 112.

Anexo 3. La función de anisotropía promedio para las fuentes intracavitarias de ¹³⁷Cs: Amersham, 3M y RTR pre-1982

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	0	2	4	6	8	10	12	14	16	18
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,50	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,75	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,985	0,986
1,00	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,946	0,953	0,958	0,965
1,25	0,901	0,901	0,901	0,892	0,879	0,894	0,915	0,931	0,944	0,953
1,50	0,897	0,897	0,896	0,885	0,874	0,887	0,906	0,922	0,936	0,946
2,00	0,893	0,893	0,891	0,876	0,869	0,883	0,900	0,915	0,928	0,939
2,50	0,891	0,891	0,888	0,870	0,867	0,882	0,898	0,913	0,925	0,937
3,00	0,889	0,889	0,886	0,866	0,866	0,881	0,897	0,912	0,924	0,935
3,50	0,889	0,889	0,884	0,864	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
4,00	0,888	0,888	0,883	0,862	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
5,00	0,888	0,888	0,883	0,861	0,866	0,882	0,898	0,912	0,924	0,934
7,00	0,890	0,890	0,883	0,861	0,868	0,884	0,900	0,913	0,925	0,935
10,00	0,895	0,895	0,887	0,866	0,874	0,889	0,904	0,917	0,928	0,937

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	20	25	30	35	40	50	60	70	80	90
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,998	0,999	1,000	1,000	1,000
0,50	0,000	0,996	0,995	0,996	0,997	0,998	0,999	0,999	1,000	1,000
0,75	0,986	0,989	0,992	0,994	0,995	0,997	0,998	0,999	1,000	1,000
1,00	0,970	0,980	0,985	0,989	0,992	0,996	0,998	0,999	1,000	1,000
1,25	0,960	0,973	0,981	0,986	0,990	0,995	0,997	0,999	1,000	1,000
1,50	0,954	0,969	0,977	0,984	0,988	0,994	0,997	0,999	1,000	1,000
2,00	0,948	0,964	0,974	0,981	0,986	0,993	0,996	0,998	1,000	1,000
2,50	0,946	0,962	0,973	0,980	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,00	0,944	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,50	0,943	0,960	0,971	0,979	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
4,00	0,943	0,960	0,971	0,978	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
5,00	0,943	0,959	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
7,00	0,944	0,960	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
10,0	0,945	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ¹³⁷Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 480.



Universidad de San Carlos de Guatemala
Facultad de Ingeniería
Escuela de Ciencias

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

Marcos Calixto Catú Sajcabún
Asesorado por el Lic. Franky Reyes

Guatemala, septiembre de 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A LA JUNTA DIRECTIVA DE LA
FACULTAD DE INGENIERÍA

POR

MARCOS CALIXTO CATÚ SAJCABÚN
ASESORADO POR EL LIC. FRANKY REYES

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE

LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

GUATEMALA, SEPTIEMBRE DE 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
FACULTAD DE INGENIERÍA



NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
VOCAL I	Ing. Alfredo Enrique Beber Aceituno
VOCAL II	Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco
VOCAL III	Ing. Miguel Ángel Dávila Calderón
VOCAL IV	Br. Juan Carlos Molina Jiménez
VOCAL V	Br. Mario Maldonado Muralles
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
EXAMINADOR	Lic. Ricardo Enrique Contreras Folgar
EXAMINADOR	Ing. José Rodolfo Samayoa Dardón
EXAMINADOR	Ing. Otto Miguel Hurtarte Hernández
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

En cumplimiento con los preceptos que establece la ley de la Universidad de San Carlos de Guatemala, presento a su consideración mi trabajo de graduación titulado:

IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA

Tema que me fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Ciencias, con fecha 26 de febrero de 2010.

Marcos Calixto Catú Sajcabún

ACTO QUE DEDICO A:

Mi hija

Por ser en todo momento la fuente
de mi inspiración.

AGRADECIMIENTOS A:

Mis padres

Por apoyarme siempre en todos los
ámbitos de mi vida.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	VII
LISTA DE SÍMBOLOS	XI
GLOSARIO	XIII
RESUMEN.....	XVII
OBJETIVOS.....	XIX
INTRODUCCIÓN.....	XXI
1. ASPECTOS TEÓRICOS	1
1.1. Radiación.....	1
1.1.1. Radiación ionizante	1
1.1.2. Tipos de radiación ionizante	2
1.2. Radiometría	2
1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia	2
1.3.1. Actividad	3
1.3.2. Tasa de exposición de referencia	4
1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia.....	5
1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia	6
1.4.1. Radio (Ra)-226	7
1.4.2. Cesio-137	7
1.4.3. Cobalto-60	9
1.4.4. Iridio 192.....	10
1.4.5. Oro 198.....	12
1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia.....	13

1.4.7.	Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia	14
2.	LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA	15
2.1.	Dosimetría	15
2.2.	Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia	15
2.2.1.	Técnicas de braquiterapia intersticial	16
2.2.2.	Técnicas de braquiterapia intracavitaria	16
2.3.	Modelos de cálculos de dosis.....	16
2.4.	Formalismo de dosimetría según el TG-43	17
2.4.1.	Concepto básico.....	17
2.4.2.	Geometría de la fuente.....	18
2.4.3.	Datos de referencia	19
2.4.4.	Formalismo TG-43	20
2.4.5.	Formulación 2D del TG-43	20
2.4.6.	Aproximación 1D del TG-43	21
2.4.7.	Constante de razón de dosis.....	22
2.4.8.	Factor geométrico	23
2.4.9.	Función radial de dosis.....	25
2.4.10.	Función de anisotropía.....	26
2.4.11.	Intensidad de kerma aire	26
2.5.	Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota	27
2.5.1.	Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron	27
2.5.2.	Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed	29
2.5.3.	Fuentes Bebig	30
2.6.	Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN	32
2.6.1.	Reconstrucción del implante de braquiterapia.....	33
2.6.2.	Posicionamiento automático.....	34

2.6.3.	Remover fuentes puntuales duplicadas	34
2.6.4.	Cálculo de dosis para fuentes puntuales	34
2.6.5.	Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43).....	35
2.6.6.	Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido	35
2.6.7.	Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual.....	36
2.6.8.	Cálculo de la razón de dosis de la fuente	36
2.6.9.	Cálculo de dosis para fuentes lineales	37
2.6.10.	Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal.....	38
2.6.11.	Cálculo de dosis absoluta.....	39
2.6.12.	Factor de tiempo del implante.....	39
2.6.13.	Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes.....	40
3.	GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA.....	41
3.1.	Elementos del programa de garantía de calidad	42
3.1.1.	Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento.....	46
3.1.2.	Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento	46
3.1.3.	Algoritmos de cálculos de dosis.....	47
3.1.4.	Verificación de los cálculos de dosis en el paciente	48
3.1.5.	Localización de las fuentes.....	49
3.1.6.	Requerimientos de exactitud en braquiterapia.....	49

3.2.	Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia	50
4.	IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN.....	51
4.1.	Pruebas y controles a realizarse	52
4.1.1.	Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento	52
4.1.2.	Prueba 2: Digitalizador	52
4.1.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...53	
4.1.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.	53
4.1.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	54
4.1.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo.....	56
4.1.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	56
4.1.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia	58
4.2.	Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS.....	59
4.2.1.	Frecuencia de los controles.....	59
4.2.2.	Bitácoras	60
4.2.3.	Controles rutinarios	61
4.3.	Resultados de las pruebas realizadas al TPS	62
4.3.1.	Prueba 1: Unidad central de procesamiento	62
4.3.2.	Prueba 2: Digitalizador	63
4.3.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...63	

4.3.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.....	64
4.3.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	65
4.3.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo	67
4.3.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	68
4.3.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia.....	69
5.	INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN	75
5.1.	Datos utilizados	75
5.2.	Resultados.....	79
5.3.	Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43.....	81
5.3.1.	Procedimiento del cálculo independiente	83
5.4.	Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo	88
	CONCLUSIONES	91
	RECOMENDACIONES.....	93
	BIBLIOGRAFÍA	95
	ANEXOS.....	101

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

FIGURAS

1.	Esquema de decaimiento del cesio 137	8
2.	Esquema de decaimiento del cobalto 60.....	10
3.	Esquema principal de decaimiento del iridio 192	11
4.	Esquema de decaimiento del oro 198	12
5.	Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal	19
6.	Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío.....	23
7.	Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal.....	24
8.	Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192	28
9.	Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)	28
10.	de la fuente GammaMed de Ir-192.....	29
11.	Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig	30
12.	(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curietron	31
13.	Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés	33
14.	Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia	43
15.	Elementos contenidos en el formulario de control de calidad.....	61
16.	Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire	79

17.	Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia.....	83
-----	---	----

TABLAS

I.	Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia.....	6
II.	Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias	22
III.	Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron.....	32
IV.	Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40)	45
V.	Pruebas para el control de calidad	51
VI.	Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1	70
VII.	Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente.....	71
VIII.	Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes	72
IX.	Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43	76
X.	Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ¹³⁷ Cs: 3M, Amersham, RTR (pre-1982)	78
XI.	Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio.....	81
XII.	Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante....	84
XIII.	Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2	84

XIV.	Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43.....	87
XV.	Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo	88

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado
HVL	Capa hemirreductora
λ	Constante de decaimiento
Γ	Constante de razón de dosis
ρ	Densidad
D	Dosis absorbida
Kerma (K)	Energía cinética impartida en el medio
Cema (C)	Energía convertida por unidad de masa
X	Exposición
N_K	Factor de calibración de kerma en aire de la cámara de ionización
N_{elec}	Factor de calibración del electrómetro
k_{air}	Factor de corrección por atenuación por aire
k_n	Factor de corrección por no uniformidad
k_{scatt}	Factor de corrección por radiación dispersada
k_{TP}	Factor de corrección por temperatura y presión
MF	Factor de magnificación
γ	Fotón gamma
F(r,θ)	Función de anisotropía para fuente lineal
Φ_{an}	Función de anisotropía para fuente puntual
g(r)	Función de dosis radial
f_{cm}	Función de energía de rayos gamma
G(r,θ)	Función de geometría
GC	Garantía de calidad

K_r	Kerma en aire de referencia
α	Partícula alfa
β	Partícula beta
T	Período de semidesintegración
τ	Vida media

GLOSARIO

AAPM	Asociación Americana de Físicos en Medicina.
Algoritmo	Conjunto prescrito de instrucciones o reglas bien definidas, ordenadas y finitas que permite realizar una actividad o hallar la solución a un problema mediante pasos sucesivos.
Cuaderno de bitácora	Registro escrito de las acciones que se llevan a cabo en cierto trabajo o tarea.
Calibración	Procedimiento de comparación entre lo que indica un instrumento y lo que debería indicar de acuerdo a un patrón de referencia con valor conocido.
Cámara de ionización	Es esencialmente un capacitor en el cual la corriente de fuga es inducida a través de la acción del haz de radiación.
Cema	Es la energía convertida por unidad de masa, aplicable a radiación directamente ionizante.
DFC	Término que hace referencia a la distancia entre la fuente y la cámara.
Estocástica	Cantidad cuyo valor ocurre aleatoriamente y varía en forma discontinua en el espacio y tiempo. En

principio puede medirse con un error arbitrariamente pequeño.

Dosimetría	Es el cálculo de la dosis de radiación que recibirá el paciente (más o menos detallada por órganos o regiones) con un tratamiento determinado.
Dosis absorbida	Cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un material irradiado.
Electrómetro	Dispositivo de medición de corriente de carga inducida. Es muy sensible, se usa en conjunto con una cámara de ionización.
Exposición	Es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en aire de masa dm quedan completamente frenados en el aire.
Fluencia	Hace referencia a un flujo de partículas o de energía en un área determinada.
Garantía de calidad	Se refiere a las acciones planificadas y sistematizadas que garantizan que una estructura, o componente se comporte satisfactoriamente.
HDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una alta tasa de dosis de radiación.
Implante de braquiterapia	Consiste en colocar fuentes de radiación en un tumor o lugar de tratamiento con el fin de eliminar el tumor.

Kerma	Energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa, incluyendo la energía por pérdida radiactiva y excluyendo la energía que pasa de una partícula cargada a otra.
LDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una baja tasa de dosis de radiación.
LSCD	Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica.
MgRaeq	Miligramos de radio equivalente, es aquella masa de radio 226 filtrada por 0.5 mm de platino que produce la misma tasa de kerma en aire que la fuente en cuestión.
No estocástica	Cantidad cuyo valor, en principio puede predecirse por cálculos y varía de forma continua en el espacio y tiempo.
OIEA, IAEA	Organismo Internacional de Energía Atómica.
OMS	Organización Mundial de la Salud.
PMMA	Polimetilmetacrilato, material utilizado para simular las propiedades del cuerpo humano, al utilizar radiaciones.
Radiometría	Se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética.

Radionúclido	Es un átomo con un núcleo inestable, caracterizado por exceso de energía disponible.
SCF	Hace referencia a un sistema de coordenadas fijo.
SCP	Hace referencia al sistema de coordenadas del paciente.
SFD	Hace referencia a la distancia desde la fuente radiactiva hasta la película radiográfica.
TECDOC	Documento Técnico.
TPS	Sistema de planificación de tratamientos computarizado usado en radioterapia.
TRS	Hace referencia a una serie de reportes técnicos, emitido por el OIEA.

RESUMEN

La radioterapia es de gran importancia en su aplicación para el tratamiento del cáncer; y para garantizar la óptima aplicación de sus protocolos y procedimientos, se auxilia de un programa de garantía de calidad basado en protocolos y normas de carácter mundial.

En este trabajo se hace una revisión de los principios de la radiación, su dosimetría y su aplicación en la braquiterapia, así como de un programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle" describiendo y aplicando diferentes pruebas para garantizar la calidad de la planificación de un tratamiento de braquiterapia, asegurando el correcto funcionamiento del sistema de planificación utilizado para este fin.

El trabajo está estructurado en cinco capítulos: el primer capítulo trata los aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, incluyendo la especificación de las fuentes y las fuentes usadas en braquiterapia. El segundo capítulo, describe la dosimetría de las fuentes de braquiterapia y las rutinas utilizadas en el sistema de planificación de tratamiento. El capítulo tres, estudia los elementos de un programa de garantía de calidad que se implementan en el capítulo cuatro, por medio de ocho pruebas de garantía de calidad realizadas al sistema de planificación de braquiterapia del Instituto Nacional de Cancerología (INCAN).

En el capítulo cinco se introduce de forma novedosa un método moderno de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia, sugerida por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, llamado formalismo TG-43.

OBJETIVOS

General

Implementar un programa de garantía de calidad al sistema de planificación de tratamiento de braquiterapia, en el Instituto de Cancerología y Hospital “Dr. Bernardo del Valle”.

Específicos

1. Implementar y realizar correctamente las pruebas necesarias que garanticen el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia del sistema de planificación.
2. Describir y realizar correctamente las rutinas en la planificación de un implante de braquiterapia usando el sistema de planificación.
3. Implementar la especificación de fuentes recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, el formalismo TG-43, para actualizar las unidades de medida utilizadas en braquiterapia.
4. Minimizar la probabilidad de que ocurra un accidente radiológico debido a errores en el sistema de planificación.
5. Conocer las características físicas de la radiación y las fuentes de radiación utilizada en braquiterapia.

INTRODUCCIÓN

El cáncer es una enfermedad que cada día agobia más a la población y es una de las principales causas de muerte en todo el mundo, la Organización Mundial de la Salud calcula que, 84 millones de personas morirán de cáncer entre 2005 y 2015.

El objetivo principal al tratar el cáncer es destruir las células cancerosas sin exceder el nivel de tolerancia de las células sanas circundantes, los nuevos equipos de tratamiento que se producen en radioterapia, tienen como finalidad alcanzar ese objetivo de manera simple y eficaz.

El cáncer de cérvix es el tipo de cáncer más común en el sexo femenino en Guatemala, en las últimas estadísticas del Instituto de Cancerología, se observa que en un año, se atendieron 783 casos de cáncer de cérvix. El tratamiento de esta patología se hace con radioterapia externa, con braquiterapia o una combinación de ambos métodos, y para su tratamiento, tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora.

Los sistemas de planificación de tratamiento computarizado contienen módulos de software para diferentes formas de tratar el cáncer, estos pueden ser; radioterapia de intensidad modulada (IMRT), radioterapia conformada (CRT), radioterapia guiada con imagen (IGRT), simulación virtual, braquiterapia, etc. En todos los módulos, es necesario comprobar periódicamente su correcto funcionamiento para mejorar la exactitud en la administración de la dosis de

radiación, y evitar errores que puedan producir un accidente radiológico. El propósito de este trabajo es implementar un método para garantizar el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia en el INCAN.

Tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, cuando esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora, debe comprobarse periódicamente su correcto funcionamiento para evitar errores que puedan conllevar a un accidente radiológico.

La garantía de calidad del funcionamiento de los sistemas de tratamiento computarizado a tomado relevancia debido a accidentes que se han reportado debido al descuido en el uso de esta herramienta: en el 2000 en Panamá, se introdujo incorrectamente los datos de bloqueos del haz de radiación en el TPS; en 1982, en un hospital de Inglaterra, se suministró dosis menores a las necesarias para el tratamiento cuando se introdujo el uso del TPS en vez del cálculo manual; en 1987 al sustituirse una fuente de cobalto 60 en un hospital de Maryland, Estados Unidos, el físico encargado no actualizó correctamente los datos en el TPS. La garantía de calidad de este sistema, permite asegurar que las dosis calculadas en puntos de interés son correctas.

El presente trabajo consta de cinco capítulos, el primero trata de aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, haciendo énfasis en las características físicas de las fuentes de radiación utilizadas en braquiterapia.

En el capítulo dos se estudia la dosimetría de las fuentes de radiación en braquiterapia, tomando como base el formalismo de cálculo de dosis TG-43, considerado el modelo más completo disponible actualmente. También se

describen las rutinas que realiza el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus en la planificación de un implante de braquiterapia.

En el tercer capítulo se describen los elementos de un programa de garantía de calidad en braquiterapia, específicamente del sistema de planificación de tratamientos de braquiterapia.

El capítulo cuatro, trata sobre el programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle"; este programa se hizo implementando ocho pruebas que verifican la exactitud de los cálculos del sistema y que esta exactitud se mantenga en el tiempo, estas pruebas deben realizarse en intervalos de tiempo específicos.

Finalmente, en el capítulo 5, se introdujo el formalismo de cálculo de dosis TG-43 para su implementación en el hospital y se calculó detalladamente la dosis en puntos de interés en un paciente real. En los anexos se incluyen dos formularios, uno para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia y otro para la verificación de la intensidad de las fuentes de braquiterapia, también se incluye una tabla de factores de anisotropía para las fuentes de cesio 137 utilizadas en el INCAN.

1. ASPECTOS TEÓRICOS

En este primer capítulo, se introducen varios conceptos necesarios para los próximos capítulos de este trabajo. Se hace énfasis en las especificaciones de las fuentes de radiación en braquiterapia y sus esquemas de decaimiento.

1.1. Radiación

Se aplica el término radiación a la emisión y propagación de energía a través del espacio o por un medio material. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.1.1. Radiación ionizante

Es la radiación que puede ionizar la materia directa o indirectamente. La radiación que ioniza directamente (partículas cargadas) deposita su energía en el medio por medio de la interacción de Coulomb entre la partícula cargada directamente ionizante y los electrones orbitales de los átomos en el medio. La radiación que ioniza indirectamente (neutrones y fotones (rayos X y rayos γ)), deposita su energía en el medio por medio de dos procesos:

- En el primer proceso, una partícula cargada es liberada en el medio (los fotones liberan electrones o positrones, los neutrones liberan protones o iones pesados)
- En el segundo proceso, las partículas cargadas liberadas depositan su energía en el medio a través de interacciones de Coulomb con electrones

orbitales de los átomos en el medio. (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

1.1.2. Tipos de radiación ionizante

Las radiaciones ionizantes generalmente se caracterizan por su capacidad para excitar e ionizar átomos de la materia con la que interacciona. Entre los tipos de radiación ionizantes están: rayos gamma, rayos X, electrones, neutrones y partículas cargadas pesadas.

1.2. Radiometría

La radiometría se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética. Las mediciones sobre la radiación o investigaciones de los efectos de la radiación requieren de varias especificaciones del campo de radiación en puntos de interés.

Varias cantidades y unidades han sido definidas para describir los haces de radiación, las siguientes cantidades son usadas para describir un haz de radiación mono energético ionizante: fluencia de partículas, fluencia de energía, tasa de fluencia de partículas y tasa de fluencia de energía.

1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia

Numerosas recomendaciones internacionales indican la conveniencia de especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia en unidades de tasa de kerma en aire; tanto en los certificados de los laboratorios de calibración, como en los sistemas de planificación y en la prescripción y documentación de los tratamientos, aunque en la práctica clínica se prefiere usar Grays.

La intensidad de kerma en aire, está definida como el producto de la tasa de Kerma aire en aire $K_{(air)air}$ y el cuadrado de la distancia entre el punto de calibración y el centro de la fuente en el eje bisector de la misma. (IAEA. Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia. 2004). Se simboliza como S_K y sus unidades son: $[S_K]=\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}=\text{cGy}\cdot\text{cm}^2\cdot\text{h}^{-1}$.

La cantidad recomendada para la especificación de fuentes de rayos gamma es la tasa de referencia de kerma en aire, la cual para fuentes lineales tipo alambre o cadenas de semillas de ^{192}Ir se emplea la cantidad: intensidad lineal de kerma en aire, definida como la S_K por unidad de longitud de la fuente. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

1.3.1. Actividad

La actividad se define como el número de desintegraciones por unidad de tiempo de un isótopo radiactivo; dado que la desintegración no tiene unidades, la actividad es medida en s^{-1} . La unidad de la actividad es el Becquerel, $1(\text{Bq})=\text{s}^{-1}$, aunque por muchos años (y se usa a veces en la actualidad) su unidad fue el Curio (Ci).

$$1 \text{ Ci} = 3,70 \times 10^{10} \text{ Bq} \quad (1.1)$$

De lo anterior, la magnitud de la fuente de cualquier radionúclido puede ser especificado en submúltiplos de Ci (en la práctica clínica se prefiere el mCi).

La tasa de exposición \dot{X} a cualquier punto particular es proporcional al producto de la actividad, su constante de razón de exposición e inversamente proporcional a d^2 . (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010):

$$\dot{X} = \Gamma \frac{A}{d^2} \quad (1.2)$$

donde A es la actividad y \dot{X} la constante de razón de exposición. Sin embargo, se puede introducir errores en este método debido a que se debe aplicar correcciones para la fuente y filtración de las paredes y que la constante de razón de exposición no se puede conocer exactamente. Cabe mencionar que, la exactitud de la constante de razón de exposición depende del conocimiento exacto de los datos espectroscópicos y los coeficientes de absorción relevante. (Faiz Khan The physics of radiation therapy. 2010).

1.3.2. Tasa de exposición de referencia

El Consejo Nacional sobre Protección Radiológica y Mediciones (NCRP) de Estados Unidos, recomienda que la magnitud de cualquier emisor \dot{X} deba ser especificada directamente en términos de razón de exposición en aire a una distancia específica tal como 1 metro.

Esta especificación puede llevarse a cabo simplemente midiendo la razón de exposición en aire libre a una distancia suficientemente grande que la fuente pueda ser tratada como puntual. Una gran distancia minimiza la dependencia de la calibración sobre la construcción de la fuente y el detector, esto debido a que ambos pueden ser tratados como puntuales. Además, el efecto de la transmisión oblicua de los rayos \dot{X} a través de la cápsula de la fuente se vuelve despreciable.

Loevinger (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981), recomienda la calibración de las fuentes de braquiterapia en términos de dosis absorbida en agua cerca de la fuente. Sin embargo, tal

calibración no está disponible comúnmente, por lo que el método de razón de exposición lejos de la fuente sigue siendo el método más apropiado.

La cantidad recomendada para la especificación de las fuentes gamma es la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$

1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia

La tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$, está definida por la Comisión Internacional en Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia de 1 metro, corregida para los efectos de atenuación y dispersión; tiene como unidades Gy/s aunque es más conveniente usar $\mu\text{Gy/h}$ para LDR y mGy/h para HDR.

La Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) recomienda especificar la emisión de fotones de una fuente en términos de la intensidad de kerma en aire (*air-kerma strength*) S_K . La relación entre $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$ y S_K está dada por:

$$S_K = (\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}} d_{\text{ref}}^2 \quad (1.3)$$

donde d_{ref} es la distancia de referencia para donde la tasa de kerma en aire es definida (1m). Claramente, la intensidad de kerma en aire y la tasa de kerma en aire son numéricamente iguales y se diferencian únicamente por sus unidades, de este modo, la denominada intensidad de kerma en aire viene dado por $1\text{U} = 1\mu\text{Gym}^2/\text{h} = 1\text{cGycm}^2/\text{h}$ recomendada por el TG 43. (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981).

Antiguamente se usaban las cantidades miligramo de radio equivalente y Actividad aparente para la especificación de las fuentes de braquiterapia, en el aún se usa la primera de éstas, y con este trabajo se sugiere su actualización.

1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia

A partir del descubrimiento del elemento radio, este fue el más utilizado en braquiterapia; sin embargo, los radioisótopos artificiales ofrecen ventajas especiales en algunas situaciones debido a: la energía de sus rayos γ , flexibilidad de las fuentes, tamaño de las fuentes y vida media.

Tabla I. **Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia**

radionucleido	Vida Media	Energía del fotón	Valor medio de la capa (mm de plomo)
²²⁶ Ra	1600 años	0,047-2,450 (0,83 avg)	8,0
²²² Rn	3,83 días	0,047-2,45 (0,83 avg)	8,0
⁶⁰ Co	5,26 años	1,17 1,33	11,0
¹³⁷ Cs	30 años	0,662	5,5
¹⁹² Ir	74,2 días	0,136-1,06	2,5
¹⁹⁸ Au	2,7 días	0,412	2,5
¹²⁵ I	60,2 días	0,028 avg	0,025

Fuente: Faiz, Khan. The physics of Radiation Therapy. p. 355.

La tabla I, muestra las fuentes usadas comúnmente en braquiterapia así como sus propiedades físicas relevantes.

A continuación se describen las características de los isótopos radiactivos de mayor importancia en braquiterapia: radio (Ra), cesio 137 (Cs-137), cobalto 60 (Co-60), iridio 192 (Ir-192) y oro 198 (Au-198).

1.4.1. Radio (Ra)-226

Es el sexto miembro de la serie del uranio, la cual empieza con $^{238}_{92}\text{U}$ y finaliza con el isótopo $^{286}_{82}\text{Pb}$. El radio se desintegra con una vida media de 1620 años para formar radón.



El núcleo de radón producido es un gas inerte que se desintegra en otro producto hijo. Como resultado del proceso de decaimiento a partir del radio hasta el plomo estable, se producen al menos 49 rayos γ con energías en el rango desde 0,184 a 2,45 MeV. La energía media de los rayos γ es 0,83 MeV. (Philip Mayles; Alan Nahum; Jean-Claude Rosenwald. Handbook of radiotherapy physics. 2007).

Una filtración de al menos 0,5 mm de platino que conforma la cápsula de la fuente, es suficiente para absorber todas las partículas α y la mayoría de las partículas β emitidos por el radio y sus productos hijos. Solo rayos γ son usados para terapia.

1.4.2. Cesio-137

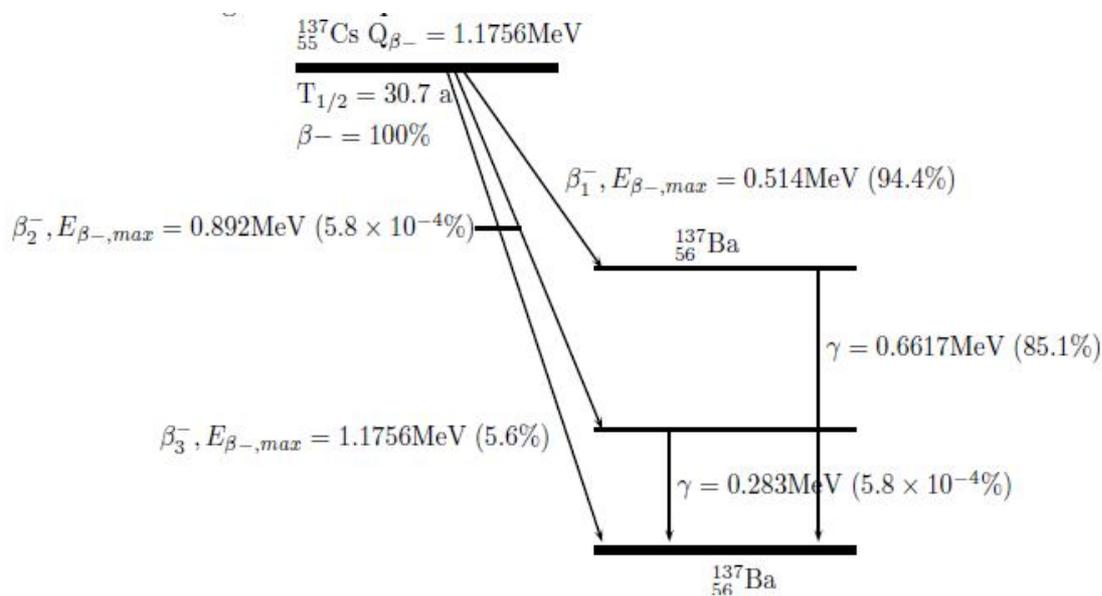
El cesio es un radioisótopo emisor de rayos γ el cual es usado como un sustituto del radio en braquiterapia intersticial e intracavitaria. Este se provee en forma de polvo insoluble o micro esferas de cerámica doblemente encapsuladas

en agujas de acero inoxidable y tubos. El cesio 137 es usado ampliamente para tratamientos de cáncer ginecológico y son implantados manualmente.

El cesio 137 emite rayos γ de energía 0,662 MeV, el esquema de decaimiento en la figura 1 muestra que el cesio 137 se transforma en Ba-137 por un proceso de decaimiento β^- pero el 93,5% de las desintegraciones son seguidas de rayos γ a partir del estado meta estable del Ba-137.

Las partículas β y los rayos x característicos de baja energía son absorbidos por el material de acero inoxidable, de esta forma, la fuente para uso clínico es un emisor de rayos γ puro.

Figura 1. Esquema de decaimiento del cesio 137



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 153.

La constante de razón de exposición Γ_{δ} para cesio 137 no filtrado es 3,26 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ comparando este valor con Γ_{δ} de radio filtrado que es 8,25 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ para 0,5 mm Pt, el factor de conversión es

$$\frac{8,25}{3,26} = 2.53 \text{mCi de Cs-137/mg de Ra-226} \quad (1.5)$$

sin embargo, a lo largo del eje transversal de fuentes clínicas, (cesio con 0,5 mm de acero y radio con 0,5 mm de filtración generalmente) el factor de conversión medio ha sido calculado como 2,55 para agujas de cesio y 2,59 para tubos de cesio 137. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.4.3. Cobalto-60

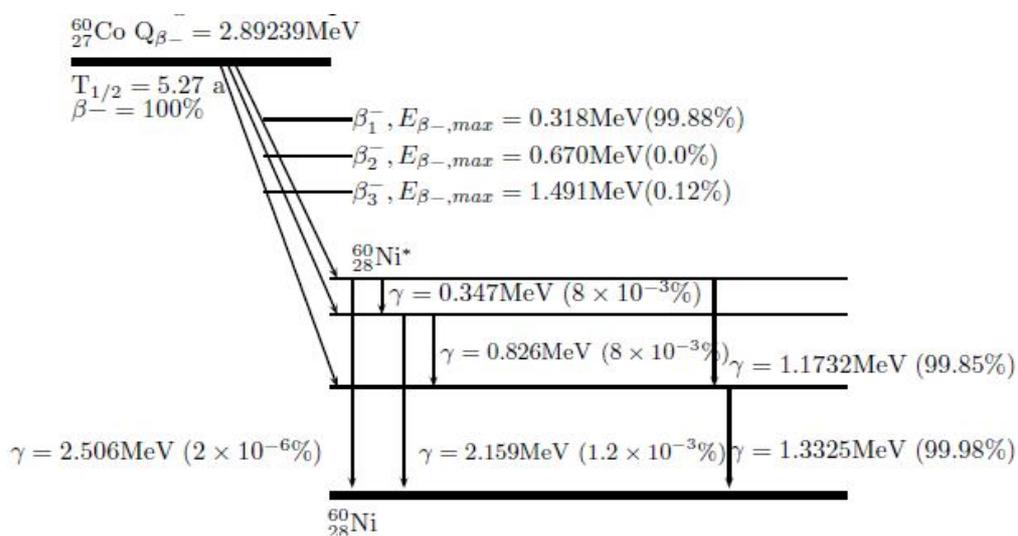
Debido a la alta actividad específica, el Co-60 es apropiado para la fabricación de fuentes pequeñas de alta actividad y se ha usado principalmente para sustituir al Ir-192 para braquiterapia ginecológica.

El Co-60 sufre decaimiento β^- al estado excitado de Ni-60 como se muestra en la figura 2. La des-excitación al estado estable del Ni-60 se ocurre principalmente por la emisión de rayos gamma que tienen dos líneas de energías dominantes de 1,1732 y 1,332 MeV, ambos con una intensidad absoluta de aproximadamente 100%. En promedio se emiten dos fotones por desintegración. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

Los principales rayos β^- tienen una energía máxima de 0,318 MeV, una energía media de 0,096 MeV y una intensidad absoluta de 99,88%. Los rayos beta de alta energía, tienen una energía máxima de 1,491 MeV y una energía media de 0,626 MeV con una probabilidad de emisión de 0,12%.

Debido a la relativamente baja energía de los electrones emitidos, su filtración puede alcanzarse fácilmente debido al mismo material del cobalto o con finas capas de encapsulado.

Figura 2. **Esquema de decaimiento del cobalto 60**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 150.

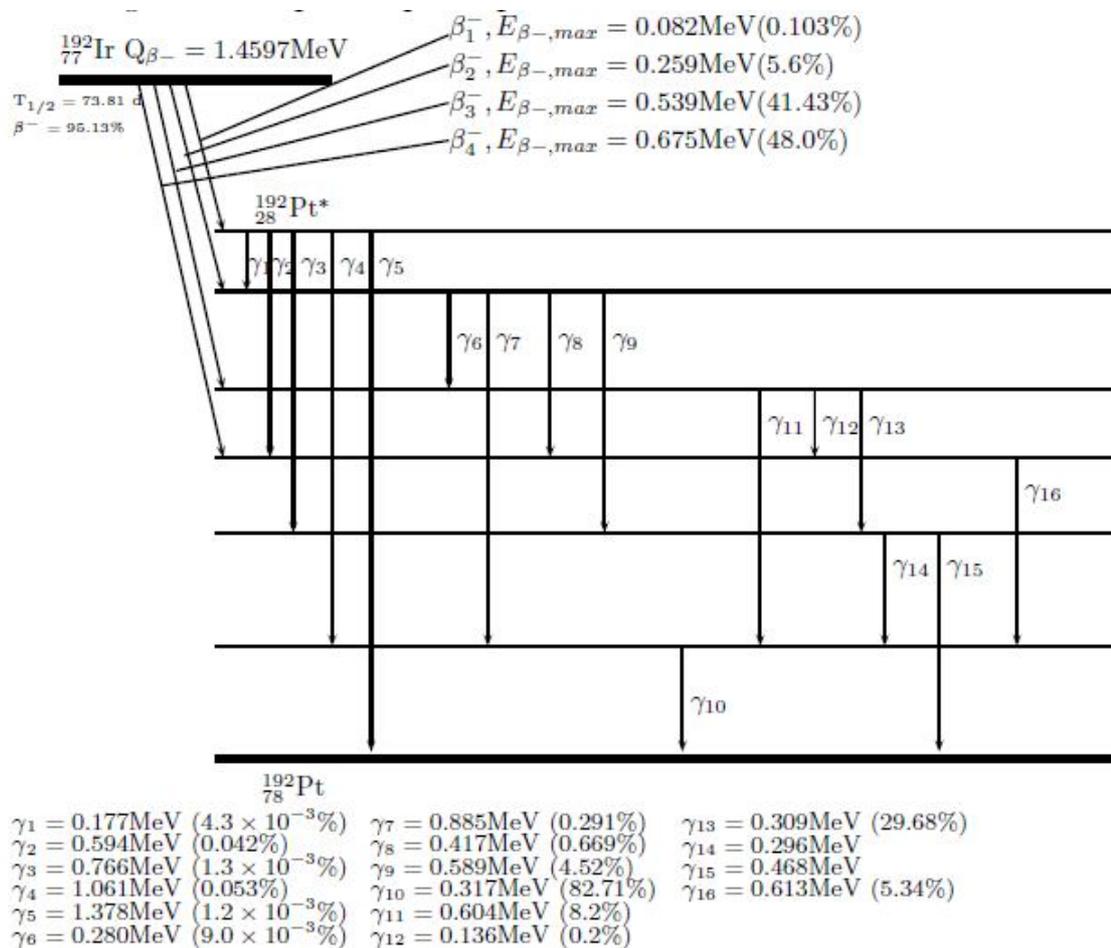
El Co-60 es más caro de producir que el Cs-137. Debido a que el Co-60 tiene una vida media de 5,27 años, tiene importantes ventajas en cuanto a costos comparado con fuentes de iridio 192, las cuales debido a su corta vida media, de 73,8 días, deben reemplazarse más a menudo. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010)

1.4.4. Iridio 192

Las fuentes de iridio son fabricadas en forma de delgados alambres flexibles y pueden ser cortadas a las longitudes deseadas, también se usan

comúnmente cintas de nylon que contienen semillas de iridio de 3 mm de longitud y 0,5 mm en diámetro con una separación de 1 cm entre sus centros. Ambas formas, de alambre y de cintas de semillas son muy adecuadas para la técnica de carga remota.

Figura 3. Esquema principal de decaimiento del iridio 192



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 158.

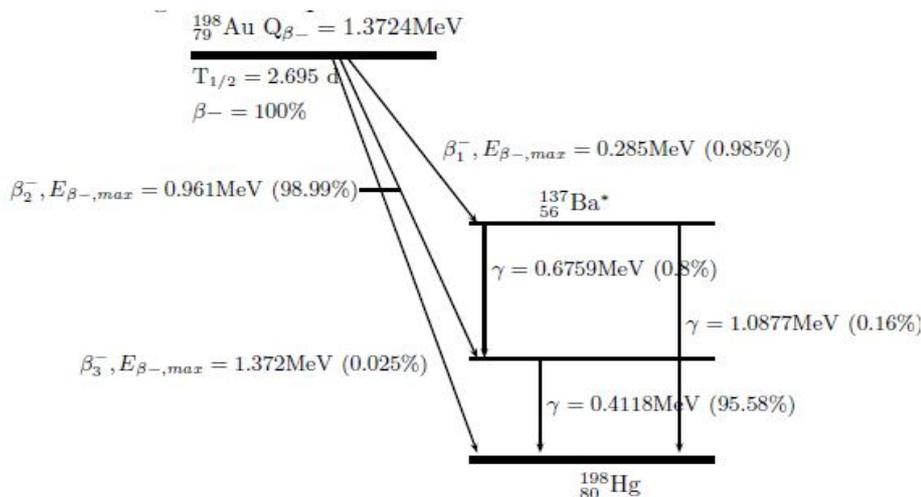
El iridio 192 tiene un espectro de rayos γ complicado con una energía media de 0,38 MeV; debido a esto, estas fuentes requieren menos blindaje para la protección del personal. La figura 3 muestra el esquema de decaimiento del iridio 192.

La desventaja del iridio es su corta vida media (74,2 días), no obstante su vida media es larga comparada con el tiempo de tratamiento promedio por lo que las fuentes pueden ser usadas para implantes no permanentes. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.5. Oro 198

Estas fuentes son en forma de semillas o granos que consisten en un isótopo radiactivo de oro (Au-198), el Au-198 es usado en implantes intersticiales y ha sido usado en implantes permanentes.

Figura 4. Esquema de decaimiento del oro 198



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 155.

El oro 198 tiene una vida media de 2,7 días y emite rayos γ monoenergéticos de 0,412 MeV de energía, también emite rayos β de una energía máxima de 0,96 MeV pero son absorbidos por una capa de platino de 0,1 mm que rodea las semillas. Una semilla de oro es generalmente de 2,5mm de longitud con un diámetro externo de 0,8mm.

Debido a la baja energía de sus rayos γ , la protección del personal es más fácil de manejar que en el caso del radón. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia

Fuentes de rayos beta son usadas principalmente en lugares donde la braquiterapia está más avanzada. Estas fuentes son:

- Estroncio 90 que decae en itrio 90, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides.
- Rutenio 106 que decae en rodio 106, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides y retinoblastomas.
- Itrio 90, fuentes de alambre son producidas para usarse en braquiterapia intravascular para prevenir la reestenosis.
- Fósforo 32, actualmente se producen fuentes de alambre de fósforo 32 para tratamiento intravascular para prevenir la reestenosis¹.

¹ Reparación de un estrechamiento u obstrucción de una arteria tras un procedimiento intervencionista

La ventaja de este tipo de fuentes es que la actividad está localizada muy cerca del objetivo, de esta forma se requiere menor actividad para alcanzar la razón de dosis deseada que con una fuente lineal.

1.4.7. Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia

Actualmente los dos radionúclidos que emiten fotones de baja energía (energía media <100 keV) son usados para braquiterapia intersticial y aplicadores superficiales: yodo 125 y paladio 103.

El uso de estos nucleídos y el número de nuevos diseños de fuentes en el mercado incrementa rápidamente. Todas estas fuentes son de forma cilíndrica, encapsuladas en titanio con un diámetro externo de 0,8 mm y longitud de 4,5 mm. Se han diseñado otros dos de prototipos fuentes de fotones de baja energía, iterbio-169 y samario-145 y en algunos casos se han usado para terapia. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004)..

Fuentes de paladio 103 son usadas principalmente en implantes permanentes (por ejemplo, tumores de próstata) como alternativa al yodo 125.

2. LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA

En la práctica de la braquiterapia, es importante considerar los siguientes aspectos: la dosimetría de la radiación, la técnica, el equipo y el personal que interviene y la correcta planificación del implante por medio de un planificador de tratamiento computarizado adecuado. Añadido a esto, la garantía de calidad del sistema de planificación.

2.1. Dosimetría

Dosimetría de la radiación (o simplemente dosimetría) trata de las mediciones de la dosis absorbida o razón de dosis que resulta de de la interacción de la radiación ionizante con la materia. Más ampliamente se refiere a la determinación de esas cantidades así como cualquier otra cantidad radiológicamente relevante tal como exposición, kerma, fluencia, dosis equivalente, energía impartida y otras.

A menudo se mide una cantidad (usualmente la dosis absorbida) y de ella deriva otras por cálculos basadas en relaciones definidas previamente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.2. Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia

Se pueden dividir en dos grupos atendiendo al tiempo de duración de la aplicación: (a) Implantes temporales, si la duración de la aplicación es finita, (b) Implantes permanentes, si la fuente radiactiva se aplica de manera permanente.

Por otra parte, se pueden clasificar atendiendo al modo de carga del material radiactivo en: (a) Implantes de carga inmediata, aquellos en los que el material radiactivo se coloca en el mismo acto de la realización del implante, (b) Implantes de carga diferida, aquellos en los que el material radiactivo no se coloca en el mismo acto del implante, sino después de ubicar al paciente en una sala dedicada a ese fin.

2.2.1. Técnicas de braquiterapia intersticial

Se aplica este término a aquellos implantes en los que el material radiactivo queda colocado en el interior del tejido, atravesando el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: técnica de hilos plásticos, técnica de agujas vectoras, técnica de agujas hipodérmicas, técnicas de horquillas vectoras.

2.2.2. Técnicas de braquiterapia intracavitaria

Este término se aplica a aquellos implantes en los cuales el material radiactivo queda colocado en el interior de cavidades naturales del organismo, en contacto con el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: aplicadores rígidos (tipo Fletcher), aplicadores flexibles (tipo Delouche), moldes vaginales (tipo Chassagne).

2.3. Modelos de cálculos de dosis

Un método muy antiguo aunque aún usado en muchos hospitales, es usar un sistema que utiliza tablas que dan la dosis impartida por miligramo de radio equivalente por hora (mgRaeq/h) como una función del volumen o área a tratar.

Actualmente se usan nuevos métodos como el TG-43, el uso de la integral de Sievert directamente o tablas de dosis pre calculadas.

El protocolo TG-43 es un modelo de cálculo de dosis modulada y es considerado el modelo más completo disponible actualmente, fue introducido en 1995 y actualizado en 2004 por la AAPM y permite calcular la distribución de dosis de manera bidimensional, alrededor de una fuente con simetría cilíndrica.

2.4. Formalismo de dosimetría según el TG-43

El formalismo del AAPM TG-43, puede considerarse como el formalismo más completo disponible actualmente, pues introduce e incorpora constantes de razón de dosis y varios parámetros dosimétricos que dependen del diseño específico de la fuente.

El formalismo TG-43, es un formalismo consistente, simple para implementar, y se basa en un pequeño número de parámetros que pueden obtenerse de cálculos de distribución de razón dosis alrededor de una fuente en un medio equivalente de agua, por medio de simulaciones hechas en Monte Carlo (MC) o por mediciones en ese medio. Esto incrementa la exactitud en los cálculos que se realizan en una clínica, los cuales se realizan siempre en agua y no en el espacio libre (aire).

2.4.1. Concepto básico

Los sistemas de planificación de tratamiento tradicionales, calculan la distribución de dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 por interpolación de tablas conteniendo la razón de dosis o por integrales de Sievert. Sin embargo, algunos sistemas de planificación recientes, tales como el

Varian BrachyVision, y el Theraplan plus 3.8 (de Nordion), han discontinuado el uso de tablas y han implementado el formalismo del protocolo TG-43 como el algoritmo de cálculo dosimétrico en braquiterapia.

En el formalismo de cálculo de dosis TG-43, protocolo dosimétrico recomendado por la AAPM, la razón de dosis de fuentes de braquiterapia es el producto de: la magnitud aire kerma, la constante de razón de dosis, el factor geométrico, la función de dosis radial y la función de anisotropía de la fuente de radiación para el cálculo de dosis.

Para calcular la dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 de una longitud física típica de 2 cm, varios investigadores han usado diversas técnicas como; integración numérica de distribución de dosis de fuentes puntuales, simulaciones con Monte Carlo, mediciones de dosis usando cámaras de iones, diodos y radiografías.

2.4.2. Geometría de la fuente

Todas las fuentes actualmente en uso en braquiterapia tienen una geometría cilíndrica y están construidas con un núcleo activo y un encapsulamiento, de forma que se puede asumir una geometría cilíndrica para la distribución de dosis con respecto al eje longitudinal.

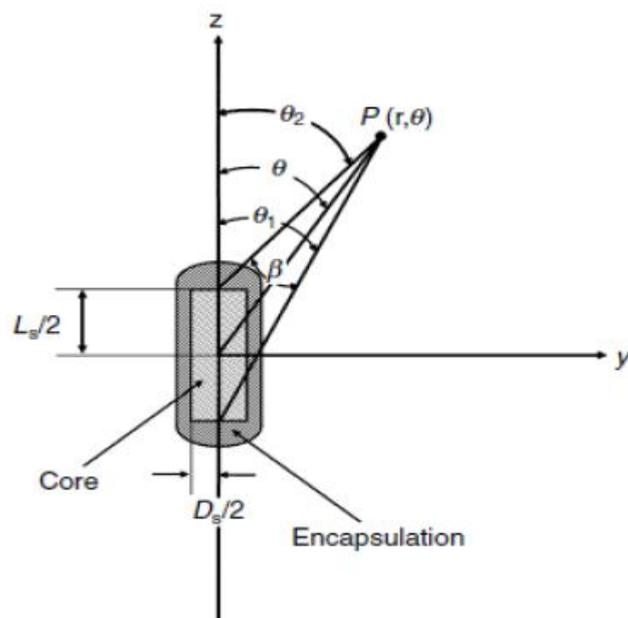
La precisión en los cálculos de dosis alrededor de las fuentes de braquiterapia está limitada por la precisión de los datos dosimétricos y los parámetros de las fuentes usadas, sin embargo, la precisión de tales cálculos depende también de las suposiciones y limitaciones del modelo o formalismo adoptado.

Para el caso de fuentes con geometría cilíndrica, el modelo incluye una anisotropía en la distribución de dosis alrededor de las fuentes, causada por la atenuación y absorción de la radiación por la fuente misma y por su encapsulamiento. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.3. Datos de referencia

Los puntos de referencia (r_0, θ_0) en este reporte se eligen de tal forma que estén en el bisector transverso de la fuente a una distancia de 1 cm desde su centro, es decir, $r_0=1\text{cm}$ y $\theta_0=\pi/2$, como se muestra en la figura 5:

Figura 5. **Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 303.

Esta elección del punto de referencia para el cálculo de dosis en un medio es consistente con la práctica tradicional de usar una distancia de 1 cm desde la fuente como un punto de referencia. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.4. Formalismo TG-43

Inicialmente este formalismo se desarrolló para fuentes de braquiterapia intersticial como I-125, Pd-103 y Ir-192. Sin embargo, este no es un problema para aplicarlo para otras fuentes para braquiterapia intracavitaria como Cs-137 muy usadas aún en implantes ginecológicos. En el formalismo TG-43 la razón de dosis en el punto (r, θ) se escribe como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (2.1)$$

donde S_k es la intensidad de kerma en aire (descrita en la sección 2.4.11); Λ es la constante de razón de dosis (descrita en la sección 2.4.7); $G(r, \theta)$ es el factor de geométrico (descrito en la sección 2.4.8); $g(r)$ es la función radial de dosis (descrita en la sección 2.4.9); y $F(r, \theta)$ es la función de anisotropía (descrita en la sección 2.4.10) y $G(1, \pi/2)$ es el factor geométrico a 1 cm a lo largo del eje transversal de la fuente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.4.5. Formulación 2D del TG-43

El TG-43 restringe sus consideraciones a fuentes cilíndricamente simétricas (vea figura 5) para tales fuentes, la distribución de dosis es bidimensional y puede describirse en términos de un sistema de coordenadas polares con su origen en el centro de la fuente donde r es la distancia al punto

de interés y θ es el ángulo con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.6. Aproximación 1D del TG-43

Algunos sistemas de planificación usan el modelo unidimensional isotrópico de una fuente puntual para calcular la distribución de dosis. En esta aproximación, la dosis depende solo de la distancia radial desde la fuente, la contribución de la razón de dosis en tejido debido a cada semilla puede aproximarse por el promedio de la distribución de la razón de dosis a una distancia específica r sobre el rango total de orientación posible, el cual se calcula sobre una esfera de radio r .

$$\dot{D}(r) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{4\pi} \dot{D}(r, \theta, \phi) d\Omega \quad (2.2)$$

donde $d\Omega = \sin \theta d\theta d\phi$ es el ángulo sólido.

Debido a la simetría cilíndrica de la distribución de dosis para todas las fuentes tratadas por el protocolo TG-43, se tiene que (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994):

$$\dot{D}(r) = \frac{S_K \Lambda}{r^2} g(r) \phi_{an}(r) \quad (2.3)$$

donde $\phi_{an}(r)$ es el factor de anisotropía; el factor de anisotropía es la proporción de la razón de dosis a una distancia r , promediada con respecto a un ángulo sólido.

2.4.7. Constante de razón de dosis

La constante de razón de dosis Λ , tanto para la formulación 2D del TG-43 como para la aproximación 1D del TG-43, se define como la razón de dosis en agua a una distancia de 1 cm sobre el eje transversal por unidad de magnitud kerma en aire de la fuente en agua:

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_K} \quad (2.4)$$

con unidades $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$, incluye el efecto de la geometría de la fuente, distribución espacial de la radiactividad dentro la capsula, filtración de la fuente y dispersión en agua circundante a la fuente ($1\text{U}=1\mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1}$). (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994). En la tabla II se muestra la constante de razón de dosis para varias fuentes de Cs-137.

Tabla II. **Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias**

Tipo de fuente	RTR		
	3M	Amersham	(pre-1982)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,968	0,977	0,952
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,999	7,063	6,881
Tipo de fuente	RTR	CIS-US	CIS-US
	(post-1982)	(2 seed)	(3 seed)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,948	0,853	0,902
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,850	6,164	6,517

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 481.

2.4.8. Factor geométrico

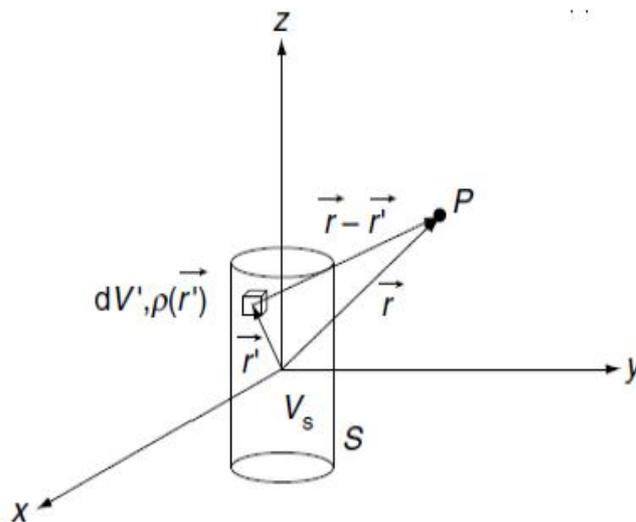
El factor geométrico considera la variación de la dosis relativa debido a la distribución espacial de la actividad dentro de la fuente e ignora los efectos de filtración, atenuación y dispersión. Este factor se define como:

$$G(r, \theta) = \frac{\int \rho(\vec{r}') dV' / |\vec{r} - \vec{r}'|^2}{\int \rho(\vec{r}') dV'} \quad (2,5)$$

donde, asumiendo que la radiactividad se distribuye uniformemente a lo largo de la fuente de longitud L_s .

La figura 6, muestra gráficamente la posición de un punto desde una fuente cilíndrica:

Figura 6. **Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 299.

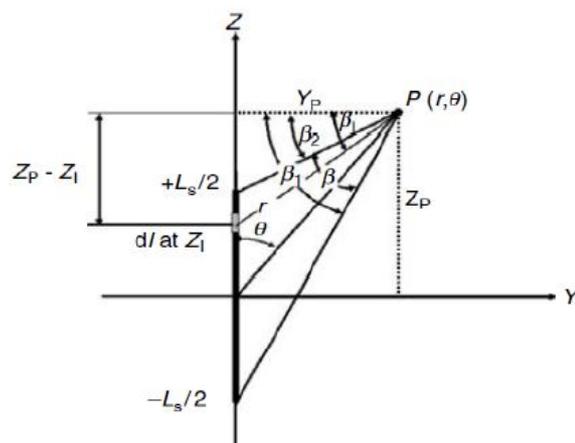
Luego de resolver las integrales, el factor geométrico es:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta_1 - \beta_2}{L_s r \sin \theta} = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \quad (2.6)$$

donde L es la longitud activa de la fuente y β es el ángulo subtendido por el punto de interés P(r, θ) y los dos extremos de la fuente activa, el cual está dado en radianes. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). El ángulo β se muestra en la figura 7 y está dado por:

$$\begin{aligned} \beta &= \theta_2 - \theta_1 \\ &= \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right) \end{aligned} \quad (2.7)$$

Figura 7. **Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 311.

Para una fuente puntual, la función geometría se reduce a:

$$G(r, \theta) = G(r) = \frac{1}{r^2} \quad (2.8)$$

2.4.9. Función radial de dosis

La función de dosis radial $g(r)$, define la caída de razón de dosis a lo largo del eje transversal de la fuente debido a la absorción y dispersión en el medio circundante. Esta cantidad también está influenciada por filtración de fotones por el encapsulamiento y material de la fuente. Para una fuente puntual la función de dosis radial es definida como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r)}{\dot{D}(r_0)} \cdot \frac{r^2}{r_0^2} \quad (2.9)$$

donde $r_0=1$ cm de la fuente. En el caso de fuentes cilíndricas, el protocolo TG-43 define la función radial de dosis $g(r)$ como:

$$g(r) = \left(\frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)} \right) \left(\frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \right) \quad (2.10)$$

que es la dependencia radial del valor de la razón de dosis en el ángulo polar de referencia $\theta=\theta_0$, a lo largo del eje y transversal corregido por el efecto relacionado con la distancia usando la corrección del inverso del cuadrado de la distancia, que resulta del volumen finito de la fuente por el factor geométrico. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

De acuerdo con esto, el valor de la función radial de dosis a una distancia de referencia $r_0=1,0$ cm es por definición para cualquier fuente $g(r_0)=1,0$.

2.4.10. Función de anisotropía

La función de anisotropía $F(r, \theta)$ toma en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente (distribución angular de dosis), la cual incluye los efectos de absorción y dispersión en el medio. Se define como:

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta)G(r, \pi/2)}{D(r, \pi/2)G(r, \theta)} \quad (2.11)$$

La función de anisotropía es más dependiente del diseño de la fuente que la función radial de dosis, pues depende directamente de la función geometría.

2.4.11. Intensidad de kerma aire

El protocolo TG-43 actualizado en el 2004 elimina la actividad aparente para la especificación de la magnitud de la fuente y revisa la definición de la intensidad kerma en aire S_K .

La intensidad kerma en aire se define ahora como la razón aire kerma en el vacío $(\dot{K}_\delta(d))_{vac}$ y se atribuye a todos los fotones de energía mayores que una energía límite δ expresada en keV a una distancia d desde el centro de la fuente, la distancia d puede ser cualquier distancia relativamente mayor a la dimensión máxima de la fuente y el detector.

El hecho de considerar la energía límite δ en la definición de la intensidad de la fuente, hace que la razón aire kerma en el vacío sea consistente con la razón de dosis en agua debido al hecho de que los fotones con energía por debajo de este valor límite, no tendrán una contribución significativa a la razón

de dosis en agua y por consiguiente, su contribución a la razón aire kerma también se excluye, también se derivan valores consistentes para la constante de razón de dosis Λ . (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

2.5. Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota

Este equipo tiene las siguientes ventajas:

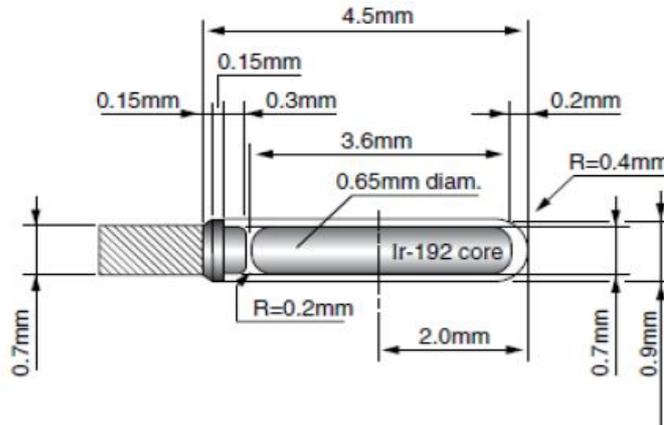
- Mayor facilidad de conseguir una distribución de dosis optimizada
- Aseguramiento de la calidad del procedimiento
- El tratamiento se realiza de manera ambulatoria, sin hospitalización
- Procedimiento indoloro
- Evita la anestesia general
- Mayor protección radiológica del personal ocupacionalmente expuesto

2.5.1. Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron

Es un equipo especial llamado microSelectron HDR de Nucletron, que consta de: un sistema computarizado de planificación tridimensional con software Plato 3D, un dispositivo automático de carga remota que posiciona la fuente de alta tasa de dosis de iridio radiactivo diseñado por computadora por el físico, y aprobado por el médico, monitoreo continuo de la posición de la fuente radiactiva y su desplazamiento programado para suministrar la dosis terapéutica con mínimo compromiso de los tejidos sanos adyacentes.

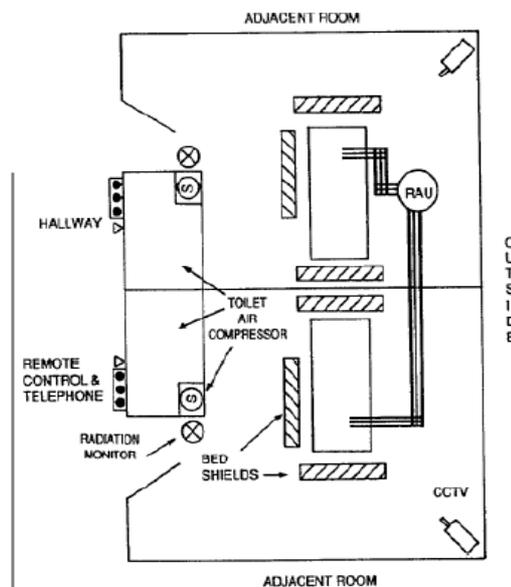
Los implantes de braquiterapia, deben realizarse en cuartos construidos específicamente para este fin, a continuación se muestra el diseño de estas fuentes y de un cuarto de tratamiento de braquiterapia:

Figura 8. **Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 333.

Figura 9. **Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)**

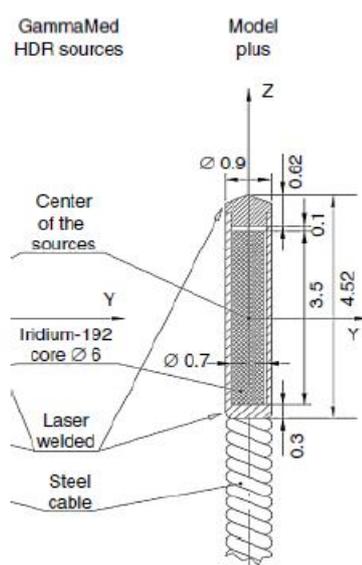


Fuente: AAPM. Remote afterloading technology. p. 22.

2.5.2. Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed

Los equipos GammaMed para aplicaciones de braquiterapia cuentan con fuentes de Ir-192 metálicas de configuración cilíndrica con diámetro externo de 0,6 mm y longitud activa de 3,5 mm como se muestra en la siguiente figura:

Figura 10. Diseño de la fuente GammaMed de Ir-192



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 347.

El diámetro de la cápsula es de 0,9 mm y su longitud de 4,52 mm de acero inoxidable. Este diseño es muy similar al diseño de las fuentes de MicroSelectron, poseen una actividad nominal de 370 GBq (10 Ci) y una tasa de kerma de referencia en aire de 0,063 Gy/h ($\pm 5\%$) para 555 GBq a 1 m. El esquema de decaimiento del Ir-192 se muestra en la figura 3.

En la actualidad, los sistemas en Estados Unidos están sujetos a restricciones reguladoras de uso a 10 Ci o menos exclusivamente. La unidad ha

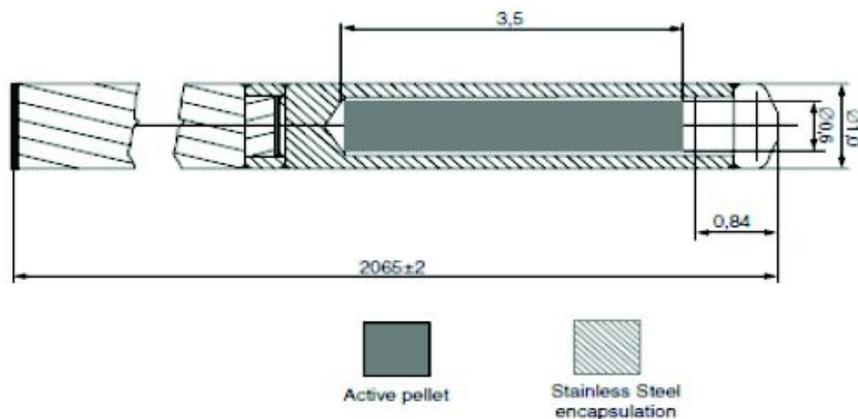
sido certificada hasta 15 Ci; en el exterior de Estados Unidos pueden instalarse y emplearse fuentes de actividad más alta.

2.5.3. Fuentes Bebig

La marca Bebig proporciona equipos de postcarga con alta tasa de dosis, creado para tratamiento de cáncer cervical y uterino, entre otras patologías, con un sistema de planeación integrado, especialmente diseñado para ejecutar un procedimiento rápido, efectivo y de bajo costo.

Bebig cuenta con amplia experiencia en la fabricación de fuentes selladas miniaturizadas con alta actividad, como es el caso del cobalto 60 cuyo diseño se muestra en la siguiente figura:

Figura 11. **Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig**



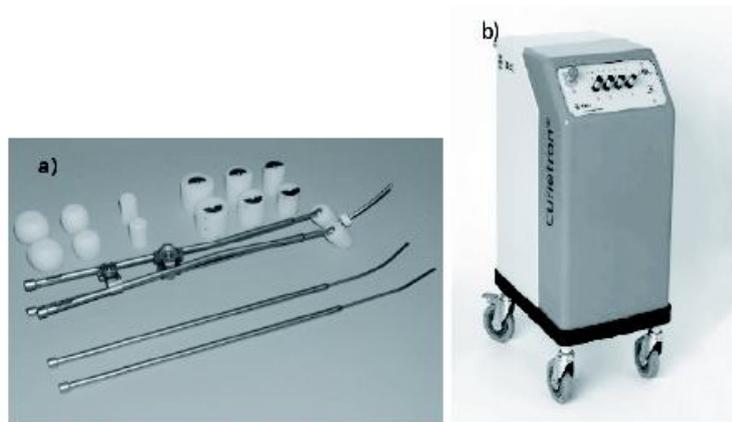
Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 348.

La fuente miniaturizada de Co-60 tiene una vida media significativamente mayor (5,27 años) a la fuente de iridio 192 (74,2 días), resultando en cambios

cada 5 años en comparación de los 4 meses de vida media de la fuente de Ir-192 y con una actividad de 70GBq.

Bebig también cuenta con el Curiatron (vea figura 12 (b)) que es una unidad de control remoto de baja tasa de dosis con fuente de cesio 137 para braquiterapia intracavitaria.

Figura 12. **(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curiatron**



Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 15.

El Curiatron es un sistema especialmente diseñado para tratamiento de cáncer ginecológico como: cervix uterino, endométrio y vagina. El Curiatron soporta gran variedad de técnicas de aplicación como Fletcher (vea figura 12 (a)), Delouche y Chassagne.

La tabla III muestra las características de las fuentes usadas por el Curiatron.

Tabla III. **Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron**

Características		CSM-11	CSM-3	CSM-40
Longitud de la fuente	en mm	5,20	20,30	20,30
Longitud activa por fuente	en mm	3,20	17,20	17,20
Diámetro externo	en mm	1,60	2,65	2,65
Diámetro activo	en mm	0,90	0,90	1,8
Actividad máxima	en mCi	25	75	600
	en MBq	925	2775	22200
Razón aire kerma máximo	en μGyh^{-1}	73,3	219,8	1758,0
Longitud activa por contenedor (min-max)	en mm	5,2-79,7	17,2-78,1	17,2-78,1

Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 25.

2.6. Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN

En la práctica de la braquiterapia, primero se deben introducir datos físicos y de radiación de las fuentes radiactivas en el sistema de planificación de tratamiento (SPT, o TPS por sus siglas en inglés). En esta sección se analizan las rutinas que se usan en el módulo de braquiterapia del TPS, Theraplan Plus, usado en el INCAN.

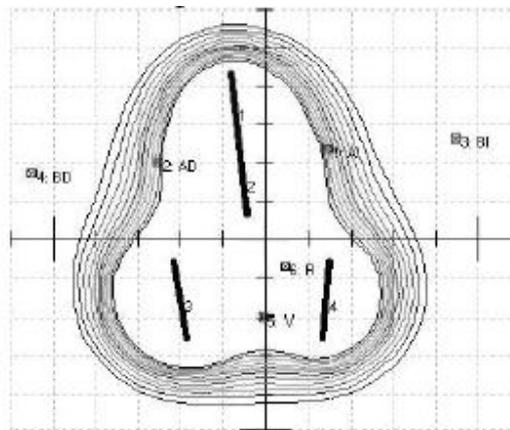
La planificación del tratamiento de braquiterapia, en el INCAN, puede realizarse por seis diferentes algoritmos de reconstrucción de las fuentes localizadas en películas radiográficas, que luego se trasladan por medio de un digitalizador y un ordenador al TPS: reconstrucción ortogonal, reconstrucción de ángulo variable, reconstrucción *stereo shift*, reconstrucción con el isocentro

movido, reconstrucción con 2 películas con plantilla (semi-ortogonal) y reconstrucción con tres películas.

2.6.1. Reconstrucción del implante de braquiterapia

En la reconstrucción de un implante (vea figura 13), por medio de uno de los seis métodos de reconstrucción de la fuente, se usa el digitalizador para ingresar las coordenadas de las fuentes en el sistema a partir de la película de rayos X, aunque puede introducirse manualmente mediante el teclado las coordenadas de las fuentes y puntos de interés.

Figura 13. **Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés**



Fuente: Sistema de Planificación de tratamiento de braquiterapia Theraplan Plus.

Cuando el simulador toma las películas, debe seguir la convención del ICRU 72 para la rotación del gantry, es decir, positivo en el sentido de las agujas del reloj, cuando se mira desde el isocentro, igualmente para la camilla y el colimador. Según el Theraplan plus, el último IEC 1217 Standard, tiene una

definición diferente para la dirección positiva de la rotación de la camilla. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004).

El sistema requiere que el usuario defina el eje Y del paciente, digitalizando puntos en el eje Y positivo, Y negativo y el origen de coordenadas.

2.6.2. Posicionamiento automático

El sistema de planificación de implantes de braquiterapia Theraplan plus, posee varias rutinas de posicionamiento automático para hallar el plano con mejor vista (o plano de cálculo de dosis). Estas rutinas son: mover al centro geométrico; mover al centro de la magnitud de las fuentes; plano de 3 puntos y mejor plano ajustado.

2.6.3. Remover fuentes puntuales duplicadas

El sistema Theraplan plus, tiene la capacidad de remover automáticamente fuentes puntuales duplicadas, esto ha sido diseñado para planes posteriores a implantes permanentes. Esta opción solo sirve para pacientes a quienes se les tomó una tomografía con más de un corte y que se les haya implantado más de una fuente. Esto ayuda a identificar las fuentes en todos los cortes, y tener la certeza de posibles fuentes duplicadas. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.4. Cálculo de dosis para fuentes puntuales

Una vez que la posición de las fuentes de un implante han sido determinadas en un espacio tridimensional y los datos de radiación requeridos

están disponibles en el modelado de la fuente, se puede iniciar el cálculo de dosis y realizar un plan de braquiterapia.

2.6.5. Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43)

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot g(r) \cdot \phi_{an}(r) \quad (2.12)$$

donde $r_0=1\text{cm}$, $g(r)$ es la función de dosis radial (vea sección 2.4.9) y ϕ_{an} es el factor de anisotropía (vea sección 2.4.10). El uso de este factor es opcional. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.6.6. Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot T(r) \cdot \phi_{corr}(r) \quad (2.13)$$

donde, $r_0 = 1\text{cm}$, $T(r)$ es el factor de atenuación por tejido para la distancia r y ϕ_{corr} es un factor de corrección especificada por el usuario para la distancia r . El uso de este factor de corrección es opcional. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.7. Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual

El sistema Theraplan plus, puede calcular la distribución de dosis para cualquier punto en el espacio tridimensional. Sin embargo para un punto muy cercano a una fuente puntual (menor que 2mm), el gradiente de dosis puede ser muy grande y no se pueden obtener datos dosimétricos confiables para verificar la exactitud del cálculo de dosis. En estos casos, el sistema asigna una dosis igual al valor de la dosis en un punto a 2 mm de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.8. Cálculo de la razón de dosis de la fuente

El cálculo de la tasa de dosis de la fuente $S_S(r_0)$ (en cGy/hr), calculado por el Theraplan plus, puede calcularse usando datos de radiación guardados en el apartado: modelado de la fuente, como:

- Intensidad kerma en aire $S_S(r_0)$: se calcula como el producto de la tasa de kerma en aire (U) de la fuente y la constante de razón de dosis.
- Actividad aparente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto de la actividad aparente (en mCi ó MBq), razón de exposición constante ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mCi}$ o $R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{MBq}$) y el factor de conversión (cGy/R).
- Razón de exposición a 1 metro $S_S(r_0)$: es calculada como el producto de la razón de exposición a 1 metro (R/hr) y el factor de conversión (cGy/R).
- Radio equivalente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto del radio equivalente (mgRaeq), razón de exposición constante de radio ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mgRa}$) y el factor de conversión (cGy/R).

Es importante tener en cuenta el decaimiento de la fuente. El sistema de planificación calcula el decaimiento de la fuente, sin embargo, como parte de la garantía de calidad, ésta y la intensidad de la fuente debe verificarse antes de usarse para planificación de braquiterapia (vea sección 4.1.7).

2.6.9. Cálculo de dosis para fuentes lineales

El Sistema de Planificación usa un cálculo de dosis general y simple para determinar la razón de dosis de una fuente lineal en un punto $P(r, \theta)$, la razón de dosis es calculada por el sistema como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (2.14)$$

donde $S_S(r_0, \theta_0)$ es la tasa de dosis de la fuente especificada a una distancia de 1 cm desde el eje transversal de la fuente y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la razón de dosis relativa a una distancia r desde la fuente y θ grados con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

La tabla de razón de dosis relativa al mismo punto al que se especificó la magnitud de la fuente ($r_0=1,0$ cm y $\theta=90$ grados). Se debe crear y guardar una tabla de razón de dosis relativa en el apartado: modelado de la fuente, para cada fuente lineal que se usará en la planificación de braquiterapia.

Cada vez que se necesite, se usará un algoritmo de interpolación para hallar el valor de dosis relativa para aquellos radios y ángulos cuyos valores no se hallan directamente en la tabla de datos inicial. La tasa de dosis de la fuente, para una fuente lineal $S_S(r_0, \theta_0)$ (en cGy/hr), es calculada de manera similar que para fuentes puntuales.

2.6.10. Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal

En los puntos muy próximos a las fuentes, el gradiente es muy alto, por tanto, las dosis no son confiables para verificar el correcto funcionamiento del algoritmo de cálculo de dosis y son irrelevantes en la distribución de dosis en el paciente, por lo que el sistema define una región cilíndrica muy cercana a la fuente lineal y asigna una distribución uniforme a esta región.

El radio r del cilindro, se define como el radio de la fuente lineal o 2 mm. La longitud de medio cilindro se toma como la distancia a un punto a lo largo de la fuente que tiene la misma dosis que un punto perpendicular a la fuente a una distancia r (r cm, 90 grados). Matemáticamente se escribe como.

$$l = \sqrt{\frac{2Lr}{\tan^{-1}(L/2r)} + L^2} \quad (2.15)$$

donde L es la longitud activa de la fuente. Si un punto de cálculo queda dentro del cilindro, el sistema le asigna un valor de dosis igual a la dosis en la superficie del cilindro. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

Este procedimiento de asignación uniforme de dosis se aplica para cálculos de dosis para fuentes lineales en planificaciones de braquiterapia, generación de tablas de razón de dosis relativa para Sievert y aplicación del TG43 en el modelado de fuentes, así como en conversiones polar/cartesiano de la tabla de razón de dosis relativa en el modelado de la fuente.

2.6.11. Cálculo de dosis absoluta

Una vez que el cálculo de tasa de dosis a sido completada, la dosis absoluta total (D_p), puede determinarse multiplicando la tasa de dosis (\dot{D}_p) por el factor de tiempo del implante T:

$$D_p = \dot{D}_p \cdot T \quad (2.16)$$

2.6.12. Factor de tiempo del implante

El usuario debe especificar el tipo de implante (permanente o temporal) para cada fuente en el implante. Si es un implante temporal, se debe especificar el tiempo t del implante (en horas). Para implantes permanentes, el factor de tiempo T (en horas), se reduce al tiempo de vida promedio τ (en horas). (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

$$\tau = \frac{t_{1/2}}{\ln(2)} \quad (2.17)$$

donde $t_{1/2}$ es la vida media de la fuente en horas. Para fuentes que son implantadas temporalmente, si es el tiempo del implante y τ es la vida promedio de la fuente, el factor de tiempo está dado por:

$$T = \tau \cdot (1 - e^{-t/\tau}) \quad (2.18)$$

2.6.13. Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes

Para calcular la dosis absoluta total de un implante de múltiples fuentes en un punto P, se determina la contribución de dosis en el punto, por cada fuente y luego se suman:

$$D_{P,Total} = \sum_{n=1}^{\text{numero de fuentes}} D_{P,n} \quad (2.19)$$

El cálculo de dosis total es independiente del tipo de fuente (puntual o lineal), de la especificación de la fuente y el método de cálculo de la razón de dosis. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

3. GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA

Para proporcionar un tratamiento eficaz y eficiente en braquiterapia, es necesario implementar un programa de garantía de calidad, y con ello garantizar la confiabilidad del sistema de tratamiento.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define la garantía de calidad en radioterapia como: “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima del personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento”².

La Organización Internacional de Estandarización ha definido garantía de calidad como: “Todas las acciones planificadas y sistematizadas necesarias para garantizar de forma inequívoca que una estructura, sistema o componente se comporta satisfactoriamente”³.

La OMS ha justificado la necesidad de cumplir con la garantía de calidad en radioterapia con base a los siguientes argumentos:

- La garantía de calidad minimiza los errores en la planificación de tratamientos y administración de la dosis al paciente, y por tanto; mejora los resultados de la radioterapia, disminuyendo la probabilidad de que la enfermedad reaparezca.

²OMS, Quality assurance in radiotherapy. p. 56. ³ISO-6215-1980.

- La garantía de calidad permite la intercomparación confiable de resultados entre distintos centros de radioterapia, garantizando una dosimetría y administración del tratamiento más uniformes y exactas.
- Las características superiores de los equipos modernos de radioterapia solo se aprovechan completamente si se alcanza un elevado nivel de exactitud y consistencia en las mediciones y la aplicación del tratamiento.

Existen muchas publicaciones la garantía de calidad en radioterapia, en este documento, se tomará como base el documento IAEA-TECDOC-1151 publicada por el Organismo Internacional de Energía Atómica y la Serie de Reportes Técnicos (TRS) No. 430. (IAEA. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. 2004). Una vez establecida una calidad en una institución, esta debe mantenerse, conforme se obtenga más experiencia.

La protección radiológica del paciente está integrada en la garantía de calidad del tratamiento de radioterapia; este es el método más sencillo y eficaz de reducir accidentes en radioterapia. Es obligatorio que en cada institución que brinde estos servicios implemente un programa integral de garantía de calidad.

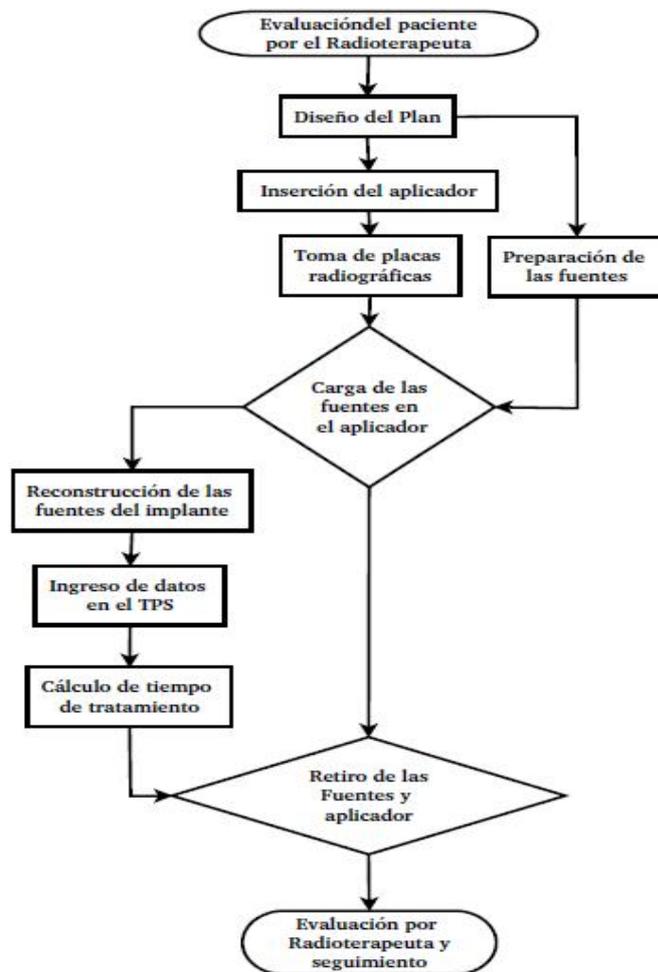
3.1. Elementos del programa de garantía de calidad

Con este trabajo, se desarrolla un programa escrito de un sistema de GC en braquiterapia, haciendo énfasis en los aspectos de la GC de un sistema de planificación de tratamiento computarizado utilizado en braquiterapia, se incluyen las pruebas, procedimientos, frecuencia de realización de las pruebas, criterios de acción, documentación requerida y la especificación detallada del

personal responsable de cada acción. Este manual se presentará a las autoridades del centro.

El proceso de un tratamiento de braquiterapia se resume en el diagrama de la siguiente figura:

Figura 14. **Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia**



Fuente: elaboración propia.

Según el TECDOC 1151 (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000), el programa de GC en braquiterapia debe estar dirigido a tres procesos básicos:

- El proceso de diseño y evaluación: este proceso comienza con la selección del aplicador y el diseño del implante e incluye: La prescripción del tratamiento, la adquisición de las imágenes del implante, la definición del volumen blanco, el cálculo de las distribuciones de dosis y la determinación de los tiempos.

En términos de GC física esto significa que los algoritmos del sistema de planificación (manual o computarizado) funcionan correctamente y que el volumen blanco de las imágenes radiográficas es consistente con otros datos relativos a la localización del tumor.

- El proceso de inserción del aplicador: en términos de GC física, significa que se utilizó el dispositivo correcto, se documentó el implante, se realizó la operación correcta, que el aplicador, las fuentes y el volumen blanco están en correlación correcta.
- El proceso de administración del tratamiento: en el caso de braquiterapia manual, este incluye la selección, preparación e inserción de las fuentes y el retiro de estas en el momento indicado.

Los aspectos de GC físicos consisten en: los procedimientos para validar los datos ingresados, los procedimientos para manejar situaciones de averías de los aparatos y emergencias, así como la documentación del tratamiento.

Los aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia se muestra en la tabla IV y el formulario necesario para ello se muestra en los anexos.

Tabla IV. **Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40)**

FINALIDAD	PROCEDIMIENTO	CUANDO
Exactitud de la descripción del implante	Observación directa	Durante la ejecución del implante
Exactitud y consistencia de la prescripción	Consistencia de la carga y prescripción del implante con el estadio de la enfermedad, el protocolo y política de tratamiento del departamento	Primera mitad del tratamiento
Selección adecuada de las fuentes	Comprobación dosimétrica con cámara de pozo o similar; comprobación visual	Preparación y carga de las fuentes
Carga adecuada de las fuentes	El técnico radio terapeuta o el físico médico deben asistir siempre al médico	Carga de las fuentes
Plan de tratamiento	Cálculo del plan y comprobación de la exactitud y consistencia de este	Primera mitad del tratamiento
Retiro del implante	Con el físico médico presente o en contacto con el responsable del retiro de las fuentes	Al momento del retiro
Todas las fuentes fueron retiradas	Monitoreo del paciente; Inventario final de fuentes	Al momento del retiro; El día siguiente del implante
Revisión del tratamiento	Comprobar el tiempo de tratamiento	Al completar el procedimiento
Registro, auditoría de calidad	Completar todos los procedimientos de GC y registros de radio protección	Al completar el procedimiento

Fuente: IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. p. 27.

3.1.1. Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

La IAEA ha reportado en el 2001 una investigación sobre una exposición accidental de pacientes en radioterapia en Panamá, este accidente surgió a partir de significantes errores relacionados con el uso inapropiado del TPS, con este reporte se provee de una guía y los procedimientos que se deben considerar para garantizar la calidad de la braquiterapia y del TPS.

Se deben realizar chequeos periódicos de la integridad del hardware, software y transferencia de datos, este programa debe ser lo suficientemente flexible para adaptarse al cambio. Se deben establecer procedimientos para cubrir las actualizaciones de software, cambios en los dispositivos periféricos, modificaciones de los métodos de transferencia de datos.

La implementación de este programa permitirá asegurar que cada paciente reciba el tratamiento de radiación como ha sido planificado y que no ocurran errores en el uso del TPS. La capacitación del personal, la gestión del sistema y la seguridad también son aspectos muy importantes en el control de calidad.

3.1.2. Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

Normalmente el programa de GC en braquiterapia tiene los siguientes componentes que necesitaran ser incluidos:

- Un método de reconstruir la geometría tridimensional del implante. Esto normalmente consiste de un digitalizador, un algoritmo que calcula la posición de las fuentes a partir de proyecciones ortogonales, imágenes estéreo, etc.
- Un sistema gráfico para visualizar las fuentes implantadas en el paciente. Generalmente estos sistemas deben permitir la visualización del implante en un plano orientado arbitrariamente en el espacio.
- Un criterio de especificación del tipo e intensidad de las fuentes, así como del tiempo de tratamiento de cada fuente visualizada.
- Un algoritmo para calcular la distribución de dosis a partir de los datos y parámetros asignados antes.
- Métodos de evaluar, representar y optimizar la distribución de dosis, tal como el protocolo de cálculo de dosis TG-43.
- Un sistema que permita la impresión de curvas de isodosis y otros datos asociados con la documentación del plan.
- Un método para evaluar el decaimiento de la fuente.

3.1.3. Algoritmos de cálculos de dosis

Se recomienda que para especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia se emplee la magnitud intensidad de kerma en aire (ver sección 2.4.11), aunque actualmente muchos sistemas de planificación emplean magnitudes antiguas como miligramos de radio equivalente o actividad

aparente, por lo tanto es importante saber lo que el programa asume en este sentido para realizar la conversiones de unidades que se requieran.

Se debe verificar que el algoritmo de cálculo convierte el valor de calibración de la fuente en una adecuada distribución de dosis alrededor de esta, no solo sobre el bisector perpendicular, sino que corrige también por la anisotropía a lo largo del eje de la fuente, para ello, es útil y recomendado implementar el protocolo TG-43. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994)

3.1.4. Verificación de los cálculos de dosis en el paciente

Todos los cálculos de dosis en pacientes se deben revisar con el fin de que no se cometan errores graves. Es recomendable realizar estas revisiones antes de colocar las fuentes o al inicio del tratamiento (en el caso de fuentes de baja tasa) con el fin de que se corrija cualquier error antes de completar el tratamiento. Se debería de realizar, independientemente un cálculo comprobatorio en algún punto representativo (en un punto A por ejemplo).

El TECDOC 1151 recomienda que las diferencias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina no supere un 15%, sin embargo, otras publicaciones que tratan sobre este tema, como el TRS 430 del OIEA y publicaciones de la ESTRO no especifican una tolerancia de comparación. Se debe verificar también si el sistema de planificación corrige por el decaimiento de la actividad de las fuentes.

3.1.5. Localización de las fuentes

Durante la localización del implante en la placa radiográfica, fluoroscopias, tomografía o ultrasonido, deben estar presente el físico médico y/o el dosimetrista para asegurar que se mantenga la geometría adecuada para su adquisición, que los anillos de magnificación estén ubicados correctamente, que el paciente no se mueva durante la toma de imágenes, así como que la calidad de la imagen sea adecuada para la localización precisa de las fuentes.

Las técnicas más utilizadas para la localización de fuentes y aplicadores son con placas ortogonales y placas desplazadas. Actualmente, en países industrializados, y en menor medida en países en desarrollo, se utiliza la tomografía para las reconstrucciones tridimensionales.

3.1.6. Requerimientos de exactitud en braquiterapia

- Espacial: Hace referencia a la ubicación de las fuentes en la posición correcta donde se planificaron. En la mayoría de los casos se considera que es posible alcanzar una exactitud de ± 2 mm en relación al aplicador.
- Temporal: Hace referencia a que el tiempo en que la fuente permanece en la posición prevista se corresponde con lo planificado. Si se hace manual, esto significa que las fuentes se deben retirar cuando se complete el tratamiento. Se debe medir el efecto de transito de las fuentes y calcular la dosis adicional que se entrega durante ese tiempo.
- Administración de la dosis prescrita: En teleterapia se acepta un nivel de incertidumbre en la administración de la dosis prescrita de 5%. Para braquiterapia es posible lograr incertidumbres del orden de 5-10%, a

distancias entre 1 y 5 cm de las fuentes. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

3.2. Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia

El documento TECDOC 1151, recomienda el siguiente equipo para la implementación del programa de control de calidad en braquiterapia:

- Un conjunto dosimétrico compuesto de: electrómetro, cables de extensión, cámara de ionización de tipo pozo o calibrador de isótopos con soportes para fuentes de braquiterapia, calibrada en un laboratorio de calibración dosimétrica.
- Disponibilidad de fuentes de Cs-137 o fuente de referencia para verificación de la estabilidad de la fuente.
- Banco de trabajo para verificación de la homogeneidad y posicionamiento de las fuentes. Requiere acceso a revelador de placas.
- Barómetro (escala mínima 1 hPa o 0,5 mm Hg) preferiblemente de tipo digital, calibrado o contrastado, termómetro (escala mínima 0,25 grados C), calibrado o contrastado, nivel, regla, mampara plomada, tenazas.

Las pruebas de garantía de calidad de las fuentes de cesio 137 usadas en braquiterapia y de la cámara de pozo utilizada para calibrar las fuentes, se encuentran en el documento técnico TECDOC 1151 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) en las páginas 24 y 29 respectivamente.

4. IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN

En la implementación del programa de garantía de calidad, se implementaron ocho pruebas que deben aplicarse al sistema de planificación, específicamente, al módulo de braquiterapia, para garantizar su correcto funcionamiento. Primero se describe en qué consisten estas pruebas, luego se aplican directamente para usos posteriores.

Tabla V. **Pruebas para el control de calidad**

	Prueba	S	M	T	A	U
Hardware						
CPU	Prueba 1		SI			SI
Digitalizador	Prueba 2		SI			SI
Recuperación de archivos	Prueba 3			SI		SI
Braquiterapia						
Revalidación	Prueba 4			SI		
Distribución de dosis para una fuente simple	Prueba 5			SI		
Revisión independiente de dosis y tiempo	Prueba 6				SI	
Corrección por decaimiento de la fuente	Prueba 7				SI	
Descripción de las fuentes y datos de referencia	Prueba 8				SI	

S:semanalmente; M:mensualmente; T:trimestralmente; A:anualmente; U:en cada actualización. (Adaptada de TRS-430[20])

Fuente: IAEA. Quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. p. 213.

4.1. Pruebas y controles a realizarse

Las pruebas de control de calidad aplicadas al sistema de planificación de tratamiento y la frecuencia para realizarse se muestran en la tabla V, a continuación se detalla en qué consiste cada prueba:

4.1.1. Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento

Propósito: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funcionen de manera óptima.

Procedimiento:

- Reinicie la computadora como recomienda el proveedor o como sea apropiado.
- Observe mensajes en la pantalla durante el reinicio para detectar posibles errores de funcionamiento.

4.1.2. Prueba 2: Digitalizador

Propósito: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Ingrese un contorno de dimensiones conocidas en el TPS por la vía normal.

- Use una regla propia del sistema para verificar las correctas dimensiones. Un desvío menor a 0,2 centímetros es razonable.

4.1.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Propósito: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Recupere los datos que ha guardado de respaldo últimamente (sin sobrescribir datos actuales).
- Revisar la integridad de los datos de respaldo. Dependiendo de la utilidad para respaldo del TPS, puede ser necesario un procedimiento separado para datos del paciente, datos de haces y ejecutables.

4.1.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Propósito: Revisar que no han habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

Dado que actualmente en la institución solo se usan fuentes LDR de cesio 137, esta prueba se hace imprimiendo un plan de referencia realizado con la prueba 6 y revisar que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos, etc. han sido impresas exactamente como antes.

4.1.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Propósito: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido puede usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Defina en el TPS una fuente con las mismas características que una fuente típica usada clínicamente, si es necesario, ajustar el valor de la intensidad para hacerlo equivalente a la intensidad de la fuente para la cual está disponible la distribución de dosis. Si las características de la fuente están definidas en un inventario, use los mismos datos para la aplicación que para los datos de referencia del inventario. Calcule la razón de dosis (preferiblemente por hora en el caso de nuestras fuentes LDR) en algunos puntos de referencia. Estos puntos pueden estar a varias distancias y posiciones de la fuente.
- Como un ejemplo, si el eje de la fuente está a lo largo de eje Y y su centro en el origen, calcule la dosis en los siguientes puntos (dependiendo de los datos de referencia):
 - (i) $y = z = 0$ y $x = 1, 2, 3$ y 10cm
 - (ii) $y = x = 0$ y $z = 5\text{cm}$ (esperando que dé el mismo resultado que para $y = z = 0$ y $x = 5\text{ cm}$;
 - (iii) $z = 0, y = L/2$ y $x = 1, 2$ y 5 cm (donde L es la longitud de la fuente);
 - (iv) $x = z = 0$ y $y = 1, 2, 5$ y 10 cm .
- Compare la razón de dosis calculada con los datos de referencia para los mismos puntos. La diferencia no debe excede el 5%.

- Trazar las líneas de isodosis en planos tales como x-y, y-z y z-x y asegúrese que las unidades son impresas claramente y que esos trazados son consistentes con los valores numéricos previamente dados.

Notas:

- Para que sea significativo, la dosis calculada debe mostrar un número de dígitos correspondientes a una exactitud de alrededor de 1% (típicamente al menos tres dígitos significativos). Si este no es el caso, uno puede cambiar la intensidad (es decir, multiplicar por 10 y dividir la razón de dosis resultante por 10) para obtener una mejor resolución. No cambie el tiempo de aplicación (el cual debe permanecer pequeño comparado con la vida media del radionúclido) para evitar cambios en la corrección del decaimiento.
- Si no hay corrección por anisotropía, la superficie de la isodosis se espera que sea prácticamente esférica a una distancia desde la fuente mayor a tres veces su máxima dimensión. El diámetro de dichas esferas puede calcularse manualmente, asumiendo que toda la actividad se concentra en el centro de la fuente y tomando en cuenta la ley del inverso del cuadrado y la función radial. Como una primera aproximación, la función radial puede ser ignorada para revisar el orden de magnitud.
- Si el algoritmo del TPS está basado en la corrección de anisotropía promedio, pueden obtenerse diferencias mayores que 5%, especialmente a lo largo del eje de la fuente ($x = z = 0$). Tales diferencias locales generalmente son aceptables.

- Si una diferencia sistemática (típicamente menor que 10%) es generada y permanece ambigua, esto puede deberse al factor de conversión de la intensidad a la dosis (es decir, la constante de razón de dosis). Este puede ser el caso si la intensidad de las fuentes son expresadas como actividad contenida (A_c) o mgRaeq y no tienen correcciones de auto-absorción en el software. Sin embargo, esta práctica no es recomendada. Es urgente discontinuar el uso de dichas cantidades y que usen cantidades consistentes a lo largo de todo el proceso.

4.1.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Propósito: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento: Se realiza el cálculo independiente de la dosis en puntos de interés y se compara con la dosis calculada por el TPS. Este cálculo se hace siguiendo los pasos descritos en la sección 5.3 usando el formalismo TG-43 sugerido por la AAPM. Se ha desarrollado una hoja de cálculo que facilita este procedimiento para comparar implantes ginecológicos completos, esta hoja de cálculo ha sido guardada junto al TPS.

Esta prueba también verifica, en particular, que los datos físicos y dosimétricos ingresados al TPS se siguen manejando correctamente.

4.1.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Situación clínica: La intensidad usada como entrada en el TPS usualmente ha sido re calculada manualmente al inicio del tiempo de la aplicación. Esto es

evidente para radionúclido de vida corta (varios días), pero no se debe olvidar para radionúclidos tales como el cesio 137 (con vida media de 30 años), los cuales se mantienen en uso por muchos años. En tales casos, es responsabilidad del usuario actualizar en intervalos regulares (por ejemplo, cada seis meses) el valor de las intensidades usadas.

Propósito: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente re calculada y usada, como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Calcule la dosis en un punto (por ejemplo, para una configuración de braquiterapia) y grabe cuidadosamente la intensidad de referencia y fecha (la cual debe ser la misma que la fecha de inicio de la aplicación).
- Cambie la fecha de aplicación, haciendo esto, por ejemplo, una vida media después de la fecha de referencia.
- Revise que la razón de dosis calculada cambie de acuerdo al cambio anterior.
- Alternativamente, el software del TPS podría hacer uso de un inventario, donde se dé la intensidad original de la fuente en una fecha de referencia.

Notas:

Asegúrese que la convención para la fecha de entrada es claramente entendida. Note que la convención US a menudo es diferente a la convención

Europea (es decir, 12 enero 2011 puede escribirse como 01/12/11 en USA y 12/01/11 en Europa). En caso de tener dudas, intente usar un número de mes mayor que 12.

Es recomendado que la revisión se repita después de cada cambio del inventario.

4.1.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Propósito: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica. Esta prueba se debe realizar para todas las fuentes y cada diseño, no importando la especificación de la fuente usada.

Procedimiento:

- Identificar los datos de referencia apropiados (publicaciones científicas, datos del constructor de las fuentes, datos validados por el vendedor del TPS, etc.) y asegurarse que estos datos sean aplicados a las fuentes actualmente en uso.
- Vea una distribución de dosis típica y asegúrese que los datos asociados son proveídos explícitamente.

4.2. Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS

El programa de garantía de calidad en braquiterapia, incluye la garantía de calidad del TPS y consta de un conjunto de pruebas a realizarse con diferentes frecuencias, el cual es el objetivo del presente trabajo.

4.2.1. Frecuencia de los controles

Las pruebas que se deben realizar al comprarse un equipo o en cada actualización son:

Para el TPS:

- Prueba 1: CPU
- Prueba 2: Digitalizador
- Prueba 3: Recuperación de archivos
- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia

Para el calibrador de fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Para las fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Pruebas anuales

- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia
- Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

- Prueba 7: Corrección por decaimiento de la fuente
- Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia
- Calibración de las fuentes por lotes. (i) Intensidad y desvío de la media

Pruebas trimestrales

- Prueba 3: Recuperación de archivos.
- Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.
- Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple.

Pruebas mensuales

- Prueba 1: CPU.
- Prueba 2: Digitalizador.

4.2.2. Bitácoras

Los controles de garantía de calidad realizados al TPS serán archivados en una bitácora rotulada con: Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia. Estos controles serán realizados y archivados por los físicos médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN.

Las calibraciones realizadas a la cámara de pozo y a las fuentes de braquiterapia serán realizados por los Físicos Médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN y serán registradas en una bitácora asignada para ello y archivado por los físicos médicos.

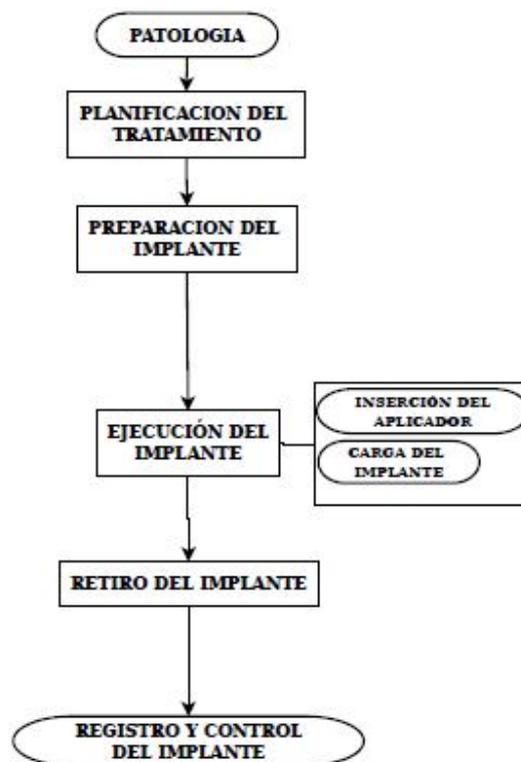
En la bitácora, al inicio de cada prueba, se debe anotar la fecha de realización y el equipo utilizado.

Al final de cada prueba se debe anotar la fecha en la que se debe realizar la próxima prueba.

4.2.3. Controles rutinarios

La tabla IV describe la finalidad y procedimiento para cada control. Los controles que se deben realizar en cada aplicación de las fuentes de braquiterapia están contenidas en el formulario para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia (vea anexo 1). Los elementos contenidos en este formulario se resumen en la siguiente figura:

Figura 15. Elementos contenidos en el formulario de control de calidad



Fuente: IAEA. Radiation oncology physics. p. 81.

4.3. Resultados de las pruebas realizadas al TPS

En el presente trabajo, debido a su objetivo, se realizó únicamente las pruebas correspondientes al TPS y se registró debidamente en la bitácora correspondiente. El equipo utilizado para las pruebas fue: computadora Compaq Evo W8000, N/S V217KN6ZA036, sistema de planificación de tratamiento de radiación Theraplan Plus versión 3.8 proveído por MDS Nordion, tablero digitalizador: modelo LIGHTBOX, Serie 062391, proveído por Numonics Corporation. A continuación, los resultados de estas pruebas:

4.3.1. Prueba 1: Unidad central de procesamiento

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funciona de manera óptima.

Procedimiento: Se reinició la computadora y durante el reinicio, se observó los mensajes en la pantalla con la ayuda de la tecla pause, notando que no existe ningún error de funcionamiento.

Resultado: Se concluye que no hay ningún error en el CPU (XEON CPU 2,2GHz, 2,18GHz), la memoria (RAM 512MB), los sistemas de archivos (FAT32) se cargan correctamente y el sistema operativo (Microsoft Windows XP Professional, Versión 2002, SP2) funciona de manera óptima. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.2. Prueba 2: Digitalizador

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Se creó un nuevo registro llamado PRUEBA2GC-ABRIL2012 en la aplicación *patient registration* del Theraplan plus.
- Se ingresó un contorno cuadrado de 15 cm de ancho por 15 de largo usando el digitalizador con la aplicación *External beam planning*.
- Se utilizó la regla (en centímetros) propia de la aplicación *External beam planning* para verificar las medidas del contorno, encontrando que el planificador mide un rectángulo de 14,97 cm de ancho y de largo.

Resultado: El digitalizador funciona correctamente, pues la medida de las dimensiones del contorno, realizada con el TPS, presenta una diferencia de 0,03cm con respecto a las dimensiones reales del contorno. La IAEA, sugiere en su informe TRS-430, que una exactitud inferior a 0,2 cm es razonable. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Se ingresó a la aplicación *Brachytherapy Planning* del Theraplan plus.
- Se cambió la base de datos usándose actualmente llamada: PLAN_01_2011.MDB, por otra base de datos llamada: PLAN_INCAN.MDB, esta última esta archivada en una partición de respaldo llamada: Backup (D:) con el objetivo de verificar la integridad del archivo recuperado.
- Se ingresó a la planificación de braquiterapia de un paciente, almacenado por la base de datos, para verificar su integridad.
- Luego de verificar la integridad del archivo, se volvió a cambiar la base de datos para que la aplicación *Brachytherapy planning* funcione como funcionaba antes de la verificación.

Resultado: Los archivos de respaldo funcionan correctamente y no han sufrido ningún cambio desde el día que se guardaron. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Fecha de realización: 26 de abril de 2012

Objetivo: Revisar que no ha habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

- Se imprimió un plan de referencia, el plan realizado en la prueba 5, llamado prueba 5, de fecha 14 de septiembre 2011.
- Se revisó que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos y tamaño de la fuente, se han impreso exactamente como antes.
- Se archivó en la bitácora nombrada: “Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia”, en el apartado de pruebas realizadas trimestralmente.

Resultado: Debido al cambio de especificación de las fuentes, de miligramos de radio equivalente a intensidad kerma en aire, y debido a que se volvió a calcular la dosis en los puntos de referencia para la fecha actual, la tasa de dosis tuvo, en promedio variaciones del 2,95%

Las coordenadas se imprimieron exactamente como en el plan anterior, sin embargo, para ordenar mejor los puntos de interés, se les etiquetó en diferente orden. El tiempo de aplicación, la longitud de la fuente y el nombre del archivo, no tuvo cambios. La fecha programada para la siguiente revisión es: 26 de julio de 2012.

4.3.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Fecha de realización: 30 de abril de 2012

Objetivo: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido pueden usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Se tiene como referencia para esta prueba, impresiones de distribuciones de dosis debido a una fuente lineal, desde la línea de isodosis de 1 cGy hasta 20 cGy de fecha 19 de septiembre de 2011. La dosis está calculada para 12 diferentes puntos de referencia. El tiempo de irradiación es de una hora.
- Se creó un plan de irradiación con los mismos datos que el plan de referencia, para verificar que la distribución de dosis, y por ende, la dosis en los puntos de interés, sean los mismos.
- Se comparó la razón de dosis calculada, con los datos de referencia para los mismos puntos.
- Se imprimieron las curvas de isodosis que se encuentran en los planos x-y y y-z, ambas con una escala 1:1. Las líneas de isodosis impresas, corresponden a las razones de dosis siguientes: 1,2,3,4,5,8,11,16 y 20, todas en unidades cGy/h.
- Se archivaron las distribuciones de dosis en la bitácora: "Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia".

Resultado: Las distribuciones de dosis se imprimieron correctamente y son idénticas a las distribuciones de dosis de referencia. La actividad de la fuente que se usó fue de 90,589 U=90,589 $\mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$ (en el modelado de la fuente del TPS, corresponde a la fuente nombrada: azul-tg43). La superficie de la isodosis a una distancia mayor a 3 veces la máxima dimensión de la fuente, a 6 cm desde el centro de la fuente, es prácticamente esférica, como se espera que

sea según el TRS-430. La fecha programada para la siguiente revisión es: 30 de julio de 2012.

4.3.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento:

- Se tomó para comparación, un implante ginecológico de un paciente con cáncer de cérvix, el implante consta de 4 fuentes de cesio de intensidades 68,182 U y 89,443 U.
- Se reconstruyó el implante en el TPS por medio del digitalizador para calcular la dosis en los puntos de interés AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto.
- Se realizó el cálculo independiente con la hoja de cálculo llamada: CALCULO INDEPENDIENTE DE DOSIS TG43.xls, archivado junto al TPS. Para ver el procedimiento detallado refiérase a la sección 5.3.
- La hoja de cálculo hace uso de los siguientes datos que deben ingresarse manualmente: intensidad kerma en aire, tiempo de aplicación, coordenadas de los extremos de las fuentes y de los puntos de interés, longitud activa de la fuente, constante de razón de dosis, factor de anisotropía y factor de dosis radial de cada fuente.

Resultado: Se compararon los resultados del TPS con los del cálculo independiente teniendo como discrepancia 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente recalculada y usada como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Debido a que la vida media del isótopo usado es de 30 años, se toma para esta prueba la intensidad de la fuente en una fecha de referencia para ésta y futuras comprobaciones.
- Se tomó como referencia la información guardada en un inventario de fuentes ubicado en la computadora propia del TPS en la siguiente dirección: C:\Documents and Settings\All Users\Documents\Inventario de Fuentes de Braquiterapia\Inventario de fuentes.doc
- La tasa de dosis recibida en el punto 3 (coordenadas (5,0,0)cm con el origen en el centro de la fuente y el eje Y a lo largo de la fuente) del archivo de braquiterapia de referencia llamado prueba 7 fue de 3,915 cGy/h con fecha 14 de septiembre de 2011, debido a la fuente rotulada como azul-tg43.

- Se calculó nuevamente la dosis en este punto para la fecha actual 2 de mayo de 2012 obteniendo 3,793.
- Se calculó manualmente la tasa de dosis en la fecha actual debido al decaimiento de la fuente obteniendo 3,794.

Resultado: El cálculo de la tasa de dosis en el punto de referencia realizado por el TPS y el cálculo realizado manualmente por decaimiento de la fuente, a partir de la tasa de dosis en la fecha de referencia son prácticamente iguales, variando solamente una milésima que representa una discrepancia del 0,03%. Debido a estos resultados se puede concluir que el sistema decae correctamente la actividad de la fuente. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica.

Procedimiento:

- Se investigó los tipos de fuentes en uso actualmente en el INCAN, siendo las siguientes: 20 fuentes de cesio 137 modelo CDCT1, proveído por *Therapeutic Nuclides & Accessories Inc.* en 1991. 7 fuentes de cesio 137

modelo CDCS-J proveído por Amersham Buchler GmbH & Co KG en 1998.

- Se buscó toda la información posible sobre las fuentes de cesio 137 disponibles en el INCAN y en publicaciones científicas, la información hallada en publicaciones científicas, se muestra en la tabla VI.
- Se revisó que los datos hallados en los certificados y en la literatura sean iguales a los datos ingresados en el módulo de braquiterapia del sistema de planificación. Los datos usados actualmente en el Theraplan Plus, se muestran en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla VI. **Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1**

Modelo	CDCT1	CDCS-J (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,35
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,046
Diámetro externo (cm)	2,70	2,65
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Lizhong, Liu. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p 130.

Tabla VII. **Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente**

Modelo	CDCT1	CDCS-J type (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,50
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,34
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,07
Diámetro externo (cm)	2,70	2,70
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Modelado de la fuente. TPS Theraplan Plus.

Resultado: Se compararon las características físicas de ambos modelos de fuentes, halladas en la literatura (vea tabla VI), en el certificado de calibración, y en los datos generales de las fuentes archivados, con los datos que actualmente tiene cargados el sistema de planificación, mostrados en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

De la comparación se concluye que los datos coinciden para el caso de las fuentes CDCT1, no así para el caso de las fuentes CDCS-J de Amersham, que presenta diferencias en los siguientes datos: longitud activa, coeficiente de atenuación lineal del filtro, coeficiente de atenuación lineal del material de la fuente y en el diámetro externo.

Tabla VIII. **Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes**

Modelo	Identificación	Intensidad de kerma en aire ($\mu\text{Gy m}^2/\text{h}$)	mg Ra Eq
CDCT1	Azul (12 fuentes)	98,89	13,7
CDCT1	Rojos (8 fuentes)	75,38	10,4
CDCS-J	GA 265 (1)	63,60	8,8
CDCS-J	GA 231 (2)	98,49	13,6
CDCS-J	GA 234 (3)	99,28	13,7
CDCS-J	GA 233 (4)	97,92	13,5
CDCS-J	GA 232 (5)	93,60	12,9
CDCS-J	GA 263 (6)	65,77	9,1
CDCS-J	GA 264 (7)	65,85	9,1

Las fuentes CDCT1 fueron calibradas el 15 de Octubre de 2003. Las fuentes CDCS-J fueron calibradas el 2 de Mayo de 2003. La intensidad de las fuentes fue actualizada en el TPS el 15 de Enero de 2008 obteniendo los datos presentados.

Fuente: Resultados de calibración de fuentes de cesio CDCT1 y CDCS-J de baja tasa.

Aparentemente las características físicas para ambos modelos de fuentes, se cargaron al TPS indistintamente considerándolas iguales debido a la pequeña diferencia que existen entre ambos modelos de fuentes, esta ambigüedad será analizada junto a los físicos médicos de la institución, aclarándola cuando se vuelva a realizar esta prueba.

En el caso de las intensidades (expresadas en miligramos de radio equivalente, como está cargado al sistema), se revisó que la intensidad de cada fuente proporcionado en los certificados de calibración, tabla VIII, coincida con los datos ingresados al sistema de planificación.

Las intensidades de cada fuente coincidieron, presentándose solo un error en el nombre de la fuente CDCS-J GA 232 que en el sistema estaba ingresado como GA 2323, este error fue corregido. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

5. INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN

El formalismo TG-43 para el cálculo de dosis alrededor de una fuente cilíndrica es el método más actual en los sistemas de planificación de braquiterapia, y se ha comprobado su exactitud comparándolo con simulaciones realizadas con Monte Carlo. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). Este método utiliza la intensidad kerma en aire para el cálculo de dosis (vea sección 2.4.11).

En el Hospital de Cancerología INCAN, está en uso el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus, que contiene entre sus utilidades, el módulo de braquiterapia, capaz de hacer cálculos de dosis en implantes de braquiterapia usando cuatro distintas formas de especificación de las fuentes (vea sección 2.6.8): intensidad kerma en aire, actividad aparente, razón de exposición a 1 metro y actividad equivalente de radio (Raeq).

Actualmente, en el INCAN se usa la actividad equivalente de radio (Raeq) para especificar las fuentes, y con este trabajo, como parte de la garantía de calidad, se pretende usar en su lugar, la intensidad kerma en aire.

5.1. Datos utilizados

Para poder realizar el cambio de especificación de las fuentes en el sistema de planificación, se necesitó de los datos mostrados en la tabla IX.

Las fuentes CDC T1, fueron proveídos por *Therapeutic Nuclides* en 1991, y las fuentes Amersham CDCS J, por Amersham Buchler en 1998.

Los datos generales y las especificaciones físicas fueron obtenidos a partir de los certificados de las fuentes; la constante de razón de dosis, se obtuvo del trabajo realizado por Lizhong Liu, Prasad Satish y Daniel A. Bassano, del Departamento de Oncología radioterápica de la *Upstate Medical University* en Nueva York. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla IX. **Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43**

Datos Generales		
Isótopo:	Cesio 137	
Modelo:	CDC T1	Amersham CDCS J
Especificaciones Físicas:		
Longitud total de la fuente (cm):	2	2
Longitud Activa de la fuente (cm):	1,5	1,35
Espesor de las paredes (cm):	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1}):	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal de la fuente (cm^{-1}):	0,07	0,046
Datos Dosimétricos:		
Vida media (horas):	262 800,00	262 800,00
Constante de razón de dosis (Cgy/(hr U)):	0,953	0,953
Datos de Calibración:		
Fecha de calibración:	7 de Julio 2007 ^a	7 de Julio 2007 ^a
Intensidad kerma en aire de referencia (U)	69,4/91,04 ^a	E/F ^a

^aE/F=Específico para cada fuente

Fuente: elaboración propia.

La intensidad de kerma en aire de referencia, se obtuvo por decaimiento desde la fecha de calibración de las fuentes y la ecuación:

$$S_K = 7.23M_{eq} \quad (5.1)$$

Se ingresó una tabla de factores de anisotropía, para 3 tipos de fuentes de Cs-137: 3M, Amersham, y RTR (pre-1982) obtenidas del trabajo de Liu mencionado anteriormente, estas tres fuentes difieren muy poco en su función de anisotropía.

Esta tabla se divide en dos partes, se encuentra en los anexos y muestra datos para distancias desde 0,25 cm hasta 10 cm y para ángulos polares desde 0 grados hasta 90 grados.

Para rangos de la distancia radial desde 0,25 cm hasta 10 cm y ángulos polares de 25 grados o más, la máxima diferencia entre el valor promedio dado y el de un modelo específico de su función de anisotropía, es menor que el 1% para los tres modelos de fuentes mostrados en las tablas.

Para ángulos pequeños, cerca de la dirección longitudinal, la máxima diferencia relativa a los valores promedio mostrados son; 1,7% para la fuente 3M, 2,7% para la fuente Amersham y 2,3% para la fuente RTR (pre-1982).

Tablas de valores de la función de anisotropía para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs puede hallarse en el reporte publicado por la AAPM en el año 2004.

Se ingresó una tabla de función radial de dosis, tabla X, que se obtuvo del trabajo de Liu. La función radial de dosis se describió en la sección 2.4.9.

Tabla X. **Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs : 3M, Amersham, RTR (pre-1982)**

Distancia a lo largo del eje transversal, r(cm)	Función de dosis radial, g(r)
0,5	0,998
1,0	1,000
1,5	0,997
2,0	0,993
2,5	0,988
3,0	0,982
3,5	0,976
4,0	0,970
4,5	0,964
5,0	0,957
6,0	0,941
7,0	0,925
8,0	0,906
9,0	0,885
10,0	0,862

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 479.

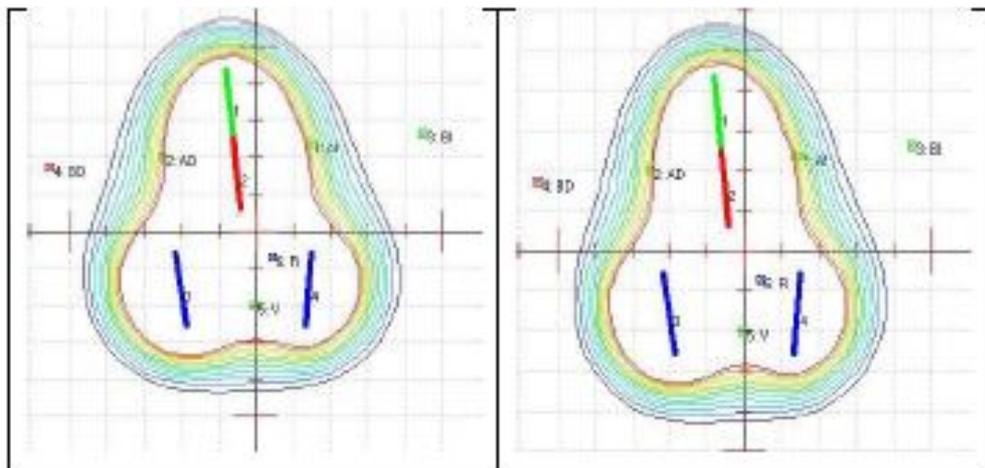
En la tabla anterior, se muestra la función radial de dosis para fuentes intracavitarias de Cs-137 (3M, Amersham, RTR(pre-1982)) para distancias desde 0,5 hasta 10cm. Los cambios que pueda tener esta función para un tipo específico de fuente, es casi despreciable y los datos proporcionados en la tabla, son suficientes para describir la función radial de dosis de cualquiera de las fuentes de Cs-137.

Según el trabajo de Liu, la máxima diferencia entre la función radial de dosis calculada para un modelo específico y el valor promedio dado en la tabla es 0,6% a 0,5 cm y 0,3% a 1 cm o más. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

5.2. Resultados

Las medidas de dosis obtenidas alrededor de una configuración de fuentes, usando la intensidad kerma en aire contenida en el formalismo TG-43, son muy cercanas a las medidas que se obtienen al usar la especificación de fuente miligramos de radio equivalente. La siguiente figura muestra gráficamente las distribuciones de dosis obtenidas con las dos especificaciones de fuentes:

Figura 16. **Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire**



Fuente: Programa Theraplan Plus.

El formalismo TG-43 toma en cuenta más parámetros, tales como: los efectos de la geometría, distribución espacial de radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, considerados en la constante de tasa de dosis Λ ; el efecto de filtrado y material de la fuente en concreto, considerados en la función radial de dosis $g(r)$; la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio considerado en el factor de anisotropía $F(r,\theta)$. Debido a esto, se prefiere actualmente este método de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia.

Las medidas realizadas para comparar ambos métodos se hizo con las configuraciones de implantes de braquiterapia usada en el INCAN: completa, cilíndrica y colpostatos, y se muestran en la tabla XI.

En la configuración completa se usan cuatro fuentes, en la configuración cilíndrica se usan tres fuentes y en los colpostatos, solamente dos; los dispositivos usados para estas configuraciones, se muestran en la figura 12, inciso (a), entre estos dispositivos se encuentra el aplicador Fletcher, el cilindro y los colpostatos. Las medidas se hacen en puntos de interés: A izquierdo, A derecho, B izquierdo, B derecho, mucosa izquierda, mucosa derecha, vejiga y recto (vea figura 16); definidos por el ICRU 38. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

Los resultados obtenidos mostrados en la tabla XI, muestran que en promedio, las medidas realizadas usando la intensidad de kerma en aire, tiene una diferencia porcentual de 3,38% de diferencia con respecto a las medidas que se obtienen usando la actividad equivalente de radio.

Tabla XI. **Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio**

Tiempo del implante: 72 horas			
Configuración	Dosis Impartida (cGy)		Desviación (%)
	Kerma en aire	Actividad equivalente de Radio	
COMPLETO 1 4 FUENTES	2 791	2 694	3,48
	2 964	2 869	3,21
	1 957	1 888	3,53
	2 048	1 979	3,37
	Promedio:		3,39
COMPLETO 2 4 FUENTES	3 082	2 978	3,37
	3 269	3 167	3,12
	2 010	1 940	3,48
	2 090	2 021	3,30
	Promedio:		3,32
CILINDRO 3 FUENTES	3 446	3 312	3,89
	3 479	3 347	3,79
	3 177	3 053	3,90
	515	496	3,69
	Promedio:		3,82
COLPOSTATO 2 FUENTES	5 894	5 724	2,88
	5 794	5 626	2,90
	661	642	2,87
	1 013	980	3,26
	Promedio:		2,98

Fuente: elaboración propia.

5.3. Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43

Es importante realizar una verificación independiente del cálculo de dosis en puntos de interés que realiza el TPS, esta verificación realizada como parte

de garantía de calidad del módulo de braquiterapia del TPS, nos garantiza que el TPS está realizando correctamente los cálculos de dosis, en este caso, usando el formalismo de cálculo de dosis TG-43.

La verificación independiente que se implementó, se hizo usando la ecuación del TG-43 explicada en la sección 2.4.4 que calcula la tasa de dosis en un punto con coordenadas (r, θ) a partir de una fuente lineal de longitud activa L:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (5.2)$$

calculando cada factor manualmente y a partir de las tablas propias de cada fuente. El resultado obtenido se compara con el resultado del TPS para verificar su exactitud.

El TPS calcula la tasa de dosis en el punto $P(r, \theta)$ por medio de la ecuación 2.14:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (5.3)$$

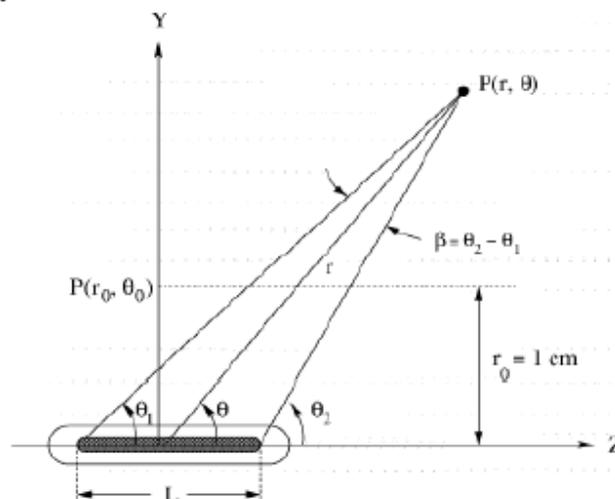
donde $S_S(r_0, \theta_0) = S_K(r_0, \theta_0)$ es la especificación de la fuente en tasa de kerma en aire de referencia y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la tasa de dosis relativa (DRT por sus siglas en inglés), creada por el TPS a partir de las tablas de factor de dosis radial $g(r)$ (adimensional), la tabla de factores de anisotropía $F(r, \theta)$ (adimensional) ingresadas al sistema y específicas para cada fuente y el factor geométrico $G(r, \theta)$ calculada por el propio sistema.

La tasa de dosis tiene unidades cGy/h y al multiplicar por el número de horas del implante, se obtiene la dosis en centigrays (cGy) en un punto de interés.

5.3.1. Procedimiento del cálculo independiente

A partir de la ecuación 2.1, se procede a hallar cada factor de la ecuación. Se hará el cálculo de tasa de dosis en un punto $P(r,\theta)$ debido a una fuente específica (vea figura 17), en el caso de varias fuentes se hace el mismo procedimiento para cada una de ellas, y la dosis total en un punto, será la suma de la contribución de dosis debido a cada fuente.

Figura 17. **Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia**



Fuente: Mark J. Rivard. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. p. 637.

La verificación independiente se hace a partir de las coordenadas reconstruidas por el TPS. El TPS genera una tabla con las coordenadas de los dos extremos de la fuente y por otro lado, las coordenadas del punto de interés.

A partir de estas coordenadas, se calcula las coordenadas $S_S(r_0, \theta_0)$ del punto de interés a partir de la fuente. Consideramos una fuente con tasa de kerma en aire de referencia $S_S(r_0, \theta_0) = 68,182U$ con coordenadas del punto superior e inferior de la fuente y las coordenadas del punto de interés (AI) como se muestra en la tabla XII.

Tabla XII. **Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante**

Coordenada	X	Y	Z
Punto de interés (AI)=P1	2,078	1,939	0,363
Extremo inferior=P2	-0,010	1,930	0,350
Extremo superior=P3	-0,030	3,900	0,880

Fuente: elaboración propia.

A partir de estas coordenadas se calculan los vectores V1 y V2 que van de los dos extremos de las fuentes hasta el punto de interés y el que va del extremo superior de la fuente hasta su extremo inferior V3 y sus respectivas magnitudes:

Tabla XIII. **Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2**

vector		componentes	magnitud
V1	P1-P2	(2,088, 0,009, 0,013)	2,088
V2	P1-P3	(2,108, -1,961, -0,517)	2,925
V3	P2-P3	(0,020, -1,970, -0,530)	2,040

Fuente: elaboración propia.

Luego, calculando el producto punto $V_2 \cdot V_3$ y $V_1 \cdot V_3$ hallamos los ángulos θ_1 y θ_2 usando la ecuación:

$$\theta_1 = \arccos \left(\frac{V_2 \cdot V_3}{|V_2||V_3|} \right) \quad (5.4)$$

Así se halla que $\theta_1 = 0,795$ rad $\theta_2 = 1,575$ rad. Luego con la ley de cosenos y de senos se hallan las coordenadas ($r = 2,328$ cm, $\theta = 1,113$ rad):

$$r = \sqrt{\left(\frac{l}{2}\right)^2 + |V_2|^2 - l \cdot |V_2| \cdot \cos \theta_1} = 2,328 \text{cm} \quad (5.5)$$

$$\theta = \arcsin \left(\frac{|V_1| \sin \theta_2}{r} \right) = 1,113 \text{rad} \quad (5.6)$$

donde l es la longitud de la fuente.

Estas son las coordenadas del punto de interés desde el centro de la fuente, necesarias para calcular los factores de la ecuación 5.2.

El primer factor, la tasa de kerma en aire de referencia, es proporcionada por el fabricante de las fuentes, para una fecha de referencia, solo se decae a la fecha actual, para la fuente en cuestión, tiene un valor de $S_S(r_0, \theta_0) = 68,182U$.

El siguiente factor es la constante de razón de dosis, se define para cada fuente en concreto; por tanto, incluye los efectos de la geometría, distribución espacial de la radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, descrita en la sección 2.4.7. Para la fuente utilizada, la constante de razón de dosis tiene un valor de $\Lambda = 0,953$ cGy/(hU).

Otro factor necesario es el cociente entre el factor geométrico en el punto (r, θ) y el factor geométrico en la posición de referencia $(1, \pi/2)$. El factor geométrico se halla a partir de las ecuaciones 2.6 y 2.7:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \frac{\cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right)}{L_s r \sin \theta} \quad (5.7)$$

Obteniéndose los siguientes resultados:

$$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad}) = 0,183 \text{ cm}^{-2}$$

$$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2) = 0,858 \text{ cm}^{-2}$$

El factor de dosis radial, se obtiene por interpolación de la tabla X a una distancia $r=2,328$ cm de la fuente, esta tabla debe ser propia de la fuente, en la sección 5.1 se explica de donde se obtuvo esta tabla para las fuentes ingresadas en el TPS. En este factor, se incluye el efecto del filtrado y material de la fuente en concreto, como se describió en la sección 2.4.9. El valor obtenido es $g(r=2,328\text{cm})=0,990$.

El último factor necesario es el factor de anisotropía, que al igual que el factor de dosis radial se halla por interpolación de una tabla específica para cada fuente.

Este factor, como se describió en la sección 2.4.10, proporciona la variación de dosis a cada distancia r debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio. El valor hallado para el caso en cuestión es $F(r=2,328 \text{ cm}, \theta=1,113 \text{ rad})=0,997$. Resumiendo, los datos calculados son los mostrados en la siguiente tabla:

Tabla XIV. Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43

	Valor	Unidades
$S_S(r_0, \theta_0)$	68,182	U=cGy cm^2/h
Λ	0,953	cGy/(hU)
$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad})$	0,183	cm^{-2}
$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2)$	0,858	cm^{-2}
$g(r=2,328\text{cm})$	0,990	adimensional
$F(r=2,328\text{cm}, \theta=1,113 \text{ rad})$	0,997	adimensional

Fuente: elaboración propia.

De esta forma la tasa de dosis en el punto P(r=2.328 cm, θ =1.113 rad) es, según el formalismo TG-43:

$$\begin{aligned} \dot{D}(r, \theta) &= S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 68,182\text{U} \times 0,953\text{cGy}/(\text{hU}) \times \frac{0,1829\text{cm}^{-2}}{0,8580\text{cm}^{-2}} \times 0,9898 \times 0,9968 \quad (5.8) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 13,668\text{cGy}/\text{h} \end{aligned}$$

El cálculo realizado por el TPS en ese mismo punto es de $\dot{D}(r=2,328 \text{ cm}, \theta=1,113 \text{ rad})=14,136 \text{ cGy}/\text{h}$.

La diferencia porcentual entre ambos resultados es de 3,42%. El TECDOC 1151 recomienda que las discrepancias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina, en braquiterapia, no supere un 15%. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

5.4. Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo

Se realizó una comprobación independiente de la dosis impartida en los puntos de interés debido a un implante ginecológico completo compuesto de cuatro fuentes radiactivas de Cs-137 de baja tasa de dosis. Para el cálculo se realizó el procedimiento descrito en la sección 5.3.1 para cada fuente en cada punto de interés. Los puntos de interés son AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto. La dosis total en cada punto de interés es:

$$\text{Dosis total} = \dot{D}_{fuente1}t_1 + \dot{D}_{fuente2}t_2 + \dot{D}_{fuente3}t_3 + \dot{D}_{fuente4}t_4 \quad (5.9)$$

donde $\dot{D}_{fuente1}t_1$ es la tasa de dosis de la fuente 1 en el punto de interés en cGy/h y t_1 es la duración del implante de la fuente 1 y así sucesivamente para las fuentes 2,3 y 4. Los resultados obtenidos para un tiempo de 72 horas de duración de implante de cada fuente se resumen en la tabla XV.

Tabla XV. **Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo**

	Etiqueta	Fuente 1	Fuente 2	Fuente 3	Fuente 4	Total	Total TPS
1	AI	984,071	987,716	455,600	289,113	2 716,500	2 800,034
2	AD	1 033,133	1 037,880	278,279	539,871	2 889,163	2 971,117
3	BI	193,467	194,556	242,842	124,949	755,813	755,765
5	BD	194,774	194,070	121,554	255,414	765,813	763,791
6	Vejiga	283,501	535,440	646,251	537,144	2 002,335	2 029,225
7	Recto	158,865	335,779	570,513	1 003,436	2 068,593	2 098,752

Fuente: programa Theraplan Plus.

La discrepancia entre la comprobación independiente y el cálculo de rutina del TPS para el implante completo es de 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

CONCLUSIONES

1. Con las pruebas de garantía de calidad, el uso adecuado y la comprensión del sistema de planificación y las rutinas que usa el sistema, se garantiza la correcta planificación de un tratamiento de braquiterapia y permite evitar incidentes radiológicos.
2. Para garantizar el correcto funcionamiento del sistema de planificación de braquiterapia utilizado en el INCAN, se han implementado ocho pruebas que se deben realizar con una frecuencia específica, dependiendo de la prueba que sea.
3. Es preferible utilizar el formalismo para cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva, recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM), formalismo TG43, para sustituir el uso de la especificación en miligramos de radio equivalente de las fuentes, ya que esta, conlleva errores en su determinación debido a las constantes empleadas para calcularla.
4. Las magnitudes físicas usadas en braquiterapia se han modificado con el tiempo, el documento de la AAPM, TG-43, actualiza estas magnitudes. Instituciones del tercer mundo insisten en usar antiguas magnitudes a pesar del error en su determinación, esta es una novedad del presente trabajo al implementar dicho formalismo en el INCAN.
5. Los cálculos de dosis de radiación en un punto específico, realizados por el sistema de planificación, usando el formalismo de cálculo de

dosis TG-43, pueden verificarse manualmente, como se ha descrito en el capítulo siete.

6. La forma en que una fuente radiactiva actúa sobre la materia depende de su forma física, de su energía y del tipo de radiación que emita.

RECOMENDACIONES

1. Debido a que las fuentes de cesio 137 modelo CDC T1 son del año 1991, y las de modelo CDCS J, del año 1998; fue difícil hallar sus características físicas y dosimétricas exactas. Se deberían implementar fuentes más nuevas cuyas características sean fáciles de hallar y que hayan sido simuladas por algún método, como Monte Carlo.
2. Las pruebas descritas para la garantía de calidad deben realizarse con la frecuencia especificada y de la forma descrita para asegurar el correcto funcionamiento del sistema de planificación.
3. Realizar y conocer adecuadamente las rutinas de planificación en un implante de braquiterapia mejora la calidad del tratamiento de cáncer, y por tanto, mejora la probabilidad de curación del paciente.
4. Deben crearse bases de datos separadas en el sistema de planificación, una para pacientes tratados con radioterapia externa y otra para pacientes de braquiterapia; también deben actualizarse cada seis meses o antes si es necesario; esta es una de las limitaciones del sistema de planificación Theraplan Plus, él considera una sola base de datos tanto para teleterapia como braquiterapia.
5. Usar toda la herramienta de la que dispone el sistema de planificación, para facilitar el análisis de los resultados y optimizar el cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva y su representación gráfica con líneas de isodosis.

6. Actualizar la especificación de las fuentes usadas en braquiterapia, de miligramos de radio equivalente a tasa de kerma en aire de referencia. Deben usarse las nuevas magnitudes, que evitan el uso de tantas constantes. Esto ya se ha efectuado, quedando pendiente la aprobación del jefe de física médica como por parte del jefe del Departamento de Radioterapia.

7. Al comprar nuevas fuentes radiactivas, revisar si es necesario agregar pruebas al sistema de planificación para garantizar su calidad. Es preferible que las fuentes vengan calibradas en tasa de kerma en aire de referencia y se acompañen datos de las características físicas de las fuentes, que permitan emplear el método de la Asociación Americana de Físicos Médicos TG-43.

BIBLIOGRAFÍA

1. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. "Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM radiation therapy committee task group-40". *Medical physics*. 1994, vol 21, núm. 8, p. 581-618.
2. _____. "Remote afterloading technology". *Medical physics*. 1993, núm 41, 107 p.
3. _____. "Specification of brachytherapy source strength". *Medical physics*. 1987, núm. 21, 98 p.
4. ATTIX, Frank. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Wisconsin: WILEY-BCH Verlag GmbH, 2004. 633 p
5. BALTAS, Dimos; SAKELLION, L.; ZAMBOGLOU, N. *The physics of modern brachytherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 670 p.
6. CUNNINGHAM, Robert; JOHNS, H.; KASE, K. *The physics of radiology*. 4a ed. Illinois: Charles C. Thomas Publisher, 1983. 785 p.
7. DUTREIX, Andrée. *Brachytherapy training course*. México: UNAM, 1993. 30 p.

8. FRANCOIS, Juan. *Introducción al análisis de reactores nucleares: análisis de reactores nucleares*. México: UNAM, Facultad de Ingeniería, 2005. 9 p.
9. HANSON, W.F. "Brachytherapy source strength: quantities, units, and standards. Brachytherapy physics". *Medical Physics Publishing*. 1995, p. 71-85.
10. HENDEE, William; IBOOTT, G. *Radiation therapy physics*. 3a ed. Chicago USA: Year book Medical Publishers, 2005. 450 p.
11. HOROWITZ, Y. "Photon general cavity theory". *Radiation protection*. 1984, vol 9, núm. 1, p. 5-18.
12. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. "Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad". *Documentos técnicos*. 2000, núm. 1151, 135 p.
13. _____. "Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 1274, 60 p.
14. _____. "Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 430, 281 p.
15. _____. "Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos". *Documentos técnicos*. 2005, núm. 398, 261 p.

16. _____. “Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación”. *Documentos técnicos*. 1996, núm. 115, 86 p.
17. INTERNATIONAL BUREAU OF WEIGHTS AND MEASURES. *The international system of units (SI)*. 8a ed. París: IBPM, 2006. 180 p.
18. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. “Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1985, núm. 38, 130 p.
19. _____. “Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 2004, núm. 72, 175 p.
20. _____. “Fundamental quantities and units for ionizing radiation”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1998, núm. 60, 19 p.
21. INTER-SOCIETY COUNCIL FOR RADIATION ONCOLOGY (ISRO) *Radiation oncology in integrated cancer management*. Chicago USA: Inter-Society Council for Radiation Oncology, 1991. 49 p.
22. KAPLAN, Irving. *Nuclear physics*. 2a ed. Madrid: Aguilar, 1962. 460 p.
23. KHAN, Faiz M. *The physics of radiation therapy*. 4a ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 2010. 738 p.

24. LIZHOUNG, Liu. "Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 447-483.
25. LOEVINGER, R. "The role of standards laboratory in brachytherapy. National Bureau of Standards (USA)", *Proceedings of recent advances in brachtherapy physics*. 1981, vol 1, núm. PB-83-134221, p. 22-31.
26. MAYLES, Philip; NAHUM, Alan; ROSENWALD, Jean-Claude. *Handbook of radiotherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 1412 p.
27. MIJNHEER, Ben; BATTERMANN, J.; WAMBERSIE, A. *Quality assurance of treatment planning systems practical examples for Non-IMRT photon beams*. Bélgica: ESTRO, 2004. 93 p.
28. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS "Protection against radiation from brachytherapy sources". *National Council on Radiation Protection and Measurements*. 1972, núm. 40, 140 p.
29. PODGORSAK, Ervin. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA, 2005. 696 p.
30. RAVINDER, Nath, et al. "Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.

- 56". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1997, vol 24, núm. 10, p. 1557-1598.
31. _____. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recomendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1994, vol 22, núm. 2, p. 209-234.
32. RIVARD, Mark, et al. "Update of AAPM Task Group No. 43 report: a revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 633-674.
33. TAUHATA, Luiz, et al. *Radioprotecao e dosimetria*. 4a ed. Brasil: Instituto de radioprotección e dosimetría-CNEN, 2002. 170 p.
34. THERATRONICS INTERNATIONAL. *Theraplan plus, technical reference manual*. Ontario, Canada: Theratronics International, 2001. 370 p.
35. WILLIAMSON, Jeffrey. *Brachytherapy physics*. United States: Medical Physics Publishing, 1995. 709 p.
36. WYCKOFF, Allisy, et al. "The new special names of SI units in the field of ionizing radiations". *National Center for Biotechnology Information, Radiology*. 1976, vol 118, núm. 1, 233 p.
37. ZHANG, Pengpeng, et al. "AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube source". American Association of

Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 4, 759
p.

ANEXOS

Anexo 1. **Formulario para control de calidad del tratamiento**

Formulario para el control de calidad del tratamiento de Braquiterapia	
Paciente: _____	No. Registro: _____
Fecha de la aplicación: _____	Fecha de registro: _____
ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
1) Preparación del implante	
<input type="checkbox"/> a) Aplicación programada	
<input type="checkbox"/> b) Sala y cama asignada	
<input type="checkbox"/> c) Fuentes solicitadas	
<input type="checkbox"/> d) Integridad del aplicador verificada	
2) Patología	
<input type="checkbox"/> a) Hospital	
<input type="checkbox"/> b) Código de patología	
<input type="checkbox"/> c) Diagnóstico	
3) Inserción del aplicador	
<input type="checkbox"/> a) Identidad del aplicador verificada	
<input type="checkbox"/> b) Geometría del implante/aplicador registrada	
<input type="checkbox"/> c) Placas de verificación revisadas	
<input type="checkbox"/> d) Número e intensidad de las fuentes registrada	
<input type="checkbox"/> e) Prescripción fechada y firmada por el oncologo radio terapeuta	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 116.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA*	COMENTARIOS
4) <u>Carga del implante</u>	
[] a) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] b) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] c) Implante cargado	
[] d) Fuentes empleadas registradas en inventario	
[] e) Cálculos de prescripción y tratamiento revisados por el físico el mismo día de cargado el implante	
5) <u>Para implantes por carga remota automática</u>	
[] a) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] b) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] c) Control de calidad diario realizado a la unidad de tratamiento	
[] d) Auto-radiografía revisada por el físico y el médico el mismo día del implante	
6) <u>Ejecución del implante</u>	
[] a) Orientaciones escritas a las enfermeras	
[] b) Sala/cuarto de tratamiento identificado	
[] c) Monitoreo radiológico completado	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 117.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
[] d) Prescripción completada	
[] e) Fecha/hora de retiro de las fuentes registrado	
[] f) Médico responsable del implante informado de fecha/hora del retiro de fuentes	
[] g) Responsable de verificar el retiro del implante	
7) <u>Planificación del tratamiento</u>	
[] a) Plan revisado por el médico antes de completar el tratamiento	
[] b) Plan revisado por el físico antes de completar el tratamiento	
[] c) Administración del implante registrado en la hoja de tratamiento	
8) <u>Retiro del implante</u>	
[] a) Número de fuentes verificadas por el médico	
[] i) En la sala/cuarto del paciente	
[] ii) En el cuarto/local de fuentes	
[] b) Monitoreo radiológico de la sala/cuarto del paciente	
[] c) Fuentes retiradas inventariadas	
[] d) Formulario del monitoreo radiológico relleno	
9) <u>Registro y control del implante</u>	
[] a) Salida impresa de la unidad de carga remota automática auditada	
[] b) Placas de localización auditadas y archivadas	
[] c) Registro resumen de dosis impartidas relleno y firmado por el médico y el físico.	
^a Marcar con un [✓] cuando la acción correspondiente esté ejecutada	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 118.

Anexo 2. Formulario para verificación de intensidad de fuentes

Formulario para la verificación de la intensidad de fuentes de braquiterapia con cámara de ionización de pozo.
Fecha de verificación: _____ Realizado por: _____
Descripción de la fuente(s): Radionucleido: _____ Tipo: _____ No. Serie: _____ Intensidad (por certificado del fabricante) $S_{K,cert} =$ _____ Número de certificado: _____ Fecha del certificado: _____
Cámara de ionización: Modelo/Serie: _____ / _____ Electrómetro: Modelo/Serie: _____ / _____
Factor de calibración: $N_{SK} =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2\text{A}^{-1}$, dado a $P_0 =$ _____ kPa, $T_0 =$ _____ °C
Corrección de la lectura del electrómetro: a) Corrección por densidad de aire: Temperatura $T =$ _____ °C y presión $P =$ _____ kPa al momento de la medición. $P_{TP} = (P_0/P)[(273,15 + T)/(273,15 + T_0)] =$ _____ Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $M_0 =$ _____ C/min(Q_{HV}) Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $Q_{HV/2} =$ _____ C/min b) Corrección por recombinaciones: $p_{ion} = (4/3) - (Q_{HV/2}/3Q_{HV}) =$ _____ c) Corrección por escala del electrómetro: $p_E =$ _____
Intensidad de kerma en aire medida: $S_K = M_0 N_{SK} P_{TP} p_{ion} p_E = S_K =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2$
Discrepancia $\Delta = (S_K - S_{K,cert}^*) \times 100 / S_{K,cert}^* =$ _____ % $S_{K,cert}^*$: valor corregido para la fecha de verificación

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 112.

Anexo 3. La función de anisotropía promedio para las fuentes intracavitarias de ¹³⁷Cs: Amersham, 3M y RTR pre-1982

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	0	2	4	6	8	10	12	14	16	18
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,50	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,75	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,985	0,986
1,00	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,946	0,953	0,958	0,965
1,25	0,901	0,901	0,901	0,892	0,879	0,894	0,915	0,931	0,944	0,953
1,50	0,897	0,897	0,896	0,885	0,874	0,887	0,906	0,922	0,936	0,946
2,00	0,893	0,893	0,891	0,876	0,869	0,883	0,900	0,915	0,928	0,939
2,50	0,891	0,891	0,888	0,870	0,867	0,882	0,898	0,913	0,925	0,937
3,00	0,889	0,889	0,886	0,866	0,866	0,881	0,897	0,912	0,924	0,935
3,50	0,889	0,889	0,884	0,864	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
4,00	0,888	0,888	0,883	0,862	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
5,00	0,888	0,888	0,883	0,861	0,866	0,882	0,898	0,912	0,924	0,934
7,00	0,890	0,890	0,883	0,861	0,868	0,884	0,900	0,913	0,925	0,935
10,00	0,895	0,895	0,887	0,866	0,874	0,889	0,904	0,917	0,928	0,937

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	20	25	30	35	40	50	60	70	80	90
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,998	0,999	1,000	1,000	1,000
0,50	0,000	0,996	0,995	0,996	0,997	0,998	0,999	0,999	1,000	1,000
0,75	0,986	0,989	0,992	0,994	0,995	0,997	0,998	0,999	1,000	1,000
1,00	0,970	0,980	0,985	0,989	0,992	0,996	0,998	0,999	1,000	1,000
1,25	0,960	0,973	0,981	0,986	0,990	0,995	0,997	0,999	1,000	1,000
1,50	0,954	0,969	0,977	0,984	0,988	0,994	0,997	0,999	1,000	1,000
2,00	0,948	0,964	0,974	0,981	0,986	0,993	0,996	0,998	1,000	1,000
2,50	0,946	0,962	0,973	0,980	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,00	0,944	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,50	0,943	0,960	0,971	0,979	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
4,00	0,943	0,960	0,971	0,978	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
5,00	0,943	0,959	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
7,00	0,944	0,960	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
10,0	0,945	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ¹³⁷Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 480.



Universidad de San Carlos de Guatemala
Facultad de Ingeniería
Escuela de Ciencias

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

Marcos Calixto Catú Sajcabún
Asesorado por el Lic. Franky Reyes

Guatemala, septiembre de 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A LA JUNTA DIRECTIVA DE LA
FACULTAD DE INGENIERÍA

POR

MARCOS CALIXTO CATÚ SAJCABÚN
ASESORADO POR EL LIC. FRANKY REYES

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE

LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

GUATEMALA, SEPTIEMBRE DE 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
FACULTAD DE INGENIERÍA



NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
VOCAL I	Ing. Alfredo Enrique Beber Aceituno
VOCAL II	Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco
VOCAL III	Ing. Miguel Ángel Dávila Calderón
VOCAL IV	Br. Juan Carlos Molina Jiménez
VOCAL V	Br. Mario Maldonado Muralles
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
EXAMINADOR	Lic. Ricardo Enrique Contreras Folgar
EXAMINADOR	Ing. José Rodolfo Samayoa Dardón
EXAMINADOR	Ing. Otto Miguel Hurtarte Hernández
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

En cumplimiento con los preceptos que establece la ley de la Universidad de San Carlos de Guatemala, presento a su consideración mi trabajo de graduación titulado:

IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA

Tema que me fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Ciencias, con fecha 26 de febrero de 2010.

Marcos Calixto Catú Sajcabún

ACTO QUE DEDICO A:

Mi hija

Por ser en todo momento la fuente
de mi inspiración.

AGRADECIMIENTOS A:

Mis padres

Por apoyarme siempre en todos los
ámbitos de mi vida.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	VII
LISTA DE SÍMBOLOS	XI
GLOSARIO	XIII
RESUMEN.....	XVII
OBJETIVOS.....	XIX
INTRODUCCIÓN.....	XXI
1. ASPECTOS TEÓRICOS	1
1.1. Radiación.....	1
1.1.1. Radiación ionizante	1
1.1.2. Tipos de radiación ionizante	2
1.2. Radiometría	2
1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia	2
1.3.1. Actividad	3
1.3.2. Tasa de exposición de referencia	4
1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia.....	5
1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia	6
1.4.1. Radio (Ra)-226	7
1.4.2. Cesio-137	7
1.4.3. Cobalto-60	9
1.4.4. Iridio 192.....	10
1.4.5. Oro 198.....	12
1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia.....	13

1.4.7.	Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia	14
2.	LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA	15
2.1.	Dosimetría	15
2.2.	Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia	15
2.2.1.	Técnicas de braquiterapia intersticial	16
2.2.2.	Técnicas de braquiterapia intracavitaria	16
2.3.	Modelos de cálculos de dosis.....	16
2.4.	Formalismo de dosimetría según el TG-43	17
2.4.1.	Concepto básico.....	17
2.4.2.	Geometría de la fuente.....	18
2.4.3.	Datos de referencia	19
2.4.4.	Formalismo TG-43	20
2.4.5.	Formulación 2D del TG-43	20
2.4.6.	Aproximación 1D del TG-43	21
2.4.7.	Constante de razón de dosis.....	22
2.4.8.	Factor geométrico	23
2.4.9.	Función radial de dosis.....	25
2.4.10.	Función de anisotropía.....	26
2.4.11.	Intensidad de kerma aire	26
2.5.	Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota	27
2.5.1.	Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron	27
2.5.2.	Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed	29
2.5.3.	Fuentes Bebig	30
2.6.	Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN	32
2.6.1.	Reconstrucción del implante de braquiterapia.....	33
2.6.2.	Posicionamiento automático.....	34

2.6.3.	Remover fuentes puntuales duplicadas	34
2.6.4.	Cálculo de dosis para fuentes puntuales	34
2.6.5.	Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43).....	35
2.6.6.	Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido	35
2.6.7.	Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual.....	36
2.6.8.	Cálculo de la razón de dosis de la fuente	36
2.6.9.	Cálculo de dosis para fuentes lineales	37
2.6.10.	Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal.....	38
2.6.11.	Cálculo de dosis absoluta.....	39
2.6.12.	Factor de tiempo del implante.....	39
2.6.13.	Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes.....	40
3.	GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA.....	41
3.1.	Elementos del programa de garantía de calidad	42
3.1.1.	Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento.....	46
3.1.2.	Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento	46
3.1.3.	Algoritmos de cálculos de dosis.....	47
3.1.4.	Verificación de los cálculos de dosis en el paciente	48
3.1.5.	Localización de las fuentes.....	49
3.1.6.	Requerimientos de exactitud en braquiterapia.....	49

3.2.	Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia	50
4.	IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN.....	51
4.1.	Pruebas y controles a realizarse	52
4.1.1.	Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento	52
4.1.2.	Prueba 2: Digitalizador	52
4.1.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...53	
4.1.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.	53
4.1.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	54
4.1.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo.....	56
4.1.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	56
4.1.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia	58
4.2.	Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS.....	59
4.2.1.	Frecuencia de los controles.....	59
4.2.2.	Bitácoras	60
4.2.3.	Controles rutinarios	61
4.3.	Resultados de las pruebas realizadas al TPS	62
4.3.1.	Prueba 1: Unidad central de procesamiento	62
4.3.2.	Prueba 2: Digitalizador	63
4.3.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...63	

4.3.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.....	64
4.3.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	65
4.3.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo	67
4.3.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	68
4.3.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia.....	69
5.	INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN	75
5.1.	Datos utilizados	75
5.2.	Resultados.....	79
5.3.	Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43.....	81
5.3.1.	Procedimiento del cálculo independiente	83
5.4.	Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo	88
	CONCLUSIONES	91
	RECOMENDACIONES.....	93
	BIBLIOGRAFÍA	95
	ANEXOS.....	101

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

FIGURAS

1.	Esquema de decaimiento del cesio 137	8
2.	Esquema de decaimiento del cobalto 60.....	10
3.	Esquema principal de decaimiento del iridio 192	11
4.	Esquema de decaimiento del oro 198	12
5.	Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal	19
6.	Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío.....	23
7.	Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal.....	24
8.	Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192	28
9.	Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)	28
10.	de la fuente GammaMed de Ir-192.....	29
11.	Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig	30
12.	(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curietron	31
13.	Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés	33
14.	Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia	43
15.	Elementos contenidos en el formulario de control de calidad.....	61
16.	Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire	79

17.	Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia.....	83
-----	---	----

TABLAS

I.	Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia.....	6
II.	Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias	22
III.	Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron.....	32
IV.	Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40)	45
V.	Pruebas para el control de calidad	51
VI.	Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1	70
VII.	Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente.....	71
VIII.	Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes	72
IX.	Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43	76
X.	Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ¹³⁷ Cs: 3M, Amersham, RTR (pre-1982)	78
XI.	Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio.....	81
XII.	Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante....	84
XIII.	Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2	84

XIV.	Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43.....	87
XV.	Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo	88

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado
HVL	Capa hemirreductora
λ	Constante de decaimiento
Γ	Constante de razón de dosis
ρ	Densidad
D	Dosis absorbida
Kerma (K)	Energía cinética impartida en el medio
Cema (C)	Energía convertida por unidad de masa
X	Exposición
N_K	Factor de calibración de kerma en aire de la cámara de ionización
N_{elec}	Factor de calibración del electrómetro
k_{air}	Factor de corrección por atenuación por aire
k_n	Factor de corrección por no uniformidad
k_{scatt}	Factor de corrección por radiación dispersada
k_{TP}	Factor de corrección por temperatura y presión
MF	Factor de magnificación
γ	Fotón gamma
F(r,θ)	Función de anisotropía para fuente lineal
Φ_{an}	Función de anisotropía para fuente puntual
g(r)	Función de dosis radial
f_{cm}	Función de energía de rayos gamma
G(r,θ)	Función de geometría
GC	Garantía de calidad

K_r	Kerma en aire de referencia
α	Partícula alfa
β	Partícula beta
T	Período de semidesintegración
τ	Vida media

GLOSARIO

AAPM	Asociación Americana de Físicos en Medicina.
Algoritmo	Conjunto prescrito de instrucciones o reglas bien definidas, ordenadas y finitas que permite realizar una actividad o hallar la solución a un problema mediante pasos sucesivos.
Cuaderno de bitácora	Registro escrito de las acciones que se llevan a cabo en cierto trabajo o tarea.
Calibración	Procedimiento de comparación entre lo que indica un instrumento y lo que debería indicar de acuerdo a un patrón de referencia con valor conocido.
Cámara de ionización	Es esencialmente un capacitor en el cual la corriente de fuga es inducida a través de la acción del haz de radiación.
Cema	Es la energía convertida por unidad de masa, aplicable a radiación directamente ionizante.
DFC	Término que hace referencia a la distancia entre la fuente y la cámara.
Estocástica	Cantidad cuyo valor ocurre aleatoriamente y varía en forma discontinua en el espacio y tiempo. En

principio puede medirse con un error arbitrariamente pequeño.

Dosimetría	Es el cálculo de la dosis de radiación que recibirá el paciente (más o menos detallada por órganos o regiones) con un tratamiento determinado.
Dosis absorbida	Cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un material irradiado.
Electrómetro	Dispositivo de medición de corriente de carga inducida. Es muy sensible, se usa en conjunto con una cámara de ionización.
Exposición	Es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en aire de masa dm quedan completamente frenados en el aire.
Fluencia	Hace referencia a un flujo de partículas o de energía en un área determinada.
Garantía de calidad	Se refiere a las acciones planificadas y sistematizadas que garantizan que una estructura, o componente se comporte satisfactoriamente.
HDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una alta tasa de dosis de radiación.
Implante de braquiterapia	Consiste en colocar fuentes de radiación en un tumor o lugar de tratamiento con el fin de eliminar el tumor.

Kerma	Energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa, incluyendo la energía por pérdida radiactiva y excluyendo la energía que pasa de una partícula cargada a otra.
LDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una baja tasa de dosis de radiación.
LSCD	Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica.
MgRaeq	Miligramos de radio equivalente, es aquella masa de radio 226 filtrada por 0.5 mm de platino que produce la misma tasa de kerma en aire que la fuente en cuestión.
No estocástica	Cantidad cuyo valor, en principio puede predecirse por cálculos y varía de forma continua en el espacio y tiempo.
OIEA, IAEA	Organismo Internacional de Energía Atómica.
OMS	Organización Mundial de la Salud.
PMMA	Polimetilmetacrilato, material utilizado para simular las propiedades del cuerpo humano, al utilizar radiaciones.
Radiometría	Se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética.

Radionúclido	Es un átomo con un núcleo inestable, caracterizado por exceso de energía disponible.
SCF	Hace referencia a un sistema de coordenadas fijo.
SCP	Hace referencia al sistema de coordenadas del paciente.
SFD	Hace referencia a la distancia desde la fuente radiactiva hasta la película radiográfica.
TECDOC	Documento Técnico.
TPS	Sistema de planificación de tratamientos computarizado usado en radioterapia.
TRS	Hace referencia a una serie de reportes técnicos, emitido por el OIEA.

RESUMEN

La radioterapia es de gran importancia en su aplicación para el tratamiento del cáncer; y para garantizar la óptima aplicación de sus protocolos y procedimientos, se auxilia de un programa de garantía de calidad basado en protocolos y normas de carácter mundial.

En este trabajo se hace una revisión de los principios de la radiación, su dosimetría y su aplicación en la braquiterapia, así como de un programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle" describiendo y aplicando diferentes pruebas para garantizar la calidad de la planificación de un tratamiento de braquiterapia, asegurando el correcto funcionamiento del sistema de planificación utilizado para este fin.

El trabajo está estructurado en cinco capítulos: el primer capítulo trata los aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, incluyendo la especificación de las fuentes y las fuentes usadas en braquiterapia. El segundo capítulo, describe la dosimetría de las fuentes de braquiterapia y las rutinas utilizadas en el sistema de planificación de tratamiento. El capítulo tres, estudia los elementos de un programa de garantía de calidad que se implementan en el capítulo cuatro, por medio de ocho pruebas de garantía de calidad realizadas al sistema de planificación de braquiterapia del Instituto Nacional de Cancerología (INCAN).

En el capítulo cinco se introduce de forma novedosa un método moderno de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia, sugerida por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, llamado formalismo TG-43.

OBJETIVOS

General

Implementar un programa de garantía de calidad al sistema de planificación de tratamiento de braquiterapia, en el Instituto de Cancerología y Hospital “Dr. Bernardo del Valle”.

Específicos

1. Implementar y realizar correctamente las pruebas necesarias que garanticen el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia del sistema de planificación.
2. Describir y realizar correctamente las rutinas en la planificación de un implante de braquiterapia usando el sistema de planificación.
3. Implementar la especificación de fuentes recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, el formalismo TG-43, para actualizar las unidades de medida utilizadas en braquiterapia.
4. Minimizar la probabilidad de que ocurra un accidente radiológico debido a errores en el sistema de planificación.
5. Conocer las características físicas de la radiación y las fuentes de radiación utilizada en braquiterapia.

INTRODUCCIÓN

El cáncer es una enfermedad que cada día agobia más a la población y es una de las principales causas de muerte en todo el mundo, la Organización Mundial de la Salud calcula que, 84 millones de personas morirán de cáncer entre 2005 y 2015.

El objetivo principal al tratar el cáncer es destruir las células cancerosas sin exceder el nivel de tolerancia de las células sanas circundantes, los nuevos equipos de tratamiento que se producen en radioterapia, tienen como finalidad alcanzar ese objetivo de manera simple y eficaz.

El cáncer de cérvix es el tipo de cáncer más común en el sexo femenino en Guatemala, en las últimas estadísticas del Instituto de Cancerología, se observa que en un año, se atendieron 783 casos de cáncer de cérvix. El tratamiento de esta patología se hace con radioterapia externa, con braquiterapia o una combinación de ambos métodos, y para su tratamiento, tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora.

Los sistemas de planificación de tratamiento computarizado contienen módulos de software para diferentes formas de tratar el cáncer, estos pueden ser; radioterapia de intensidad modulada (IMRT), radioterapia conformada (CRT), radioterapia guiada con imagen (IGRT), simulación virtual, braquiterapia, etc. En todos los módulos, es necesario comprobar periódicamente su correcto funcionamiento para mejorar la exactitud en la administración de la dosis de

radiación, y evitar errores que puedan producir un accidente radiológico. El propósito de este trabajo es implementar un método para garantizar el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia en el INCAN.

Tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, cuando esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora, debe comprobarse periódicamente su correcto funcionamiento para evitar errores que puedan conllevar a un accidente radiológico.

La garantía de calidad del funcionamiento de los sistemas de tratamiento computarizado a tomado relevancia debido a accidentes que se han reportado debido al descuido en el uso de esta herramienta: en el 2000 en Panamá, se introdujo incorrectamente los datos de bloqueos del haz de radiación en el TPS; en 1982, en un hospital de Inglaterra, se suministró dosis menores a las necesarias para el tratamiento cuando se introdujo el uso del TPS en vez del cálculo manual; en 1987 al sustituirse una fuente de cobalto 60 en un hospital de Maryland, Estados Unidos, el físico encargado no actualizó correctamente los datos en el TPS. La garantía de calidad de este sistema, permite asegurar que las dosis calculadas en puntos de interés son correctas.

El presente trabajo consta de cinco capítulos, el primero trata de aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, haciendo énfasis en las características físicas de las fuentes de radiación utilizadas en braquiterapia.

En el capítulo dos se estudia la dosimetría de las fuentes de radiación en braquiterapia, tomando como base el formalismo de cálculo de dosis TG-43, considerado el modelo más completo disponible actualmente. También se

describen las rutinas que realiza el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus en la planificación de un implante de braquiterapia.

En el tercer capítulo se describen los elementos de un programa de garantía de calidad en braquiterapia, específicamente del sistema de planificación de tratamientos de braquiterapia.

El capítulo cuatro, trata sobre el programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle"; este programa se hizo implementando ocho pruebas que verifican la exactitud de los cálculos del sistema y que esta exactitud se mantenga en el tiempo, estas pruebas deben realizarse en intervalos de tiempo específicos.

Finalmente, en el capítulo 5, se introdujo el formalismo de cálculo de dosis TG-43 para su implementación en el hospital y se calculó detalladamente la dosis en puntos de interés en un paciente real. En los anexos se incluyen dos formularios, uno para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia y otro para la verificación de la intensidad de las fuentes de braquiterapia, también se incluye una tabla de factores de anisotropía para las fuentes de cesio 137 utilizadas en el INCAN.

1. ASPECTOS TEÓRICOS

En este primer capítulo, se introducen varios conceptos necesarios para los próximos capítulos de este trabajo. Se hace énfasis en las especificaciones de las fuentes de radiación en braquiterapia y sus esquemas de decaimiento.

1.1. Radiación

Se aplica el término radiación a la emisión y propagación de energía a través del espacio o por un medio material. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.1.1. Radiación ionizante

Es la radiación que puede ionizar la materia directa o indirectamente. La radiación que ioniza directamente (partículas cargadas) deposita su energía en el medio por medio de la interacción de Coulomb entre la partícula cargada directamente ionizante y los electrones orbitales de los átomos en el medio. La radiación que ioniza indirectamente (neutrones y fotones (rayos X y rayos γ)), deposita su energía en el medio por medio de dos procesos:

- En el primer proceso, una partícula cargada es liberada en el medio (los fotones liberan electrones o positrones, los neutrones liberan protones o iones pesados)
- En el segundo proceso, las partículas cargadas liberadas depositan su energía en el medio a través de interacciones de Coulomb con electrones

orbitales de los átomos en el medio. (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

1.1.2. Tipos de radiación ionizante

Las radiaciones ionizantes generalmente se caracterizan por su capacidad para excitar e ionizar átomos de la materia con la que interacciona. Entre los tipos de radiación ionizantes están: rayos gamma, rayos X, electrones, neutrones y partículas cargadas pesadas.

1.2. Radiometría

La radiometría se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética. Las mediciones sobre la radiación o investigaciones de los efectos de la radiación requieren de varias especificaciones del campo de radiación en puntos de interés.

Varias cantidades y unidades han sido definidas para describir los haces de radiación, las siguientes cantidades son usadas para describir un haz de radiación mono energético ionizante: fluencia de partículas, fluencia de energía, tasa de fluencia de partículas y tasa de fluencia de energía.

1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia

Numerosas recomendaciones internacionales indican la conveniencia de especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia en unidades de tasa de kerma en aire; tanto en los certificados de los laboratorios de calibración, como en los sistemas de planificación y en la prescripción y documentación de los tratamientos, aunque en la práctica clínica se prefiere usar Grays.

La intensidad de kerma en aire, está definida como el producto de la tasa de Kerma aire en aire $K_{(air)air}$ y el cuadrado de la distancia entre el punto de calibración y el centro de la fuente en el eje bisector de la misma. (IAEA. Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia. 2004). Se simboliza como S_K y sus unidades son: $[S_K]=\mu Gy\cdot m^2\cdot h^{-1}= cGy\cdot cm^2\cdot h^{-1}$.

La cantidad recomendada para la especificación de fuentes de rayos gamma es la tasa de referencia de kerma en aire, la cual para fuentes lineales tipo alambre o cadenas de semillas de ^{192}Ir se emplea la cantidad: intensidad lineal de kerma en aire, definida como la S_K por unidad de longitud de la fuente. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

1.3.1. Actividad

La actividad se define como el número de desintegraciones por unidad de tiempo de un isótopo radiactivo; dado que la desintegración no tiene unidades, la actividad es medida en s^{-1} . La unidad de la actividad es el Becquerel, $1(Bq)=s^{-1}$, aunque por muchos años (y se usa a veces en la actualidad) su unidad fue el Curio (Ci).

$$1 Ci = 3,70 \times 10^{10} Bq \quad (1.1)$$

De lo anterior, la magnitud de la fuente de cualquier radionúclido puede ser especificado en submúltiplos de Ci (en la práctica clínica se prefiere el mCi).

La tasa de exposición \dot{X} a cualquier punto particular es proporcional al producto de la actividad, su constante de razón de exposición e inversamente proporcional a d^2 . (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010):

$$\dot{X} = \Gamma \frac{A}{d^2} \quad (1.2)$$

donde A es la actividad y \dot{X} la constante de razón de exposición. Sin embargo, se puede introducir errores en este método debido a que se debe aplicar correcciones para la fuente y filtración de las paredes y que la constante de razón de exposición no se puede conocer exactamente. Cabe mencionar que, la exactitud de la constante de razón de exposición depende del conocimiento exacto de los datos espectroscópicos y los coeficientes de absorción relevante. (Faiz Khan The physics of radiation therapy. 2010).

1.3.2. Tasa de exposición de referencia

El Consejo Nacional sobre Protección Radiológica y Mediciones (NCRP) de Estados Unidos, recomienda que la magnitud de cualquier emisor \dot{X} deba ser especificada directamente en términos de razón de exposición en aire a una distancia específica tal como 1 metro.

Esta especificación puede llevarse a cabo simplemente midiendo la razón de exposición en aire libre a una distancia suficientemente grande que la fuente pueda ser tratada como puntual. Una gran distancia minimiza la dependencia de la calibración sobre la construcción de la fuente y el detector, esto debido a que ambos pueden ser tratados como puntuales. Además, el efecto de la transmisión oblicua de los rayos \dot{X} a través de la cápsula de la fuente se vuelve despreciable.

Loevinger (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981), recomienda la calibración de las fuentes de braquiterapia en términos de dosis absorbida en agua cerca de la fuente. Sin embargo, tal

calibración no está disponible comúnmente, por lo que el método de razón de exposición lejos de la fuente sigue siendo el método más apropiado.

La cantidad recomendada para la especificación de las fuentes gamma es la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$

1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia

La tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$, está definida por la Comisión Internacional en Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia de 1 metro, corregida para los efectos de atenuación y dispersión; tiene como unidades Gy/s aunque es más conveniente usar $\mu\text{Gy/h}$ para LDR y mGy/h para HDR.

La Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) recomienda especificar la emisión de fotones de una fuente en términos de la intensidad de kerma en aire (*air-kerma strength*) S_K . La relación entre $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$ y S_K está dada por:

$$S_K = (\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}} d_{\text{ref}}^2 \quad (1.3)$$

donde d_{ref} es la distancia de referencia para donde la tasa de kerma en aire es definida (1m). Claramente, la intensidad de kerma en aire y la tasa de kerma en aire son numéricamente iguales y se diferencian únicamente por sus unidades, de este modo, la denominada intensidad de kerma en aire viene dado por $1\text{U} = 1\mu\text{Gym}^2/\text{h} = 1\text{cGycm}^2/\text{h}$ recomendada por el TG 43. (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981).

Antiguamente se usaban las cantidades miligramo de radio equivalente y Actividad aparente para la especificación de las fuentes de braquiterapia, en el aún se usa la primera de éstas, y con este trabajo se sugiere su actualización.

1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia

A partir del descubrimiento del elemento radio, este fue el más utilizado en braquiterapia; sin embargo, los radioisótopos artificiales ofrecen ventajas especiales en algunas situaciones debido a: la energía de sus rayos γ , flexibilidad de las fuentes, tamaño de las fuentes y vida media.

Tabla I. **Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia**

radionucleido	Vida Media	Energía del fotón	Valor medio de la capa (mm de plomo)
^{226}Ra	1600 años	0,047-2,450 (0,83 avg)	8,0
^{222}Rn	3,83 días	0,047-2,45 (0,83 avg)	8,0
^{60}Co	5,26 años	1,17 1,33	11,0
^{137}Cs	30 años	0,662	5,5
^{192}Ir	74,2 días	0,136-1,06	2,5
^{198}Au	2,7 días	0,412	2,5
^{125}I	60,2 días	0,028 avg	0,025

Fuente: Faiz, Khan. The physics of Radiation Therapy. p. 355.

La tabla I, muestra las fuentes usadas comúnmente en braquiterapia así como sus propiedades físicas relevantes.

A continuación se describen las características de los isótopos radiactivos de mayor importancia en braquiterapia: radio (Ra), cesio 137 (Cs-137), cobalto 60 (Co-60), iridio 192 (Ir-192) y oro 198 (Au-198).

1.4.1. Radio (Ra)-226

Es el sexto miembro de la serie del uranio, la cual empieza con $^{238}_{92}\text{U}$ y finaliza con el isótopo $^{286}_{82}\text{Pb}$. El radio se desintegra con una vida media de 1620 años para formar radón.



El núcleo de radón producido es un gas inerte que se desintegra en otro producto hijo. Como resultado del proceso de decaimiento a partir del radio hasta el plomo estable, se producen al menos 49 rayos γ con energías en el rango desde 0,184 a 2,45 MeV. La energía media de los rayos γ es 0,83 MeV. (Philip Mayles; Alan Nahum; Jean-Claude Rosenwald. Handbook of radiotherapy physics. 2007).

Una filtración de al menos 0,5 mm de platino que conforma la cápsula de la fuente, es suficiente para absorber todas las partículas α y la mayoría de las partículas β emitidos por el radio y sus productos hijos. Solo rayos γ son usados para terapia.

1.4.2. Cesio-137

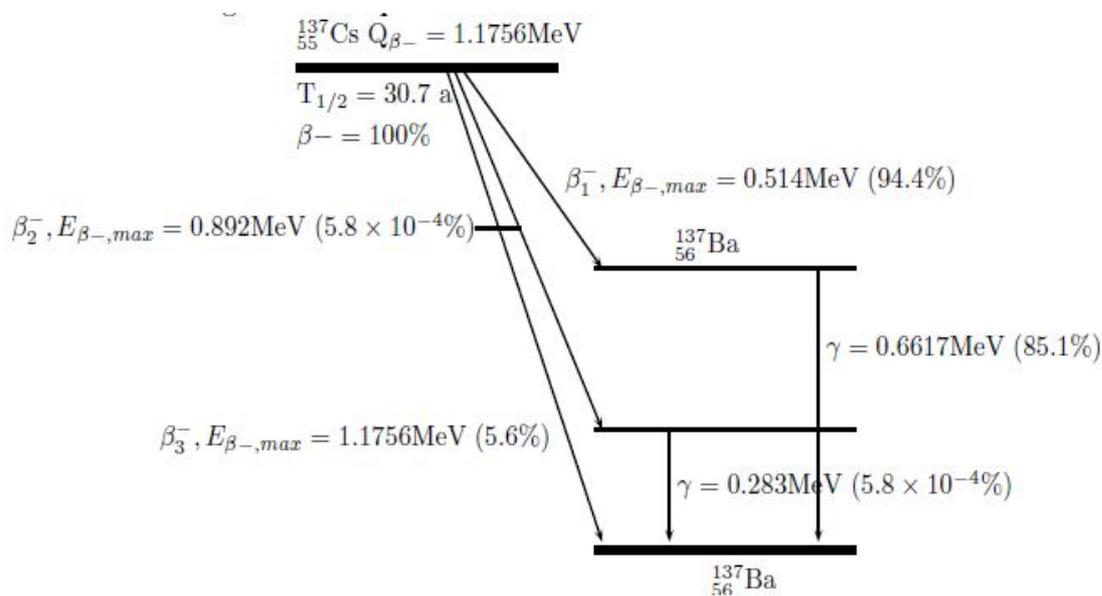
El cesio es un radioisótopo emisor de rayos γ el cual es usado como un sustituto del radio en braquiterapia intersticial e intracavitaria. Este se provee en forma de polvo insoluble o micro esferas de cerámica doblemente encapsuladas

en agujas de acero inoxidable y tubos. El cesio 137 es usado ampliamente para tratamientos de cáncer ginecológico y son implantados manualmente.

El cesio 137 emite rayos γ de energía 0,662 MeV, el esquema de decaimiento en la figura 1 muestra que el cesio 137 se transforma en Ba-137 por un proceso de decaimiento β^- pero el 93,5% de las desintegraciones son seguidas de rayos γ a partir del estado meta estable del Ba-137.

Las partículas β y los rayos x característicos de baja energía son absorbidos por el material de acero inoxidable, de esta forma, la fuente para uso clínico es un emisor de rayos γ puro.

Figura 1. Esquema de decaimiento del cesio 137



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 153.

La constante de razón de exposición Γ_{δ} para cesio 137 no filtrado es 3,26 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ comparando este valor con Γ_{δ} de radio filtrado que es 8,25 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ para 0,5 mm Pt, el factor de conversión es

$$\frac{8,25}{3,26} = 2.53 \text{mCi de Cs-137/mg de Ra-226} \quad (1.5)$$

sin embargo, a lo largo del eje transversal de fuentes clínicas, (cesio con 0,5 mm de acero y radio con 0,5 mm de filtración generalmente) el factor de conversión medio ha sido calculado como 2,55 para agujas de cesio y 2,59 para tubos de cesio 137. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.4.3. Cobalto-60

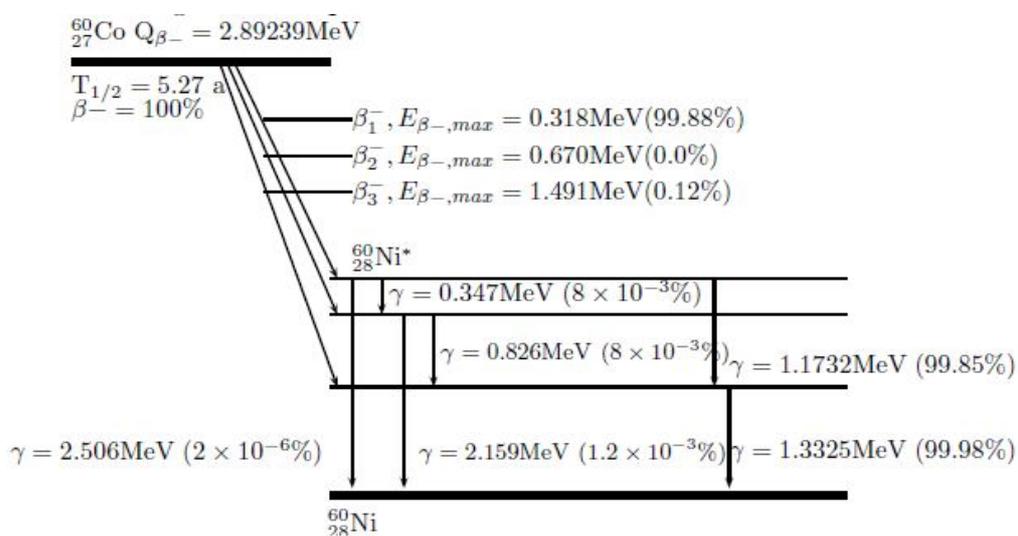
Debido a la alta actividad específica, el Co-60 es apropiado para la fabricación de fuentes pequeñas de alta actividad y se ha usado principalmente para sustituir al Ir-192 para braquiterapia ginecológica.

El Co-60 sufre decaimiento β^- al estado excitado de Ni-60 como se muestra en la figura 2. La des-excitación al estado estable del Ni-60 se ocurre principalmente por la emisión de rayos gamma que tienen dos líneas de energías dominantes de 1,1732 y 1,332 MeV, ambos con una intensidad absoluta de aproximadamente 100%. En promedio se emiten dos fotones por desintegración. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

Los principales rayos β^- tienen una energía máxima de 0,318 MeV, una energía media de 0,096 MeV y una intensidad absoluta de 99,88%. Los rayos beta de alta energía, tienen una energía máxima de 1,491 MeV y una energía media de 0,626 MeV con una probabilidad de emisión de 0,12%.

Debido a la relativamente baja energía de los electrones emitidos, su filtración puede alcanzarse fácilmente debido al mismo material del cobalto o con finas capas de encapsulado.

Figura 2. **Esquema de decaimiento del cobalto 60**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 150.

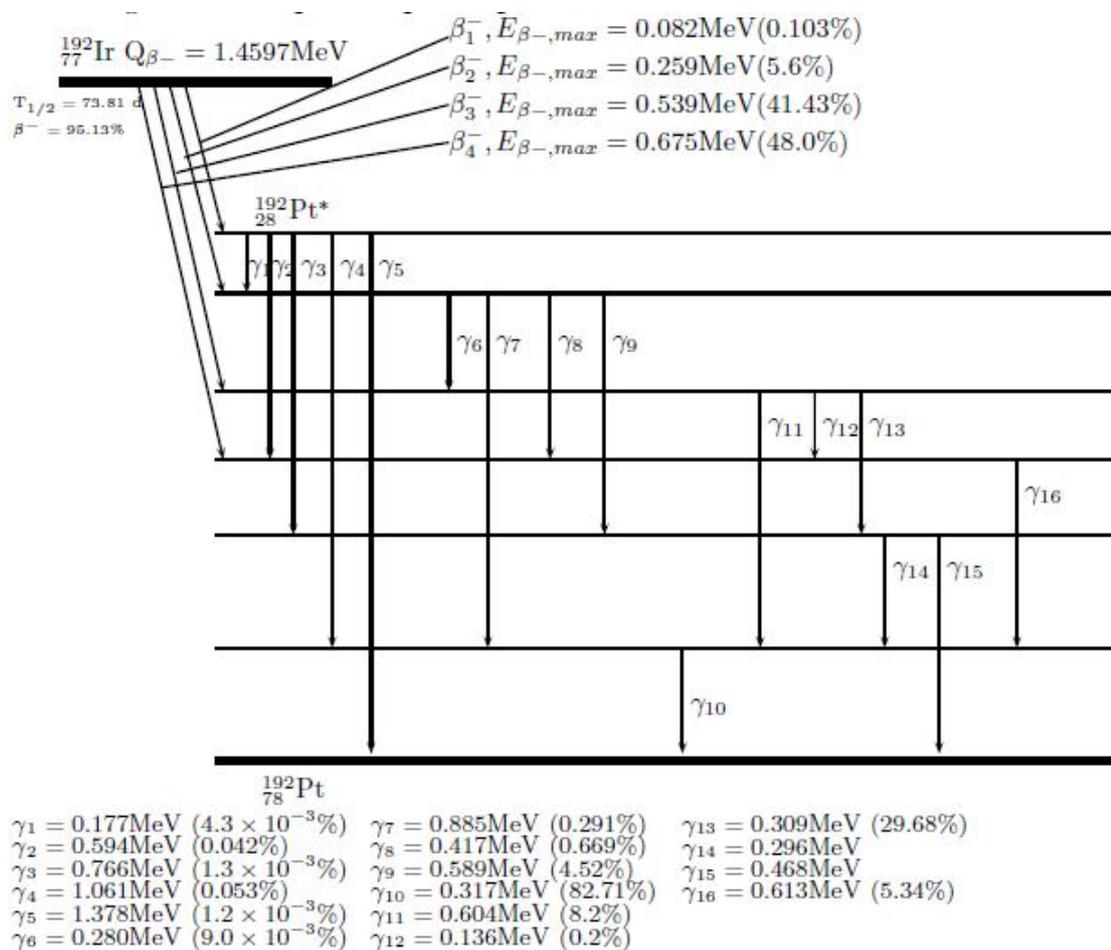
El Co-60 es más caro de producir que el Cs-137. Debido a que el Co-60 tiene una vida media de 5,27 años, tiene importantes ventajas en cuanto a costos comparado con fuentes de iridio 192, las cuales debido a su corta vida media, de 73,8 días, deben reemplazarse más a menudo. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010)

1.4.4. Iridio 192

Las fuentes de iridio son fabricadas en forma de delgados alambres flexibles y pueden ser cortadas a las longitudes deseadas, también se usan

comúnmente cintas de nylon que contienen semillas de iridio de 3 mm de longitud y 0,5 mm en diámetro con una separación de 1 cm entre sus centros. Ambas formas, de alambre y de cintas de semillas son muy adecuadas para la técnica de carga remota.

Figura 3. Esquema principal de decaimiento del iridio 192



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 158.

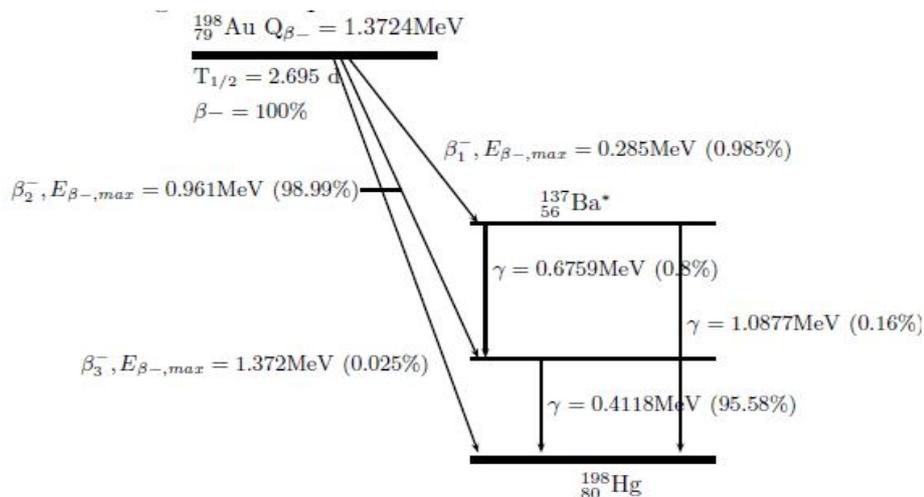
El iridio 192 tiene un espectro de rayos γ complicado con una energía media de 0,38 MeV; debido a esto, estas fuentes requieren menos blindaje para la protección del personal. La figura 3 muestra el esquema de decaimiento del iridio 192.

La desventaja del iridio es su corta vida media (74,2 días), no obstante su vida media es larga comparada con el tiempo de tratamiento promedio por lo que las fuentes pueden ser usadas para implantes no permanentes. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.5. Oro 198

Estas fuentes son en forma de semillas o granos que consisten en un isótopo radiactivo de oro (Au-198), el Au-198 es usado en implantes intersticiales y ha sido usado en implantes permanentes.

Figura 4. Esquema de decaimiento del oro 198



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 155.

El oro 198 tiene una vida media de 2,7 días y emite rayos γ monoenergéticos de 0,412 MeV de energía, también emite rayos β de una energía máxima de 0,96 MeV pero son absorbidos por una capa de platino de 0,1 mm que rodea las semillas. Una semilla de oro es generalmente de 2,5mm de longitud con un diámetro externo de 0,8mm.

Debido a la baja energía de sus rayos γ , la protección del personal es más fácil de manejar que en el caso del radón. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia

Fuentes de rayos beta son usadas principalmente en lugares donde la braquiterapia está más avanzada. Estas fuentes son:

- Estroncio 90 que decae en itrio 90, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides.
- Rutenio 106 que decae en rodio 106, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides y retinoblastomas.
- Itrio 90, fuentes de alambre son producidas para usarse en braquiterapia intravascular para prevenir la re estenosis.
- Fósforo 32, actualmente se producen fuentes de alambre de fósforo 32 para tratamiento intravascular para prevenir la re estenosis¹.

¹ Reparación de un estrechamiento u obstrucción de una arteria tras un procedimiento intervencionista

La ventaja de este tipo de fuentes es que la actividad está localizada muy cerca del objetivo, de esta forma se requiere menor actividad para alcanzar la razón de dosis deseada que con una fuente lineal.

1.4.7. Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia

Actualmente los dos radionúclidos que emiten fotones de baja energía (energía media <100 keV) son usados para braquiterapia intersticial y aplicadores superficiales: yodo 125 y paladio 103.

El uso de estos nucleídos y el número de nuevos diseños de fuentes en el mercado incrementa rápidamente. Todas estas fuentes son de forma cilíndrica, encapsuladas en titanio con un diámetro externo de 0,8 mm y longitud de 4,5 mm. Se han diseñado otros dos de prototipos fuentes de fotones de baja energía, iterbio-169 y samario-145 y en algunos casos se han usado para terapia. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004)..

Fuentes de paladio 103 son usadas principalmente en implantes permanentes (por ejemplo, tumores de próstata) como alternativa al yodo 125.

2. LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA

En la práctica de la braquiterapia, es importante considerar los siguientes aspectos: la dosimetría de la radiación, la técnica, el equipo y el personal que interviene y la correcta planificación del implante por medio de un planificador de tratamiento computarizado adecuado. Añadido a esto, la garantía de calidad del sistema de planificación.

2.1. Dosimetría

Dosimetría de la radiación (o simplemente dosimetría) trata de las mediciones de la dosis absorbida o razón de dosis que resulta de de la interacción de la radiación ionizante con la materia. Más ampliamente se refiere a la determinación de esas cantidades así como cualquier otra cantidad radiológicamente relevante tal como exposición, kerma, fluencia, dosis equivalente, energía impartida y otras.

A menudo se mide una cantidad (usualmente la dosis absorbida) y de ella deriva otras por cálculos basadas en relaciones definidas previamente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.2. Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia

Se pueden dividir en dos grupos atendiendo al tiempo de duración de la aplicación: (a) Implantes temporales, si la duración de la aplicación es finita, (b) Implantes permanentes, si la fuente radiactiva se aplica de manera permanente.

Por otra parte, se pueden clasificar atendiendo al modo de carga del material radiactivo en: (a) Implantes de carga inmediata, aquellos en los que el material radiactivo se coloca en el mismo acto de la realización del implante, (b) Implantes de carga diferida, aquellos en los que el material radiactivo no se coloca en el mismo acto del implante, sino después de ubicar al paciente en una sala dedicada a ese fin.

2.2.1. Técnicas de braquiterapia intersticial

Se aplica este término a aquellos implantes en los que el material radiactivo queda colocado en el interior del tejido, atravesando el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: técnica de hilos plásticos, técnica de agujas vectoras, técnica de agujas hipodérmicas, técnicas de horquillas vectoras.

2.2.2. Técnicas de braquiterapia intracavitaria

Este término se aplica a aquellos implantes en los cuales el material radiactivo queda colocado en el interior de cavidades naturales del organismo, en contacto con el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: aplicadores rígidos (tipo Fletcher), aplicadores flexibles (tipo Delouche), moldes vaginales (tipo Chassagne).

2.3. Modelos de cálculos de dosis

Un método muy antiguo aunque aún usado en muchos hospitales, es usar un sistema que utiliza tablas que dan la dosis impartida por miligramo de radio equivalente por hora (mgRaeq/h) como una función del volumen o área a tratar.

Actualmente se usan nuevos métodos como el TG-43, el uso de la integral de Sievert directamente o tablas de dosis pre calculadas.

El protocolo TG-43 es un modelo de cálculo de dosis modulada y es considerado el modelo más completo disponible actualmente, fue introducido en 1995 y actualizado en 2004 por la AAPM y permite calcular la distribución de dosis de manera bidimensional, alrededor de una fuente con simetría cilíndrica.

2.4. Formalismo de dosimetría según el TG-43

El formalismo del AAPM TG-43, puede considerarse como el formalismo más completo disponible actualmente, pues introduce e incorpora constantes de razón de dosis y varios parámetros dosimétricos que dependen del diseño específico de la fuente.

El formalismo TG-43, es un formalismo consistente, simple para implementar, y se basa en un pequeño número de parámetros que pueden obtenerse de cálculos de distribución de razón dosis alrededor de una fuente en un medio equivalente de agua, por medio de simulaciones hechas en Monte Carlo (MC) o por mediciones en ese medio. Esto incrementa la exactitud en los cálculos que se realizan en una clínica, los cuales se realizan siempre en agua y no en el espacio libre (aire).

2.4.1. Concepto básico

Los sistemas de planificación de tratamiento tradicionales, calculan la distribución de dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 por interpolación de tablas conteniendo la razón de dosis o por integrales de Sievert. Sin embargo, algunos sistemas de planificación recientes, tales como el

Varian BrachyVision, y el Theraplan plus 3.8 (de Nordion), han discontinuado el uso de tablas y han implementado el formalismo del protocolo TG-43 como el algoritmo de cálculo dosimétrico en braquiterapia.

En el formalismo de cálculo de dosis TG-43, protocolo dosimétrico recomendado por la AAPM, la razón de dosis de fuentes de braquiterapia es el producto de: la magnitud aire kerma, la constante de razón de dosis, el factor geométrico, la función de dosis radial y la función de anisotropía de la fuente de radiación para el cálculo de dosis.

Para calcular la dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 de una longitud física típica de 2 cm, varios investigadores han usado diversas técnicas como; integración numérica de distribución de dosis de fuentes puntuales, simulaciones con Monte Carlo, mediciones de dosis usando cámaras de iones, diodos y radiografías.

2.4.2. Geometría de la fuente

Todas las fuentes actualmente en uso en braquiterapia tienen una geometría cilíndrica y están construidas con un núcleo activo y un encapsulamiento, de forma que se puede asumir una geometría cilíndrica para la distribución de dosis con respecto al eje longitudinal.

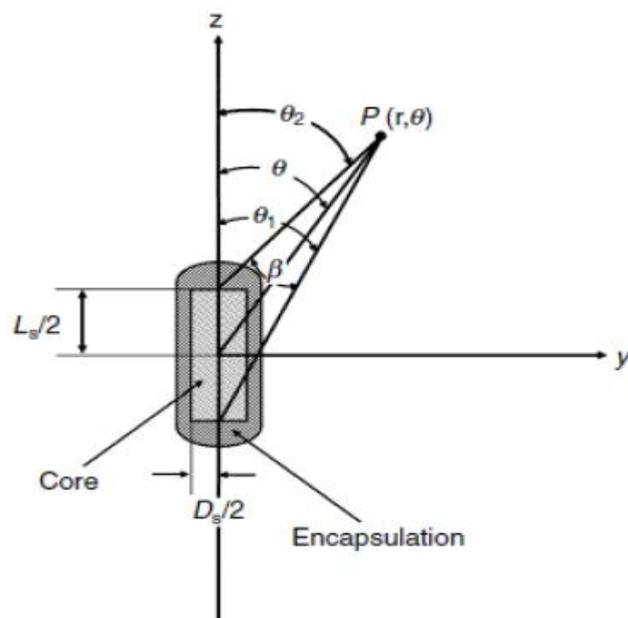
La precisión en los cálculos de dosis alrededor de las fuentes de braquiterapia está limitada por la precisión de los datos dosimétricos y los parámetros de las fuentes usadas, sin embargo, la precisión de tales cálculos depende también de las suposiciones y limitaciones del modelo o formalismo adoptado.

Para el caso de fuentes con geometría cilíndrica, el modelo incluye una anisotropía en la distribución de dosis alrededor de las fuentes, causada por la atenuación y absorción de la radiación por la fuente misma y por su encapsulamiento. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.3. Datos de referencia

Los puntos de referencia (r_0, θ_0) en este reporte se eligen de tal forma que estén en el bisector transverso de la fuente a una distancia de 1 cm desde su centro, es decir, $r_0=1\text{cm}$ y $\theta_0=\pi/2$, como se muestra en la figura 5:

Figura 5. **Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 303.

Esta elección del punto de referencia para el cálculo de dosis en un medio es consistente con la práctica tradicional de usar una distancia de 1 cm desde la fuente como un punto de referencia. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.4. Formalismo TG-43

Inicialmente este formalismo se desarrolló para fuentes de braquiterapia intersticial como I-125, Pd-103 y Ir-192. Sin embargo, este no es un problema para aplicarlo para otras fuentes para braquiterapia intracavitaria como Cs-137 muy usadas aún en implantes ginecológicos. En el formalismo TG-43 la razón de dosis en el punto (r, θ) se escribe como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (2.1)$$

donde S_k es la intensidad de kerma en aire (descrita en la sección 2.4.11); Λ es la constante de razón de dosis (descrita en la sección 2.4.7); $G(r, \theta)$ es el factor de geométrico (descrito en la sección 2.4.8); $g(r)$ es la función radial de dosis (descrita en la sección 2.4.9); y $F(r, \theta)$ es la función de anisotropía (descrita en la sección 2.4.10) y $G(1, \pi/2)$ es el factor geométrico a 1 cm a lo largo del eje transversal de la fuente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.4.5. Formulación 2D del TG-43

El TG-43 restringe sus consideraciones a fuentes cilíndricamente simétricas (vea figura 5) para tales fuentes, la distribución de dosis es bidimensional y puede describirse en términos de un sistema de coordenadas polares con su origen en el centro de la fuente donde r es la distancia al punto

de interés y θ es el ángulo con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.6. Aproximación 1D del TG-43

Algunos sistemas de planificación usan el modelo unidimensional isotrópico de una fuente puntual para calcular la distribución de dosis. En esta aproximación, la dosis depende solo de la distancia radial desde la fuente, la contribución de la razón de dosis en tejido debido a cada semilla puede aproximarse por el promedio de la distribución de la razón de dosis a una distancia específica r sobre el rango total de orientación posible, el cual se calcula sobre una esfera de radio r .

$$\dot{D}(r) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{4\pi} \dot{D}(r, \theta, \phi) d\Omega \quad (2.2)$$

donde $d\Omega = \sin \theta d\theta d\phi$ es el ángulo sólido.

Debido a la simetría cilíndrica de la distribución de dosis para todas las fuentes tratadas por el protocolo TG-43, se tiene que (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994):

$$\dot{D}(r) = \frac{S_K \Lambda}{r^2} g(r) \phi_{an}(r) \quad (2.3)$$

donde $\phi_{an}(r)$ es el factor de anisotropía; el factor de anisotropía es la proporción de la razón de dosis a una distancia r , promediada con respecto a un ángulo sólido.

2.4.7. Constante de razón de dosis

La constante de razón de dosis Λ , tanto para la formulación 2D del TG-43 como para la aproximación 1D del TG-43, se define como la razón de dosis en agua a una distancia de 1 cm sobre el eje transversal por unidad de magnitud kerma en aire de la fuente en agua:

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_K} \quad (2.4)$$

con unidades $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$, incluye el efecto de la geometría de la fuente, distribución espacial de la radiactividad dentro la capsula, filtración de la fuente y dispersión en agua circundante a la fuente ($1\text{U}=1\mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1}$). (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994). En la tabla II se muestra la constante de razón de dosis para varias fuentes de Cs-137.

Tabla II. **Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias**

Tipo de fuente	RTR		
	3M	Amersham	(pre-1982)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,968	0,977	0,952
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,999	7,063	6,881
Tipo de fuente	RTR	CIS-US	CIS-US
	(post-1982)	(2 seed)	(3 seed)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,948	0,853	0,902
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,850	6,164	6,517

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 481.

2.4.8. Factor geométrico

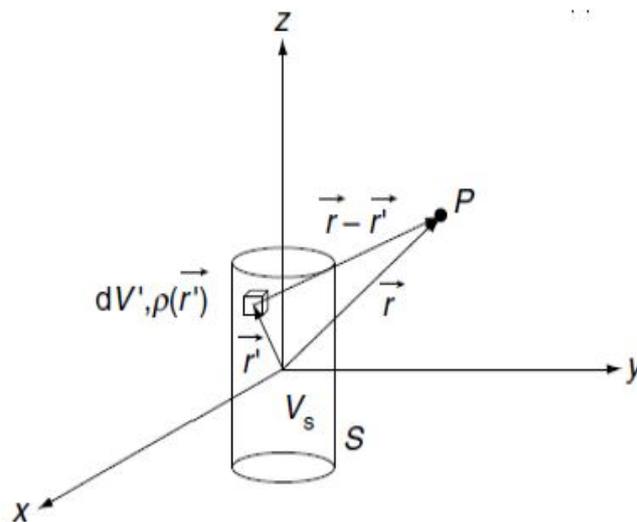
El factor geométrico considera la variación de la dosis relativa debido a la distribución espacial de la actividad dentro de la fuente e ignora los efectos de filtración, atenuación y dispersión. Este factor se define como:

$$G(r, \theta) = \frac{\int \rho(\vec{r}') dV' / |\vec{r} - \vec{r}'|^2}{\int \rho(\vec{r}') dV'} \quad (2,5)$$

donde, asumiendo que la radiactividad se distribuye uniformemente a lo largo de la fuente de longitud L_s .

La figura 6, muestra gráficamente la posición de un punto desde una fuente cilíndrica:

Figura 6. **Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 299.

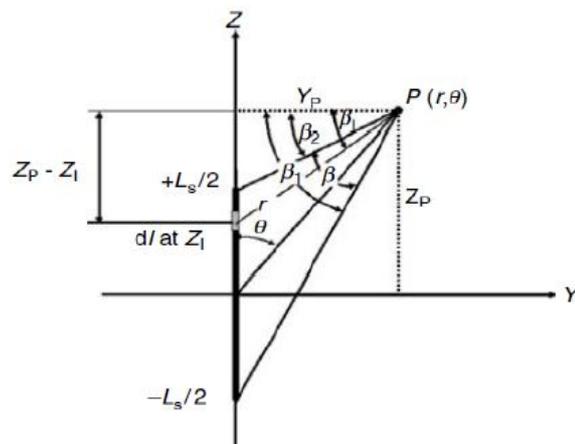
Luego de resolver las integrales, el factor geométrico es:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta_1 - \beta_2}{L_s r \sin \theta} = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \quad (2.6)$$

donde L es la longitud activa de la fuente y β es el ángulo subtendido por el punto de interés $P(r, \theta)$ y los dos extremos de la fuente activa, el cual está dado en radianes. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). El ángulo β se muestra en la figura 7 y está dado por:

$$\begin{aligned} \beta &= \theta_2 - \theta_1 \\ &= \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right) \end{aligned} \quad (2.7)$$

Figura 7. **Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 311.

Para una fuente puntual, la función geometría se reduce a:

$$G(r, \theta) = G(r) = \frac{1}{r^2} \quad (2.8)$$

2.4.9. Función radial de dosis

La función de dosis radial $g(r)$, define la caída de razón de dosis a lo largo del eje transversal de la fuente debido a la absorción y dispersión en el medio circundante. Esta cantidad también está influenciada por filtración de fotones por el encapsulamiento y material de la fuente. Para una fuente puntual la función de dosis radial es definida como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r)}{\dot{D}(r_0)} \cdot \frac{r^2}{r_0^2} \quad (2.9)$$

donde $r_0=1$ cm de la fuente. En el caso de fuentes cilíndricas, el protocolo TG-43 define la función radial de dosis $g(r)$ como:

$$g(r) = \left(\frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)} \right) \left(\frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \right) \quad (2.10)$$

que es la dependencia radial del valor de la razón de dosis en el ángulo polar de referencia $\theta=\theta_0$, a lo largo del eje y transversal corregido por el efecto relacionado con la distancia usando la corrección del inverso del cuadrado de la distancia, que resulta del volumen finito de la fuente por el factor geométrico. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

De acuerdo con esto, el valor de la función radial de dosis a una distancia de referencia $r_0=1,0$ cm es por definición para cualquier fuente $g(r_0)=1,0$.

2.4.10. Función de anisotropía

La función de anisotropía $F(r, \theta)$ toma en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente (distribución angular de dosis), la cual incluye los efectos de absorción y dispersión en el medio. Se define como:

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta)G(r, \pi/2)}{D(r, \pi/2)G(r, \theta)} \quad (2.11)$$

La función de anisotropía es más dependiente del diseño de la fuente que la función radial de dosis, pues depende directamente de la función geometría.

2.4.11. Intensidad de kerma aire

El protocolo TG-43 actualizado en el 2004 elimina la actividad aparente para la especificación de la magnitud de la fuente y revisa la definición de la intensidad kerma en aire S_K .

La intensidad kerma en aire se define ahora como la razón aire kerma en el vacío $(\dot{K}_\delta(d))_{vac}$ y se atribuye a todos los fotones de energía mayores que una energía límite δ expresada en keV a una distancia d desde el centro de la fuente, la distancia d puede ser cualquier distancia relativamente mayor a la dimensión máxima de la fuente y el detector.

El hecho de considerar la energía límite δ en la definición de la intensidad de la fuente, hace que la razón aire kerma en el vacío sea consistente con la razón de dosis en agua debido al hecho de que los fotones con energía por debajo de este valor límite, no tendrán una contribución significativa a la razón

de dosis en agua y por consiguiente, su contribución a la razón aire kerma también se excluye, también se derivan valores consistentes para la constante de razón de dosis Λ . (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

2.5. Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota

Este equipo tiene las siguientes ventajas:

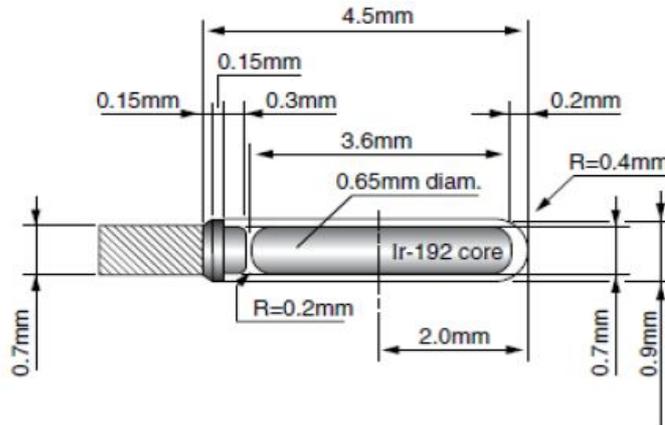
- Mayor facilidad de conseguir una distribución de dosis optimizada
- Aseguramiento de la calidad del procedimiento
- El tratamiento se realiza de manera ambulatoria, sin hospitalización
- Procedimiento indoloro
- Evita la anestesia general
- Mayor protección radiológica del personal ocupacionalmente expuesto

2.5.1. Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron

Es un equipo especial llamado microSelectron HDR de Nucletron, que consta de: un sistema computarizado de planificación tridimensional con software Plato 3D, un dispositivo automático de carga remota que posiciona la fuente de alta tasa de dosis de iridio radiactivo diseñado por computadora por el físico, y aprobado por el médico, monitoreo continuo de la posición de la fuente radiactiva y su desplazamiento programado para suministrar la dosis terapéutica con mínimo compromiso de los tejidos sanos adyacentes.

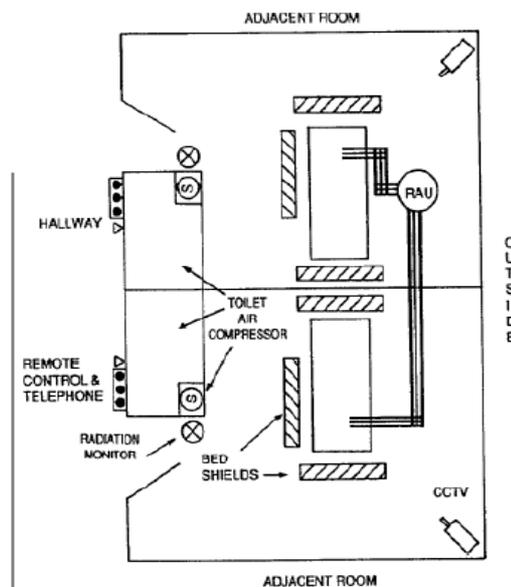
Los implantes de braquiterapia, deben realizarse en cuartos construidos específicamente para este fin, a continuación se muestra el diseño de estas fuentes y de un cuarto de tratamiento de braquiterapia:

Figura 8. **Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 333.

Figura 9. **Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)**



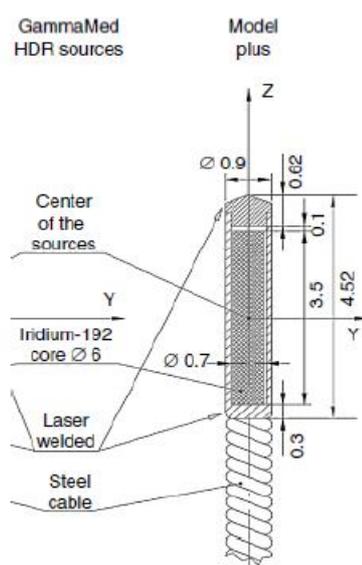
:

Fuente: AAPM. Remote afterloading technology. p. 22.

2.5.2. Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed

Los equipos GammaMed para aplicaciones de braquiterapia cuentan con fuentes de Ir-192 metálicas de configuración cilíndrica con diámetro externo de 0,6 mm y longitud activa de 3,5 mm como se muestra en la siguiente figura:

Figura 10. Diseño de la fuente GammaMed de Ir-192



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 347.

El diámetro de la cápsula es de 0,9 mm y su longitud de 4,52 mm de acero inoxidable. Este diseño es muy similar al diseño de las fuentes de MicroSelectron, poseen una actividad nominal de 370 GBq (10 Ci) y una tasa de kerma de referencia en aire de 0,063 Gy/h ($\pm 5\%$) para 555 GBq a 1 m. El esquema de decaimiento del Ir-192 se muestra en la figura 3.

En la actualidad, los sistemas en Estados Unidos están sujetos a restricciones reguladoras de uso a 10 Ci o menos exclusivamente. La unidad ha

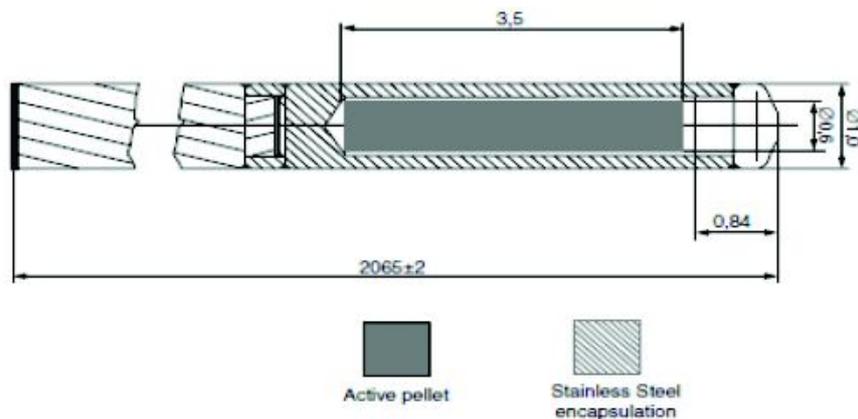
sido certificada hasta 15 Ci; en el exterior de Estados Unidos pueden instalarse y emplearse fuentes de actividad más alta.

2.5.3. Fuentes Bebig

La marca Bebig proporciona equipos de postcarga con alta tasa de dosis, creado para tratamiento de cáncer cervical y uterino, entre otras patologías, con un sistema de planeación integrado, especialmente diseñado para ejecutar un procedimiento rápido, efectivo y de bajo costo.

Bebig cuenta con amplia experiencia en la fabricación de fuentes selladas miniaturizadas con alta actividad, como es el caso del cobalto 60 cuyo diseño se muestra en la siguiente figura:

Figura 11. **Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig**



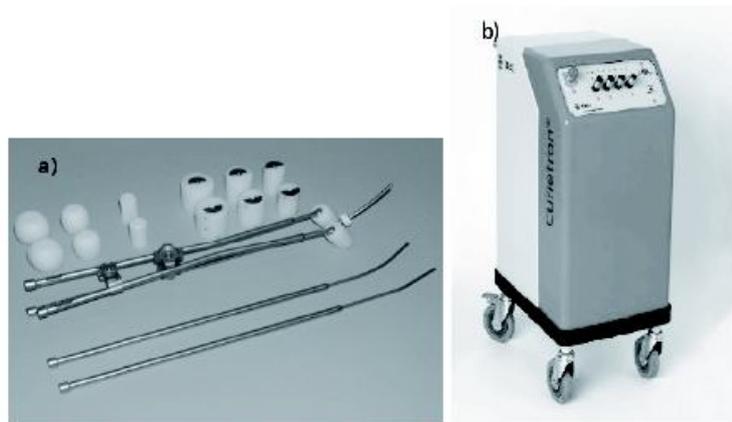
Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 348.

La fuente miniaturizada de Co-60 tiene una vida media significativamente mayor (5,27 años) a la fuente de iridio 192 (74,2 días), resultando en cambios

cada 5 años en comparación de los 4 meses de vida media de la fuente de Ir-192 y con una actividad de 70GBq.

Bebig también cuenta con el Curietron (vea figura 12 (b)) que es una unidad de control remoto de baja tasa de dosis con fuente de cesio 137 para braquiterapia intracavitaria.

Figura 12. **(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curietron**



Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 15.

El Curietron es un sistema especialmente diseñado para tratamiento de cáncer ginecológico como: cervix uterino, endométrio y vagina. El Curietron soporta gran variedad de técnicas de aplicación como Fletcher (vea figura 12 (a)), Delouche y Chassagne.

La tabla III muestra las características de las fuentes usadas por el Curietron.

Tabla III. **Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron**

Características		CSM-11	CSM-3	CSM-40
Longitud de la fuente	en mm	5,20	20,30	20,30
Longitud activa por fuente	en mm	3,20	17,20	17,20
Diámetro externo	en mm	1,60	2,65	2,65
Diámetro activo	en mm	0,90	0,90	1,8
Actividad máxima	en mCi	25	75	600
	en MBq	925	2775	22200
Razón aire kerma máximo	en μGyh^{-1}	73,3	219,8	1758,0
Longitud activa por contenedor (min-max)	en mm	5,2-79,7	17,2-78,1	17,2-78,1

Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 25.

2.6. Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN

En la práctica de la braquiterapia, primero se deben introducir datos físicos y de radiación de las fuentes radiactivas en el sistema de planificación de tratamiento (SPT, o TPS por sus siglas en inglés). En esta sección se analizan las rutinas que se usan en el módulo de braquiterapia del TPS, Theraplan Plus, usado en el INCAN.

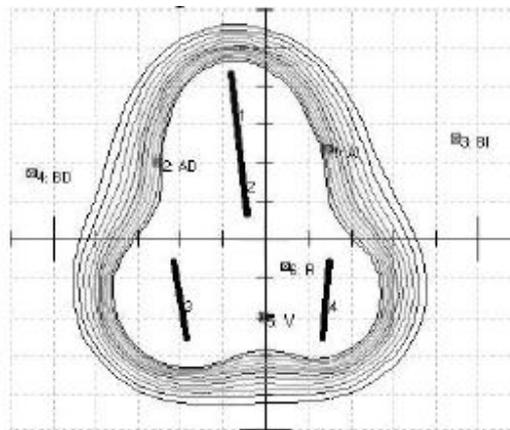
La planificación del tratamiento de braquiterapia, en el INCAN, puede realizarse por seis diferentes algoritmos de reconstrucción de las fuentes localizadas en películas radiográficas, que luego se trasladan por medio de un digitalizador y un ordenador al TPS: reconstrucción ortogonal, reconstrucción de ángulo variable, reconstrucción *stereo shift*, reconstrucción con el isocentro

movido, reconstrucción con 2 películas con plantilla (semi-ortogonal) y reconstrucción con tres películas.

2.6.1. Reconstrucción del implante de braquiterapia

En la reconstrucción de un implante (vea figura 13), por medio de uno de los seis métodos de reconstrucción de la fuente, se usa el digitalizador para ingresar las coordenadas de las fuentes en el sistema a partir de la película de rayos X, aunque puede introducirse manualmente mediante el teclado las coordenadas de las fuentes y puntos de interés.

Figura 13. **Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés**



Fuente: Sistema de Planificación de tratamiento de braquiterapia Theraplan Plus.

Cuando el simulador toma las películas, debe seguir la convención del ICRU 72 para la rotación del gantry, es decir, positivo en el sentido de las agujas del reloj, cuando se mira desde el isocentro, igualmente para la camilla y el colimador. Según el Theraplan plus, el último IEC 1217 Standard, tiene una

definición diferente para la dirección positiva de la rotación de la camilla. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004).

El sistema requiere que el usuario defina el eje Y del paciente, digitalizando puntos en el eje Y positivo, Y negativo y el origen de coordenadas.

2.6.2. Posicionamiento automático

El sistema de planificación de implantes de braquiterapia Theraplan plus, posee varias rutinas de posicionamiento automático para hallar el plano con mejor vista (o plano de cálculo de dosis). Estas rutinas son: mover al centro geométrico; mover al centro de la magnitud de las fuentes; plano de 3 puntos y mejor plano ajustado.

2.6.3. Remover fuentes puntuales duplicadas

El sistema Theraplan plus, tiene la capacidad de remover automáticamente fuentes puntuales duplicadas, esto ha sido diseñado para planes posteriores a implantes permanentes. Esta opción solo sirve para pacientes a quienes se les tomó una tomografía con más de un corte y que se les haya implantado más de una fuente. Esto ayuda a identificar las fuentes en todos los cortes, y tener la certeza de posibles fuentes duplicadas. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.4. Cálculo de dosis para fuentes puntuales

Una vez que la posición de las fuentes de un implante han sido determinadas en un espacio tridimensional y los datos de radiación requeridos

están disponibles en el modelado de la fuente, se puede iniciar el cálculo de dosis y realizar un plan de braquiterapia.

2.6.5. Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43)

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot g(r) \cdot \phi_{an}(r) \quad (2.12)$$

donde $r_0=1\text{cm}$, $g(r)$ es la función de dosis radial (vea sección 2.4.9) y ϕ_{an} es el factor de anisotropía (vea sección 2.4.10). El uso de este factor es opcional. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.6.6. Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot T(r) \cdot \phi_{corr}(r) \quad (2.13)$$

donde, $r_0 = 1\text{cm}$, $T(r)$ es el factor de atenuación por tejido para la distancia r y ϕ_{corr} es un factor de corrección especificada por el usuario para la distancia r . El uso de este factor de corrección es opcional. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.7. Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual

El sistema Theraplan plus, puede calcular la distribución de dosis para cualquier punto en el espacio tridimensional. Sin embargo para un punto muy cercano a una fuente puntual (menor que 2mm), el gradiente de dosis puede ser muy grande y no se pueden obtener datos dosimétricos confiables para verificar la exactitud del cálculo de dosis. En estos casos, el sistema asigna una dosis igual al valor de la dosis en un punto a 2 mm de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.8. Cálculo de la razón de dosis de la fuente

El cálculo de la tasa de dosis de la fuente $S_S(r_0)$ (en cGy/hr), calculado por el Theraplan plus, puede calcularse usando datos de radiación guardados en el apartado: modelado de la fuente, como:

- Intensidad kerma en aire $S_S(r_0)$: se calcula como el producto de la tasa de kerma en aire (U) de la fuente y la constante de razón de dosis.
- Actividad aparente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto de la actividad aparente (en mCi ó MBq), razón de exposición constante ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mCi}$ o $R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{MBq}$) y el factor de conversión (cGy/R).
- Razón de exposición a 1 metro $S_S(r_0)$: es calculada como el producto de la razón de exposición a 1 metro (R/hr) y el factor de conversión (cGy/R).
- Radio equivalente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto del radio equivalente (mgRaeq), razón de exposición constante de radio ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mgRa}$) y el factor de conversión (cGy/R).

Es importante tener en cuenta el decaimiento de la fuente. El sistema de planificación calcula el decaimiento de la fuente, sin embargo, como parte de la garantía de calidad, ésta y la intensidad de la fuente debe verificarse antes de usarse para planificación de braquiterapia (vea sección 4.1.7).

2.6.9. Cálculo de dosis para fuentes lineales

El Sistema de Planificación usa un cálculo de dosis general y simple para determinar la razón de dosis de una fuente lineal en un punto $P(r, \theta)$, la razón de dosis es calculada por el sistema como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (2.14)$$

donde $S_S(r_0, \theta_0)$ es la tasa de dosis de la fuente especificada a una distancia de 1 cm desde el eje transversal de la fuente y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la razón de dosis relativa a una distancia r desde la fuente y θ grados con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

La tabla de razón de dosis relativa al mismo punto al que se especificó la magnitud de la fuente ($r_0=1,0$ cm y $\theta=90$ grados). Se debe crear y guardar una tabla de razón de dosis relativa en el apartado: modelado de la fuente, para cada fuente lineal que se usará en la planificación de braquiterapia.

Cada vez que se necesite, se usará un algoritmo de interpolación para hallar el valor de dosis relativa para aquellos radios y ángulos cuyos valores no se hallan directamente en la tabla de datos inicial. La tasa de dosis de la fuente, para una fuente lineal $S_S(r_0, \theta_0)$ (en cGy/hr), es calculada de manera similar que para fuentes puntuales.

2.6.10. Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal

En los puntos muy próximos a las fuentes, el gradiente es muy alto, por tanto, las dosis no son confiables para verificar el correcto funcionamiento del algoritmo de cálculo de dosis y son irrelevantes en la distribución de dosis en el paciente, por lo que el sistema define una región cilíndrica muy cercana a la fuente lineal y asigna una distribución uniforme a esta región.

El radio r del cilindro, se define como el radio de la fuente lineal o 2 mm. La longitud de medio cilindro se toma como la distancia a un punto a lo largo de la fuente que tiene la misma dosis que un punto perpendicular a la fuente a una distancia r (r cm, 90 grados). Matemáticamente se escribe como.

$$l = \sqrt{\frac{2Lr}{\tan^{-1}(L/2r)} + L^2} \quad (2.15)$$

donde L es la longitud activa de la fuente. Si un punto de cálculo queda dentro del cilindro, el sistema le asigna un valor de dosis igual a la dosis en la superficie del cilindro. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

Este procedimiento de asignación uniforme de dosis se aplica para cálculos de dosis para fuentes lineales en planificaciones de braquiterapia, generación de tablas de razón de dosis relativa para Sievert y aplicación del TG43 en el modelado de fuentes, así como en conversiones polar/cartesiano de la tabla de razón de dosis relativa en el modelado de la fuente.

2.6.11. Cálculo de dosis absoluta

Una vez que el cálculo de tasa de dosis a sido completada, la dosis absoluta total (D_p), puede determinarse multiplicando la tasa de dosis (\dot{D}_p) por el factor de tiempo del implante T:

$$D_p = \dot{D}_p \cdot T \quad (2.16)$$

2.6.12. Factor de tiempo del implante

El usuario debe especificar el tipo de implante (permanente o temporal) para cada fuente en el implante. Si es un implante temporal, se debe especificar el tiempo t del implante (en horas). Para implantes permanentes, el factor de tiempo T (en horas), se reduce al tiempo de vida promedio τ (en horas). (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

$$\tau = \frac{t_{1/2}}{\ln(2)} \quad (2.17)$$

donde $t_{1/2}$ es la vida media de la fuente en horas. Para fuentes que son implantadas temporalmente, si es el tiempo del implante y τ es la vida promedio de la fuente, el factor de tiempo está dado por:

$$T = \tau \cdot (1 - e^{-t/\tau}) \quad (2.18)$$

2.6.13. Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes

Para calcular la dosis absoluta total de un implante de múltiples fuentes en un punto P, se determina la contribución de dosis en el punto, por cada fuente y luego se suman:

$$D_{P,Total} = \sum_{n=1}^{\text{numero de fuentes}} D_{P,n} \quad (2.19)$$

El cálculo de dosis total es independiente del tipo de fuente (puntual o lineal), de la especificación de la fuente y el método de cálculo de la razón de dosis. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

3. GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA

Para proporcionar un tratamiento eficaz y eficiente en braquiterapia, es necesario implementar un programa de garantía de calidad, y con ello garantizar la confiabilidad del sistema de tratamiento.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define la garantía de calidad en radioterapia como: “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima del personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento”².

La Organización Internacional de Estandarización ha definido garantía de calidad como: “Todas las acciones planificadas y sistematizadas necesarias para garantizar de forma inequívoca que una estructura, sistema o componente se comporta satisfactoriamente”³.

La OMS ha justificado la necesidad de cumplir con la garantía de calidad en radioterapia con base a los siguientes argumentos:

- La garantía de calidad minimiza los errores en la planificación de tratamientos y administración de la dosis al paciente, y por tanto; mejora los resultados de la radioterapia, disminuyendo la probabilidad de que la enfermedad reaparezca.

²OMS, Quality assurance in radiotherapy. p. 56. ³ISO-6215-1980.

- La garantía de calidad permite la intercomparación confiable de resultados entre distintos centros de radioterapia, garantizando una dosimetría y administración del tratamiento más uniformes y exactas.
- Las características superiores de los equipos modernos de radioterapia solo se aprovechan completamente si se alcanza un elevado nivel de exactitud y consistencia en las mediciones y la aplicación del tratamiento.

Existen muchas publicaciones la garantía de calidad en radioterapia, en este documento, se tomará como base el documento IAEA-TECDOC-1151 publicada por el Organismo Internacional de Energía Atómica y la Serie de Reportes Técnicos (TRS) No. 430. (IAEA. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. 2004). Una vez establecida una calidad en una institución, esta debe mantenerse, conforme se obtenga más experiencia.

La protección radiológica del paciente está integrada en la garantía de calidad del tratamiento de radioterapia; este es el método más sencillo y eficaz de reducir accidentes en radioterapia. Es obligatorio que en cada institución que brinde estos servicios implemente un programa integral de garantía de calidad.

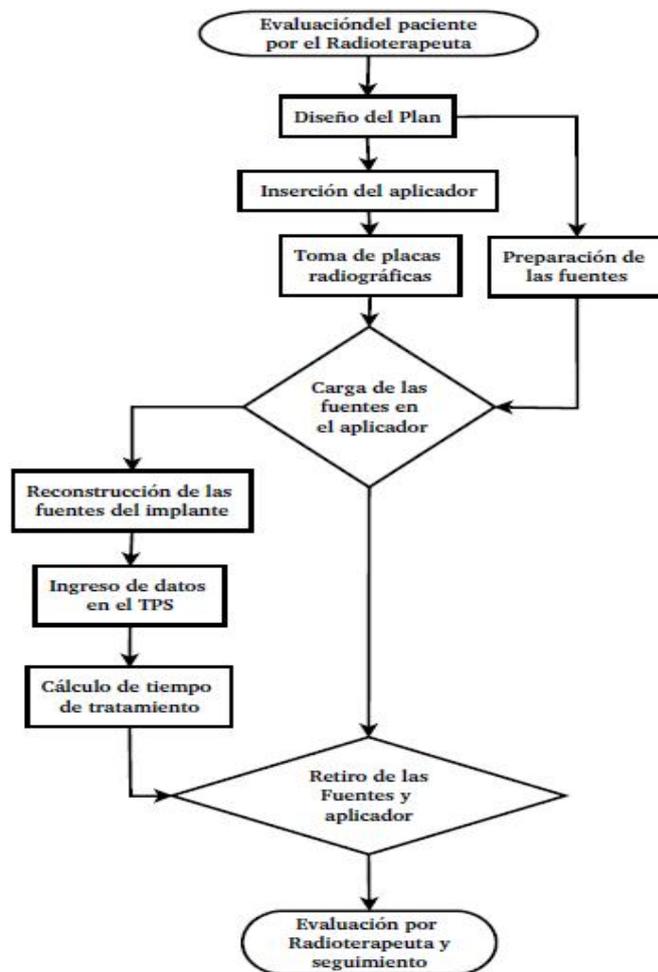
3.1. Elementos del programa de garantía de calidad

Con este trabajo, se desarrolla un programa escrito de un sistema de GC en braquiterapia, haciendo énfasis en los aspectos de la GC de un sistema de planificación de tratamiento computarizado utilizado en braquiterapia, se incluyen las pruebas, procedimientos, frecuencia de realización de las pruebas, criterios de acción, documentación requerida y la especificación detallada del

personal responsable de cada acción. Este manual se presentará a las autoridades del centro.

El proceso de un tratamiento de braquiterapia se resume en el diagrama de la siguiente figura:

Figura 14. **Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia**



Fuente: elaboración propia.

Según el TECDOC 1151 (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000), el programa de GC en braquiterapia debe estar dirigido a tres procesos básicos:

- El proceso de diseño y evaluación: este proceso comienza con la selección del aplicador y el diseño del implante e incluye: La prescripción del tratamiento, la adquisición de las imágenes del implante, la definición del volumen blanco, el cálculo de las distribuciones de dosis y la determinación de los tiempos.

En términos de GC física esto significa que los algoritmos del sistema de planificación (manual o computarizado) funcionan correctamente y que el volumen blanco de las imágenes radiográficas es consistente con otros datos relativos a la localización del tumor.

- El proceso de inserción del aplicador: en términos de GC física, significa que se utilizó el dispositivo correcto, se documentó el implante, se realizó la operación correcta, que el aplicador, las fuentes y el volumen blanco están en correlación correcta.
- El proceso de administración del tratamiento: en el caso de braquiterapia manual, este incluye la selección, preparación e inserción de las fuentes y el retiro de estas en el momento indicado.

Los aspectos de GC físicos consisten en: los procedimientos para validar los datos ingresados, los procedimientos para manejar situaciones de averías de los aparatos y emergencias, así como la documentación del tratamiento.

Los aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia se muestra en la tabla IV y el formulario necesario para ello se muestra en los anexos.

Tabla IV. **Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40)**

FINALIDAD	PROCEDIMIENTO	CUANDO
Exactitud de la descripción del implante	Observación directa	Durante la ejecución del implante
Exactitud y consistencia de la prescripción	Consistencia de la carga y prescripción del implante con el estadio de la enfermedad, el protocolo y política de tratamiento del departamento	Primera mitad del tratamiento
Selección adecuada de las fuentes	Comprobación dosimétrica con cámara de pozo o similar; comprobación visual	Preparación y carga de las fuentes
Carga adecuada de las fuentes	El técnico radio terapeuta o el físico médico deben asistir siempre al médico	Carga de las fuentes
Plan de tratamiento	Cálculo del plan y comprobación de la exactitud y consistencia de este	Primera mitad del tratamiento
Retiro del implante	Con el físico médico presente o en contacto con el responsable del retiro de las fuentes	Al momento del retiro
Todas las fuentes fueron retiradas	Monitoreo del paciente; Inventario final de fuentes	Al momento del retiro; El día siguiente del implante
Revisión del tratamiento	Comprobar el tiempo de tratamiento	Al completar el procedimiento
Registro, auditoría de calidad	Completar todos los procedimientos de GC y registros de radio protección	Al completar el procedimiento

Fuente: IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. p. 27.

3.1.1. Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

La IAEA ha reportado en el 2001 una investigación sobre una exposición accidental de pacientes en radioterapia en Panamá, este accidente surgió a partir de significantes errores relacionados con el uso inapropiado del TPS, con este reporte se provee de una guía y los procedimientos que se deben considerar para garantizar la calidad de la braquiterapia y del TPS.

Se deben realizar chequeos periódicos de la integridad del hardware, software y transferencia de datos, este programa debe ser lo suficientemente flexible para adaptarse al cambio. Se deben establecer procedimientos para cubrir las actualizaciones de software, cambios en los dispositivos periféricos, modificaciones de los métodos de transferencia de datos.

La implementación de este programa permitirá asegurar que cada paciente reciba el tratamiento de radiación como ha sido planificado y que no ocurran errores en el uso del TPS. La capacitación del personal, la gestión del sistema y la seguridad también son aspectos muy importantes en el control de calidad.

3.1.2. Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

Normalmente el programa de GC en braquiterapia tiene los siguientes componentes que necesitaran ser incluidos:

- Un método de reconstruir la geometría tridimensional del implante. Esto normalmente consiste de un digitalizador, un algoritmo que calcula la posición de las fuentes a partir de proyecciones ortogonales, imágenes estéreo, etc.
- Un sistema gráfico para visualizar las fuentes implantadas en el paciente. Generalmente estos sistemas deben permitir la visualización del implante en un plano orientado arbitrariamente en el espacio.
- Un criterio de especificación del tipo e intensidad de las fuentes, así como del tiempo de tratamiento de cada fuente visualizada.
- Un algoritmo para calcular la distribución de dosis a partir de los datos y parámetros asignados antes.
- Métodos de evaluar, representar y optimizar la distribución de dosis, tal como el protocolo de cálculo de dosis TG-43.
- Un sistema que permita la impresión de curvas de isodosis y otros datos asociados con la documentación del plan.
- Un método para evaluar el decaimiento de la fuente.

3.1.3. Algoritmos de cálculos de dosis

Se recomienda que para especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia se emplee la magnitud intensidad de kerma en aire (ver sección 2.4.11), aunque actualmente muchos sistemas de planificación emplean magnitudes antiguas como miligramos de radio equivalente o actividad

aparente, por lo tanto es importante saber lo que el programa asume en este sentido para realizar la conversiones de unidades que se requieran.

Se debe verificar que el algoritmo de cálculo convierte el valor de calibración de la fuente en una adecuada distribución de dosis alrededor de esta, no solo sobre el bisector perpendicular, sino que corrige también por la anisotropía a lo largo del eje de la fuente, para ello, es útil y recomendado implementar el protocolo TG-43. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994)

3.1.4. Verificación de los cálculos de dosis en el paciente

Todos los cálculos de dosis en pacientes se deben revisar con el fin de que no se cometan errores graves. Es recomendable realizar estas revisiones antes de colocar las fuentes o al inicio del tratamiento (en el caso de fuentes de baja tasa) con el fin de que se corrija cualquier error antes de completar el tratamiento. Se debería de realizar, independientemente un cálculo comprobatorio en algún punto representativo (en un punto A por ejemplo).

El TECDOC 1151 recomienda que las diferencias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina no supere un 15%, sin embargo, otras publicaciones que tratan sobre este tema, como el TRS 430 del OIEA y publicaciones de la ESTRO no especifican una tolerancia de comparación. Se debe verificar también si el sistema de planificación corrige por el decaimiento de la actividad de las fuentes.

3.1.5. Localización de las fuentes

Durante la localización del implante en la placa radiográfica, fluoroscopias, tomografía o ultrasonido, deben estar presente el físico médico y/o el dosimetrista para asegurar que se mantenga la geometría adecuada para su adquisición, que los anillos de magnificación estén ubicados correctamente, que el paciente no se mueva durante la toma de imágenes, así como que la calidad de la imagen sea adecuada para la localización precisa de las fuentes.

Las técnicas más utilizadas para la localización de fuentes y aplicadores son con placas ortogonales y placas desplazadas. Actualmente, en países industrializados, y en menor medida en países en desarrollo, se utiliza la tomografía para las reconstrucciones tridimensionales.

3.1.6. Requerimientos de exactitud en braquiterapia

- Espacial: Hace referencia a la ubicación de las fuentes en la posición correcta donde se planificaron. En la mayoría de los casos se considera que es posible alcanzar una exactitud de ± 2 mm en relación al aplicador.
- Temporal: Hace referencia a que el tiempo en que la fuente permanece en la posición prevista se corresponde con lo planificado. Si se hace manual, esto significa que las fuentes se deben retirar cuando se complete el tratamiento. Se debe medir el efecto de tránsito de las fuentes y calcular la dosis adicional que se entrega durante ese tiempo.
- Administración de la dosis prescrita: En teleterapia se acepta un nivel de incertidumbre en la administración de la dosis prescrita de 5%. Para braquiterapia es posible lograr incertidumbres del orden de 5-10%, a

distancias entre 1 y 5 cm de las fuentes. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

3.2. Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia

El documento TECDOC 1151, recomienda el siguiente equipo para la implementación del programa de control de calidad en braquiterapia:

- Un conjunto dosimétrico compuesto de: electrómetro, cables de extensión, cámara de ionización de tipo pozo o calibrador de isótopos con soportes para fuentes de braquiterapia, calibrada en un laboratorio de calibración dosimétrica.
- Disponibilidad de fuentes de Cs-137 o fuente de referencia para verificación de la estabilidad de la fuente.
- Banco de trabajo para verificación de la homogeneidad y posicionamiento de las fuentes. Requiere acceso a revelador de placas.
- Barómetro (escala mínima 1 hPa o 0,5 mm Hg) preferiblemente de tipo digital, calibrado o contrastado, termómetro (escala mínima 0,25 grados C), calibrado o contrastado, nivel, regla, mampara plomada, tenazas.

Las pruebas de garantía de calidad de las fuentes de cesio 137 usadas en braquiterapia y de la cámara de pozo utilizada para calibrar las fuentes, se encuentran en el documento técnico TECDOC 1151 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) en las páginas 24 y 29 respectivamente.

4. IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN

En la implementación del programa de garantía de calidad, se implementaron ocho pruebas que deben aplicarse al sistema de planificación, específicamente, al módulo de braquiterapia, para garantizar su correcto funcionamiento. Primero se describe en qué consisten estas pruebas, luego se aplican directamente para usos posteriores.

Tabla V. **Pruebas para el control de calidad**

	Prueba	S	M	T	A	U
Hardware						
CPU	Prueba 1		SI			SI
Digitalizador	Prueba 2		SI			SI
Recuperación de archivos	Prueba 3			SI		SI
Braquiterapia						
Revalidación	Prueba 4			SI		
Distribución de dosis para una fuente simple	Prueba 5			SI		
Revisión independiente de dosis y tiempo	Prueba 6				SI	
Corrección por decaimiento de la fuente	Prueba 7				SI	
Descripción de las fuentes y datos de referencia	Prueba 8				SI	

S:semanalmente; M:mensualmente; T:trimestralmente; A:anualmente; U:en cada actualización. (Adaptada de TRS-430[20])

Fuente: IAEA. Quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. p. 213.

4.1. Pruebas y controles a realizarse

Las pruebas de control de calidad aplicadas al sistema de planificación de tratamiento y la frecuencia para realizarse se muestran en la tabla V, a continuación se detalla en qué consiste cada prueba:

4.1.1. Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento

Propósito: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funcionen de manera óptima.

Procedimiento:

- Reinicie la computadora como recomienda el proveedor o como sea apropiado.
- Observe mensajes en la pantalla durante el reinicio para detectar posibles errores de funcionamiento.

4.1.2. Prueba 2: Digitalizador

Propósito: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Ingrese un contorno de dimensiones conocidas en el TPS por la vía normal.

- Use una regla propia del sistema para verificar las correctas dimensiones. Un desvío menor a 0,2 centímetros es razonable.

4.1.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Propósito: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Recupere los datos que ha guardado de respaldo últimamente (sin sobrescribir datos actuales).
- Revisar la integridad de los datos de respaldo. Dependiendo de la utilidad para respaldo del TPS, puede ser necesario un procedimiento separado para datos del paciente, datos de haces y ejecutables.

4.1.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Propósito: Revisar que no han habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

Dado que actualmente en la institución solo se usan fuentes LDR de cesio 137, esta prueba se hace imprimiendo un plan de referencia realizado con la prueba 6 y revisar que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos, etc. han sido impresas exactamente como antes.

4.1.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Propósito: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido puede usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Defina en el TPS una fuente con las mismas características que una fuente típica usada clínicamente, si es necesario, ajustar el valor de la intensidad para hacerlo equivalente a la intensidad de la fuente para la cual está disponible la distribución de dosis. Si las características de la fuente están definidas en un inventario, use los mismos datos para la aplicación que para los datos de referencia del inventario. Calcule la razón de dosis (preferiblemente por hora en el caso de nuestras fuentes LDR) en algunos puntos de referencia. Estos puntos pueden estar a varias distancias y posiciones de la fuente.
- Como un ejemplo, si el eje de la fuente está a lo largo de eje Y y su centro en el origen, calcule la dosis en los siguientes puntos (dependiendo de los datos de referencia):
 - (i) $y = z = 0$ y $x = 1, 2, 3$ y 10 cm
 - (ii) $y = x = 0$ y $z = 5$ cm (esperando que dé el mismo resultado que para $y = z = 0$ y $x = 5$ cm;
 - (iii) $z = 0, y = L/2$ y $x = 1, 2$ y 5 cm (donde L es la longitud de la fuente);
 - (iv) $x = z = 0$ y $y = 1, 2, 5$ y 10 cm.
- Compare la razón de dosis calculada con los datos de referencia para los mismos puntos. La diferencia no debe excede el 5%.

- Trazar las líneas de isodosis en planos tales como x-y, y-z y z-x y asegúrese que las unidades son impresas claramente y que esos trazados son consistentes con los valores numéricos previamente dados.

Notas:

- Para que sea significativo, la dosis calculada debe mostrar un número de dígitos correspondientes a una exactitud de alrededor de 1% (típicamente al menos tres dígitos significativos). Si este no es el caso, uno puede cambiar la intensidad (es decir, multiplicar por 10 y dividir la razón de dosis resultante por 10) para obtener una mejor resolución. No cambie el tiempo de aplicación (el cual debe permanecer pequeño comparado con la vida media del radionúclido) para evitar cambios en la corrección del decaimiento.
- Si no hay corrección por anisotropía, la superficie de la isodosis se espera que sea prácticamente esférica a una distancia desde la fuente mayor a tres veces su máxima dimensión. El diámetro de dichas esferas puede calcularse manualmente, asumiendo que toda la actividad se concentra en el centro de la fuente y tomando en cuenta la ley del inverso del cuadrado y la función radial. Como una primera aproximación, la función radial puede ser ignorada para revisar el orden de magnitud.
- Si el algoritmo del TPS está basado en la corrección de anisotropía promedio, pueden obtenerse diferencias mayores que 5%, especialmente a lo largo del eje de la fuente ($x = z = 0$). Tales diferencias locales generalmente son aceptables.

- Si una diferencia sistemática (típicamente menor que 10%) es generada y permanece ambigua, esto puede deberse al factor de conversión de la intensidad a la dosis (es decir, la constante de razón de dosis). Este puede ser el caso si la intensidad de las fuentes son expresadas como actividad contenida (A_c) o mgRaeq y no tienen correcciones de auto-absorción en el software. Sin embargo, esta práctica no es recomendada. Es urgente discontinuar el uso de dichas cantidades y que usen cantidades consistentes a lo largo de todo el proceso.

4.1.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Propósito: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento: Se realiza el cálculo independiente de la dosis en puntos de interés y se compara con la dosis calculada por el TPS. Este cálculo se hace siguiendo los pasos descritos en la sección 5.3 usando el formalismo TG-43 sugerido por la AAPM. Se ha desarrollado una hoja de cálculo que facilita este procedimiento para comparar implantes ginecológicos completos, esta hoja de cálculo ha sido guardada junto al TPS.

Esta prueba también verifica, en particular, que los datos físicos y dosimétricos ingresados al TPS se siguen manejando correctamente.

4.1.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Situación clínica: La intensidad usada como entrada en el TPS usualmente ha sido re calculada manualmente al inicio del tiempo de la aplicación. Esto es

evidente para radionúclido de vida corta (varios días), pero no se debe olvidar para radionúclidos tales como el cesio 137 (con vida media de 30 años), los cuales se mantienen en uso por muchos años. En tales casos, es responsabilidad del usuario actualizar en intervalos regulares (por ejemplo, cada seis meses) el valor de las intensidades usadas.

Propósito: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente re calculada y usada, como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Calcule la dosis en un punto (por ejemplo, para una configuración de braquiterapia) y grabe cuidadosamente la intensidad de referencia y fecha (la cual debe ser la misma que la fecha de inicio de la aplicación).
- Cambie la fecha de aplicación, haciendo esto, por ejemplo, una vida media después de la fecha de referencia.
- Revise que la razón de dosis calculada cambie de acuerdo al cambio anterior.
- Alternativamente, el software del TPS podría hacer uso de un inventario, donde se dé la intensidad original de la fuente en una fecha de referencia.

Notas:

Asegúrese que la convención para la fecha de entrada es claramente entendida. Note que la convención US a menudo es diferente a la convención

Europea (es decir, 12 enero 2011 puede escribirse como 01/12/11 en USA y 12/01/11 en Europa). En caso de tener dudas, intente usar un número de mes mayor que 12.

Es recomendado que la revisión se repita después de cada cambio del inventario.

4.1.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Propósito: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica. Esta prueba se debe realizar para todas las fuentes y cada diseño, no importando la especificación de la fuente usada.

Procedimiento:

- Identificar los datos de referencia apropiados (publicaciones científicas, datos del constructor de las fuentes, datos validados por el vendedor del TPS, etc.) y asegurarse que estos datos sean aplicados a las fuentes actualmente en uso.
- Vea una distribución de dosis típica y asegúrese que los datos asociados son proveídos explícitamente.

4.2. Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS

El programa de garantía de calidad en braquiterapia, incluye la garantía de calidad del TPS y consta de un conjunto de pruebas a realizarse con diferentes frecuencias, el cual es el objetivo del presente trabajo.

4.2.1. Frecuencia de los controles

Las pruebas que se deben realizar al comprarse un equipo o en cada actualización son:

Para el TPS:

- Prueba 1: CPU
- Prueba 2: Digitalizador
- Prueba 3: Recuperación de archivos
- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia

Para el calibrador de fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Para las fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Pruebas anuales

- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia
- Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

- Prueba 7: Corrección por decaimiento de la fuente
- Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia
- Calibración de las fuentes por lotes. (i) Intensidad y desvío de la media

Pruebas trimestrales

- Prueba 3: Recuperación de archivos.
- Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.
- Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple.

Pruebas mensuales

- Prueba 1: CPU.
- Prueba 2: Digitalizador.

4.2.2. Bitácoras

Los controles de garantía de calidad realizados al TPS serán archivados en una bitácora rotulada con: Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia. Estos controles serán realizados y archivados por los físicos médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN.

Las calibraciones realizadas a la cámara de pozo y a las fuentes de braquiterapia serán realizados por los Físicos Médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN y serán registradas en una bitácora asignada para ello y archivado por los físicos médicos.

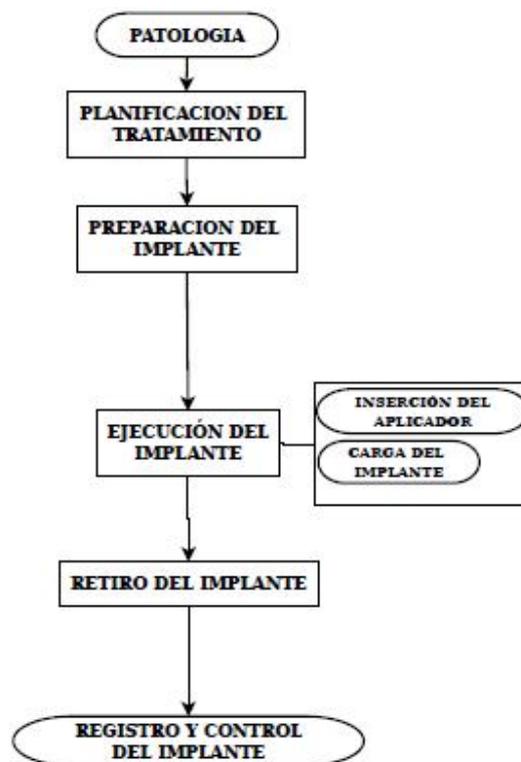
En la bitácora, al inicio de cada prueba, se debe anotar la fecha de realización y el equipo utilizado.

Al final de cada prueba se debe anotar la fecha en la que se debe realizar la próxima prueba.

4.2.3. Controles rutinarios

La tabla IV describe la finalidad y procedimiento para cada control. Los controles que se deben realizar en cada aplicación de las fuentes de braquiterapia están contenidas en el formulario para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia (vea anexo 1). Los elementos contenidos en este formulario se resumen en la siguiente figura:

Figura 15. Elementos contenidos en el formulario de control de calidad



Fuente: IAEA. Radiation oncology physics. p. 81.

4.3. Resultados de las pruebas realizadas al TPS

En el presente trabajo, debido a su objetivo, se realizó únicamente las pruebas correspondientes al TPS y se registró debidamente en la bitácora correspondiente. El equipo utilizado para las pruebas fue: computadora Compaq Evo W8000, N/S V217KN6ZA036, sistema de planificación de tratamiento de radiación Theraplan Plus versión 3.8 proveído por MDS Nordion, tablero digitalizador: modelo LIGHTBOX, Serie 062391, proveído por Numonics Corporation. A continuación, los resultados de estas pruebas:

4.3.1. Prueba 1: Unidad central de procesamiento

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funciona de manera óptima.

Procedimiento: Se reinició la computadora y durante el reinicio, se observó los mensajes en la pantalla con la ayuda de la tecla pause, notando que no existe ningún error de funcionamiento.

Resultado: Se concluye que no hay ningún error en el CPU (XEON CPU 2,2GHz, 2,18GHz), la memoria (RAM 512MB), los sistemas de archivos (FAT32) se cargan correctamente y el sistema operativo (Microsoft Windows XP Professional, Versión 2002, SP2) funciona de manera óptima. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.2. Prueba 2: Digitalizador

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Se creó un nuevo registro llamado PRUEBA2GC-ABRIL2012 en la aplicación *patient registration* del Theraplan plus.
- Se ingresó un contorno cuadrado de 15 cm de ancho por 15 de largo usando el digitalizador con la aplicación *External beam planning*.
- Se utilizó la regla (en centímetros) propia de la aplicación *External beam planning* para verificar las medidas del contorno, encontrando que el planificador mide un rectángulo de 14,97 cm de ancho y de largo.

Resultado: El digitalizador funciona correctamente, pues la medida de las dimensiones del contorno, realizada con el TPS, presenta una diferencia de 0,03cm con respecto a las dimensiones reales del contorno. La IAEA, sugiere en su informe TRS-430, que una exactitud inferior a 0,2 cm es razonable. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Se ingresó a la aplicación *Brachytherapy Planning* del Theraplan plus.
- Se cambió la base de datos usándose actualmente llamada: PLAN_01_2011.MDB, por otra base de datos llamada: PLAN_INCAN.MDB, esta última esta archivada en una partición de respaldo llamada: Backup (D:) con el objetivo de verificar la integridad del archivo recuperado.
- Se ingresó a la planificación de braquiterapia de un paciente, almacenado por la base de datos, para verificar su integridad.
- Luego de verificar la integridad del archivo, se volvió a cambiar la base de datos para que la aplicación *Brachytherapy planning* funcione como funcionaba antes de la verificación.

Resultado: Los archivos de respaldo funcionan correctamente y no han sufrido ningún cambio desde el día que se guardaron. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Fecha de realización: 26 de abril de 2012

Objetivo: Revisar que no ha habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

- Se imprimió un plan de referencia, el plan realizado en la prueba 5, llamado prueba 5, de fecha 14 de septiembre 2011.
- Se revisó que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos y tamaño de la fuente, se han impreso exactamente como antes.
- Se archivó en la bitácora nombrada: "Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia", en el apartado de pruebas realizadas trimestralmente.

Resultado: Debido al cambio de especificación de las fuentes, de miligramos de radio equivalente a intensidad kerma en aire, y debido a que se volvió a calcular la dosis en los puntos de referencia para la fecha actual, la tasa de dosis tuvo, en promedio variaciones del 2,95%

Las coordenadas se imprimieron exactamente como en el plan anterior, sin embargo, para ordenar mejor los puntos de interés, se les etiquetó en diferente orden. El tiempo de aplicación, la longitud de la fuente y el nombre del archivo, no tuvo cambios. La fecha programada para la siguiente revisión es: 26 de julio de 2012.

4.3.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Fecha de realización: 30 de abril de 2012

Objetivo: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido pueden usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Se tiene como referencia para esta prueba, impresiones de distribuciones de dosis debido a una fuente lineal, desde la línea de isodosis de 1 cGy hasta 20 cGy de fecha 19 de septiembre de 2011. La dosis está calculada para 12 diferentes puntos de referencia. El tiempo de irradiación es de una hora.
- Se creó un plan de irradiación con los mismos datos que el plan de referencia, para verificar que la distribución de dosis, y por ende, la dosis en los puntos de interés, sean los mismos.
- Se comparó la razón de dosis calculada, con los datos de referencia para los mismos puntos.
- Se imprimieron las curvas de isodosis que se encuentran en los planos x-y y y-z, ambas con una escala 1:1. Las líneas de isodosis impresas, corresponden a las razones de dosis siguientes: 1,2,3,4,5,8,11,16 y 20, todas en unidades cGy/h.
- Se archivaron las distribuciones de dosis en la bitácora: "Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia".

Resultado: Las distribuciones de dosis se imprimieron correctamente y son idénticas a las distribuciones de dosis de referencia. La actividad de la fuente que se usó fue de 90,589 U=90,589 $\mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$ (en el modelado de la fuente del TPS, corresponde a la fuente nombrada: azul-tg43). La superficie de la isodosis a una distancia mayor a 3 veces la máxima dimensión de la fuente, a 6 cm desde el centro de la fuente, es prácticamente esférica, como se espera que

sea según el TRS-430. La fecha programada para la siguiente revisión es: 30 de julio de 2012.

4.3.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento:

- Se tomó para comparación, un implante ginecológico de un paciente con cáncer de cérvix, el implante consta de 4 fuentes de cesio de intensidades 68,182 U y 89,443 U.
- Se reconstruyó el implante en el TPS por medio del digitalizador para calcular la dosis en los puntos de interés AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto.
- Se realizó el cálculo independiente con la hoja de cálculo llamada: CALCULO INDEPENDIENTE DE DOSIS TG43.xls, archivado junto al TPS. Para ver el procedimiento detallado refiérase a la sección 5.3.
- La hoja de cálculo hace uso de los siguientes datos que deben ingresarse manualmente: intensidad kerma en aire, tiempo de aplicación, coordenadas de los extremos de las fuentes y de los puntos de interés, longitud activa de la fuente, constante de razón de dosis, factor de anisotropía y factor de dosis radial de cada fuente.

Resultado: Se compararon los resultados del TPS con los del cálculo independiente teniendo como discrepancia 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente recalculada y usada como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Debido a que la vida media del isótopo usado es de 30 años, se toma para esta prueba la intensidad de la fuente en una fecha de referencia para ésta y futuras comprobaciones.
- Se tomó como referencia la información guardada en un inventario de fuentes ubicado en la computadora propia del TPS en la siguiente dirección: C:\Documents and Settings\All Users\Documents\Inventario de Fuentes de Braquiterapia\Inventario de fuentes.doc
- La tasa de dosis recibida en el punto 3 (coordenadas (5,0,0)cm con el origen en el centro de la fuente y el eje Y a lo largo de la fuente) del archivo de braquiterapia de referencia llamado prueba 7 fue de 3,915 cGy/h con fecha 14 de septiembre de 2011, debido a la fuente rotulada como azul-tg43.

- Se calculó nuevamente la dosis en este punto para la fecha actual 2 de mayo de 2012 obteniendo 3,793.
- Se calculó manualmente la tasa de dosis en la fecha actual debido al decaimiento de la fuente obteniendo 3,794.

Resultado: El cálculo de la tasa de dosis en el punto de referencia realizado por el TPS y el cálculo realizado manualmente por decaimiento de la fuente, a partir de la tasa de dosis en la fecha de referencia son prácticamente iguales, variando solamente una milésima que representa una discrepancia del 0,03%. Debido a estos resultados se puede concluir que el sistema decae correctamente la actividad de la fuente. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica.

Procedimiento:

- Se investigó los tipos de fuentes en uso actualmente en el INCAN, siendo las siguientes: 20 fuentes de cesio 137 modelo CDCT1, proveído por *Therapeutic Nuclides & Accessories Inc.* en 1991. 7 fuentes de cesio 137

modelo CDCS-J proveído por Amersham Buchler GmbH & Co KG en 1998.

- Se buscó toda la información posible sobre las fuentes de cesio 137 disponibles en el INCAN y en publicaciones científicas, la información hallada en publicaciones científicas, se muestra en la tabla VI.
- Se revisó que los datos hallados en los certificados y en la literatura sean iguales a los datos ingresados en el módulo de braquiterapia del sistema de planificación. Los datos usados actualmente en el Theraplan Plus, se muestran en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla VI. **Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1**

Modelo	CDCT1	CDCS-J (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,35
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,046
Diámetro externo (cm)	2,70	2,65
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Lizhong, Liu. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p 130.

Tabla VII. **Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente**

Modelo	CDCT1	CDCS-J type (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,50
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,34
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,07
Diámetro externo (cm)	2,70	2,70
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Modelado de la fuente. TPS Theraplan Plus.

Resultado: Se compararon las características físicas de ambos modelos de fuentes, halladas en la literatura (vea tabla VI), en el certificado de calibración, y en los datos generales de las fuentes archivados, con los datos que actualmente tiene cargados el sistema de planificación, mostrados en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

De la comparación se concluye que los datos coinciden para el caso de las fuentes CDCT1, no así para el caso de las fuentes CDCS-J de Amersham, que presenta diferencias en los siguientes datos: longitud activa, coeficiente de atenuación lineal del filtro, coeficiente de atenuación lineal del material de la fuente y en el diámetro externo.

Tabla VIII. **Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes**

Modelo	Identificación	Intensidad de kerma en aire ($\mu\text{Gy m}^2/\text{h}$)	mg Ra Eq
CDCT1	Azul (12 fuentes)	98,89	13,7
CDCT1	Rojo (8 fuentes)	75,38	10,4
CDCS-J	GA 265 (1)	63,60	8,8
CDCS-J	GA 231 (2)	98,49	13,6
CDCS-J	GA 234 (3)	99,28	13,7
CDCS-J	GA 233 (4)	97,92	13,5
CDCS-J	GA 232 (5)	93,60	12,9
CDCS-J	GA 263 (6)	65,77	9,1
CDCS-J	GA 264 (7)	65,85	9,1

Las fuentes CDCT1 fueron calibradas el 15 de Octubre de 2003. Las fuentes CDCS-J fueron calibradas el 2 de Mayo de 2003. La intensidad de las fuentes fue actualizada en el TPS el 15 de Enero de 2008 obteniendo los datos presentados.

Fuente: Resultados de calibración de fuentes de cesio CDCT1 y CDCS-J de baja tasa.

Aparentemente las características físicas para ambos modelos de fuentes, se cargaron al TPS indistintamente considerándolas iguales debido a la pequeña diferencia que existen entre ambos modelos de fuentes, esta ambigüedad será analizada junto a los físicos médicos de la institución, aclarándola cuando se vuelva a realizar esta prueba.

En el caso de las intensidades (expresadas en miligramos de radio equivalente, como está cargado al sistema), se revisó que la intensidad de cada fuente proporcionado en los certificados de calibración, tabla VIII, coincida con los datos ingresados al sistema de planificación.

Las intensidades de cada fuente coincidieron, presentándose solo un error en el nombre de la fuente CDCS-J GA 232 que en el sistema estaba ingresado como GA 2323, este error fue corregido. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

5. INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN

El formalismo TG-43 para el cálculo de dosis alrededor de una fuente cilíndrica es el método más actual en los sistemas de planificación de braquiterapia, y se ha comprobado su exactitud comparándolo con simulaciones realizadas con Monte Carlo. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). Este método utiliza la intensidad kerma en aire para el cálculo de dosis (vea sección 2.4.11).

En el Hospital de Cancerología INCAN, está en uso el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus, que contiene entre sus utilidades, el módulo de braquiterapia, capaz de hacer cálculos de dosis en implantes de braquiterapia usando cuatro distintas formas de especificación de las fuentes (vea sección 2.6.8): intensidad kerma en aire, actividad aparente, razón de exposición a 1 metro y actividad equivalente de radio (Raeq).

Actualmente, en el INCAN se usa la actividad equivalente de radio (Raeq) para especificar las fuentes, y con este trabajo, como parte de la garantía de calidad, se pretende usar en su lugar, la intensidad kerma en aire.

5.1. Datos utilizados

Para poder realizar el cambio de especificación de las fuentes en el sistema de planificación, se necesitó de los datos mostrados en la tabla IX.

Las fuentes CDC T1, fueron proveídos por *Therapeutic Nuclides* en 1991, y las fuentes Amersham CDCS J, por Amersham Buchler en 1998.

Los datos generales y las especificaciones físicas fueron obtenidos a partir de los certificados de las fuentes; la constante de razón de dosis, se obtuvo del trabajo realizado por Lizhong Liu, Prasad Satish y Daniel A. Bassano, del Departamento de Oncología radioterápica de la *Upstate Medical University* en Nueva York. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla IX. **Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43**

Datos Generales		
Isótopo:	Cesio 137	
Modelo:	CDC T1	Amersham CDCS J
Especificaciones Físicas:		
Longitud total de la fuente (cm):	2	2
Longitud Activa de la fuente (cm):	1,5	1,35
Espesor de las paredes (cm):	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm ⁻¹):	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal de la fuente (cm ⁻¹):	0,07	0,046
Datos Dosimétricos:		
Vida media (horas):	262 800,00	262 800,00
Constante de razón de dosis (Cgy/(hr U)):	0,953	0,953
Datos de Calibración:		
Fecha de calibración:	7 de Julio 2007 ^a	7 de Julio 2007 ^a
Intensidad kerma en aire de referencia (U)	69,4/91,04 ^a	E/F ^a

^aE/F=Específico para cada fuente

Fuente: elaboración propia.

La intensidad de kerma en aire de referencia, se obtuvo por decaimiento desde la fecha de calibración de las fuentes y la ecuación:

$$S_K = 7.23M_{eq} \quad (5.1)$$

Se ingresó una tabla de factores de anisotropía, para 3 tipos de fuentes de Cs-137: 3M, Amersham, y RTR (pre-1982) obtenidas del trabajo de Liu mencionado anteriormente, estas tres fuentes difieren muy poco en su función de anisotropía.

Esta tabla se divide en dos partes, se encuentra en los anexos y muestra datos para distancias desde 0,25 cm hasta 10 cm y para ángulos polares desde 0 grados hasta 90 grados.

Para rangos de la distancia radial desde 0,25 cm hasta 10 cm y ángulos polares de 25 grados o más, la máxima diferencia entre el valor promedio dado y el de un modelo específico de su función de anisotropía, es menor que el 1% para los tres modelos de fuentes mostrados en las tablas.

Para ángulos pequeños, cerca de la dirección longitudinal, la máxima diferencia relativa a los valores promedio mostrados son; 1,7% para la fuente 3M, 2,7% para la fuente Amersham y 2,3% para la fuente RTR (pre-1982).

Tablas de valores de la función de anisotropía para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs puede hallarse en el reporte publicado por la AAPM en el año 2004.

Se ingresó una tabla de función radial de dosis, tabla X, que se obtuvo del trabajo de Liu. La función radial de dosis se describió en la sección 2.4.9.

Tabla X. **Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs : 3M, Amersham, RTR (pre-1982)**

Distancia a lo largo del eje transversal, r(cm)	Función de dosis radial, g(r)
0,5	0,998
1,0	1,000
1,5	0,997
2,0	0,993
2,5	0,988
3,0	0,982
3,5	0,976
4,0	0,970
4,5	0,964
5,0	0,957
6,0	0,941
7,0	0,925
8,0	0,906
9,0	0,885
10,0	0,862

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 479.

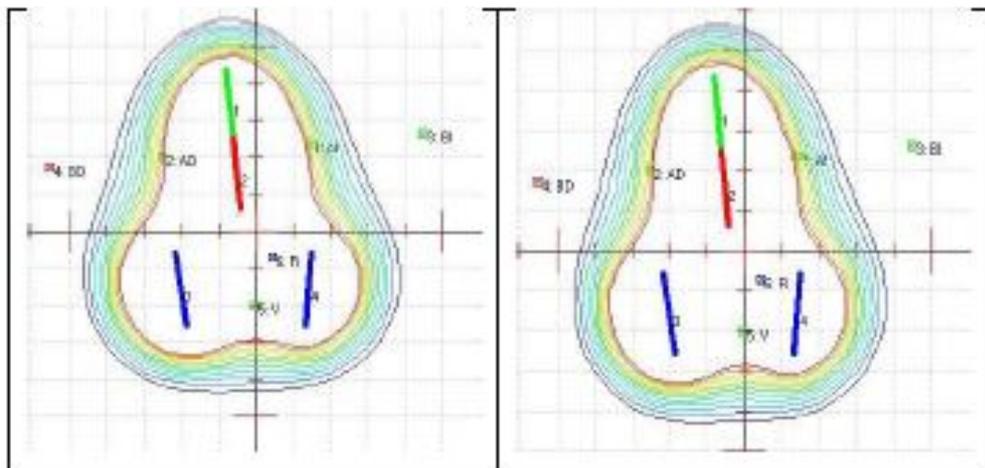
En la tabla anterior, se muestra la función radial de dosis para fuentes intracavitarias de Cs-137 (3M, Amersham, RTR(pre-1982)) para distancias desde 0,5 hasta 10cm. Los cambios que pueda tener esta función para un tipo específico de fuente, es casi despreciable y los datos proporcionados en la tabla, son suficientes para describir la función radial de dosis de cualquiera de las fuentes de Cs-137.

Según el trabajo de Liu, la máxima diferencia entre la función radial de dosis calculada para un modelo específico y el valor promedio dado en la tabla es 0,6% a 0,5 cm y 0,3% a 1 cm o más. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

5.2. Resultados

Las medidas de dosis obtenidas alrededor de una configuración de fuentes, usando la intensidad kerma en aire contenida en el formalismo TG-43, son muy cercanas a las medidas que se obtienen al usar la especificación de fuente miligramos de radio equivalente. La siguiente figura muestra gráficamente las distribuciones de dosis obtenidas con las dos especificaciones de fuentes:

Figura 16. **Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire**



Fuente: Programa Theraplan Plus.

El formalismo TG-43 toma en cuenta más parámetros, tales como: los efectos de la geometría, distribución espacial de radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, considerados en la constante de tasa de dosis Λ ; el efecto de filtrado y material de la fuente en concreto, considerados en la función radial de dosis $g(r)$; la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio considerado en el factor de anisotropía $F(r,\theta)$. Debido a esto, se prefiere actualmente este método de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia.

Las medidas realizadas para comparar ambos métodos se hizo con las configuraciones de implantes de braquiterapia usada en el INCAN: completa, cilíndrica y colpostatos, y se muestran en la tabla XI.

En la configuración completa se usan cuatro fuentes, en la configuración cilíndrica se usan tres fuentes y en los colpostatos, solamente dos; los dispositivos usados para estas configuraciones, se muestran en la figura 12, inciso (a), entre estos dispositivos se encuentra el aplicador Fletcher, el cilindro y los colpostatos. Las medidas se hacen en puntos de interés: A izquierdo, A derecho, B izquierdo, B derecho, mucosa izquierda, mucosa derecha, vejiga y recto (vea figura 16); definidos por el ICRU 38. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

Los resultados obtenidos mostrados en la tabla XI, muestran que en promedio, las medidas realizadas usando la intensidad de kerma en aire, tiene una diferencia porcentual de 3,38% de diferencia con respecto a las medidas que se obtienen usando la actividad equivalente de radio.

Tabla XI. **Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio**

Tiempo del implante: 72 horas			
Configuración	Dosis Impartida (cGy)		Desviación (%)
	Kerma en aire	Actividad equivalente de Radio	
COMPLETO 1 4 FUENTES	2 791	2 694	3,48
	2 964	2 869	3,21
	1 957	1 888	3,53
	2 048	1 979	3,37
	Promedio:		3,39
COMPLETO 2 4 FUENTES	3 082	2 978	3,37
	3 269	3 167	3,12
	2 010	1 940	3,48
	2 090	2 021	3,30
	Promedio:		3,32
CILINDRO 3 FUENTES	3 446	3 312	3,89
	3 479	3 347	3,79
	3 177	3 053	3,90
	515	496	3,69
	Promedio:		3,82
COLPOSTATO 2 FUENTES	5 894	5 724	2,88
	5 794	5 626	2,90
	661	642	2,87
	1 013	980	3,26
	Promedio:		2,98

Fuente: elaboración propia.

5.3. Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43

Es importante realizar una verificación independiente del cálculo de dosis en puntos de interés que realiza el TPS, esta verificación realizada como parte

de garantía de calidad del módulo de braquiterapia del TPS, nos garantiza que el TPS está realizando correctamente los cálculos de dosis, en este caso, usando el formalismo de cálculo de dosis TG-43.

La verificación independiente que se implementó, se hizo usando la ecuación del TG-43 explicada en la sección 2.4.4 que calcula la tasa de dosis en un punto con coordenadas (r, θ) a partir de una fuente lineal de longitud activa L:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (5.2)$$

calculando cada factor manualmente y a partir de las tablas propias de cada fuente. El resultado obtenido se compara con el resultado del TPS para verificar su exactitud.

El TPS calcula la tasa de dosis en el punto $P(r, \theta)$ por medio de la ecuación 2.14:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (5.3)$$

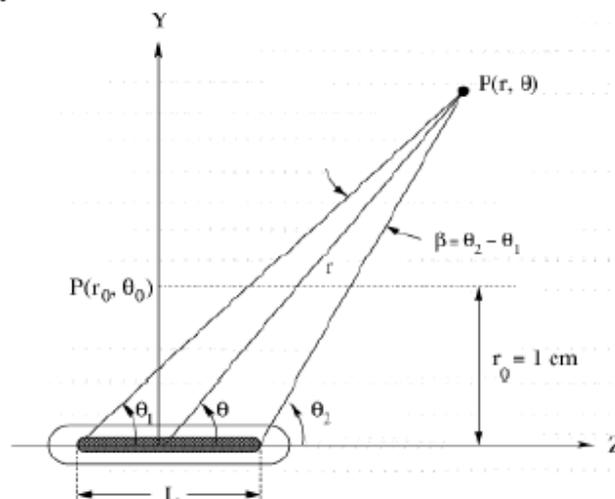
donde $S_S(r_0, \theta_0) = S_K(r_0, \theta_0)$ es la especificación de la fuente en tasa de kerma en aire de referencia y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la tasa de dosis relativa (DRT por sus siglas en inglés), creada por el TPS a partir de las tablas de factor de dosis radial $g(r)$ (adimensional), la tabla de factores de anisotropía $F(r, \theta)$ (adimensional) ingresadas al sistema y específicas para cada fuente y el factor geométrico $G(r, \theta)$ calculada por el propio sistema.

La tasa de dosis tiene unidades cGy/h y al multiplicar por el número de horas del implante, se obtiene la dosis en centigrays (cGy) en un punto de interés.

5.3.1. Procedimiento del cálculo independiente

A partir de la ecuación 2.1, se procede a hallar cada factor de la ecuación. Se hará el cálculo de tasa de dosis en un punto $P(r, \theta)$ debido a una fuente específica (vea figura 17), en el caso de varias fuentes se hace el mismo procedimiento para cada una de ellas, y la dosis total en un punto, será la suma de la contribución de dosis debido a cada fuente.

Figura 17. **Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia**



Fuente: Mark J. Rivard. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. p. 637.

La verificación independiente se hace a partir de las coordenadas reconstruidas por el TPS. El TPS genera una tabla con las coordenadas de los dos extremos de la fuente y por otro lado, las coordenadas del punto de interés.

A partir de estas coordenadas, se calcula las coordenadas $S_S(r_0, \theta_0)$ del punto de interés a partir de la fuente. Consideramos una fuente con tasa de kerma en aire de referencia $S_S(r_0, \theta_0) = 68,182U$ con coordenadas del punto superior e inferior de la fuente y las coordenadas del punto de interés (AI) como se muestra en la tabla XII.

Tabla XII. **Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante**

Coordenada	X	Y	Z
Punto de interés (AI)=P1	2,078	1,939	0,363
Extremo inferior=P2	-0,010	1,930	0,350
Extremo superior=P3	-0,030	3,900	0,880

Fuente: elaboración propia.

A partir de estas coordenadas se calculan los vectores V1 y V2 que van de los dos extremos de las fuentes hasta el punto de interés y el que va del extremo superior de la fuente hasta su extremo inferior V3 y sus respectivas magnitudes:

Tabla XIII. **Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2**

vector		componentes	magnitud
V1	P1-P2	(2,088, 0,009, 0,013)	2,088
V2	P1-P3	(2,108, -1,961, -0,517)	2,925
V3	P2-P3	(0,020, -1,970, -0,530)	2,040

Fuente: elaboración propia.

Luego, calculando el producto punto $V_2 \cdot V_3$ y $V_1 \cdot V_3$ hallamos los ángulos θ_1 y θ_2 usando la ecuación:

$$\theta_1 = \arccos \left(\frac{V_2 \cdot V_3}{|V_2||V_3|} \right) \quad (5.4)$$

Así se halla que $\theta_1 = 0,795$ rad $\theta_2 = 1,575$ rad. Luego con la ley de cosenos y de senos se hallan las coordenadas ($r = 2,328$ cm, $\theta = 1,113$ rad):

$$r = \sqrt{\left(\frac{l}{2}\right)^2 + |V_2|^2 - l \cdot |V_2| \cdot \cos \theta_1} = 2,328 \text{cm} \quad (5.5)$$

$$\theta = \arcsin \left(\frac{|V_1| \sin \theta_2}{r} \right) = 1,113 \text{rad} \quad (5.6)$$

donde l es la longitud de la fuente.

Estas son las coordenadas del punto de interés desde el centro de la fuente, necesarias para calcular los factores de la ecuación 5.2.

El primer factor, la tasa de kerma en aire de referencia, es proporcionada por el fabricante de las fuentes, para una fecha de referencia, solo se decae a la fecha actual, para la fuente en cuestión, tiene un valor de $S_S(r_0, \theta_0) = 68,182U$.

El siguiente factor es la constante de razón de dosis, se define para cada fuente en concreto; por tanto, incluye los efectos de la geometría, distribución espacial de la radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, descrita en la sección 2.4.7. Para la fuente utilizada, la constante de razón de dosis tiene un valor de $\Lambda = 0,953$ cGy/(hU).

Otro factor necesario es el cociente entre el factor geométrico en el punto (r, θ) y el factor geométrico en la posición de referencia $(1, \pi/2)$. El factor geométrico se halla a partir de las ecuaciones 2.6 y 2.7:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \frac{\cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right)}{L_s r \sin \theta} \quad (5.7)$$

Obteniéndose los siguientes resultados:

$$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad}) = 0,183 \text{ cm}^{-2}$$

$$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2) = 0,858 \text{ cm}^{-2}$$

El factor de dosis radial, se obtiene por interpolación de la tabla X a una distancia $r=2,328$ cm de la fuente, esta tabla debe ser propia de la fuente, en la sección 5.1 se explica de donde se obtuvo esta tabla para las fuentes ingresadas en el TPS. En este factor, se incluye el efecto del filtrado y material de la fuente en concreto, como se describió en la sección 2.4.9. El valor obtenido es $g(r=2,328\text{cm})=0,990$.

El último factor necesario es el factor de anisotropía, que al igual que el factor de dosis radial se halla por interpolación de una tabla específica para cada fuente.

Este factor, como se describió en la sección 2.4.10, proporciona la variación de dosis a cada distancia r debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio. El valor hallado para el caso en cuestión es $F(r=2,328 \text{ cm}, \theta=1,113 \text{ rad})=0,997$. Resumiendo, los datos calculados son los mostrados en la siguiente tabla:

Tabla XIV. Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43

	Valor	Unidades
$S_S(r_0, \theta_0)$	68,182	U=cGy cm^2/h
Λ	0,953	cGy/(hU)
$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad})$	0,183	cm^{-2}
$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2)$	0,858	cm^{-2}
$g(r=2,328\text{cm})$	0,990	adimensional
$F(r=2,328\text{cm}, \theta=1,113 \text{ rad})$	0,997	adimensional

Fuente: elaboración propia.

De esta forma la tasa de dosis en el punto P(r=2.328 cm, θ =1.113 rad) es, según el formalismo TG-43:

$$\begin{aligned} \dot{D}(r, \theta) &= S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 68,182\text{U} \times 0,953\text{cGy}/(\text{hU}) \times \frac{0,1829\text{cm}^{-2}}{0,8580\text{cm}^{-2}} \times 0,9898 \times 0,9968 \quad (5.8) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 13,668\text{cGy}/\text{h} \end{aligned}$$

El cálculo realizado por el TPS en ese mismo punto es de $\dot{D}(r=2,328 \text{ cm}, \theta=1,113 \text{ rad})=14,136 \text{ cGy}/\text{h}$.

La diferencia porcentual entre ambos resultados es de 3,42%. El TECDOC 1151 recomienda que las discrepancias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina, en braquiterapia, no supere un 15%. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

5.4. Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo

Se realizó una comprobación independiente de la dosis impartida en los puntos de interés debido a un implante ginecológico completo compuesto de cuatro fuentes radiactivas de Cs-137 de baja tasa de dosis. Para el cálculo se realizó el procedimiento descrito en la sección 5.3.1 para cada fuente en cada punto de interés. Los puntos de interés son AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto. La dosis total en cada punto de interés es:

$$\text{Dosis total} = \dot{D}_{fuente1}t_1 + \dot{D}_{fuente2}t_2 + \dot{D}_{fuente3}t_3 + \dot{D}_{fuente4}t_4 \quad (5.9)$$

donde $\dot{D}_{fuente1}t_1$ es la tasa de dosis de la fuente 1 en el punto de interés en cGy/h y t_1 es la duración del implante de la fuente 1 y así sucesivamente para las fuentes 2,3 y 4. Los resultados obtenidos para un tiempo de 72 horas de duración de implante de cada fuente se resumen en la tabla XV.

Tabla XV. **Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo**

	Etiqueta	Fuente 1	Fuente 2	Fuente 3	Fuente 4	Total	Total TPS
1	AI	984,071	987,716	455,600	289,113	2 716,500	2 800,034
2	AD	1 033,133	1 037,880	278,279	539,871	2 889,163	2 971,117
3	BI	193,467	194,556	242,842	124,949	755,813	755,765
5	BD	194,774	194,070	121,554	255,414	765,813	763,791
6	Vejiga	283,501	535,440	646,251	537,144	2 002,335	2 029,225
7	Recto	158,865	335,779	570,513	1 003,436	2 068,593	2 098,752

Fuente: programa Theraplan Plus.

La discrepancia entre la comprobación independiente y el cálculo de rutina del TPS para el implante completo es de 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

CONCLUSIONES

1. Con las pruebas de garantía de calidad, el uso adecuado y la comprensión del sistema de planificación y las rutinas que usa el sistema, se garantiza la correcta planificación de un tratamiento de braquiterapia y permite evitar incidentes radiológicos.
2. Para garantizar el correcto funcionamiento del sistema de planificación de braquiterapia utilizado en el INCAN, se han implementado ocho pruebas que se deben realizar con una frecuencia específica, dependiendo de la prueba que sea.
3. Es preferible utilizar el formalismo para cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva, recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM), formalismo TG43, para sustituir el uso de la especificación en miligramos de radio equivalente de las fuentes, ya que esta, conlleva errores en su determinación debido a las constantes empleadas para calcularla.
4. Las magnitudes físicas usadas en braquiterapia se han modificado con el tiempo, el documento de la AAPM, TG-43, actualiza estas magnitudes. Instituciones del tercer mundo insisten en usar antiguas magnitudes a pesar del error en su determinación, esta es una novedad del presente trabajo al implementar dicho formalismo en el INCAN.
5. Los cálculos de dosis de radiación en un punto específico, realizados por el sistema de planificación, usando el formalismo de cálculo de

dosis TG-43, pueden verificarse manualmente, como se ha descrito en el capítulo siete.

6. La forma en que una fuente radiactiva actúa sobre la materia depende de su forma física, de su energía y del tipo de radiación que emita.

RECOMENDACIONES

1. Debido a que las fuentes de cesio 137 modelo CDC T1 son del año 1991, y las de modelo CDCS J, del año 1998; fue difícil hallar sus características físicas y dosimétricas exactas. Se deberían implementar fuentes más nuevas cuyas características sean fáciles de hallar y que hayan sido simuladas por algún método, como Monte Carlo.
2. Las pruebas descritas para la garantía de calidad deben realizarse con la frecuencia especificada y de la forma descrita para asegurar el correcto funcionamiento del sistema de planificación.
3. Realizar y conocer adecuadamente las rutinas de planificación en un implante de braquiterapia mejora la calidad del tratamiento de cáncer, y por tanto, mejora la probabilidad de curación del paciente.
4. Deben crearse bases de datos separadas en el sistema de planificación, una para pacientes tratados con radioterapia externa y otra para pacientes de braquiterapia; también deben actualizarse cada seis meses o antes si es necesario; esta es una de las limitaciones del sistema de planificación Theraplan Plus, él considera una sola base de datos tanto para teleterapia como braquiterapia.
5. Usar toda la herramienta de la que dispone el sistema de planificación, para facilitar el análisis de los resultados y optimizar el cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva y su representación gráfica con líneas de isodosis.

6. Actualizar la especificación de las fuentes usadas en braquiterapia, de miligramos de radio equivalente a tasa de kerma en aire de referencia. Deben usarse las nuevas magnitudes, que evitan el uso de tantas constantes. Esto ya se ha efectuado, quedando pendiente la aprobación del jefe de física médica como por parte del jefe del Departamento de Radioterapia.

7. Al comprar nuevas fuentes radiactivas, revisar si es necesario agregar pruebas al sistema de planificación para garantizar su calidad. Es preferible que las fuentes vengan calibradas en tasa de kerma en aire de referencia y se acompañen datos de las características físicas de las fuentes, que permitan emplear el método de la Asociación Americana de Físicos Médicos TG-43.

BIBLIOGRAFÍA

1. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. "Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM radiation therapy committee task group-40". *Medical physics*. 1994, vol 21, núm. 8, p. 581-618.
2. _____. "Remote afterloading technology". *Medical physics*. 1993, núm 41, 107 p.
3. _____. "Specification of brachytherapy source strength". *Medical physics*. 1987, núm. 21, 98 p.
4. ATTIX, Frank. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Wisconsin: WILEY-BCH Verlag GmbH, 2004. 633 p
5. BALTAS, Dimos; SAKELLION, L.; ZAMBOGLOU, N. *The physics of modern brachytherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 670 p.
6. CUNNINGHAM, Robert; JOHNS, H.; KASE, K. *The physics of radiology*. 4a ed. Illinois: Charles C. Thomas Publisher, 1983. 785 p.
7. DUTREIX, Andrée. *Brachytherapy training course*. México: UNAM, 1993. 30 p.

8. FRANCOIS, Juan. *Introducción al análisis de reactores nucleares: análisis de reactores nucleares*. México: UNAM, Facultad de Ingeniería, 2005. 9 p.
9. HANSON, W.F. "Brachytherapy source strength: quantities, units, and standards. Brachytherapy physics". *Medical Physics Publishing*. 1995, p. 71-85.
10. HENDEE, William; IBOOTT, G. *Radiation therapy physics*. 3a ed. Chicago USA: Year book Medical Publishers, 2005. 450 p.
11. HOROWITZ, Y. "Photon general cavity theory". *Radiation protection*. 1984, vol 9, núm. 1, p. 5-18.
12. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. "Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad". *Documentos técnicos*. 2000, núm. 1151, 135 p.
13. _____. "Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 1274, 60 p.
14. _____. "Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 430, 281 p.
15. _____. "Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos". *Documentos técnicos*. 2005, núm. 398, 261 p.

16. _____. “Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación”. *Documentos técnicos*. 1996, núm. 115, 86 p.
17. INTERNATIONAL BUREAU OF WEIGHTS AND MEASURES. *The international system of units (SI)*. 8a ed. París: IBPM, 2006. 180 p.
18. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. “Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1985, núm. 38, 130 p.
19. _____. “Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 2004, núm. 72, 175 p.
20. _____. “Fundamental quantities and units for ionizing radiation”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1998, núm. 60, 19 p.
21. INTER-SOCIETY COUNCIL FOR RADIATION ONCOLOGY (ISRO) *Radiation oncology in integrated cancer management*. Chicago USA: Inter-Society Council for Radiation Oncology, 1991. 49 p.
22. KAPLAN, Irving. *Nuclear physics*. 2a ed. Madrid: Aguilar, 1962. 460 p.
23. KHAN, Faiz M. *The physics of radiation therapy*. 4a ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 2010. 738 p.

24. LIZHOUNG, Liu. "Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 447-483.
25. LOEVINGER, R. "The role of standards laboratory in brachytherapy. National Bureau of Standards (USA)", *Proceedings of recent advances in brachtherapy physics*. 1981, vol 1, núm. PB-83-134221, p. 22-31.
26. MAYLES, Philip; NAHUM, Alan; ROSENWALD, Jean-Claude. *Handbook of radiotherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 1412 p.
27. MIJNHEER, Ben; BATTERMANN, J.; WAMBERSIE, A. *Quality assurance of treatment planning systems practical examples for Non-IMRT photon beams*. Bélgica: ESTRO, 2004. 93 p.
28. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS "Protection against radiation from brachytherapy sources". *National Council on Radiation Protection and Measurements*. 1972, núm. 40, 140 p.
29. PODGORSAK, Ervin. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA, 2005. 696 p.
30. RAVINDER, Nath, et al. "Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.

- 56". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1997, vol 24, núm. 10, p. 1557-1598.
31. _____. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recomendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1994, vol 22, núm. 2, p. 209-234.
 32. RIVARD, Mark, et al. "Update of AAPM Task Group No. 43 report: a revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 633-674.
 33. TAUHATA, Luiz, et al. *Radioprotecao e dosimetria*. 4a ed. Brasil: Instituto de radioprotección e dosimetría-CNEN, 2002. 170 p.
 34. THERATRONICS INTERNATIONAL. *Theraplan plus, technical reference manual*. Ontario, Canada: Theratronics International, 2001. 370 p.
 35. WILLIAMSON, Jeffrey. *Brachytherapy physics*. United States: Medical Physics Publishing, 1995. 709 p.
 36. WYCKOFF, Allisy, et al. "The new special names of SI units in the field of ionizing radiations". *National Center for Biotechnology Information, Radiology*. 1976, vol 118, núm. 1, 233 p.
 37. ZHANG, Pengpeng, et al. "AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube source". American Association of

Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 4, 759
p.

ANEXOS

Anexo 1. **Formulario para control de calidad del tratamiento**

Formulario para el control de calidad del tratamiento de Braquiterapia	
Paciente: _____	No. Registro: _____
Fecha de la aplicación: _____	Fecha de registro: _____
ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
1) Preparación del implante	
<input type="checkbox"/> a) Aplicación programada	
<input type="checkbox"/> b) Sala y cama asignada	
<input type="checkbox"/> c) Fuentes solicitadas	
<input type="checkbox"/> d) Integridad del aplicador verificada	
2) Patología	
<input type="checkbox"/> a) Hospital	
<input type="checkbox"/> b) Código de patología	
<input type="checkbox"/> c) Diagnóstico	
3) Inserción del aplicador	
<input type="checkbox"/> a) Identidad del aplicador verificada	
<input type="checkbox"/> b) Geometría del implante/aplicador registrada	
<input type="checkbox"/> c) Placas de verificación revisadas	
<input type="checkbox"/> d) Número e intensidad de las fuentes registrada	
<input type="checkbox"/> e) Prescripción fechada y firmada por el oncologo radio terapeuta	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 116.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
4) <u>Carga del implante</u>	
[] a) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] b) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] c) Implante cargado	
[] d) Fuentes empleadas registradas en inventario	
[] e) Cálculos de prescripción y tratamiento revisados por el físico el mismo día de cargado el implante	
5) <u>Para implantes por carga remota automática</u>	
[] a) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] b) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] c) Control de calidad diario realizado a la unidad de tratamiento	
[] d) Auto-radiografía revisada por el físico y el médico el mismo día del implante	
6) <u>Ejecución del implante</u>	
[] a) Orientaciones escritas a las enfermeras	
[] b) Sala/cuarto de tratamiento identificado	
[] c) Monitoreo radiológico completado	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 117.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA*	COMENTARIOS
[] d) Prescripción completada	
[] e) Fecha/hora de retiro de las fuentes registrado	
[] f) Médico responsable del implante informado de fecha/hora del retiro de fuentes	
[] g) Responsable de verificar el retiro del implante	
7) <u>Planificación del tratamiento</u>	
[] a) Plan revisado por el médico antes de completar el tratamiento	
[] b) Plan revisado por el físico antes de completar el tratamiento	
[] c) Administración del implante registrado en la hoja de tratamiento	
8) <u>Retiro del implante</u>	
[] a) Número de fuentes verificadas por el médico	
[] i) En la sala/cuarto del paciente	
[] ii) En el cuarto/local de fuentes	
[] b) Monitoreo radiológico de la sala/cuarto del paciente	
[] c) Fuentes retiradas inventariadas	
[] d) Formulario del monitoreo radiológico relleno	
[] do	
9) <u>Registro y control del implante</u>	
[] a) Salida impresa de la unidad de carga remota automática auditada	
[] b) Placas de localización auditadas y archivadas	
[] c) Registro resumen de dosis impartidas relleno y firmado por el médico y el físico.	
*Marcar con un [✓] cuando la acción correspondiente esté ejecutada	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 118.

Anexo 2. Formulario para verificación de intensidad de fuentes

Formulario para la verificación de la intensidad de fuentes de braquiterapia con cámara de ionización de pozo.
Fecha de verificación: _____ Realizado por: _____
Descripción de la fuente(s): Radionucleido: _____ Tipo: _____ No. Serie: _____ Intensidad (por certificado del fabricante) $S_{K, cert} =$ _____ Número de certificado: _____ Fecha del certificado: _____
Cámara de ionización: Modelo/Serie: _____ / _____ Electrómetro: Modelo/Serie: _____ / _____
Factor de calibración: $N_{SK} =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2\text{A}^{-1}$, dado a $P_0 =$ _____ kPa, $T_0 =$ _____ °C
Corrección de la lectura del electrómetro: a) Corrección por densidad de aire: Temperatura $T =$ _____ °C y presión $P =$ _____ kPa al momento de la medición. $P_{TP} = (P_0/P)[(273,15 + T)/(273,15 + T_0)] =$ _____ Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $M_0 =$ _____ C/min(Q_{HV}) Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $Q_{HV/2} =$ _____ C/min b) Corrección por recombinaciones: $p_{ion} = (4/3) - (Q_{HV/2}/3Q_{HV}) =$ _____ c) Corrección por escala del electrómetro: $p_E =$ _____
Intensidad de kerma en aire medida: $S_K = M_0 N_{SK} P_{TP} p_{ion} p_E = S_K =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2$
Discrepancia $\Delta = (S_K - S_{K, cert}^*) \times 100 / S_{K, cert}^* =$ _____ % $S_{K, cert}^*$: valor corregido para la fecha de verificación

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 112.

Anexo 3. La función de anisotropía promedio para las fuentes intracavitarias de ¹³⁷Cs: Amersham, 3M y RTR pre-1982

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	0	2	4	6	8	10	12	14	16	18
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,50	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,75	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,985	0,986
1,00	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,946	0,953	0,958	0,965
1,25	0,901	0,901	0,901	0,892	0,879	0,894	0,915	0,931	0,944	0,953
1,50	0,897	0,897	0,896	0,885	0,874	0,887	0,906	0,922	0,936	0,946
2,00	0,893	0,893	0,891	0,876	0,869	0,883	0,900	0,915	0,928	0,939
2,50	0,891	0,891	0,888	0,870	0,867	0,882	0,898	0,913	0,925	0,937
3,00	0,889	0,889	0,886	0,866	0,866	0,881	0,897	0,912	0,924	0,935
3,50	0,889	0,889	0,884	0,864	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
4,00	0,888	0,888	0,883	0,862	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
5,00	0,888	0,888	0,883	0,861	0,866	0,882	0,898	0,912	0,924	0,934
7,00	0,890	0,890	0,883	0,861	0,868	0,884	0,900	0,913	0,925	0,935
10,00	0,895	0,895	0,887	0,866	0,874	0,889	0,904	0,917	0,928	0,937

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	20	25	30	35	40	50	60	70	80	90
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,998	0,999	1,000	1,000	1,000
0,50	0,000	0,996	0,995	0,996	0,997	0,998	0,999	0,999	1,000	1,000
0,75	0,986	0,989	0,992	0,994	0,995	0,997	0,998	0,999	1,000	1,000
1,00	0,970	0,980	0,985	0,989	0,992	0,996	0,998	0,999	1,000	1,000
1,25	0,960	0,973	0,981	0,986	0,990	0,995	0,997	0,999	1,000	1,000
1,50	0,954	0,969	0,977	0,984	0,988	0,994	0,997	0,999	1,000	1,000
2,00	0,948	0,964	0,974	0,981	0,986	0,993	0,996	0,998	1,000	1,000
2,50	0,946	0,962	0,973	0,980	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,00	0,944	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,50	0,943	0,960	0,971	0,979	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
4,00	0,943	0,960	0,971	0,978	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
5,00	0,943	0,959	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
7,00	0,944	0,960	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
10,0	0,945	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ¹³⁷Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 480.



Universidad de San Carlos de Guatemala
Facultad de Ingeniería
Escuela de Ciencias

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

Marcos Calixto Catú Sajcabún
Asesorado por el Lic. Franky Reyes

Guatemala, septiembre de 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A LA JUNTA DIRECTIVA DE LA
FACULTAD DE INGENIERÍA

POR

MARCOS CALIXTO CATÚ SAJCABÚN
ASESORADO POR EL LIC. FRANKY REYES

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE

LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

GUATEMALA, SEPTIEMBRE DE 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
FACULTAD DE INGENIERÍA



NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
VOCAL I	Ing. Alfredo Enrique Beber Aceituno
VOCAL II	Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco
VOCAL III	Ing. Miguel Ángel Dávila Calderón
VOCAL IV	Br. Juan Carlos Molina Jiménez
VOCAL V	Br. Mario Maldonado Muralles
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
EXAMINADOR	Lic. Ricardo Enrique Contreras Folgar
EXAMINADOR	Ing. José Rodolfo Samayoa Dardón
EXAMINADOR	Ing. Otto Miguel Hurtarte Hernández
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

En cumplimiento con los preceptos que establece la ley de la Universidad de San Carlos de Guatemala, presento a su consideración mi trabajo de graduación titulado:

IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA

Tema que me fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Ciencias, con fecha 26 de febrero de 2010.

Marcos Calixto Catú Sajcabún

ACTO QUE DEDICO A:

Mi hija

Por ser en todo momento la fuente
de mi inspiración.

AGRADECIMIENTOS A:

Mis padres

Por apoyarme siempre en todos los
ámbitos de mi vida.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	VII
LISTA DE SÍMBOLOS	XI
GLOSARIO	XIII
RESUMEN.....	XVII
OBJETIVOS.....	XIX
INTRODUCCIÓN.....	XXI
1. ASPECTOS TEÓRICOS	1
1.1. Radiación.....	1
1.1.1. Radiación ionizante	1
1.1.2. Tipos de radiación ionizante	2
1.2. Radiometría	2
1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia	2
1.3.1. Actividad	3
1.3.2. Tasa de exposición de referencia	4
1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia.....	5
1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia	6
1.4.1. Radio (Ra)-226	7
1.4.2. Cesio-137	7
1.4.3. Cobalto-60	9
1.4.4. Iridio 192.....	10
1.4.5. Oro 198.....	12
1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia.....	13

1.4.7.	Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia	14
2.	LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA	15
2.1.	Dosimetría	15
2.2.	Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia	15
2.2.1.	Técnicas de braquiterapia intersticial	16
2.2.2.	Técnicas de braquiterapia intracavitaria	16
2.3.	Modelos de cálculos de dosis.....	16
2.4.	Formalismo de dosimetría según el TG-43	17
2.4.1.	Concepto básico.....	17
2.4.2.	Geometría de la fuente.....	18
2.4.3.	Datos de referencia	19
2.4.4.	Formalismo TG-43	20
2.4.5.	Formulación 2D del TG-43	20
2.4.6.	Aproximación 1D del TG-43	21
2.4.7.	Constante de razón de dosis.....	22
2.4.8.	Factor geométrico	23
2.4.9.	Función radial de dosis.....	25
2.4.10.	Función de anisotropía.....	26
2.4.11.	Intensidad de kerma aire	26
2.5.	Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota	27
2.5.1.	Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron	27
2.5.2.	Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed	29
2.5.3.	Fuentes Bebig	30
2.6.	Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN	32
2.6.1.	Reconstrucción del implante de braquiterapia.....	33
2.6.2.	Posicionamiento automático.....	34

2.6.3.	Remover fuentes puntuales duplicadas	34
2.6.4.	Cálculo de dosis para fuentes puntuales	34
2.6.5.	Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43).....	35
2.6.6.	Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido	35
2.6.7.	Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual.....	36
2.6.8.	Cálculo de la razón de dosis de la fuente	36
2.6.9.	Cálculo de dosis para fuentes lineales	37
2.6.10.	Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal.....	38
2.6.11.	Cálculo de dosis absoluta.....	39
2.6.12.	Factor de tiempo del implante.....	39
2.6.13.	Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes.....	40
3.	GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA.....	41
3.1.	Elementos del programa de garantía de calidad	42
3.1.1.	Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento.....	46
3.1.2.	Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento	46
3.1.3.	Algoritmos de cálculos de dosis.....	47
3.1.4.	Verificación de los cálculos de dosis en el paciente	48
3.1.5.	Localización de las fuentes.....	49
3.1.6.	Requerimientos de exactitud en braquiterapia.....	49

3.2.	Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia	50
4.	IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN.....	51
4.1.	Pruebas y controles a realizarse	52
4.1.1.	Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento	52
4.1.2.	Prueba 2: Digitalizador	52
4.1.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...53	
4.1.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.	53
4.1.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	54
4.1.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo.....	56
4.1.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	56
4.1.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia	58
4.2.	Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS.....	59
4.2.1.	Frecuencia de los controles.....	59
4.2.2.	Bitácoras	60
4.2.3.	Controles rutinarios	61
4.3.	Resultados de las pruebas realizadas al TPS	62
4.3.1.	Prueba 1: Unidad central de procesamiento	62
4.3.2.	Prueba 2: Digitalizador	63
4.3.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...63	

4.3.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.....	64
4.3.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	65
4.3.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo	67
4.3.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	68
4.3.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia.....	69
5.	INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN	75
5.1.	Datos utilizados	75
5.2.	Resultados.....	79
5.3.	Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43.....	81
5.3.1.	Procedimiento del cálculo independiente	83
5.4.	Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo	88
	CONCLUSIONES	91
	RECOMENDACIONES.....	93
	BIBLIOGRAFÍA	95
	ANEXOS.....	101

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

FIGURAS

1.	Esquema de decaimiento del cesio 137	8
2.	Esquema de decaimiento del cobalto 60.....	10
3.	Esquema principal de decaimiento del iridio 192	11
4.	Esquema de decaimiento del oro 198	12
5.	Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal	19
6.	Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío.....	23
7.	Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal.....	24
8.	Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192	28
9.	Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)	28
10.	de la fuente GammaMed de Ir-192.....	29
11.	Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig	30
12.	(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curietron	31
13.	Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés	33
14.	Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia	43
15.	Elementos contenidos en el formulario de control de calidad.....	61
16.	Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire	79

17.	Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia.....	83
-----	---	----

TABLAS

I.	Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia.....	6
II.	Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias	22
III.	Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron.....	32
IV.	Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40)	45
V.	Pruebas para el control de calidad	51
VI.	Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1	70
VII.	Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente.....	71
VIII.	Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes	72
IX.	Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43	76
X.	Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ¹³⁷ Cs: 3M, Amersham, RTR (pre-1982)	78
XI.	Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio.....	81
XII.	Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante....	84
XIII.	Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2	84

XIV.	Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43.....	87
XV.	Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo	88

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado
HVL	Capa hemirreductora
λ	Constante de decaimiento
Γ	Constante de razón de dosis
ρ	Densidad
D	Dosis absorbida
Kerma (K)	Energía cinética impartida en el medio
Cema (C)	Energía convertida por unidad de masa
X	Exposición
N_K	Factor de calibración de kerma en aire de la cámara de ionización
N_{elec}	Factor de calibración del electrómetro
k_{air}	Factor de corrección por atenuación por aire
k_n	Factor de corrección por no uniformidad
k_{scatt}	Factor de corrección por radiación dispersada
k_{TP}	Factor de corrección por temperatura y presión
MF	Factor de magnificación
γ	Fotón gamma
F(r,θ)	Función de anisotropía para fuente lineal
Φ_{an}	Función de anisotropía para fuente puntual
g(r)	Función de dosis radial
f_{cm}	Función de energía de rayos gamma
G(r,θ)	Función de geometría
GC	Garantía de calidad

K_r	Kerma en aire de referencia
α	Partícula alfa
β	Partícula beta
T	Período de semidesintegración
τ	Vida media

GLOSARIO

AAPM	Asociación Americana de Físicos en Medicina.
Algoritmo	Conjunto prescrito de instrucciones o reglas bien definidas, ordenadas y finitas que permite realizar una actividad o hallar la solución a un problema mediante pasos sucesivos.
Cuaderno de bitácora	Registro escrito de las acciones que se llevan a cabo en cierto trabajo o tarea.
Calibración	Procedimiento de comparación entre lo que indica un instrumento y lo que debería indicar de acuerdo a un patrón de referencia con valor conocido.
Cámara de ionización	Es esencialmente un capacitor en el cual la corriente de fuga es inducida a través de la acción del haz de radiación.
Cema	Es la energía convertida por unidad de masa, aplicable a radiación directamente ionizante.
DFC	Término que hace referencia a la distancia entre la fuente y la cámara.
Estocástica	Cantidad cuyo valor ocurre aleatoriamente y varía en forma discontinua en el espacio y tiempo. En

principio puede medirse con un error arbitrariamente pequeño.

Dosimetría	Es el cálculo de la dosis de radiación que recibirá el paciente (más o menos detallada por órganos o regiones) con un tratamiento determinado.
Dosis absorbida	Cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un material irradiado.
Electrómetro	Dispositivo de medición de corriente de carga inducida. Es muy sensible, se usa en conjunto con una cámara de ionización.
Exposición	Es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en aire de masa dm quedan completamente frenados en el aire.
Fluencia	Hace referencia a un flujo de partículas o de energía en un área determinada.
Garantía de calidad	Se refiere a las acciones planificadas y sistematizadas que garantizan que una estructura, o componente se comporte satisfactoriamente.
HDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una alta tasa de dosis de radiación.
Implante de braquiterapia	Consiste en colocar fuentes de radiación en un tumor o lugar de tratamiento con el fin de eliminar el tumor.

Kerma	Energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa, incluyendo la energía por pérdida radiactiva y excluyendo la energía que pasa de una partícula cargada a otra.
LDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una baja tasa de dosis de radiación.
LSCD	Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica.
MgRaeq	Miligramos de radio equivalente, es aquella masa de radio 226 filtrada por 0.5 mm de platino que produce la misma tasa de kerma en aire que la fuente en cuestión.
No estocástica	Cantidad cuyo valor, en principio puede predecirse por cálculos y varía de forma continua en el espacio y tiempo.
OIEA, IAEA	Organismo Internacional de Energía Atómica.
OMS	Organización Mundial de la Salud.
PMMA	Polimetilmetacrilato, material utilizado para simular las propiedades del cuerpo humano, al utilizar radiaciones.
Radiometría	Se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética.

Radionúclido	Es un átomo con un núcleo inestable, caracterizado por exceso de energía disponible.
SCF	Hace referencia a un sistema de coordenadas fijo.
SCP	Hace referencia al sistema de coordenadas del paciente.
SFD	Hace referencia a la distancia desde la fuente radiactiva hasta la película radiográfica.
TECDOC	Documento Técnico.
TPS	Sistema de planificación de tratamientos computarizado usado en radioterapia.
TRS	Hace referencia a una serie de reportes técnicos, emitido por el OIEA.

RESUMEN

La radioterapia es de gran importancia en su aplicación para el tratamiento del cáncer; y para garantizar la óptima aplicación de sus protocolos y procedimientos, se auxilia de un programa de garantía de calidad basado en protocolos y normas de carácter mundial.

En este trabajo se hace una revisión de los principios de la radiación, su dosimetría y su aplicación en la braquiterapia, así como de un programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle" describiendo y aplicando diferentes pruebas para garantizar la calidad de la planificación de un tratamiento de braquiterapia, asegurando el correcto funcionamiento del sistema de planificación utilizado para este fin.

El trabajo está estructurado en cinco capítulos: el primer capítulo trata los aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, incluyendo la especificación de las fuentes y las fuentes usadas en braquiterapia. El segundo capítulo, describe la dosimetría de las fuentes de braquiterapia y las rutinas utilizadas en el sistema de planificación de tratamiento. El capítulo tres, estudia los elementos de un programa de garantía de calidad que se implementan en el capítulo cuatro, por medio de ocho pruebas de garantía de calidad realizadas al sistema de planificación de braquiterapia del Instituto Nacional de Cancerología (INCAN).

En el capítulo cinco se introduce de forma novedosa un método moderno de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia, sugerida por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, llamado formalismo TG-43.

OBJETIVOS

General

Implementar un programa de garantía de calidad al sistema de planificación de tratamiento de braquiterapia, en el Instituto de Cancerología y Hospital “Dr. Bernardo del Valle”.

Específicos

1. Implementar y realizar correctamente las pruebas necesarias que garanticen el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia del sistema de planificación.
2. Describir y realizar correctamente las rutinas en la planificación de un implante de braquiterapia usando el sistema de planificación.
3. Implementar la especificación de fuentes recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, el formalismo TG-43, para actualizar las unidades de medida utilizadas en braquiterapia.
4. Minimizar la probabilidad de que ocurra un accidente radiológico debido a errores en el sistema de planificación.
5. Conocer las características físicas de la radiación y las fuentes de radiación utilizada en braquiterapia.

INTRODUCCIÓN

El cáncer es una enfermedad que cada día agobia más a la población y es una de las principales causas de muerte en todo el mundo, la Organización Mundial de la Salud calcula que, 84 millones de personas morirán de cáncer entre 2005 y 2015.

El objetivo principal al tratar el cáncer es destruir las células cancerosas sin exceder el nivel de tolerancia de las células sanas circundantes, los nuevos equipos de tratamiento que se producen en radioterapia, tienen como finalidad alcanzar ese objetivo de manera simple y eficaz.

El cáncer de cérvix es el tipo de cáncer más común en el sexo femenino en Guatemala, en las últimas estadísticas del Instituto de Cancerología, se observa que en un año, se atendieron 783 casos de cáncer de cérvix. El tratamiento de esta patología se hace con radioterapia externa, con braquiterapia o una combinación de ambos métodos, y para su tratamiento, tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora.

Los sistemas de planificación de tratamiento computarizado contienen módulos de software para diferentes formas de tratar el cáncer, estos pueden ser; radioterapia de intensidad modulada (IMRT), radioterapia conformada (CRT), radioterapia guiada con imagen (IGRT), simulación virtual, braquiterapia, etc. En todos los módulos, es necesario comprobar periódicamente su correcto funcionamiento para mejorar la exactitud en la administración de la dosis de

radiación, y evitar errores que puedan producir un accidente radiológico. El propósito de este trabajo es implementar un método para garantizar el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia en el INCAN.

Tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, cuando esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora, debe comprobarse periódicamente su correcto funcionamiento para evitar errores que puedan conllevar a un accidente radiológico.

La garantía de calidad del funcionamiento de los sistemas de tratamiento computarizado a tomado relevancia debido a accidentes que se han reportado debido al descuido en el uso de esta herramienta: en el 2000 en Panamá, se introdujo incorrectamente los datos de bloqueos del haz de radiación en el TPS; en 1982, en un hospital de Inglaterra, se suministró dosis menores a las necesarias para el tratamiento cuando se introdujo el uso del TPS en vez del cálculo manual; en 1987 al sustituirse una fuente de cobalto 60 en un hospital de Maryland, Estados Unidos, el físico encargado no actualizó correctamente los datos en el TPS. La garantía de calidad de este sistema, permite asegurar que las dosis calculadas en puntos de interés son correctas.

El presente trabajo consta de cinco capítulos, el primero trata de aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, haciendo énfasis en las características físicas de las fuentes de radiación utilizadas en braquiterapia.

En el capítulo dos se estudia la dosimetría de las fuentes de radiación en braquiterapia, tomando como base el formalismo de cálculo de dosis TG-43, considerado el modelo más completo disponible actualmente. También se

describen las rutinas que realiza el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus en la planificación de un implante de braquiterapia.

En el tercer capítulo se describen los elementos de un programa de garantía de calidad en braquiterapia, específicamente del sistema de planificación de tratamientos de braquiterapia.

El capítulo cuatro, trata sobre el programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle"; este programa se hizo implementando ocho pruebas que verifican la exactitud de los cálculos del sistema y que esta exactitud se mantenga en el tiempo, estas pruebas deben realizarse en intervalos de tiempo específicos.

Finalmente, en el capítulo 5, se introdujo el formalismo de cálculo de dosis TG-43 para su implementación en el hospital y se calculó detalladamente la dosis en puntos de interés en un paciente real. En los anexos se incluyen dos formularios, uno para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia y otro para la verificación de la intensidad de las fuentes de braquiterapia, también se incluye una tabla de factores de anisotropía para las fuentes de cesio 137 utilizadas en el INCAN.

1. ASPECTOS TEÓRICOS

En este primer capítulo, se introducen varios conceptos necesarios para los próximos capítulos de este trabajo. Se hace énfasis en las especificaciones de las fuentes de radiación en braquiterapia y sus esquemas de decaimiento.

1.1. Radiación

Se aplica el término radiación a la emisión y propagación de energía a través del espacio o por un medio material. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.1.1. Radiación ionizante

Es la radiación que puede ionizar la materia directa o indirectamente. La radiación que ioniza directamente (partículas cargadas) deposita su energía en el medio por medio de la interacción de Coulomb entre la partícula cargada directamente ionizante y los electrones orbitales de los átomos en el medio. La radiación que ioniza indirectamente (neutrones y fotones (rayos X y rayos γ)), deposita su energía en el medio por medio de dos procesos:

- En el primer proceso, una partícula cargada es liberada en el medio (los fotones liberan electrones o positrones, los neutrones liberan protones o iones pesados)
- En el segundo proceso, las partículas cargadas liberadas depositan su energía en el medio a través de interacciones de Coulomb con electrones

orbitales de los átomos en el medio. (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

1.1.2. Tipos de radiación ionizante

Las radiaciones ionizantes generalmente se caracterizan por su capacidad para excitar e ionizar átomos de la materia con la que interacciona. Entre los tipos de radiación ionizantes están: rayos gamma, rayos X, electrones, neutrones y partículas cargadas pesadas.

1.2. Radiometría

La radiometría se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética. Las mediciones sobre la radiación o investigaciones de los efectos de la radiación requieren de varias especificaciones del campo de radiación en puntos de interés.

Varias cantidades y unidades han sido definidas para describir los haces de radiación, las siguientes cantidades son usadas para describir un haz de radiación mono energético ionizante: fluencia de partículas, fluencia de energía, tasa de fluencia de partículas y tasa de fluencia de energía.

1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia

Numerosas recomendaciones internacionales indican la conveniencia de especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia en unidades de tasa de kerma en aire; tanto en los certificados de los laboratorios de calibración, como en los sistemas de planificación y en la prescripción y documentación de los tratamientos, aunque en la práctica clínica se prefiere usar Grays.

La intensidad de kerma en aire, está definida como el producto de la tasa de Kerma aire en aire $K_{(air)air}$ y el cuadrado de la distancia entre el punto de calibración y el centro de la fuente en el eje bisector de la misma. (IAEA. Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia. 2004). Se simboliza como S_K y sus unidades son: $[S_K]=\mu Gy\cdot m^2\cdot h^{-1}= cGy\cdot cm^2\cdot h^{-1}$.

La cantidad recomendada para la especificación de fuentes de rayos gamma es la tasa de referencia de kerma en aire, la cual para fuentes lineales tipo alambre o cadenas de semillas de ^{192}Ir se emplea la cantidad: intensidad lineal de kerma en aire, definida como la S_K por unidad de longitud de la fuente. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

1.3.1. Actividad

La actividad se define como el número de desintegraciones por unidad de tiempo de un isótopo radiactivo; dado que la desintegración no tiene unidades, la actividad es medida en s^{-1} . La unidad de la actividad es el Becquerel, $1(Bq)=s^{-1}$, aunque por muchos años (y se usa a veces en la actualidad) su unidad fue el Curio (Ci).

$$1 Ci = 3,70 \times 10^{10} Bq \quad (1.1)$$

De lo anterior, la magnitud de la fuente de cualquier radionúclido puede ser especificado en submúltiplos de Ci (en la práctica clínica se prefiere el mCi).

La tasa de exposición \dot{X} a cualquier punto particular es proporcional al producto de la actividad, su constante de razón de exposición e inversamente proporcional a d^2 . (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010):

$$\dot{X} = \Gamma \frac{A}{d^2} \quad (1.2)$$

donde A es la actividad y \dot{X} la constante de razón de exposición. Sin embargo, se puede introducir errores en este método debido a que se debe aplicar correcciones para la fuente y filtración de las paredes y que la constante de razón de exposición no se puede conocer exactamente. Cabe mencionar que, la exactitud de la constante de razón de exposición depende del conocimiento exacto de los datos espectroscópicos y los coeficientes de absorción relevante. (Faiz Khan The physics of radiation therapy. 2010).

1.3.2. Tasa de exposición de referencia

El Consejo Nacional sobre Protección Radiológica y Mediciones (NCRP) de Estados Unidos, recomienda que la magnitud de cualquier emisor \dot{X} deba ser especificada directamente en términos de razón de exposición en aire a una distancia específica tal como 1 metro.

Esta especificación puede llevarse a cabo simplemente midiendo la razón de exposición en aire libre a una distancia suficientemente grande que la fuente pueda ser tratada como puntual. Una gran distancia minimiza la dependencia de la calibración sobre la construcción de la fuente y el detector, esto debido a que ambos pueden ser tratados como puntuales. Además, el efecto de la transmisión oblicua de los rayos \dot{X} a través de la cápsula de la fuente se vuelve despreciable.

Loevinger (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981), recomienda la calibración de las fuentes de braquiterapia en términos de dosis absorbida en agua cerca de la fuente. Sin embargo, tal

calibración no está disponible comúnmente, por lo que el método de razón de exposición lejos de la fuente sigue siendo el método más apropiado.

La cantidad recomendada para la especificación de las fuentes gamma es la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$

1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia

La tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$, está definida por la Comisión Internacional en Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia de 1 metro, corregida para los efectos de atenuación y dispersión; tiene como unidades Gy/s aunque es más conveniente usar $\mu\text{Gy/h}$ para LDR y mGy/h para HDR.

La Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) recomienda especificar la emisión de fotones de una fuente en términos de la intensidad de kerma en aire (*air-kerma strength*) S_K . La relación entre $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$ y S_K está dada por:

$$S_K = (\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}} d_{\text{ref}}^2 \quad (1.3)$$

donde d_{ref} es la distancia de referencia para donde la tasa de kerma en aire es definida (1m). Claramente, la intensidad de kerma en aire y la tasa de kerma en aire son numéricamente iguales y se diferencian únicamente por sus unidades, de este modo, la denominada intensidad de kerma en aire viene dado por $1\text{U} = 1\mu\text{Gym}^2/\text{h} = 1\text{cGycm}^2/\text{h}$ recomendada por el TG 43. (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981).

Antiguamente se usaban las cantidades miligramo de radio equivalente y Actividad aparente para la especificación de las fuentes de braquiterapia, en el aún se usa la primera de éstas, y con este trabajo se sugiere su actualización.

1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia

A partir del descubrimiento del elemento radio, este fue el más utilizado en braquiterapia; sin embargo, los radioisótopos artificiales ofrecen ventajas especiales en algunas situaciones debido a: la energía de sus rayos γ , flexibilidad de las fuentes, tamaño de las fuentes y vida media.

Tabla I. **Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia**

radionucleido	Vida Media	Energía del fotón	Valor medio de la capa (mm de plomo)
^{226}Ra	1600 años	0,047-2,450 (0,83 avg)	8,0
^{222}Rn	3,83 días	0,047-2,45 (0,83 avg)	8,0
^{60}Co	5,26 años	1,17 1,33	11,0
^{137}Cs	30 años	0,662	5,5
^{192}Ir	74,2 días	0,136-1,06	2,5
^{198}Au	2,7 días	0,412	2,5
^{125}I	60,2 días	0,028 avg	0,025

Fuente: Faiz, Khan. The physics of Radiation Therapy. p. 355.

La tabla I, muestra las fuentes usadas comúnmente en braquiterapia así como sus propiedades físicas relevantes.

A continuación se describen las características de los isótopos radiactivos de mayor importancia en braquiterapia: radio (Ra), cesio 137 (Cs-137), cobalto 60 (Co-60), iridio 192 (Ir-192) y oro 198 (Au-198).

1.4.1. Radio (Ra)-226

Es el sexto miembro de la serie del uranio, la cual empieza con $^{238}_{92}\text{U}$ y finaliza con el isótopo $^{286}_{82}\text{Pb}$. El radio se desintegra con una vida media de 1620 años para formar radón.



El núcleo de radón producido es un gas inerte que se desintegra en otro producto hijo. Como resultado del proceso de decaimiento a partir del radio hasta el plomo estable, se producen al menos 49 rayos γ con energías en el rango desde 0,184 a 2,45 MeV. La energía media de los rayos γ es 0,83 MeV. (Philip Mayles; Alan Nahum; Jean-Claude Rosenwald. Handbook of radiotherapy physics. 2007).

Una filtración de al menos 0,5 mm de platino que conforma la cápsula de la fuente, es suficiente para absorber todas las partículas α y la mayoría de las partículas β emitidos por el radio y sus productos hijos. Solo rayos γ son usados para terapia.

1.4.2. Cesio-137

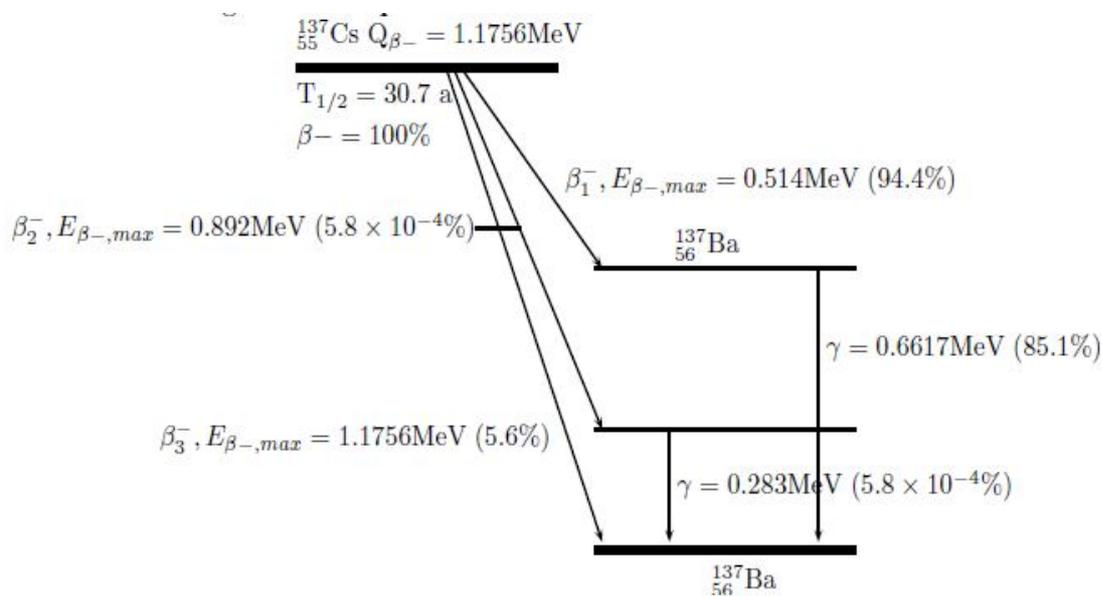
El cesio es un radioisótopo emisor de rayos γ el cual es usado como un sustituto del radio en braquiterapia intersticial e intracavitaria. Este se provee en forma de polvo insoluble o micro esferas de cerámica doblemente encapsuladas

en agujas de acero inoxidable y tubos. El cesio 137 es usado ampliamente para tratamientos de cáncer ginecológico y son implantados manualmente.

El cesio 137 emite rayos γ de energía 0,662 MeV, el esquema de decaimiento en la figura 1 muestra que el cesio 137 se transforma en Ba-137 por un proceso de decaimiento β^- pero el 93,5% de las desintegraciones son seguidas de rayos γ a partir del estado meta estable del Ba-137.

Las partículas β y los rayos x característicos de baja energía son absorbidos por el material de acero inoxidable, de esta forma, la fuente para uso clínico es un emisor de rayos γ puro.

Figura 1. Esquema de decaimiento del cesio 137



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 153.

La constante de razón de exposición Γ_{δ} para cesio 137 no filtrado es 3,26 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ comparando este valor con Γ_{δ} de radio filtrado que es 8,25 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ para 0,5 mm Pt, el factor de conversión es

$$\frac{8,25}{3,26} = 2.53 \text{mCi de Cs-137/mg de Ra-226} \quad (1.5)$$

sin embargo, a lo largo del eje transversal de fuentes clínicas, (cesio con 0,5 mm de acero y radio con 0,5 mm de filtración generalmente) el factor de conversión medio ha sido calculado como 2,55 para agujas de cesio y 2,59 para tubos de cesio 137. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.4.3. Cobalto-60

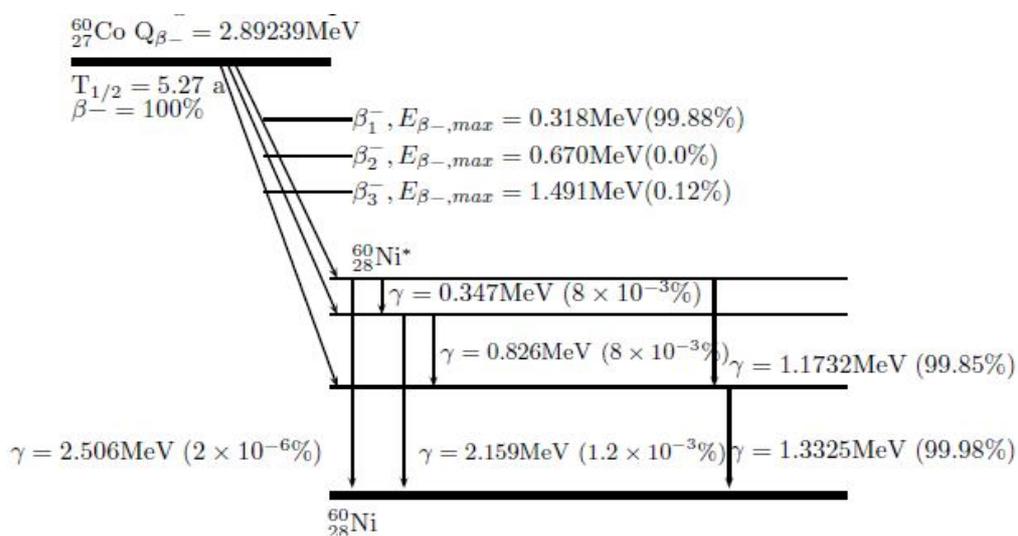
Debido a la alta actividad específica, el Co-60 es apropiado para la fabricación de fuentes pequeñas de alta actividad y se ha usado principalmente para sustituir al Ir-192 para braquiterapia ginecológica.

El Co-60 sufre decaimiento β^- al estado excitado de Ni-60 como se muestra en la figura 2. La des-excitación al estado estable del Ni-60 se ocurre principalmente por la emisión de rayos gamma que tienen dos líneas de energías dominantes de 1,1732 y 1,332 MeV, ambos con una intensidad absoluta de aproximadamente 100%. En promedio se emiten dos fotones por desintegración. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

Los principales rayos β^- tienen una energía máxima de 0,318 MeV, una energía media de 0,096 MeV y una intensidad absoluta de 99,88%. Los rayos beta de alta energía, tienen una energía máxima de 1,491 MeV y una energía media de 0,626 MeV con una probabilidad de emisión de 0,12%.

Debido a la relativamente baja energía de los electrones emitidos, su filtración puede alcanzarse fácilmente debido al mismo material del cobalto o con finas capas de encapsulado.

Figura 2. **Esquema de decaimiento del cobalto 60**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 150.

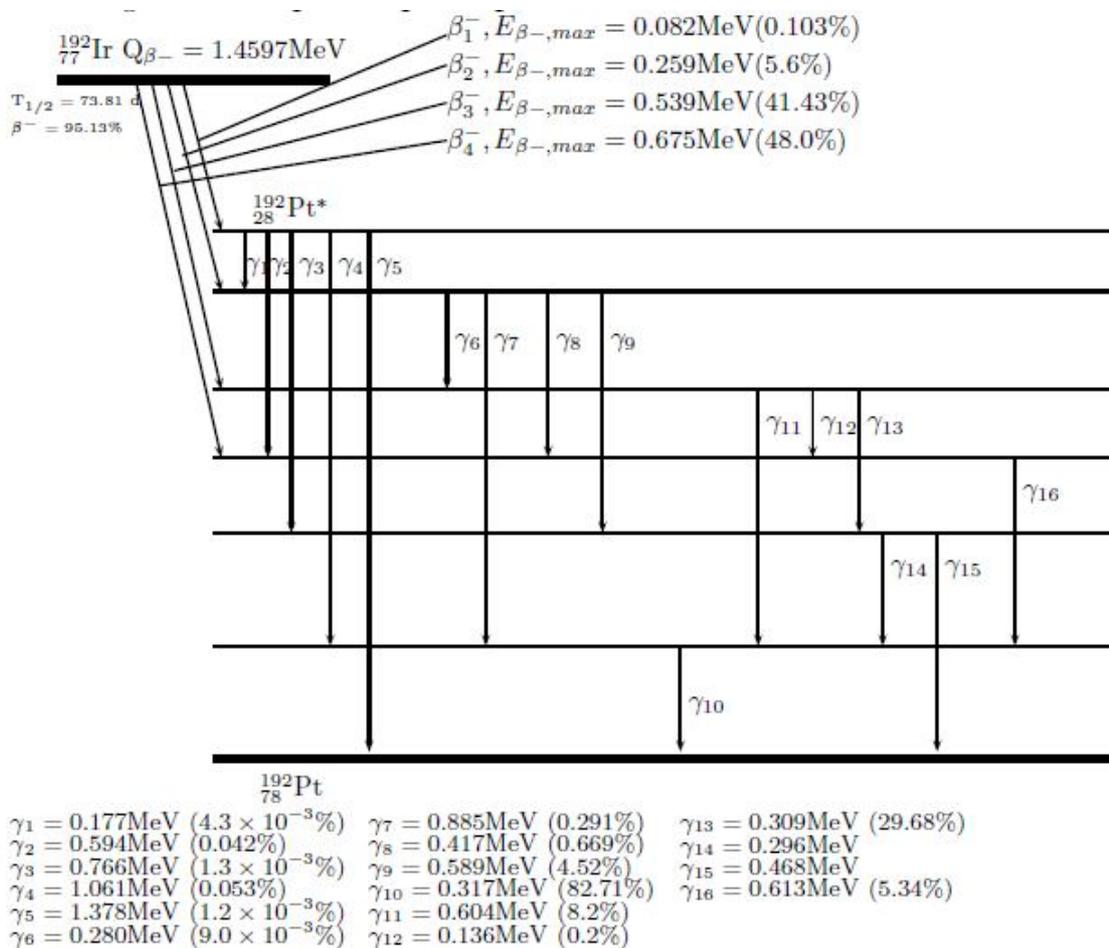
El Co-60 es más caro de producir que el Cs-137. Debido a que el Co-60 tiene una vida media de 5,27 años, tiene importantes ventajas en cuanto a costos comparado con fuentes de iridio 192, las cuales debido a su corta vida media, de 73,8 días, deben reemplazarse más a menudo. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010)

1.4.4. Iridio 192

Las fuentes de iridio son fabricadas en forma de delgados alambres flexibles y pueden ser cortadas a las longitudes deseadas, también se usan

comúnmente cintas de nylon que contienen semillas de iridio de 3 mm de longitud y 0,5 mm en diámetro con una separación de 1 cm entre sus centros. Ambas formas, de alambre y de cintas de semillas son muy adecuadas para la técnica de carga remota.

Figura 3. Esquema principal de decaimiento del iridio 192



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 158.

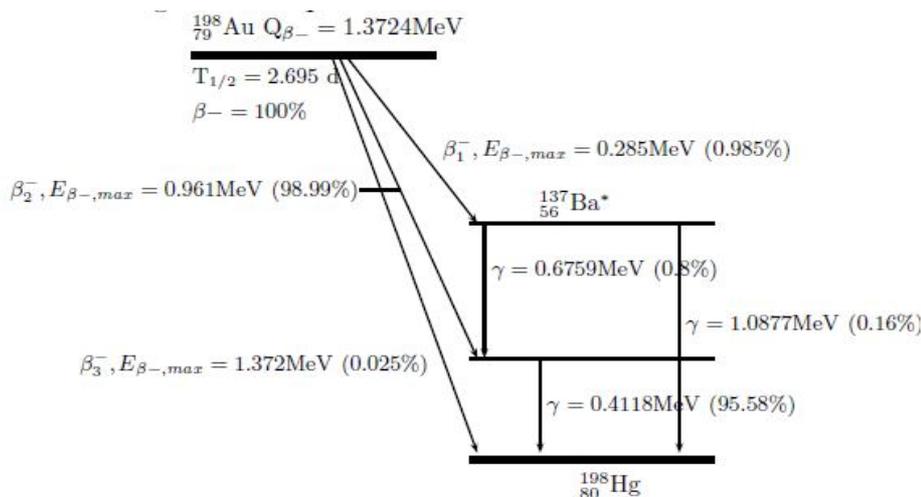
El iridio 192 tiene un espectro de rayos γ complicado con una energía media de 0,38 MeV; debido a esto, estas fuentes requieren menos blindaje para la protección del personal. La figura 3 muestra el esquema de decaimiento del iridio 192.

La desventaja del iridio es su corta vida media (74,2 días), no obstante su vida media es larga comparada con el tiempo de tratamiento promedio por lo que las fuentes pueden ser usadas para implantes no permanentes. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.5. Oro 198

Estas fuentes son en forma de semillas o granos que consisten en un isótopo radiactivo de oro (Au-198), el Au-198 es usado en implantes intersticiales y ha sido usado en implantes permanentes.

Figura 4. Esquema de decaimiento del oro 198



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 155.

El oro 198 tiene una vida media de 2,7 días y emite rayos γ monoenergéticos de 0,412 MeV de energía, también emite rayos β de una energía máxima de 0,96 MeV pero son absorbidos por una capa de platino de 0,1 mm que rodea las semillas. Una semilla de oro es generalmente de 2,5mm de longitud con un diámetro externo de 0,8mm.

Debido a la baja energía de sus rayos γ , la protección del personal es más fácil de manejar que en el caso del radón. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia

Fuentes de rayos beta son usadas principalmente en lugares donde la braquiterapia está más avanzada. Estas fuentes son:

- Estroncio 90 que decae en itrio 90, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides.
- Rutenio 106 que decae en rodio 106, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides y retinoblastomas.
- Itrio 90, fuentes de alambre son producidas para usarse en braquiterapia intravascular para prevenir la re estenosis.
- Fósforo 32, actualmente se producen fuentes de alambre de fósforo 32 para tratamiento intravascular para prevenir la re estenosis¹.

¹ Reparación de un estrechamiento u obstrucción de una arteria tras un procedimiento intervencionista

La ventaja de este tipo de fuentes es que la actividad está localizada muy cerca del objetivo, de esta forma se requiere menor actividad para alcanzar la razón de dosis deseada que con una fuente lineal.

1.4.7. Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia

Actualmente los dos radionúclidos que emiten fotones de baja energía (energía media <100 keV) son usados para braquiterapia intersticial y aplicadores superficiales: yodo 125 y paladio 103.

El uso de estos nucleídos y el número de nuevos diseños de fuentes en el mercado incrementa rápidamente. Todas estas fuentes son de forma cilíndrica, encapsuladas en titanio con un diámetro externo de 0,8 mm y longitud de 4,5 mm. Se han diseñado otros dos de prototipos fuentes de fotones de baja energía, iterbio-169 y samario-145 y en algunos casos se han usado para terapia. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004)..

Fuentes de paladio 103 son usadas principalmente en implantes permanentes (por ejemplo, tumores de próstata) como alternativa al yodo 125.

2. LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA

En la práctica de la braquiterapia, es importante considerar los siguientes aspectos: la dosimetría de la radiación, la técnica, el equipo y el personal que interviene y la correcta planificación del implante por medio de un planificador de tratamiento computarizado adecuado. Añadido a esto, la garantía de calidad del sistema de planificación.

2.1. Dosimetría

Dosimetría de la radiación (o simplemente dosimetría) trata de las mediciones de la dosis absorbida o razón de dosis que resulta de de la interacción de la radiación ionizante con la materia. Más ampliamente se refiere a la determinación de esas cantidades así como cualquier otra cantidad radiológicamente relevante tal como exposición, kerma, fluencia, dosis equivalente, energía impartida y otras.

A menudo se mide una cantidad (usualmente la dosis absorbida) y de ella deriva otras por cálculos basadas en relaciones definidas previamente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.2. Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia

Se pueden dividir en dos grupos atendiendo al tiempo de duración de la aplicación: (a) Implantes temporales, si la duración de la aplicación es finita, (b) Implantes permanentes, si la fuente radiactiva se aplica de manera permanente.

Por otra parte, se pueden clasificar atendiendo al modo de carga del material radiactivo en: (a) Implantes de carga inmediata, aquellos en los que el material radiactivo se coloca en el mismo acto de la realización del implante, (b) Implantes de carga diferida, aquellos en los que el material radiactivo no se coloca en el mismo acto del implante, sino después de ubicar al paciente en una sala dedicada a ese fin.

2.2.1. Técnicas de braquiterapia intersticial

Se aplica este término a aquellos implantes en los que el material radiactivo queda colocado en el interior del tejido, atravesando el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: técnica de hilos plásticos, técnica de agujas vectoras, técnica de agujas hipodérmicas, técnicas de horquillas vectoras.

2.2.2. Técnicas de braquiterapia intracavitaria

Este término se aplica a aquellos implantes en los cuales el material radiactivo queda colocado en el interior de cavidades naturales del organismo, en contacto con el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: aplicadores rígidos (tipo Fletcher), aplicadores flexibles (tipo Delouche), moldes vaginales (tipo Chassagne).

2.3. Modelos de cálculos de dosis

Un método muy antiguo aunque aún usado en muchos hospitales, es usar un sistema que utiliza tablas que dan la dosis impartida por miligramo de radio equivalente por hora (mgRaeq/h) como una función del volumen o área a tratar.

Actualmente se usan nuevos métodos como el TG-43, el uso de la integral de Sievert directamente o tablas de dosis pre calculadas.

El protocolo TG-43 es un modelo de cálculo de dosis modulada y es considerado el modelo más completo disponible actualmente, fue introducido en 1995 y actualizado en 2004 por la AAPM y permite calcular la distribución de dosis de manera bidimensional, alrededor de una fuente con simetría cilíndrica.

2.4. Formalismo de dosimetría según el TG-43

El formalismo del AAPM TG-43, puede considerarse como el formalismo más completo disponible actualmente, pues introduce e incorpora constantes de razón de dosis y varios parámetros dosimétricos que dependen del diseño específico de la fuente.

El formalismo TG-43, es un formalismo consistente, simple para implementar, y se basa en un pequeño número de parámetros que pueden obtenerse de cálculos de distribución de razón dosis alrededor de una fuente en un medio equivalente de agua, por medio de simulaciones hechas en Monte Carlo (MC) o por mediciones en ese medio. Esto incrementa la exactitud en los cálculos que se realizan en una clínica, los cuales se realizan siempre en agua y no en el espacio libre (aire).

2.4.1. Concepto básico

Los sistemas de planificación de tratamiento tradicionales, calculan la distribución de dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 por interpolación de tablas conteniendo la razón de dosis o por integrales de Sievert. Sin embargo, algunos sistemas de planificación recientes, tales como el

Varian BrachyVision, y el Theraplan plus 3.8 (de Nordion), han discontinuado el uso de tablas y han implementado el formalismo del protocolo TG-43 como el algoritmo de cálculo dosimétrico en braquiterapia.

En el formalismo de cálculo de dosis TG-43, protocolo dosimétrico recomendado por la AAPM, la razón de dosis de fuentes de braquiterapia es el producto de: la magnitud aire kerma, la constante de razón de dosis, el factor geométrico, la función de dosis radial y la función de anisotropía de la fuente de radiación para el cálculo de dosis.

Para calcular la dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 de una longitud física típica de 2 cm, varios investigadores han usado diversas técnicas como; integración numérica de distribución de dosis de fuentes puntuales, simulaciones con Monte Carlo, mediciones de dosis usando cámaras de iones, diodos y radiografías.

2.4.2. Geometría de la fuente

Todas las fuentes actualmente en uso en braquiterapia tienen una geometría cilíndrica y están construidas con un núcleo activo y un encapsulamiento, de forma que se puede asumir una geometría cilíndrica para la distribución de dosis con respecto al eje longitudinal.

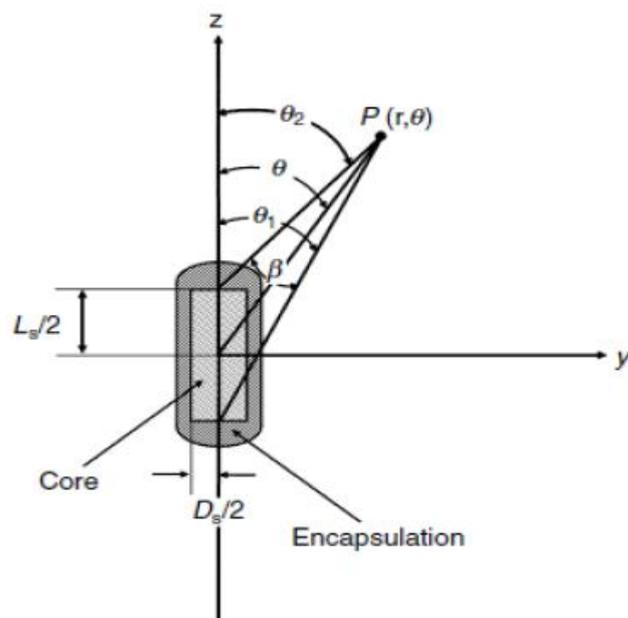
La precisión en los cálculos de dosis alrededor de las fuentes de braquiterapia está limitada por la precisión de los datos dosimétricos y los parámetros de las fuentes usadas, sin embargo, la precisión de tales cálculos depende también de las suposiciones y limitaciones del modelo o formalismo adoptado.

Para el caso de fuentes con geometría cilíndrica, el modelo incluye una anisotropía en la distribución de dosis alrededor de las fuentes, causada por la atenuación y absorción de la radiación por la fuente misma y por su encapsulamiento. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.3. Datos de referencia

Los puntos de referencia (r_0, θ_0) en este reporte se eligen de tal forma que estén en el bisector transverso de la fuente a una distancia de 1 cm desde su centro, es decir, $r_0=1\text{cm}$ y $\theta_0=\pi/2$, como se muestra en la figura 5:

Figura 5. **Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 303.

Esta elección del punto de referencia para el cálculo de dosis en un medio es consistente con la práctica tradicional de usar una distancia de 1 cm desde la fuente como un punto de referencia. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.4. Formalismo TG-43

Inicialmente este formalismo se desarrolló para fuentes de braquiterapia intersticial como I-125, Pd-103 y Ir-192. Sin embargo, este no es un problema para aplicarlo para otras fuentes para braquiterapia intracavitaria como Cs-137 muy usadas aún en implantes ginecológicos. En el formalismo TG-43 la razón de dosis en el punto (r, θ) se escribe como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (2.1)$$

donde S_k es la intensidad de kerma en aire (descrita en la sección 2.4.11); Λ es la constante de razón de dosis (descrita en la sección 2.4.7); $G(r, \theta)$ es el factor de geométrico (descrito en la sección 2.4.8); $g(r)$ es la función radial de dosis (descrita en la sección 2.4.9); y $F(r, \theta)$ es la función de anisotropía (descrita en la sección 2.4.10) y $G(1, \pi/2)$ es el factor geométrico a 1 cm a lo largo del eje transversal de la fuente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.4.5. Formulación 2D del TG-43

El TG-43 restringe sus consideraciones a fuentes cilíndricamente simétricas (vea figura 5) para tales fuentes, la distribución de dosis es bidimensional y puede describirse en términos de un sistema de coordenadas polares con su origen en el centro de la fuente donde r es la distancia al punto

de interés y θ es el ángulo con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.6. Aproximación 1D del TG-43

Algunos sistemas de planificación usan el modelo unidimensional isotrópico de una fuente puntual para calcular la distribución de dosis. En esta aproximación, la dosis depende solo de la distancia radial desde la fuente, la contribución de la razón de dosis en tejido debido a cada semilla puede aproximarse por el promedio de la distribución de la razón de dosis a una distancia específica r sobre el rango total de orientación posible, el cual se calcula sobre una esfera de radio r .

$$\dot{D}(r) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{4\pi} \dot{D}(r, \theta, \phi) d\Omega \quad (2.2)$$

donde $d\Omega = \sin \theta d\theta d\phi$ es el ángulo sólido.

Debido a la simetría cilíndrica de la distribución de dosis para todas las fuentes tratadas por el protocolo TG-43, se tiene que (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994):

$$\dot{D}(r) = \frac{S_K \Lambda}{r^2} g(r) \phi_{an}(r) \quad (2.3)$$

donde $\phi_{an}(r)$ es el factor de anisotropía; el factor de anisotropía es la proporción de la razón de dosis a una distancia r , promediada con respecto a un ángulo sólido.

2.4.7. Constante de razón de dosis

La constante de razón de dosis Λ , tanto para la formulación 2D del TG-43 como para la aproximación 1D del TG-43, se define como la razón de dosis en agua a una distancia de 1 cm sobre el eje transversal por unidad de magnitud kerma en aire de la fuente en agua:

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_K} \quad (2.4)$$

con unidades $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$, incluye el efecto de la geometría de la fuente, distribución espacial de la radiactividad dentro la capsula, filtración de la fuente y dispersión en agua circundante a la fuente ($1\text{U}=1\mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1}$). (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994). En la tabla II se muestra la constante de razón de dosis para varias fuentes de Cs-137.

Tabla II. **Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias**

Tipo de fuente	RTR		
	3M	Amersham	(pre-1982)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,968	0,977	0,952
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,999	7,063	6,881
Tipo de fuente	RTR	CIS-US	CIS-US
	(post-1982)	(2 seed)	(3 seed)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,948	0,853	0,902
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,850	6,164	6,517

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 481.

2.4.8. Factor geométrico

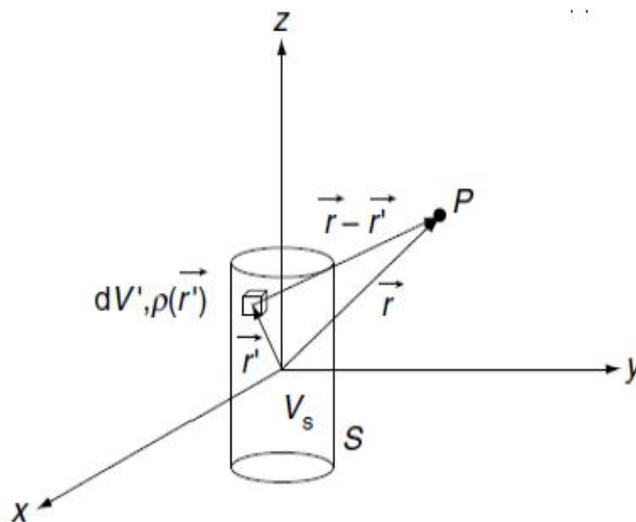
El factor geométrico considera la variación de la dosis relativa debido a la distribución espacial de la actividad dentro de la fuente e ignora los efectos de filtración, atenuación y dispersión. Este factor se define como:

$$G(r, \theta) = \frac{\int \rho(\vec{r}') dV' / |\vec{r} - \vec{r}'|^2}{\int \rho(\vec{r}') dV'} \quad (2,5)$$

donde, asumiendo que la radiactividad se distribuye uniformemente a lo largo de la fuente de longitud L_s .

La figura 6, muestra gráficamente la posición de un punto desde una fuente cilíndrica:

Figura 6. **Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 299.

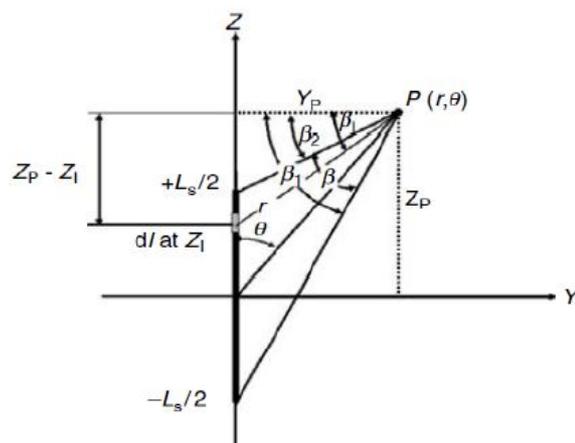
Luego de resolver las integrales, el factor geométrico es:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta_1 - \beta_2}{L_s r \sin \theta} = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \quad (2.6)$$

donde L es la longitud activa de la fuente y β es el ángulo subtendido por el punto de interés P(r, θ) y los dos extremos de la fuente activa, el cual está dado en radianes. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). El ángulo β se muestra en la figura 7 y está dado por:

$$\begin{aligned} \beta &= \theta_2 - \theta_1 \\ &= \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right) \end{aligned} \quad (2.7)$$

Figura 7. **Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 311.

Para una fuente puntual, la función geometría se reduce a:

$$G(r, \theta) = G(r) = \frac{1}{r^2} \quad (2.8)$$

2.4.9. Función radial de dosis

La función de dosis radial $g(r)$, define la caída de razón de dosis a lo largo del eje transversal de la fuente debido a la absorción y dispersión en el medio circundante. Esta cantidad también está influenciada por filtración de fotones por el encapsulamiento y material de la fuente. Para una fuente puntual la función de dosis radial es definida como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r)}{\dot{D}(r_0)} \cdot \frac{r^2}{r_0^2} \quad (2.9)$$

donde $r_0=1$ cm de la fuente. En el caso de fuentes cilíndricas, el protocolo TG-43 define la función radial de dosis $g(r)$ como:

$$g(r) = \left(\frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)} \right) \left(\frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \right) \quad (2.10)$$

que es la dependencia radial del valor de la razón de dosis en el ángulo polar de referencia $\theta=\theta_0$, a lo largo del eje y transversal corregido por el efecto relacionado con la distancia usando la corrección del inverso del cuadrado de la distancia, que resulta del volumen finito de la fuente por el factor geométrico. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

De acuerdo con esto, el valor de la función radial de dosis a una distancia de referencia $r_0=1,0$ cm es por definición para cualquier fuente $g(r_0)=1,0$.

2.4.10. Función de anisotropía

La función de anisotropía $F(r, \theta)$ toma en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente (distribución angular de dosis), la cual incluye los efectos de absorción y dispersión en el medio. Se define como:

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta)G(r, \pi/2)}{D(r, \pi/2)G(r, \theta)} \quad (2.11)$$

La función de anisotropía es más dependiente del diseño de la fuente que la función radial de dosis, pues depende directamente de la función geometría.

2.4.11. Intensidad de kerma aire

El protocolo TG-43 actualizado en el 2004 elimina la actividad aparente para la especificación de la magnitud de la fuente y revisa la definición de la intensidad kerma en aire S_K .

La intensidad kerma en aire se define ahora como la razón aire kerma en el vacío $(\dot{K}_\delta(d))_{vac}$ y se atribuye a todos los fotones de energía mayores que una energía límite δ expresada en keV a una distancia d desde el centro de la fuente, la distancia d puede ser cualquier distancia relativamente mayor a la dimensión máxima de la fuente y el detector.

El hecho de considerar la energía límite δ en la definición de la intensidad de la fuente, hace que la razón aire kerma en el vacío sea consistente con la razón de dosis en agua debido al hecho de que los fotones con energía por debajo de este valor límite, no tendrán una contribución significativa a la razón

de dosis en agua y por consiguiente, su contribución a la razón aire kerma también se excluye, también se derivan valores consistentes para la constante de razón de dosis Λ . (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

2.5. Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota

Este equipo tiene las siguientes ventajas:

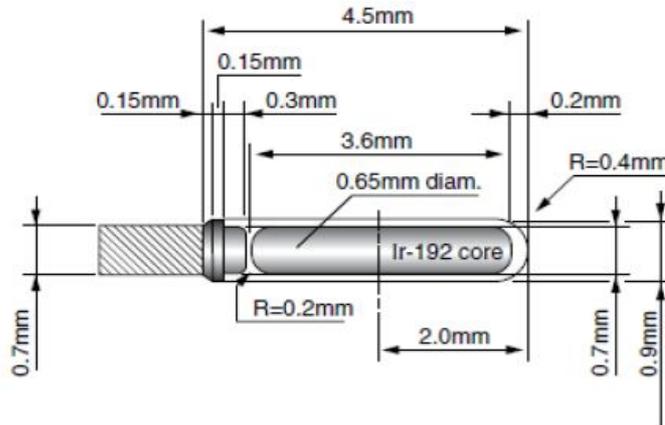
- Mayor facilidad de conseguir una distribución de dosis optimizada
- Aseguramiento de la calidad del procedimiento
- El tratamiento se realiza de manera ambulatoria, sin hospitalización
- Procedimiento indoloro
- Evita la anestesia general
- Mayor protección radiológica del personal ocupacionalmente expuesto

2.5.1. Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron

Es un equipo especial llamado microSelectron HDR de Nucletron, que consta de: un sistema computarizado de planificación tridimensional con software Plato 3D, un dispositivo automático de carga remota que posiciona la fuente de alta tasa de dosis de iridio radiactivo diseñado por computadora por el físico, y aprobado por el médico, monitoreo continuo de la posición de la fuente radiactiva y su desplazamiento programado para suministrar la dosis terapéutica con mínimo compromiso de los tejidos sanos adyacentes.

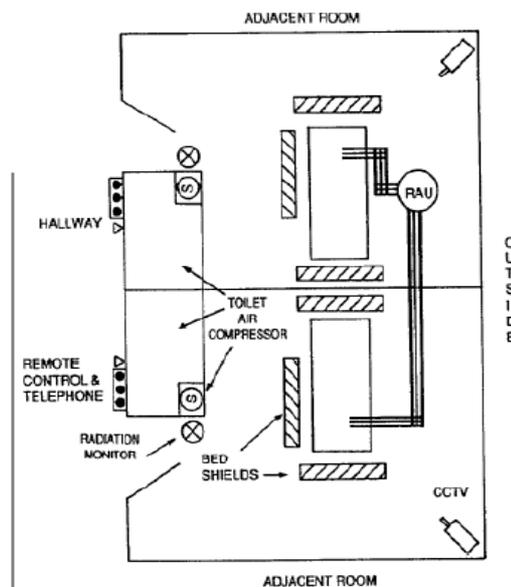
Los implantes de braquiterapia, deben realizarse en cuartos construidos específicamente para este fin, a continuación se muestra el diseño de estas fuentes y de un cuarto de tratamiento de braquiterapia:

Figura 8. **Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 333.

Figura 9. **Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)**



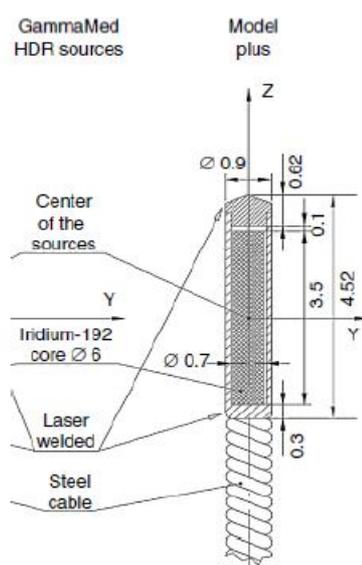
:

Fuente: AAPM. Remote afterloading technology. p. 22.

2.5.2. Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed

Los equipos GammaMed para aplicaciones de braquiterapia cuentan con fuentes de Ir-192 metálicos de configuración cilíndrica con diámetro externo de 0,6 mm y longitud activa de 3,5 mm como se muestra en la siguiente figura:

Figura 10. Diseño de la fuente GammaMed de Ir-192



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 347.

El diámetro de la cápsula es de 0,9 mm y su longitud de 4,52 mm de acero inoxidable. Este diseño es muy similar al diseño de las fuentes de MicroSelectron, poseen una actividad nominal de 370 GBq (10 Ci) y una tasa de kerma de referencia en aire de 0,063 Gy/h ($\pm 5\%$) para 555 GBq a 1 m. El esquema de decaimiento del Ir-192 se muestra en la figura 3.

En la actualidad, los sistemas en Estados Unidos están sujetos a restricciones reguladoras de uso a 10 Ci o menos exclusivamente. La unidad ha

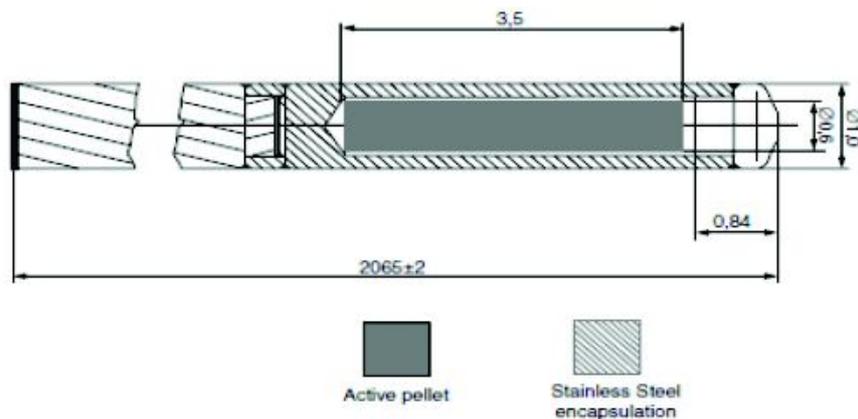
sido certificada hasta 15 Ci; en el exterior de Estados Unidos pueden instalarse y emplearse fuentes de actividad más alta.

2.5.3. Fuentes Bebig

La marca Bebig proporciona equipos de postcarga con alta tasa de dosis, creado para tratamiento de cáncer cervical y uterino, entre otras patologías, con un sistema de planeación integrado, especialmente diseñado para ejecutar un procedimiento rápido, efectivo y de bajo costo.

Bebig cuenta con amplia experiencia en la fabricación de fuentes selladas miniaturizadas con alta actividad, como es el caso del cobalto 60 cuyo diseño se muestra en la siguiente figura:

Figura 11. **Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig**



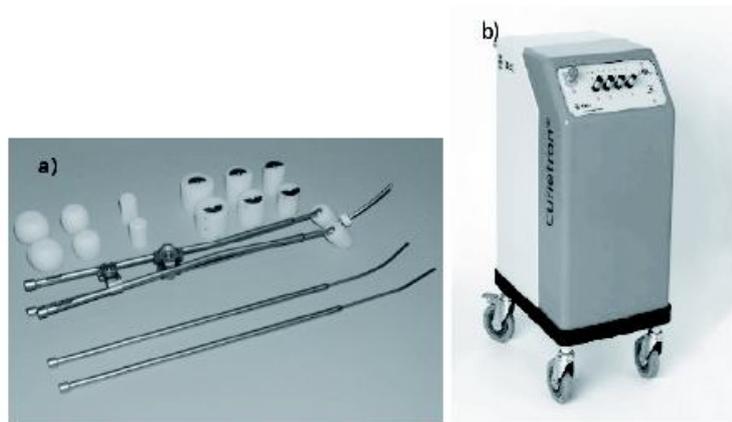
Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 348.

La fuente miniaturizada de Co-60 tiene una vida media significativamente mayor (5,27 años) a la fuente de iridio 192 (74,2 días), resultando en cambios

cada 5 años en comparación de los 4 meses de vida media de la fuente de Ir-192 y con una actividad de 70GBq.

Bebig también cuenta con el Curietron (vea figura 12 (b)) que es una unidad de control remoto de baja tasa de dosis con fuente de cesio 137 para braquiterapia intracavitaria.

Figura 12. **(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curietron**



Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 15.

El Curietron es un sistema especialmente diseñado para tratamiento de cáncer ginecológico como: cervix uterino, endométrio y vagina. El Curietron soporta gran variedad de técnicas de aplicación como Fletcher (vea figura 12 (a)), Delouche y Chassagne.

La tabla III muestra las características de las fuentes usadas por el Curietron.

Tabla III. **Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron**

Características		CSM-11	CSM-3	CSM-40
Longitud de la fuente	en mm	5,20	20,30	20,30
Longitud activa por fuente	en mm	3,20	17,20	17,20
Diámetro externo	en mm	1,60	2,65	2,65
Diámetro activo	en mm	0,90	0,90	1,8
Actividad máxima	en mCi	25	75	600
	en MBq	925	2775	22200
Razón aire kerma máximo	en μGyh^{-1}	73,3	219,8	1758,0
Longitud activa por contenedor (min-max)	en mm	5,2-79,7	17,2-78,1	17,2-78,1

Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 25.

2.6. Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN

En la práctica de la braquiterapia, primero se deben introducir datos físicos y de radiación de las fuentes radiactivas en el sistema de planificación de tratamiento (SPT, o TPS por sus siglas en inglés). En esta sección se analizan las rutinas que se usan en el módulo de braquiterapia del TPS, Theraplan Plus, usado en el INCAN.

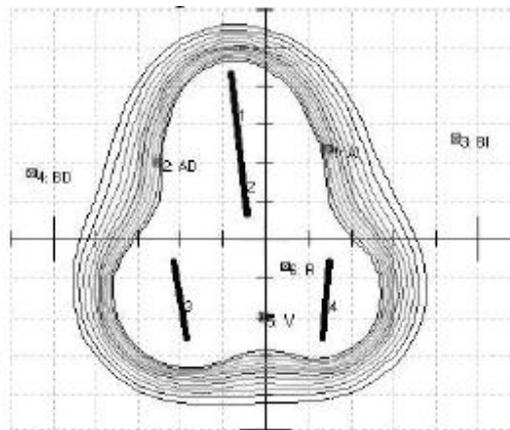
La planificación del tratamiento de braquiterapia, en el INCAN, puede realizarse por seis diferentes algoritmos de reconstrucción de las fuentes localizadas en películas radiográficas, que luego se trasladan por medio de un digitalizador y un ordenador al TPS: reconstrucción ortogonal, reconstrucción de ángulo variable, reconstrucción *stereo shift*, reconstrucción con el isocentro

movido, reconstrucción con 2 películas con plantilla (semi-ortogonal) y reconstrucción con tres películas.

2.6.1. Reconstrucción del implante de braquiterapia

En la reconstrucción de un implante (vea figura 13), por medio de uno de los seis métodos de reconstrucción de la fuente, se usa el digitalizador para ingresar las coordenadas de las fuentes en el sistema a partir de la película de rayos X, aunque puede introducirse manualmente mediante el teclado las coordenadas de las fuentes y puntos de interés.

Figura 13. **Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés**



Fuente: Sistema de Planificación de tratamiento de braquiterapia Theraplan Plus.

Cuando el simulador toma las películas, debe seguir la convención del ICRU 72 para la rotación del gantry, es decir, positivo en el sentido de las agujas del reloj, cuando se mira desde el isocentro, igualmente para la camilla y el colimador. Según el Theraplan plus, el último IEC 1217 Standard, tiene una

definición diferente para la dirección positiva de la rotación de la camilla. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004).

El sistema requiere que el usuario defina el eje Y del paciente, digitalizando puntos en el eje Y positivo, Y negativo y el origen de coordenadas.

2.6.2. Posicionamiento automático

El sistema de planificación de implantes de braquiterapia Theraplan plus, posee varias rutinas de posicionamiento automático para hallar el plano con mejor vista (o plano de cálculo de dosis). Estas rutinas son: mover al centro geométrico; mover al centro de la magnitud de las fuentes; plano de 3 puntos y mejor plano ajustado.

2.6.3. Remover fuentes puntuales duplicadas

El sistema Theraplan plus, tiene la capacidad de remover automáticamente fuentes puntuales duplicadas, esto ha sido diseñado para planes posteriores a implantes permanentes. Esta opción solo sirve para pacientes a quienes se les tomó una tomografía con más de un corte y que se les haya implantado más de una fuente. Esto ayuda a identificar las fuentes en todos los cortes, y tener la certeza de posibles fuentes duplicadas. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.4. Cálculo de dosis para fuentes puntuales

Una vez que la posición de las fuentes de un implante han sido determinadas en un espacio tridimensional y los datos de radiación requeridos

están disponibles en el modelado de la fuente, se puede iniciar el cálculo de dosis y realizar un plan de braquiterapia.

2.6.5. Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43)

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot g(r) \cdot \phi_{an}(r) \quad (2.12)$$

donde $r_0=1\text{cm}$, $g(r)$ es la función de dosis radial (vea sección 2.4.9) y ϕ_{an} es el factor de anisotropía (vea sección 2.4.10). El uso de este factor es opcional. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.6.6. Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot T(r) \cdot \phi_{corr}(r) \quad (2.13)$$

donde, $r_0 = 1\text{cm}$, $T(r)$ es el factor de atenuación por tejido para la distancia r y ϕ_{corr} es un factor de corrección especificada por el usuario para la distancia r . El uso de este factor de corrección es opcional. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.7. Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual

El sistema Theraplan plus, puede calcular la distribución de dosis para cualquier punto en el espacio tridimensional. Sin embargo para un punto muy cercano a una fuente puntual (menor que 2mm), el gradiente de dosis puede ser muy grande y no se pueden obtener datos dosimétricos confiables para verificar la exactitud del cálculo de dosis. En estos casos, el sistema asigna una dosis igual al valor de la dosis en un punto a 2 mm de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.8. Cálculo de la razón de dosis de la fuente

El cálculo de la tasa de dosis de la fuente $S_S(r_0)$ (en cGy/hr), calculado por el Theraplan plus, puede calcularse usando datos de radiación guardados en el apartado: modelado de la fuente, como:

- Intensidad kerma en aire $S_S(r_0)$: se calcula como el producto de la tasa de kerma en aire (U) de la fuente y la constante de razón de dosis.
- Actividad aparente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto de la actividad aparente (en mCi ó MBq), razón de exposición constante ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mCi}$ o $R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{MBq}$) y el factor de conversión (cGy/R).
- Razón de exposición a 1 metro $S_S(r_0)$: es calculada como el producto de la razón de exposición a 1 metro (R/hr) y el factor de conversión (cGy/R).
- Radio equivalente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto del radio equivalente (mgRaeq), razón de exposición constante de radio ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mgRa}$) y el factor de conversión (cGy/R).

Es importante tener en cuenta el decaimiento de la fuente. El sistema de planificación calcula el decaimiento de la fuente, sin embargo, como parte de la garantía de calidad, ésta y la intensidad de la fuente debe verificarse antes de usarse para planificación de braquiterapia (vea sección 4.1.7).

2.6.9. Cálculo de dosis para fuentes lineales

El Sistema de Planificación usa un cálculo de dosis general y simple para determinar la razón de dosis de una fuente lineal en un punto $P(r, \theta)$, la razón de dosis es calculada por el sistema como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (2.14)$$

donde $S_S(r_0, \theta_0)$ es la tasa de dosis de la fuente especificada a una distancia de 1 cm desde el eje transversal de la fuente y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la razón de dosis relativa a una distancia r desde la fuente y θ grados con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

La tabla de razón de dosis relativa al mismo punto al que se especificó la magnitud de la fuente ($r_0=1,0$ cm y $\theta=90$ grados). Se debe crear y guardar una tabla de razón de dosis relativa en el apartado: modelado de la fuente, para cada fuente lineal que se usará en la planificación de braquiterapia.

Cada vez que se necesite, se usará un algoritmo de interpolación para hallar el valor de dosis relativa para aquellos radios y ángulos cuyos valores no se hallan directamente en la tabla de datos inicial. La tasa de dosis de la fuente, para una fuente lineal $S_S(r_0, \theta_0)$ (en cGy/hr), es calculada de manera similar que para fuentes puntuales.

2.6.10. Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal

En los puntos muy próximos a las fuentes, el gradiente es muy alto, por tanto, las dosis no son confiables para verificar el correcto funcionamiento del algoritmo de cálculo de dosis y son irrelevantes en la distribución de dosis en el paciente, por lo que el sistema define una región cilíndrica muy cercana a la fuente lineal y asigna una distribución uniforme a esta región.

El radio r del cilindro, se define como el radio de la fuente lineal o 2 mm. La longitud de medio cilindro se toma como la distancia a un punto a lo largo de la fuente que tiene la misma dosis que un punto perpendicular a la fuente a una distancia r (r cm, 90 grados). Matemáticamente se escribe como.

$$l = \sqrt{\frac{2Lr}{\tan^{-1}(L/2r)} + L^2} \quad (2.15)$$

donde L es la longitud activa de la fuente. Si un punto de cálculo queda dentro del cilindro, el sistema le asigna un valor de dosis igual a la dosis en la superficie del cilindro. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

Este procedimiento de asignación uniforme de dosis se aplica para cálculos de dosis para fuentes lineales en planificaciones de braquiterapia, generación de tablas de razón de dosis relativa para Sievert y aplicación del TG43 en el modelado de fuentes, así como en conversiones polar/cartesiano de la tabla de razón de dosis relativa en el modelado de la fuente.

2.6.11. Cálculo de dosis absoluta

Una vez que el cálculo de tasa de dosis a sido completada, la dosis absoluta total (D_p), puede determinarse multiplicando la tasa de dosis (\dot{D}_p) por el factor de tiempo del implante T:

$$D_p = \dot{D}_p \cdot T \quad (2.16)$$

2.6.12. Factor de tiempo del implante

El usuario debe especificar el tipo de implante (permanente o temporal) para cada fuente en el implante. Si es un implante temporal, se debe especificar el tiempo t del implante (en horas). Para implantes permanentes, el factor de tiempo T (en horas), se reduce al tiempo de vida promedio τ (en horas). (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

$$\tau = \frac{t_{1/2}}{\ln(2)} \quad (2.17)$$

donde $t_{1/2}$ es la vida media de la fuente en horas. Para fuentes que son implantadas temporalmente, si es el tiempo del implante y τ es la vida promedio de la fuente, el factor de tiempo está dado por:

$$T = \tau \cdot (1 - e^{-t/\tau}) \quad (2.18)$$

2.6.13. Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes

Para calcular la dosis absoluta total de un implante de múltiples fuentes en un punto P, se determina la contribución de dosis en el punto, por cada fuente y luego se suman:

$$D_{P,Total} = \sum_{n=1}^{\text{numero de fuentes}} D_{P,n} \quad (2.19)$$

El cálculo de dosis total es independiente del tipo de fuente (puntual o lineal), de la especificación de la fuente y el método de cálculo de la razón de dosis. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

3. GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA

Para proporcionar un tratamiento eficaz y eficiente en braquiterapia, es necesario implementar un programa de garantía de calidad, y con ello garantizar la confiabilidad del sistema de tratamiento.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define la garantía de calidad en radioterapia como: “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima del personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento”².

La Organización Internacional de Estandarización ha definido garantía de calidad como: “Todas las acciones planificadas y sistematizadas necesarias para garantizar de forma inequívoca que una estructura, sistema o componente se comporta satisfactoriamente”³.

La OMS ha justificado la necesidad de cumplir con la garantía de calidad en radioterapia con base a los siguientes argumentos:

- La garantía de calidad minimiza los errores en la planificación de tratamientos y administración de la dosis al paciente, y por tanto; mejora los resultados de la radioterapia, disminuyendo la probabilidad de que la enfermedad reaparezca.

²OMS, Quality assurance in radiotherapy. p. 56. ³ISO-6215-1980.

- La garantía de calidad permite la intercomparación confiable de resultados entre distintos centros de radioterapia, garantizando una dosimetría y administración del tratamiento más uniformes y exactas.
- Las características superiores de los equipos modernos de radioterapia solo se aprovechan completamente si se alcanza un elevado nivel de exactitud y consistencia en las mediciones y la aplicación del tratamiento.

Existen muchas publicaciones la garantía de calidad en radioterapia, en este documento, se tomará como base el documento IAEA-TECDOC-1151 publicada por el Organismo Internacional de Energía Atómica y la Serie de Reportes Técnicos (TRS) No. 430. (IAEA. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. 2004). Una vez establecida una calidad en una institución, esta debe mantenerse, conforme se obtenga más experiencia.

La protección radiológica del paciente está integrada en la garantía de calidad del tratamiento de radioterapia; este es el método más sencillo y eficaz de reducir accidentes en radioterapia. Es obligatorio que en cada institución que brinde estos servicios implemente un programa integral de garantía de calidad.

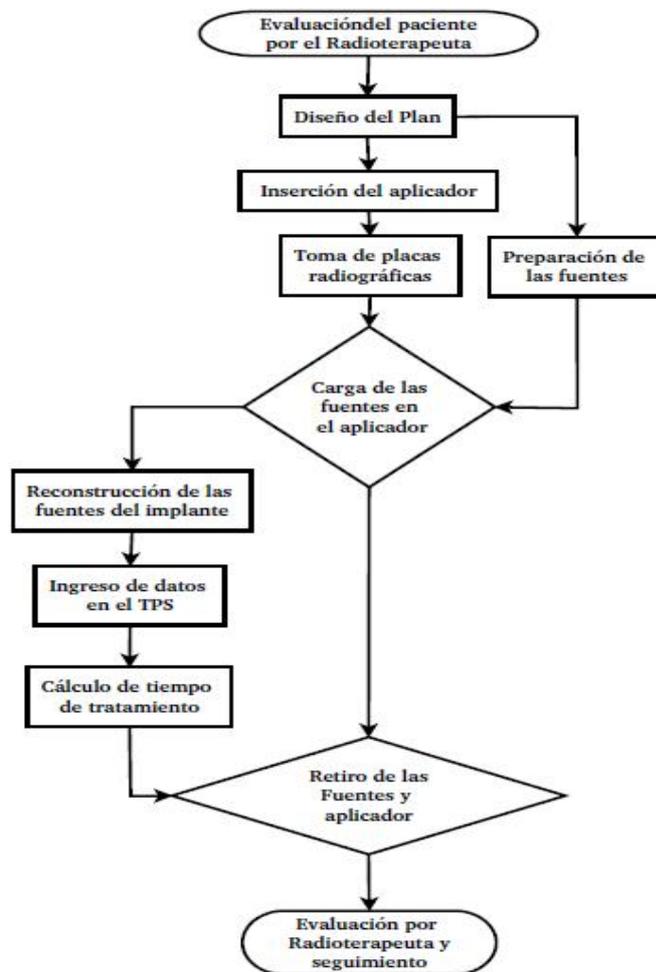
3.1. Elementos del programa de garantía de calidad

Con este trabajo, se desarrolla un programa escrito de un sistema de GC en braquiterapia, haciendo énfasis en los aspectos de la GC de un sistema de planificación de tratamiento computarizado utilizado en braquiterapia, se incluyen las pruebas, procedimientos, frecuencia de realización de las pruebas, criterios de acción, documentación requerida y la especificación detallada del

personal responsable de cada acción. Este manual se presentará a las autoridades del centro.

El proceso de un tratamiento de braquiterapia se resume en el diagrama de la siguiente figura:

Figura 14. **Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia**



Fuente: elaboración propia.

Según el TECDOC 1151 (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000), el programa de GC en braquiterapia debe estar dirigido a tres procesos básicos:

- El proceso de diseño y evaluación: este proceso comienza con la selección del aplicador y el diseño del implante e incluye: La prescripción del tratamiento, la adquisición de las imágenes del implante, la definición del volumen blanco, el cálculo de las distribuciones de dosis y la determinación de los tiempos.

En términos de GC física esto significa que los algoritmos del sistema de planificación (manual o computarizado) funcionan correctamente y que el volumen blanco de las imágenes radiográficas es consistente con otros datos relativos a la localización del tumor.

- El proceso de inserción del aplicador: en términos de GC física, significa que se utilizó el dispositivo correcto, se documentó el implante, se realizó la operación correcta, que el aplicador, las fuentes y el volumen blanco están en correlación correcta.
- El proceso de administración del tratamiento: en el caso de braquiterapia manual, este incluye la selección, preparación e inserción de las fuentes y el retiro de estas en el momento indicado.

Los aspectos de GC físicos consisten en: los procedimientos para validar los datos ingresados, los procedimientos para manejar situaciones de averías de los aparatos y emergencias, así como la documentación del tratamiento.

Los aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia se muestra en la tabla IV y el formulario necesario para ello se muestra en los anexos.

Tabla IV. **Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40)**

FINALIDAD	PROCEDIMIENTO	CUANDO
Exactitud de la descripción del implante	Observación directa	Durante la ejecución del implante
Exactitud y consistencia de la prescripción	Consistencia de la carga y prescripción del implante con el estadio de la enfermedad, el protocolo y política de tratamiento del departamento	Primera mitad del tratamiento
Selección adecuada de las fuentes	Comprobación dosimétrica con cámara de pozo o similar; comprobación visual	Preparación y carga de las fuentes
Carga adecuada de las fuentes	El técnico radio terapeuta o el físico médico deben asistir siempre al médico	Carga de las fuentes
Plan de tratamiento	Cálculo del plan y comprobación de la exactitud y consistencia de este	Primera mitad del tratamiento
Retiro del implante	Con el físico médico presente o en contacto con el responsable del retiro de las fuentes	Al momento del retiro
Todas las fuentes fueron retiradas	Monitoreo del paciente; Inventario final de fuentes	Al momento del retiro; El día siguiente del implante
Revisión del tratamiento	Comprobar el tiempo de tratamiento	Al completar el procedimiento
Registro, auditoría de calidad	Completar todos los procedimientos de GC y registros de radio protección	Al completar el procedimiento

Fuente: IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. p. 27.

3.1.1. Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

La IAEA ha reportado en el 2001 una investigación sobre una exposición accidental de pacientes en radioterapia en Panamá, este accidente surgió a partir de significantes errores relacionados con el uso inapropiado del TPS, con este reporte se provee de una guía y los procedimientos que se deben considerar para garantizar la calidad de la braquiterapia y del TPS.

Se deben realizar chequeos periódicos de la integridad del hardware, software y transferencia de datos, este programa debe ser lo suficientemente flexible para adaptarse al cambio. Se deben establecer procedimientos para cubrir las actualizaciones de software, cambios en los dispositivos periféricos, modificaciones de los métodos de transferencia de datos.

La implementación de este programa permitirá asegurar que cada paciente reciba el tratamiento de radiación como ha sido planificado y que no ocurran errores en el uso del TPS. La capacitación del personal, la gestión del sistema y la seguridad también son aspectos muy importantes en el control de calidad.

3.1.2. Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

Normalmente el programa de GC en braquiterapia tiene los siguientes componentes que necesitaran ser incluidos:

- Un método de reconstruir la geometría tridimensional del implante. Esto normalmente consiste de un digitalizador, un algoritmo que calcula la posición de las fuentes a partir de proyecciones ortogonales, imágenes estéreo, etc.
- Un sistema gráfico para visualizar las fuentes implantadas en el paciente. Generalmente estos sistemas deben permitir la visualización del implante en un plano orientado arbitrariamente en el espacio.
- Un criterio de especificación del tipo e intensidad de las fuentes, así como del tiempo de tratamiento de cada fuente visualizada.
- Un algoritmo para calcular la distribución de dosis a partir de los datos y parámetros asignados antes.
- Métodos de evaluar, representar y optimizar la distribución de dosis, tal como el protocolo de cálculo de dosis TG-43.
- Un sistema que permita la impresión de curvas de isodosis y otros datos asociados con la documentación del plan.
- Un método para evaluar el decaimiento de la fuente.

3.1.3. Algoritmos de cálculos de dosis

Se recomienda que para especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia se emplee la magnitud intensidad de kerma en aire (ver sección 2.4.11), aunque actualmente muchos sistemas de planificación emplean magnitudes antiguas como miligramos de radio equivalente o actividad

aparente, por lo tanto es importante saber lo que el programa asume en este sentido para realizar la conversiones de unidades que se requieran.

Se debe verificar que el algoritmo de cálculo convierte el valor de calibración de la fuente en una adecuada distribución de dosis alrededor de esta, no solo sobre el bisector perpendicular, sino que corrige también por la anisotropía a lo largo del eje de la fuente, para ello, es útil y recomendado implementar el protocolo TG-43. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994)

3.1.4. Verificación de los cálculos de dosis en el paciente

Todos los cálculos de dosis en pacientes se deben revisar con el fin de que no se cometan errores graves. Es recomendable realizar estas revisiones antes de colocar las fuentes o al inicio del tratamiento (en el caso de fuentes de baja tasa) con el fin de que se corrija cualquier error antes de completar el tratamiento. Se debería de realizar, independientemente un cálculo comprobatorio en algún punto representativo (en un punto A por ejemplo).

El TECDOC 1151 recomienda que las diferencias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina no supere un 15%, sin embargo, otras publicaciones que tratan sobre este tema, como el TRS 430 del OIEA y publicaciones de la ESTRO no especifican una tolerancia de comparación. Se debe verificar también si el sistema de planificación corrige por el decaimiento de la actividad de las fuentes.

3.1.5. Localización de las fuentes

Durante la localización del implante en la placa radiográfica, fluoroscopias, tomografía o ultrasonido, deben estar presente el físico médico y/o el dosimetrista para asegurar que se mantenga la geometría adecuada para su adquisición, que los anillos de magnificación estén ubicados correctamente, que el paciente no se mueva durante la toma de imágenes, así como que la calidad de la imagen sea adecuada para la localización precisa de las fuentes.

Las técnicas más utilizadas para la localización de fuentes y aplicadores son con placas ortogonales y placas desplazadas. Actualmente, en países industrializados, y en menor medida en países en desarrollo, se utiliza la tomografía para las reconstrucciones tridimensionales.

3.1.6. Requerimientos de exactitud en braquiterapia

- Espacial: Hace referencia a la ubicación de las fuentes en la posición correcta donde se planificaron. En la mayoría de los casos se considera que es posible alcanzar una exactitud de ± 2 mm en relación al aplicador.
- Temporal: Hace referencia a que el tiempo en que la fuente permanece en la posición prevista se corresponde con lo planificado. Si se hace manual, esto significa que las fuentes se deben retirar cuando se complete el tratamiento. Se debe medir el efecto de tránsito de las fuentes y calcular la dosis adicional que se entrega durante ese tiempo.
- Administración de la dosis prescrita: En teleterapia se acepta un nivel de incertidumbre en la administración de la dosis prescrita de 5%. Para braquiterapia es posible lograr incertidumbres del orden de 5-10%, a

distancias entre 1 y 5 cm de las fuentes. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

3.2. Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia

El documento TECDOC 1151, recomienda el siguiente equipo para la implementación del programa de control de calidad en braquiterapia:

- Un conjunto dosimétrico compuesto de: electrómetro, cables de extensión, cámara de ionización de tipo pozo o calibrador de isótopos con soportes para fuentes de braquiterapia, calibrada en un laboratorio de calibración dosimétrica.
- Disponibilidad de fuentes de Cs-137 o fuente de referencia para verificación de la estabilidad de la fuente.
- Banco de trabajo para verificación de la homogeneidad y posicionamiento de las fuentes. Requiere acceso a revelador de placas.
- Barómetro (escala mínima 1 hPa o 0,5 mm Hg) preferiblemente de tipo digital, calibrado o contrastado, termómetro (escala mínima 0,25 grados C), calibrado o contrastado, nivel, regla, mampara plomada, tenazas.

Las pruebas de garantía de calidad de las fuentes de cesio 137 usadas en braquiterapia y de la cámara de pozo utilizada para calibrar las fuentes, se encuentran en el documento técnico TECDOC 1151 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) en las páginas 24 y 29 respectivamente.

4. IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN

En la implementación del programa de garantía de calidad, se implementaron ocho pruebas que deben aplicarse al sistema de planificación, específicamente, al módulo de braquiterapia, para garantizar su correcto funcionamiento. Primero se describe en qué consisten estas pruebas, luego se aplican directamente para usos posteriores.

Tabla V. **Pruebas para el control de calidad**

	Prueba	S	M	T	A	U
Hardware						
CPU	Prueba 1		SI			SI
Digitalizador	Prueba 2		SI			SI
Recuperación de archivos	Prueba 3			SI		SI
Braquiterapia						
Revalidación	Prueba 4			SI		
Distribución de dosis para una fuente simple	Prueba 5			SI		
Revisión independiente de dosis y tiempo	Prueba 6				SI	
Corrección por decaimiento de la fuente	Prueba 7				SI	
Descripción de las fuentes y datos de referencia	Prueba 8				SI	

S:semanalmente; M:mensualmente; T:trimestralmente; A:anualmente; U:en cada actualización. (Adaptada de TRS-430[20])

Fuente: IAEA. Quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. p. 213.

4.1. Pruebas y controles a realizarse

Las pruebas de control de calidad aplicadas al sistema de planificación de tratamiento y la frecuencia para realizarse se muestran en la tabla V, a continuación se detalla en qué consiste cada prueba:

4.1.1. Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento

Propósito: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funcionen de manera óptima.

Procedimiento:

- Reinicie la computadora como recomienda el proveedor o como sea apropiado.
- Observe mensajes en la pantalla durante el reinicio para detectar posibles errores de funcionamiento.

4.1.2. Prueba 2: Digitalizador

Propósito: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Ingrese un contorno de dimensiones conocidas en el TPS por la vía normal.

- Use una regla propia del sistema para verificar las correctas dimensiones. Un desvío menor a 0,2 centímetros es razonable.

4.1.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Propósito: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Recupere los datos que ha guardado de respaldo últimamente (sin sobrescribir datos actuales).
- Revisar la integridad de los datos de respaldo. Dependiendo de la utilidad para respaldo del TPS, puede ser necesario un procedimiento separado para datos del paciente, datos de haces y ejecutables.

4.1.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Propósito: Revisar que no han habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

Dado que actualmente en la institución solo se usan fuentes LDR de cesio 137, esta prueba se hace imprimiendo un plan de referencia realizado con la prueba 6 y revisar que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos, etc. han sido impresas exactamente como antes.

4.1.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Propósito: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido puede usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Defina en el TPS una fuente con las mismas características que una fuente típica usada clínicamente, si es necesario, ajustar el valor de la intensidad para hacerlo equivalente a la intensidad de la fuente para la cual está disponible la distribución de dosis. Si las características de la fuente están definidas en un inventario, use los mismos datos para la aplicación que para los datos de referencia del inventario. Calcule la razón de dosis (preferiblemente por hora en el caso de nuestras fuentes LDR) en algunos puntos de referencia. Estos puntos pueden estar a varias distancias y posiciones de la fuente.
- Como un ejemplo, si el eje de la fuente está a lo largo de eje Y y su centro en el origen, calcule la dosis en los siguientes puntos (dependiendo de los datos de referencia):
 - (i) $y = z = 0$ y $x = 1, 2, 3$ y 10cm
 - (ii) $y = x = 0$ y $z = 5\text{cm}$ (esperando que dé el mismo resultado que para $y = z = 0$ y $x = 5\text{ cm}$;
 - (iii) $z = 0, y = L/2$ y $x = 1, 2$ y 5 cm (donde L es la longitud de la fuente);
 - (iv) $x = z = 0$ y $y = 1, 2, 5$ y 10 cm .
- Compare la razón de dosis calculada con los datos de referencia para los mismos puntos. La diferencia no debe excede el 5%.

- Trazar las líneas de isodosis en planos tales como x-y, y-z y z-x y asegúrese que las unidades son impresas claramente y que esos trazados son consistentes con los valores numéricos previamente dados.

Notas:

- Para que sea significativo, la dosis calculada debe mostrar un número de dígitos correspondientes a una exactitud de alrededor de 1% (típicamente al menos tres dígitos significativos). Si este no es el caso, uno puede cambiar la intensidad (es decir, multiplicar por 10 y dividir la razón de dosis resultante por 10) para obtener una mejor resolución. No cambie el tiempo de aplicación (el cual debe permanecer pequeño comparado con la vida media del radionúclido) para evitar cambios en la corrección del decaimiento.
- Si no hay corrección por anisotropía, la superficie de la isodosis se espera que sea prácticamente esférica a una distancia desde la fuente mayor a tres veces su máxima dimensión. El diámetro de dichas esferas puede calcularse manualmente, asumiendo que toda la actividad se concentra en el centro de la fuente y tomando en cuenta la ley del inverso del cuadrado y la función radial. Como una primera aproximación, la función radial puede ser ignorada para revisar el orden de magnitud.
- Si el algoritmo del TPS está basado en la corrección de anisotropía promedio, pueden obtenerse diferencias mayores que 5%, especialmente a lo largo del eje de la fuente ($x = z = 0$). Tales diferencias locales generalmente son aceptables.

- Si una diferencia sistemática (típicamente menor que 10%) es generada y permanece ambigua, esto puede deberse al factor de conversión de la intensidad a la dosis (es decir, la constante de razón de dosis). Este puede ser el caso si la intensidad de las fuentes son expresadas como actividad contenida (A_c) o mgRaeq y no tienen correcciones de auto-absorción en el software. Sin embargo, esta práctica no es recomendada. Es urgente discontinuar el uso de dichas cantidades y que usen cantidades consistentes a lo largo de todo el proceso.

4.1.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Propósito: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento: Se realiza el cálculo independiente de la dosis en puntos de interés y se compara con la dosis calculada por el TPS. Este cálculo se hace siguiendo los pasos descritos en la sección 5.3 usando el formalismo TG-43 sugerido por la AAPM. Se ha desarrollado una hoja de cálculo que facilita este procedimiento para comparar implantes ginecológicos completos, esta hoja de cálculo ha sido guardada junto al TPS.

Esta prueba también verifica, en particular, que los datos físicos y dosimétricos ingresados al TPS se siguen manejando correctamente.

4.1.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Situación clínica: La intensidad usada como entrada en el TPS usualmente ha sido re calculada manualmente al inicio del tiempo de la aplicación. Esto es

evidente para radionúclido de vida corta (varios días), pero no se debe olvidar para radionúclidos tales como el cesio 137 (con vida media de 30 años), los cuales se mantienen en uso por muchos años. En tales casos, es responsabilidad del usuario actualizar en intervalos regulares (por ejemplo, cada seis meses) el valor de las intensidades usadas.

Propósito: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente re calculada y usada, como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Calcule la dosis en un punto (por ejemplo, para una configuración de braquiterapia) y grabe cuidadosamente la intensidad de referencia y fecha (la cual debe ser la misma que la fecha de inicio de la aplicación).
- Cambie la fecha de aplicación, haciendo esto, por ejemplo, una vida media después de la fecha de referencia.
- Revise que la razón de dosis calculada cambie de acuerdo al cambio anterior.
- Alternativamente, el software del TPS podría hacer uso de un inventario, donde se dé la intensidad original de la fuente en una fecha de referencia.

Notas:

Asegúrese que la convención para la fecha de entrada es claramente entendida. Note que la convención US a menudo es diferente a la convención

Europea (es decir, 12 enero 2011 puede escribirse como 01/12/11 en USA y 12/01/11 en Europa). En caso de tener dudas, intente usar un número de mes mayor que 12.

Es recomendado que la revisión se repita después de cada cambio del inventario.

4.1.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Propósito: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica. Esta prueba se debe realizar para todas las fuentes y cada diseño, no importando la especificación de la fuente usada.

Procedimiento:

- Identificar los datos de referencia apropiados (publicaciones científicas, datos del constructor de las fuentes, datos validados por el vendedor del TPS, etc.) y asegurarse que estos datos sean aplicados a las fuentes actualmente en uso.
- Vea una distribución de dosis típica y asegúrese que los datos asociados son proveídos explícitamente.

4.2. Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS

El programa de garantía de calidad en braquiterapia, incluye la garantía de calidad del TPS y consta de un conjunto de pruebas a realizarse con diferentes frecuencias, el cual es el objetivo del presente trabajo.

4.2.1. Frecuencia de los controles

Las pruebas que se deben realizar al comprarse un equipo o en cada actualización son:

Para el TPS:

- Prueba 1: CPU
- Prueba 2: Digitalizador
- Prueba 3: Recuperación de archivos
- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia

Para el calibrador de fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Para las fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Pruebas anuales

- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia
- Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

- Prueba 7: Corrección por decaimiento de la fuente
- Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia
- Calibración de las fuentes por lotes. (i) Intensidad y desvío de la media

Pruebas trimestrales

- Prueba 3: Recuperación de archivos.
- Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.
- Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple.

Pruebas mensuales

- Prueba 1: CPU.
- Prueba 2: Digitalizador.

4.2.2. Bitácoras

Los controles de garantía de calidad realizados al TPS serán archivados en una bitácora rotulada con: Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia. Estos controles serán realizados y archivados por los físicos médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN.

Las calibraciones realizadas a la cámara de pozo y a las fuentes de braquiterapia serán realizados por los Físicos Médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN y serán registradas en una bitácora asignada para ello y archivado por los físicos médicos.

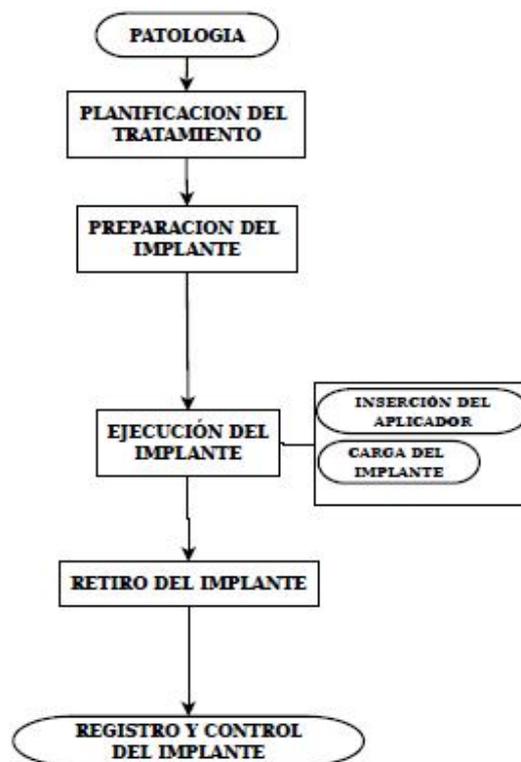
En la bitácora, al inicio de cada prueba, se debe anotar la fecha de realización y el equipo utilizado.

Al final de cada prueba se debe anotar la fecha en la que se debe realizar la próxima prueba.

4.2.3. Controles rutinarios

La tabla IV describe la finalidad y procedimiento para cada control. Los controles que se deben realizar en cada aplicación de las fuentes de braquiterapia están contenidas en el formulario para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia (vea anexo 1). Los elementos contenidos en este formulario se resumen en la siguiente figura:

Figura 15. Elementos contenidos en el formulario de control de calidad



Fuente: IAEA. Radiation oncology physics. p. 81.

4.3. Resultados de las pruebas realizadas al TPS

En el presente trabajo, debido a su objetivo, se realizó únicamente las pruebas correspondientes al TPS y se registró debidamente en la bitácora correspondiente. El equipo utilizado para las pruebas fue: computadora Compaq Evo W8000, N/S V217KN6ZA036, sistema de planificación de tratamiento de radiación Theraplan Plus versión 3.8 proveído por MDS Nordion, tablero digitalizador: modelo LIGHTBOX, Serie 062391, proveído por Numonics Corporation. A continuación, los resultados de estas pruebas:

4.3.1. Prueba 1: Unidad central de procesamiento

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funciona de manera óptima.

Procedimiento: Se reinició la computadora y durante el reinicio, se observó los mensajes en la pantalla con la ayuda de la tecla pause, notando que no existe ningún error de funcionamiento.

Resultado: Se concluye que no hay ningún error en el CPU (XEON CPU 2,2GHz, 2,18GHz), la memoria (RAM 512MB), los sistemas de archivos (FAT32) se cargan correctamente y el sistema operativo (Microsoft Windows XP Professional, Versión 2002, SP2) funciona de manera óptima. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.2. Prueba 2: Digitalizador

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Se creó un nuevo registro llamado PRUEBA2GC-ABRIL2012 en la aplicación *patient registration* del Theraplan plus.
- Se ingresó un contorno cuadrado de 15 cm de ancho por 15 de largo usando el digitalizador con la aplicación *External beam planning*.
- Se utilizó la regla (en centímetros) propia de la aplicación *External beam planning* para verificar las medidas del contorno, encontrando que el planificador mide un rectángulo de 14,97 cm de ancho y de largo.

Resultado: El digitalizador funciona correctamente, pues la medida de las dimensiones del contorno, realizada con el TPS, presenta una diferencia de 0,03cm con respecto a las dimensiones reales del contorno. La IAEA, sugiere en su informe TRS-430, que una exactitud inferior a 0,2 cm es razonable. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Se ingresó a la aplicación *Brachytherapy Planning* del Theraplan plus.
- Se cambió la base de datos usándose actualmente llamada: PLAN_01_2011.MDB, por otra base de datos llamada: PLAN_INCAN.MDB, esta última esta archivada en una partición de respaldo llamada: Backup (D:) con el objetivo de verificar la integridad del archivo recuperado.
- Se ingresó a la planificación de braquiterapia de un paciente, almacenado por la base de datos, para verificar su integridad.
- Luego de verificar la integridad del archivo, se volvió a cambiar la base de datos para que la aplicación *Brachytherapy planning* funcione como funcionaba antes de la verificación.

Resultado: Los archivos de respaldo funcionan correctamente y no han sufrido ningún cambio desde el día que se guardaron. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Fecha de realización: 26 de abril de 2012

Objetivo: Revisar que no ha habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

- Se imprimió un plan de referencia, el plan realizado en la prueba 5, llamado prueba 5, de fecha 14 de septiembre 2011.
- Se revisó que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos y tamaño de la fuente, se han impreso exactamente como antes.
- Se archivó en la bitácora nombrada: “Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia”, en el apartado de pruebas realizadas trimestralmente.

Resultado: Debido al cambio de especificación de las fuentes, de miligramos de radio equivalente a intensidad kerma en aire, y debido a que se volvió a calcular la dosis en los puntos de referencia para la fecha actual, la tasa de dosis tuvo, en promedio variaciones del 2,95%

Las coordenadas se imprimieron exactamente como en el plan anterior, sin embargo, para ordenar mejor los puntos de interés, se les etiquetó en diferente orden. El tiempo de aplicación, la longitud de la fuente y el nombre del archivo, no tuvo cambios. La fecha programada para la siguiente revisión es: 26 de julio de 2012.

4.3.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Fecha de realización: 30 de abril de 2012

Objetivo: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido pueden usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Se tiene como referencia para esta prueba, impresiones de distribuciones de dosis debido a una fuente lineal, desde la línea de isodosis de 1 cGy hasta 20 cGy de fecha 19 de septiembre de 2011. La dosis está calculada para 12 diferentes puntos de referencia. El tiempo de irradiación es de una hora.
- Se creó un plan de irradiación con los mismos datos que el plan de referencia, para verificar que la distribución de dosis, y por ende, la dosis en los puntos de interés, sean los mismos.
- Se comparó la razón de dosis calculada, con los datos de referencia para los mismos puntos.
- Se imprimieron las curvas de isodosis que se encuentran en los planos x-y y y-z, ambas con una escala 1:1. Las líneas de isodosis impresas, corresponden a las razones de dosis siguientes: 1,2,3,4,5,8,11,16 y 20, todas en unidades cGy/h.
- Se archivaron las distribuciones de dosis en la bitácora: "Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia".

Resultado: Las distribuciones de dosis se imprimieron correctamente y son idénticas a las distribuciones de dosis de referencia. La actividad de la fuente que se usó fue de 90,589 U=90,589 $\mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$ (en el modelado de la fuente del TPS, corresponde a la fuente nombrada: azul-tg43). La superficie de la isodosis a una distancia mayor a 3 veces la máxima dimensión de la fuente, a 6 cm desde el centro de la fuente, es prácticamente esférica, como se espera que

sea según el TRS-430. La fecha programada para la siguiente revisión es: 30 de julio de 2012.

4.3.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento:

- Se tomó para comparación, un implante ginecológico de un paciente con cáncer de cérvix, el implante consta de 4 fuentes de cesio de intensidades 68,182 U y 89,443 U.
- Se reconstruyó el implante en el TPS por medio del digitalizador para calcular la dosis en los puntos de interés AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto.
- Se realizó el cálculo independiente con la hoja de cálculo llamada: CALCULO INDEPENDIENTE DE DOSIS TG43.xls, archivado junto al TPS. Para ver el procedimiento detallado refiérase a la sección 5.3.
- La hoja de cálculo hace uso de los siguientes datos que deben ingresarse manualmente: intensidad kerma en aire, tiempo de aplicación, coordenadas de los extremos de las fuentes y de los puntos de interés, longitud activa de la fuente, constante de razón de dosis, factor de anisotropía y factor de dosis radial de cada fuente.

Resultado: Se compararon los resultados del TPS con los del cálculo independiente teniendo como discrepancia 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente recalculada y usada como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Debido a que la vida media del isótopo usado es de 30 años, se toma para esta prueba la intensidad de la fuente en una fecha de referencia para ésta y futuras comprobaciones.
- Se tomó como referencia la información guardada en un inventario de fuentes ubicado en la computadora propia del TPS en la siguiente dirección: C:\Documents and Settings\All Users\Documents\Inventario de Fuentes de Braquiterapia\Inventario de fuentes.doc
- La tasa de dosis recibida en el punto 3 (coordenadas (5,0,0)cm con el origen en el centro de la fuente y el eje Y a lo largo de la fuente) del archivo de braquiterapia de referencia llamado prueba 7 fue de 3,915 cGy/h con fecha 14 de septiembre de 2011, debido a la fuente rotulada como azul-tg43.

- Se calculó nuevamente la dosis en este punto para la fecha actual 2 de mayo de 2012 obteniendo 3,793.
- Se calculó manualmente la tasa de dosis en la fecha actual debido al decaimiento de la fuente obteniendo 3,794.

Resultado: El cálculo de la tasa de dosis en el punto de referencia realizado por el TPS y el cálculo realizado manualmente por decaimiento de la fuente, a partir de la tasa de dosis en la fecha de referencia son prácticamente iguales, variando solamente una milésima que representa una discrepancia del 0,03%. Debido a estos resultados se puede concluir que el sistema decae correctamente la actividad de la fuente. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica.

Procedimiento:

- Se investigó los tipos de fuentes en uso actualmente en el INCAN, siendo las siguientes: 20 fuentes de cesio 137 modelo CDCT1, proveído por *Therapeutic Nuclides & Accessories Inc.* en 1991. 7 fuentes de cesio 137

modelo CDCS-J proveído por Amersham Buchler GmbH & Co KG en 1998.

- Se buscó toda la información posible sobre las fuentes de cesio 137 disponibles en el INCAN y en publicaciones científicas, la información hallada en publicaciones científicas, se muestra en la tabla VI.
- Se revisó que los datos hallados en los certificados y en la literatura sean iguales a los datos ingresados en el módulo de braquiterapia del sistema de planificación. Los datos usados actualmente en el Theraplan Plus, se muestran en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla VI. **Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1**

Modelo	CDCT1	CDCS-J (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,35
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,046
Diámetro externo (cm)	2,70	2,65
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Lizhong, Liu. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p 130.

Tabla VII. **Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente**

Modelo	CDCT1	CDCS-J type (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,50
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,34
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,07
Diámetro externo (cm)	2,70	2,70
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Modelado de la fuente. TPS Theraplan Plus.

Resultado: Se compararon las características físicas de ambos modelos de fuentes, halladas en la literatura (vea tabla VI), en el certificado de calibración, y en los datos generales de las fuentes archivados, con los datos que actualmente tiene cargados el sistema de planificación, mostrados en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

De la comparación se concluye que los datos coinciden para el caso de las fuentes CDCT1, no así para el caso de las fuentes CDCS-J de Amersham, que presenta diferencias en los siguientes datos: longitud activa, coeficiente de atenuación lineal del filtro, coeficiente de atenuación lineal del material de la fuente y en el diámetro externo.

Tabla VIII. **Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes**

Modelo	Identificación	Intensidad de kerma en aire ($\mu\text{Gy m}^2/\text{h}$)	mg Ra Eq
CDCT1	Azul (12 fuentes)	98,89	13,7
CDCT1	Rojo (8 fuentes)	75,38	10,4
CDCS-J	GA 265 (1)	63,60	8,8
CDCS-J	GA 231 (2)	98,49	13,6
CDCS-J	GA 234 (3)	99,28	13,7
CDCS-J	GA 233 (4)	97,92	13,5
CDCS-J	GA 232 (5)	93,60	12,9
CDCS-J	GA 263 (6)	65,77	9,1
CDCS-J	GA 264 (7)	65,85	9,1

Las fuentes CDCT1 fueron calibradas el 15 de Octubre de 2003. Las fuentes CDCS-J fueron calibradas el 2 de Mayo de 2003. La intensidad de las fuentes fue actualizada en el TPS el 15 de Enero de 2008 obteniendo los datos presentados.

Fuente: Resultados de calibración de fuentes de cesio CDCT1 y CDCS-J de baja tasa.

Aparentemente las características físicas para ambos modelos de fuentes, se cargaron al TPS indistintamente considerándolas iguales debido a la pequeña diferencia que existen entre ambos modelos de fuentes, esta ambigüedad será analizada junto a los físicos médicos de la institución, aclarándola cuando se vuelva a realizar esta prueba.

En el caso de las intensidades (expresadas en miligramos de radio equivalente, como está cargado al sistema), se revisó que la intensidad de cada fuente proporcionado en los certificados de calibración, tabla VIII, coincida con los datos ingresados al sistema de planificación.

Las intensidades de cada fuente coincidieron, presentándose solo un error en el nombre de la fuente CDCS-J GA 232 que en el sistema estaba ingresado como GA 2323, este error fue corregido. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

5. INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN

El formalismo TG-43 para el cálculo de dosis alrededor de una fuente cilíndrica es el método más actual en los sistemas de planificación de braquiterapia, y se ha comprobado su exactitud comparándolo con simulaciones realizadas con Monte Carlo. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). Este método utiliza la intensidad kerma en aire para el cálculo de dosis (vea sección 2.4.11).

En el Hospital de Cancerología INCAN, está en uso el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus, que contiene entre sus utilidades, el módulo de braquiterapia, capaz de hacer cálculos de dosis en implantes de braquiterapia usando cuatro distintas formas de especificación de las fuentes (vea sección 2.6.8): intensidad kerma en aire, actividad aparente, razón de exposición a 1 metro y actividad equivalente de radio (Raeq).

Actualmente, en el INCAN se usa la actividad equivalente de radio (Raeq) para especificar las fuentes, y con este trabajo, como parte de la garantía de calidad, se pretende usar en su lugar, la intensidad kerma en aire.

5.1. Datos utilizados

Para poder realizar el cambio de especificación de las fuentes en el sistema de planificación, se necesitó de los datos mostrados en la tabla IX.

Las fuentes CDC T1, fueron proveídos por *Therapeutic Nuclides* en 1991, y las fuentes Amersham CDCS J, por Amersham Buchler en 1998.

Los datos generales y las especificaciones físicas fueron obtenidos a partir de los certificados de las fuentes; la constante de razón de dosis, se obtuvo del trabajo realizado por Lizhong Liu, Prasad Satish y Daniel A. Bassano, del Departamento de Oncología radioterápica de la *Upstate Medical University* en Nueva York. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla IX. **Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43**

Datos Generales		
Isótopo:	Cesio 137	
Modelo:	CDC T1	Amersham CDCS J
Especificaciones Físicas:		
Longitud total de la fuente (cm):	2	2
Longitud Activa de la fuente (cm):	1,5	1,35
Espesor de las paredes (cm):	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm ⁻¹):	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal de la fuente (cm ⁻¹):	0,07	0,046
Datos Dosimétricos:		
Vida media (horas):	262 800,00	262 800,00
Constante de razón de dosis (Cgy/(hr U)):	0,953	0,953
Datos de Calibración:		
Fecha de calibración:	7 de Julio 2007 ^a	7 de Julio 2007 ^a
Intensidad kerma en aire de referencia (U)	69,4/91,04 ^a	E/F ^a

^aE/F=Específico para cada fuente

Fuente: elaboración propia.

La intensidad de kerma en aire de referencia, se obtuvo por decaimiento desde la fecha de calibración de las fuentes y la ecuación:

$$S_K = 7.23M_{eq} \quad (5.1)$$

Se ingresó una tabla de factores de anisotropía, para 3 tipos de fuentes de Cs-137: 3M, Amersham, y RTR (pre-1982) obtenidas del trabajo de Liu mencionado anteriormente, estas tres fuentes difieren muy poco en su función de anisotropía.

Esta tabla se divide en dos partes, se encuentra en los anexos y muestra datos para distancias desde 0,25 cm hasta 10 cm y para ángulos polares desde 0 grados hasta 90 grados.

Para rangos de la distancia radial desde 0,25 cm hasta 10 cm y ángulos polares de 25 grados o más, la máxima diferencia entre el valor promedio dado y el de un modelo específico de su función de anisotropía, es menor que el 1% para los tres modelos de fuentes mostrados en las tablas.

Para ángulos pequeños, cerca de la dirección longitudinal, la máxima diferencia relativa a los valores promedio mostrados son; 1,7% para la fuente 3M, 2,7% para la fuente Amersham y 2,3% para la fuente RTR (pre-1982).

Tablas de valores de la función de anisotropía para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs puede hallarse en el reporte publicado por la AAPM en el año 2004.

Se ingresó una tabla de función radial de dosis, tabla X, que se obtuvo del trabajo de Liu. La función radial de dosis se describió en la sección 2.4.9.

Tabla X. **Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs : 3M, Amersham, RTR (pre-1982)**

Distancia a lo largo del eje transversal, r(cm)	Función de dosis radial, g(r)
0,5	0,998
1,0	1,000
1,5	0,997
2,0	0,993
2,5	0,988
3,0	0,982
3,5	0,976
4,0	0,970
4,5	0,964
5,0	0,957
6,0	0,941
7,0	0,925
8,0	0,906
9,0	0,885
10,0	0,862

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 479.

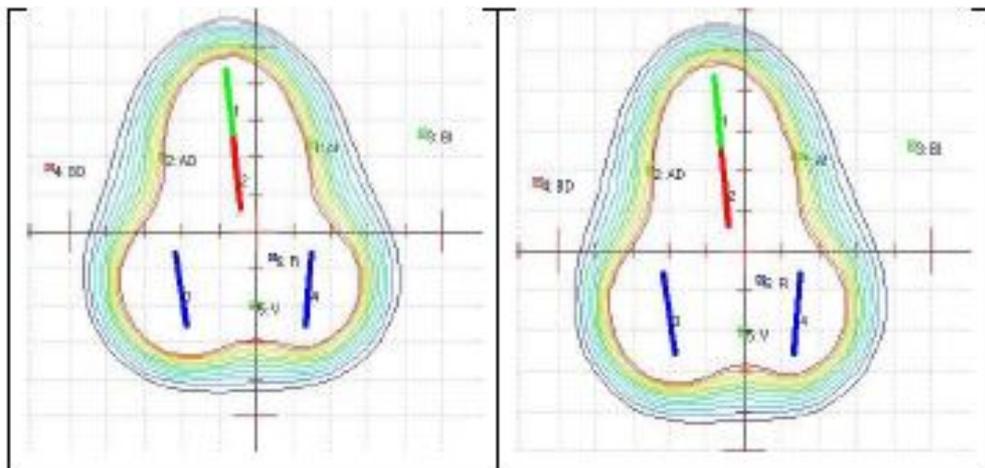
En la tabla anterior, se muestra la función radial de dosis para fuentes intracavitarias de Cs-137 (3M, Amersham, RTR(pre-1982)) para distancias desde 0,5 hasta 10cm. Los cambios que pueda tener esta función para un tipo específico de fuente, es casi despreciable y los datos proporcionados en la tabla, son suficientes para describir la función radial de dosis de cualquiera de las fuentes de Cs-137.

Según el trabajo de Liu, la máxima diferencia entre la función radial de dosis calculada para un modelo específico y el valor promedio dado en la tabla es 0,6% a 0,5 cm y 0,3% a 1 cm o más. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

5.2. Resultados

Las medidas de dosis obtenidas alrededor de una configuración de fuentes, usando la intensidad kerma en aire contenida en el formalismo TG-43, son muy cercanas a las medidas que se obtienen al usar la especificación de fuente miligramos de radio equivalente. La siguiente figura muestra gráficamente las distribuciones de dosis obtenidas con las dos especificaciones de fuentes:

Figura 16. **Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire**



Fuente: Programa Theraplan Plus.

El formalismo TG-43 toma en cuenta más parámetros, tales como: los efectos de la geometría, distribución espacial de radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, considerados en la constante de tasa de dosis Λ ; el efecto de filtrado y material de la fuente en concreto, considerados en la función radial de dosis $g(r)$; la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio considerado en el factor de anisotropía $F(r,\theta)$. Debido a esto, se prefiere actualmente este método de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia.

Las medidas realizadas para comparar ambos métodos se hizo con las configuraciones de implantes de braquiterapia usada en el INCAN: completa, cilíndrica y colpostatos, y se muestran en la tabla XI.

En la configuración completa se usan cuatro fuentes, en la configuración cilíndrica se usan tres fuentes y en los colpostatos, solamente dos; los dispositivos usados para estas configuraciones, se muestran en la figura 12, inciso (a), entre estos dispositivos se encuentra el aplicador Fletcher, el cilindro y los colpostatos. Las medidas se hacen en puntos de interés: A izquierdo, A derecho, B izquierdo, B derecho, mucosa izquierda, mucosa derecha, vejiga y recto (vea figura 16); definidos por el ICRU 38. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

Los resultados obtenidos mostrados en la tabla XI, muestran que en promedio, las medidas realizadas usando la intensidad de kerma en aire, tiene una diferencia porcentual de 3,38% de diferencia con respecto a las medidas que se obtienen usando la actividad equivalente de radio.

Tabla XI. **Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio**

Tiempo del implante: 72 horas			
Configuración	Dosis Impartida (cGy)		Desviación (%)
	Kerma en aire	Actividad equivalente de Radio	
COMPLETO 1 4 FUENTES	2 791	2 694	3,48
	2 964	2 869	3,21
	1 957	1 888	3,53
	2 048	1 979	3,37
	Promedio:		3,39
COMPLETO 2 4 FUENTES	3 082	2 978	3,37
	3 269	3 167	3,12
	2 010	1 940	3,48
	2 090	2 021	3,30
	Promedio:		3,32
CILINDRO 3 FUENTES	3 446	3 312	3,89
	3 479	3 347	3,79
	3 177	3 053	3,90
	515	496	3,69
	Promedio:		3,82
COLPOSTATO 2 FUENTES	5 894	5 724	2,88
	5 794	5 626	2,90
	661	642	2,87
	1 013	980	3,26
	Promedio:		2,98

Fuente: elaboración propia.

5.3. Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43

Es importante realizar una verificación independiente del cálculo de dosis en puntos de interés que realiza el TPS, esta verificación realizada como parte

de garantía de calidad del módulo de braquiterapia del TPS, nos garantiza que el TPS está realizando correctamente los cálculos de dosis, en este caso, usando el formalismo de cálculo de dosis TG-43.

La verificación independiente que se implementó, se hizo usando la ecuación del TG-43 explicada en la sección 2.4.4 que calcula la tasa de dosis en un punto con coordenadas (r, θ) a partir de una fuente lineal de longitud activa L:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (5.2)$$

calculando cada factor manualmente y a partir de las tablas propias de cada fuente. El resultado obtenido se compara con el resultado del TPS para verificar su exactitud.

El TPS calcula la tasa de dosis en el punto $P(r, \theta)$ por medio de la ecuación 2.14:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (5.3)$$

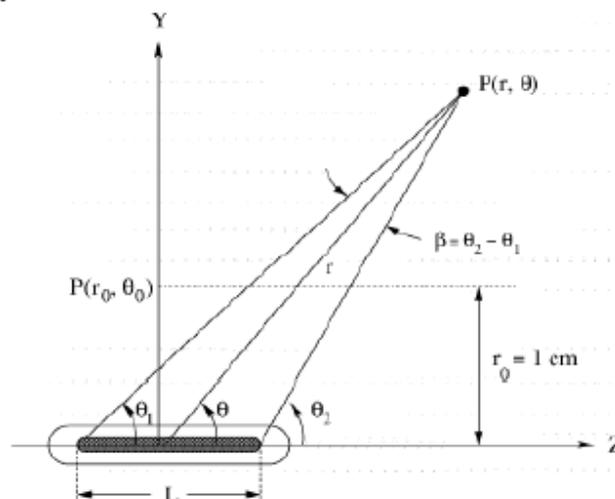
donde $S_S(r_0, \theta_0) = S_K(r_0, \theta_0)$ es la especificación de la fuente en tasa de kerma en aire de referencia y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la tasa de dosis relativa (DRT por sus siglas en inglés), creada por el TPS a partir de las tablas de factor de dosis radial $g(r)$ (adimensional), la tabla de factores de anisotropía $F(r, \theta)$ (adimensional) ingresadas al sistema y específicas para cada fuente y el factor geométrico $G(r, \theta)$ calculada por el propio sistema.

La tasa de dosis tiene unidades cGy/h y al multiplicar por el número de horas del implante, se obtiene la dosis en centigrays (cGy) en un punto de interés.

5.3.1. Procedimiento del cálculo independiente

A partir de la ecuación 2.1, se procede a hallar cada factor de la ecuación. Se hará el cálculo de tasa de dosis en un punto $P(r,\theta)$ debido a una fuente específica (vea figura 17), en el caso de varias fuentes se hace el mismo procedimiento para cada una de ellas, y la dosis total en un punto, será la suma de la contribución de dosis debido a cada fuente.

Figura 17. **Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia**



Fuente: Mark J. Rivard. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. p. 637.

La verificación independiente se hace a partir de las coordenadas reconstruidas por el TPS. El TPS genera una tabla con las coordenadas de los dos extremos de la fuente y por otro lado, las coordenadas del punto de interés.

A partir de estas coordenadas, se calcula las coordenadas $S_S(r_0, \theta_0)$ del punto de interés a partir de la fuente. Consideramos una fuente con tasa de kerma en aire de referencia $S_S(r_0, \theta_0) = 68,182U$ con coordenadas del punto superior e inferior de la fuente y las coordenadas del punto de interés (AI) como se muestra en la tabla XII.

Tabla XII. **Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante**

Coordenada	X	Y	Z
Punto de interés (AI)=P1	2,078	1,939	0,363
Extremo inferior=P2	-0,010	1,930	0,350
Extremo superior=P3	-0,030	3,900	0,880

Fuente: elaboración propia.

A partir de estas coordenadas se calculan los vectores V1 y V2 que van de los dos extremos de las fuentes hasta el punto de interés y el que va del extremo superior de la fuente hasta su extremo inferior V3 y sus respectivas magnitudes:

Tabla XIII. **Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2**

vector		componentes	magnitud
V1	P1-P2	(2,088, 0,009, 0,013)	2,088
V2	P1-P3	(2,108, -1,961, -0,517)	2,925
V3	P2-P3	(0,020, -1,970, -0,530)	2,040

Fuente: elaboración propia.

Luego, calculando el producto punto $V_2 \cdot V_3$ y $V_1 \cdot V_3$ hallamos los ángulos θ_1 y θ_2 usando la ecuación:

$$\theta_1 = \arccos \left(\frac{V_2 \cdot V_3}{|V_2||V_3|} \right) \quad (5.4)$$

Así se halla que $\theta_1 = 0,795$ rad $\theta_2 = 1,575$ rad. Luego con la ley de cosenos y de senos se hallan las coordenadas ($r = 2,328$ cm, $\theta = 1,113$ rad):

$$r = \sqrt{\left(\frac{l}{2}\right)^2 + |V_2|^2 - l \cdot |V_2| \cdot \cos \theta_1} = 2,328 \text{cm} \quad (5.5)$$

$$\theta = \arcsin \left(\frac{|V_1| \sin \theta_2}{r} \right) = 1,113 \text{rad} \quad (5.6)$$

donde l es la longitud de la fuente.

Estas son las coordenadas del punto de interés desde el centro de la fuente, necesarias para calcular los factores de la ecuación 5.2.

El primer factor, la tasa de kerma en aire de referencia, es proporcionada por el fabricante de las fuentes, para una fecha de referencia, solo se decae a la fecha actual, para la fuente en cuestión, tiene un valor de $S_s(r_0, \theta_0) = 68,182U$.

El siguiente factor es la constante de razón de dosis, se define para cada fuente en concreto; por tanto, incluye los efectos de la geometría, distribución espacial de la radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, descrita en la sección 2.4.7. Para la fuente utilizada, la constante de razón de dosis tiene un valor de $\Lambda = 0,953$ cGy/(hU).

Otro factor necesario es el cociente entre el factor geométrico en el punto (r, θ) y el factor geométrico en la posición de referencia $(1, \pi/2)$. El factor geométrico se halla a partir de las ecuaciones 2.6 y 2.7:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \frac{\cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right)}{L_s r \sin \theta} \quad (5.7)$$

Obteniéndose los siguientes resultados:

$$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad}) = 0,183 \text{ cm}^{-2}$$

$$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2) = 0,858 \text{ cm}^{-2}$$

El factor de dosis radial, se obtiene por interpolación de la tabla X a una distancia $r=2,328$ cm de la fuente, esta tabla debe ser propia de la fuente, en la sección 5.1 se explica de donde se obtuvo esta tabla para las fuentes ingresadas en el TPS. En este factor, se incluye el efecto del filtrado y material de la fuente en concreto, como se describió en la sección 2.4.9. El valor obtenido es $g(r=2,328\text{cm})=0,990$.

El último factor necesario es el factor de anisotropía, que al igual que el factor de dosis radial se halla por interpolación de una tabla específica para cada fuente.

Este factor, como se describió en la sección 2.4.10, proporciona la variación de dosis a cada distancia r debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio. El valor hallado para el caso en cuestión es $F(r=2,328 \text{ cm}, \theta=1,113 \text{ rad})=0,997$. Resumiendo, los datos calculados son los mostrados en la siguiente tabla:

Tabla XIV. Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43

	Valor	Unidades
$S_S(r_0, \theta_0)$	68,182	U=cGycm ² /h
Λ	0,953	cGy/(hU)
$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad})$	0,183	cm ⁻²
$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2)$	0,858	cm ⁻²
$g(r=2,328\text{cm})$	0,990	adimensional
$F(r=2,328\text{cm}, \theta=1,113 \text{ rad})$	0,997	adimensional

Fuente: elaboración propia.

De esta forma la tasa de dosis en el punto P(r=2.328 cm, θ =1.113 rad) es, según el formalismo TG-43:

$$\begin{aligned} \dot{D}(r, \theta) &= S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 68,182\text{U} \times 0,953\text{cGy}/(\text{hU}) \times \frac{0,1829\text{cm}^{-2}}{0,8580\text{cm}^{-2}} \times 0,9898 \times 0,9968 \quad (5.8) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 13,668\text{cGy}/\text{h} \end{aligned}$$

El cálculo realizado por el TPS en ese mismo punto es de $\dot{D}(r=2,328 \text{ cm}, \theta=1,113 \text{ rad})=14,136 \text{ cGy}/\text{h}$.

La diferencia porcentual entre ambos resultados es de 3,42%. El TECDOC 1151 recomienda que las discrepancias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina, en braquiterapia, no supere un 15%. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

5.4. Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo

Se realizó una comprobación independiente de la dosis impartida en los puntos de interés debido a un implante ginecológico completo compuesto de cuatro fuentes radiactivas de Cs-137 de baja tasa de dosis. Para el cálculo se realizó el procedimiento descrito en la sección 5.3.1 para cada fuente en cada punto de interés. Los puntos de interés son AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto. La dosis total en cada punto de interés es:

$$\text{Dosis total} = \dot{D}_{fuente1}t_1 + \dot{D}_{fuente2}t_2 + \dot{D}_{fuente3}t_3 + \dot{D}_{fuente4}t_4 \quad (5.9)$$

donde $\dot{D}_{fuente1}t_1$ es la tasa de dosis de la fuente 1 en el punto de interés en cGy/h y t_1 es la duración del implante de la fuente 1 y así sucesivamente para las fuentes 2,3 y 4. Los resultados obtenidos para un tiempo de 72 horas de duración de implante de cada fuente se resumen en la tabla XV.

Tabla XV. **Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo**

	Etiqueta	Fuente 1	Fuente 2	Fuente 3	Fuente 4	Total	Total TPS
1	AI	984,071	987,716	455,600	289,113	2 716,500	2 800,034
2	AD	1 033,133	1 037,880	278,279	539,871	2 889,163	2 971,117
3	BI	193,467	194,556	242,842	124,949	755,813	755,765
5	BD	194,774	194,070	121,554	255,414	765,813	763,791
6	Vejiga	283,501	535,440	646,251	537,144	2 002,335	2 029,225
7	Recto	158,865	335,779	570,513	1 003,436	2 068,593	2 098,752

Fuente: programa Theraplan Plus.

La discrepancia entre la comprobación independiente y el cálculo de rutina del TPS para el implante completo es de 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

CONCLUSIONES

1. Con las pruebas de garantía de calidad, el uso adecuado y la comprensión del sistema de planificación y las rutinas que usa el sistema, se garantiza la correcta planificación de un tratamiento de braquiterapia y permite evitar incidentes radiológicos.
2. Para garantizar el correcto funcionamiento del sistema de planificación de braquiterapia utilizado en el INCAN, se han implementado ocho pruebas que se deben realizar con una frecuencia específica, dependiendo de la prueba que sea.
3. Es preferible utilizar el formalismo para cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva, recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM), formalismo TG43, para sustituir el uso de la especificación en miligramos de radio equivalente de las fuentes, ya que esta, conlleva errores en su determinación debido a las constantes empleadas para calcularla.
4. Las magnitudes físicas usadas en braquiterapia se han modificado con el tiempo, el documento de la AAPM, TG-43, actualiza estas magnitudes. Instituciones del tercer mundo insisten en usar antiguas magnitudes a pesar del error en su determinación, esta es una novedad del presente trabajo al implementar dicho formalismo en el INCAN.
5. Los cálculos de dosis de radiación en un punto específico, realizados por el sistema de planificación, usando el formalismo de cálculo de

dosis TG-43, pueden verificarse manualmente, como se ha descrito en el capítulo siete.

6. La forma en que una fuente radiactiva actúa sobre la materia depende de su forma física, de su energía y del tipo de radiación que emita.

RECOMENDACIONES

1. Debido a que las fuentes de cesio 137 modelo CDC T1 son del año 1991, y las de modelo CDCS J, del año 1998; fue difícil hallar sus características físicas y dosimétricas exactas. Se deberían implementar fuentes más nuevas cuyas características sean fáciles de hallar y que hayan sido simuladas por algún método, como Monte Carlo.
2. Las pruebas descritas para la garantía de calidad deben realizarse con la frecuencia especificada y de la forma descrita para asegurar el correcto funcionamiento del sistema de planificación.
3. Realizar y conocer adecuadamente las rutinas de planificación en un implante de braquiterapia mejora la calidad del tratamiento de cáncer, y por tanto, mejora la probabilidad de curación del paciente.
4. Deben crearse bases de datos separadas en el sistema de planificación, una para pacientes tratados con radioterapia externa y otra para pacientes de braquiterapia; también deben actualizarse cada seis meses o antes si es necesario; esta es una de las limitaciones del sistema de planificación Theraplan Plus, él considera una sola base de datos tanto para teleterapia como braquiterapia.
5. Usar toda la herramienta de la que dispone el sistema de planificación, para facilitar el análisis de los resultados y optimizar el cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva y su representación gráfica con líneas de isodosis.

6. Actualizar la especificación de las fuentes usadas en braquiterapia, de miligramos de radio equivalente a tasa de kerma en aire de referencia. Deben usarse las nuevas magnitudes, que evitan el uso de tantas constantes. Esto ya se ha efectuado, quedando pendiente la aprobación del jefe de física médica como por parte del jefe del Departamento de Radioterapia.

7. Al comprar nuevas fuentes radiactivas, revisar si es necesario agregar pruebas al sistema de planificación para garantizar su calidad. Es preferible que las fuentes vengan calibradas en tasa de kerma en aire de referencia y se acompañen datos de las características físicas de las fuentes, que permitan emplear el método de la Asociación Americana de Físicos Médicos TG-43.

BIBLIOGRAFÍA

1. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. "Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM radiation therapy committee task group-40". *Medical physics*. 1994, vol 21, núm. 8, p. 581-618.
2. _____. "Remote afterloading technology". *Medical physics*. 1993, núm 41, 107 p.
3. _____. "Specification of brachytherapy source strength". *Medical physics*. 1987, núm. 21, 98 p.
4. ATTIX, Frank. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Wisconsin: WILEY-BCH Verlag GmbH, 2004. 633 p
5. BALTAS, Dimos; SAKELLION, L.; ZAMBOGLOU, N. *The physics of modern brachytherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 670 p.
6. CUNNINGHAM, Robert; JOHNS, H.; KASE, K. *The physics of radiology*. 4a ed. Illinois: Charles C. Thomas Publisher, 1983. 785 p.
7. DUTREIX, Andrée. *Brachytherapy training course*. México: UNAM, 1993. 30 p.

8. FRANCOIS, Juan. *Introducción al análisis de reactores nucleares: análisis de reactores nucleares*. México: UNAM, Facultad de Ingeniería, 2005. 9 p.
9. HANSON, W.F. "Brachytherapy source strength: quantities, units, and standards. Brachytherapy physics". *Medical Physics Publishing*. 1995, p. 71-85.
10. HENDEE, William; IBOOTT, G. *Radiation therapy physics*. 3a ed. Chicago USA: Year book Medical Publishers, 2005. 450 p.
11. HOROWITZ, Y. "Photon general cavity theory". *Radiation protection*. 1984, vol 9, núm. 1, p. 5-18.
12. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. "Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad". *Documentos técnicos*. 2000, núm. 1151, 135 p.
13. _____. "Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 1274, 60 p.
14. _____. "Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 430, 281 p.
15. _____. "Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos". *Documentos técnicos*. 2005, núm. 398, 261 p.

16. _____. “Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación”. *Documentos técnicos*. 1996, núm. 115, 86 p.
17. INTERNATIONAL BUREAU OF WEIGHTS AND MEASURES. *The international system of units (SI)*. 8a ed. París: IBPM, 2006. 180 p.
18. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. “Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1985, núm. 38, 130 p.
19. _____. “Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 2004, núm. 72, 175 p.
20. _____. “Fundamental quantities and units for ionizing radiation”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1998, núm. 60, 19 p.
21. INTER-SOCIETY COUNCIL FOR RADIATION ONCOLOGY (ISRO) *Radiation oncology in integrated cancer management*. Chicago USA: Inter-Society Council for Radiation Oncology, 1991. 49 p.
22. KAPLAN, Irving. *Nuclear physics*. 2a ed. Madrid: Aguilar, 1962. 460 p.
23. KHAN, Faiz M. *The physics of radiation therapy*. 4a ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 2010. 738 p.

24. LIZHOUNG, Liu. "Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 447-483.
25. LOEVINGER, R. "The role of standards laboratory in brachytherapy. National Bureau of Standards (USA)", *Proceedings of recent advances in brachtherapy physics*. 1981, vol 1, núm. PB-83-134221, p. 22-31.
26. MAYLES, Philip; NAHUM, Alan; ROSENWALD, Jean-Claude. *Handbook of radiotherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 1412 p.
27. MIJNHEER, Ben; BATTERMANN, J.; WAMBERSIE, A. *Quality assurance of treatment planning systems practical examples for Non-IMRT photon beams*. Bélgica: ESTRO, 2004. 93 p.
28. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS "Protection against radiation from brachytherapy sources". *National Council on Radiation Protection and Measurements*. 1972, núm. 40, 140 p.
29. PODGORSAK, Ervin. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA, 2005. 696 p.
30. RAVINDER, Nath, et al. "Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.

- 56". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1997, vol 24, núm. 10, p. 1557-1598.
31. _____. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recomendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1994, vol 22, núm. 2, p. 209-234.
32. RIVARD, Mark, et al. "Update of AAPM Task Group No. 43 report: a revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 633-674.
33. TAUHATA, Luiz, et al. *Radioprotecao e dosimetria*. 4a ed. Brasil: Instituto de radioprotección e dosimetría-CNEN, 2002. 170 p.
34. THERATRONICS INTERNATIONAL. *Theraplan plus, technical reference manual*. Ontario, Canada: Theratronics International, 2001. 370 p.
35. WILLIAMSON, Jeffrey. *Brachytherapy physics*. United States: Medical Physics Publishing, 1995. 709 p.
36. WYCKOFF, Allisy, et al. "The new special names of SI units in the field of ionizing radiations". *National Center for Biotechnology Information, Radiology*. 1976, vol 118, núm. 1, 233 p.
37. ZHANG, Pengpeng, et al. "AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube source". American Association of

Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 4, 759
p.

ANEXOS

Anexo 1. **Formulario para control de calidad del tratamiento**

Formulario para el control de calidad del tratamiento de Braquiterapia	
Paciente: _____	No. Registro: _____
Fecha de la aplicación: _____	Fecha de registro: _____
ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
1) Preparación del implante	
<input type="checkbox"/> a) Aplicación programada	
<input type="checkbox"/> b) Sala y cama asignada	
<input type="checkbox"/> c) Fuentes solicitadas	
<input type="checkbox"/> d) Integridad del aplicador verificada	
2) Patología	
<input type="checkbox"/> a) Hospital	
<input type="checkbox"/> b) Código de patología	
<input type="checkbox"/> c) Diagnóstico	
3) Inserción del aplicador	
<input type="checkbox"/> a) Identidad del aplicador verificada	
<input type="checkbox"/> b) Geometría del implante/aplicador registrada	
<input type="checkbox"/> c) Placas de verificación revisadas	
<input type="checkbox"/> d) Número e intensidad de las fuentes registrada	
<input type="checkbox"/> e) Prescripción fechada y firmada por el oncologo radio terapeuta	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 116.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
4) <u>Carga del implante</u>	
[] a) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] b) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] c) Implante cargado	
[] d) Fuentes empleadas registradas en inventario	
[] e) Cálculos de prescripción y tratamiento revisados por el físico el mismo día de cargado el implante	
5) <u>Para implantes por carga remota automática</u>	
[] a) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] b) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] c) Control de calidad diario realizado a la unidad de tratamiento	
[] d) Auto-radiografía revisada por el físico y el médico el mismo día del implante	
6) <u>Ejecución del implante</u>	
[] a) Orientaciones escritas a las enfermeras	
[] b) Sala/cuarto de tratamiento identificado	
[] c) Monitoreo radiológico completado	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 117.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA*	COMENTARIOS
[] d) Prescripción completada	
[] e) Fecha/hora de retiro de las fuentes registrado	
[] f) Médico responsable del implante informado de fecha/hora del retiro de fuentes	
[] g) Responsable de verificar el retiro del implante	
7) <u>Planificación del tratamiento</u>	
[] a) Plan revisado por el médico antes de completar el tratamiento	
[] b) Plan revisado por el físico antes de completar el tratamiento	
[] c) Administración del implante registrado en la hoja de tratamiento	
8) <u>Retiro del implante</u>	
[] a) Número de fuentes verificadas por el médico i) En la sala/cuarto del paciente ii) En el cuarto/local de fuentes	
[] b) Monitoreo radiológico de la sala/cuarto del paciente	
[] c) Fuentes retiradas inventariadas	
[] d) Formulario del monitoreo radiológico relleno	
9) <u>Registro y control del implante</u>	
[] a) Salida impresa de la unidad de carga remota automática auditada	
[] b) Placas de localización auditadas y archivadas	
[] c) Registro resumen de dosis impartidas relleno y firmado por el médico y el físico.	
*Marcar con un [✓] cuando la acción correspondiente esté ejecutada	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 118.

Anexo 2. Formulario para verificación de intensidad de fuentes

Formulario para la verificación de la intensidad de fuentes de braquiterapia con cámara de ionización de pozo.
Fecha de verificación: _____ Realizado por: _____
Descripción de la fuente(s): Radionucleido: _____ Tipo: _____ No. Serie: _____ Intensidad (por certificado del fabricante) $S_{K,cert} =$ _____ Número de certificado: _____ Fecha del certificado: _____
Cámara de ionización: Modelo/Serie: _____ / _____ Electrómetro: Modelo/Serie: _____ / _____
Factor de calibración: $N_{SK} =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2\text{A}^{-1}$, dado a $P_0 =$ _____ kPa, $T_0 =$ _____ °C
Corrección de la lectura del electrómetro: a) Corrección por densidad de aire: Temperatura $T =$ _____ °C y presión $P =$ _____ kPa al momento de la medición. $P_{TP} = (P_0/P)[(273,15 + T)/(273,15 + T_0)] =$ _____ Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $M_0 =$ _____ C/min(Q_{HV}) Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $Q_{HV/2} =$ _____ C/min b) Corrección por recombinaciones: $p_{ion} = (4/3) - (Q_{HV/2}/3Q_{HV}) =$ _____ c) Corrección por escala del electrómetro: $p_E =$ _____
Intensidad de kerma en aire medida: $S_K = M_0 N_{SK} P_{TP} p_{ion} p_E = S_K =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2$
Discrepancia $\Delta = (S_K - S_{K,cert}^*) \times 100 / S_{K,cert}^* =$ _____ % $S_{K,cert}^*$: valor corregido para la fecha de verificación

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 112.

Anexo 3. La función de anisotropía promedio para las fuentes intracavitarias de ¹³⁷Cs: Amersham, 3M y RTR pre-1982

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	0	2	4	6	8	10	12	14	16	18
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,50	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,75	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,985	0,986
1,00	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,946	0,953	0,958	0,965
1,25	0,901	0,901	0,901	0,892	0,879	0,894	0,915	0,931	0,944	0,953
1,50	0,897	0,897	0,896	0,885	0,874	0,887	0,906	0,922	0,936	0,946
2,00	0,893	0,893	0,891	0,876	0,869	0,883	0,900	0,915	0,928	0,939
2,50	0,891	0,891	0,888	0,870	0,867	0,882	0,898	0,913	0,925	0,937
3,00	0,889	0,889	0,886	0,866	0,866	0,881	0,897	0,912	0,924	0,935
3,50	0,889	0,889	0,884	0,864	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
4,00	0,888	0,888	0,883	0,862	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
5,00	0,888	0,888	0,883	0,861	0,866	0,882	0,898	0,912	0,924	0,934
7,00	0,890	0,890	0,883	0,861	0,868	0,884	0,900	0,913	0,925	0,935
10,00	0,895	0,895	0,887	0,866	0,874	0,889	0,904	0,917	0,928	0,937

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	20	25	30	35	40	50	60	70	80	90
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,998	0,999	1,000	1,000	1,000
0,50	0,000	0,996	0,995	0,996	0,997	0,998	0,999	0,999	1,000	1,000
0,75	0,986	0,989	0,992	0,994	0,995	0,997	0,998	0,999	1,000	1,000
1,00	0,970	0,980	0,985	0,989	0,992	0,996	0,998	0,999	1,000	1,000
1,25	0,960	0,973	0,981	0,986	0,990	0,995	0,997	0,999	1,000	1,000
1,50	0,954	0,969	0,977	0,984	0,988	0,994	0,997	0,999	1,000	1,000
2,00	0,948	0,964	0,974	0,981	0,986	0,993	0,996	0,998	1,000	1,000
2,50	0,946	0,962	0,973	0,980	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,00	0,944	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,50	0,943	0,960	0,971	0,979	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
4,00	0,943	0,960	0,971	0,978	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
5,00	0,943	0,959	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
7,00	0,944	0,960	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
10,0	0,945	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ¹³⁷Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 480.



Universidad de San Carlos de Guatemala
Facultad de Ingeniería
Escuela de Ciencias

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

Marcos Calixto Catú Sajcabún
Asesorado por el Lic. Franky Reyes

Guatemala, septiembre de 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A LA JUNTA DIRECTIVA DE LA
FACULTAD DE INGENIERÍA

POR

MARCOS CALIXTO CATÚ SAJCABÚN
ASESORADO POR EL LIC. FRANKY REYES

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE

LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

GUATEMALA, SEPTIEMBRE DE 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
FACULTAD DE INGENIERÍA



NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
VOCAL I	Ing. Alfredo Enrique Beber Aceituno
VOCAL II	Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco
VOCAL III	Ing. Miguel Ángel Dávila Calderón
VOCAL IV	Br. Juan Carlos Molina Jiménez
VOCAL V	Br. Mario Maldonado Muralles
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
EXAMINADOR	Lic. Ricardo Enrique Contreras Folgar
EXAMINADOR	Ing. José Rodolfo Samayoa Dardón
EXAMINADOR	Ing. Otto Miguel Hurtarte Hernández
SECRETARIO	Ing. Hugo Humberto Rivera Pérez

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

En cumplimiento con los preceptos que establece la ley de la Universidad de San Carlos de Guatemala, presento a su consideración mi trabajo de graduación titulado:

IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD A UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADO UTILIZADO EN BRAQUITERAPIA

Tema que me fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Ciencias, con fecha 26 de febrero de 2010.

Marcos Calixto Catú Sajcabún

ACTO QUE DEDICO A:

Mi hija

Por ser en todo momento la fuente
de mi inspiración.

AGRADECIMIENTOS A:

Mis padres

Por apoyarme siempre en todos los
ámbitos de mi vida.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	VII
LISTA DE SÍMBOLOS	XI
GLOSARIO	XIII
RESUMEN.....	XVII
OBJETIVOS.....	XIX
INTRODUCCIÓN.....	XXI
1. ASPECTOS TEÓRICOS	1
1.1. Radiación.....	1
1.1.1. Radiación ionizante	1
1.1.2. Tipos de radiación ionizante	2
1.2. Radiometría	2
1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia	2
1.3.1. Actividad	3
1.3.2. Tasa de exposición de referencia	4
1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia.....	5
1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia	6
1.4.1. Radio (Ra)-226	7
1.4.2. Cesio-137	7
1.4.3. Cobalto-60	9
1.4.4. Iridio 192.....	10
1.4.5. Oro 198.....	12
1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia.....	13

1.4.7.	Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia	14
2.	LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA	15
2.1.	Dosimetría	15
2.2.	Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia	15
2.2.1.	Técnicas de braquiterapia intersticial	16
2.2.2.	Técnicas de braquiterapia intracavitaria	16
2.3.	Modelos de cálculos de dosis.....	16
2.4.	Formalismo de dosimetría según el TG-43	17
2.4.1.	Concepto básico.....	17
2.4.2.	Geometría de la fuente.....	18
2.4.3.	Datos de referencia	19
2.4.4.	Formalismo TG-43	20
2.4.5.	Formulación 2D del TG-43	20
2.4.6.	Aproximación 1D del TG-43	21
2.4.7.	Constante de razón de dosis.....	22
2.4.8.	Factor geométrico	23
2.4.9.	Función radial de dosis.....	25
2.4.10.	Función de anisotropía.....	26
2.4.11.	Intensidad de kerma aire	26
2.5.	Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota	27
2.5.1.	Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron	27
2.5.2.	Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed	29
2.5.3.	Fuentes Bebig	30
2.6.	Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN	32
2.6.1.	Reconstrucción del implante de braquiterapia.....	33
2.6.2.	Posicionamiento automático.....	34

2.6.3.	Remover fuentes puntuales duplicadas	34
2.6.4.	Cálculo de dosis para fuentes puntuales	34
2.6.5.	Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43).....	35
2.6.6.	Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido	35
2.6.7.	Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual.....	36
2.6.8.	Cálculo de la razón de dosis de la fuente	36
2.6.9.	Cálculo de dosis para fuentes lineales	37
2.6.10.	Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal.....	38
2.6.11.	Cálculo de dosis absoluta.....	39
2.6.12.	Factor de tiempo del implante.....	39
2.6.13.	Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes.....	40
3.	GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA.....	41
3.1.	Elementos del programa de garantía de calidad	42
3.1.1.	Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento.....	46
3.1.2.	Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento	46
3.1.3.	Algoritmos de cálculos de dosis.....	47
3.1.4.	Verificación de los cálculos de dosis en el paciente	48
3.1.5.	Localización de las fuentes.....	49
3.1.6.	Requerimientos de exactitud en braquiterapia.....	49

3.2.	Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia	50
4.	IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN.....	51
4.1.	Pruebas y controles a realizarse	52
4.1.1.	Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento	52
4.1.2.	Prueba 2: Digitalizador	52
4.1.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...53	
4.1.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.	53
4.1.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	54
4.1.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo.....	56
4.1.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	56
4.1.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia	58
4.2.	Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS.....	59
4.2.1.	Frecuencia de los controles.....	59
4.2.2.	Bitácoras	60
4.2.3.	Controles rutinarios	61
4.3.	Resultados de las pruebas realizadas al TPS	62
4.3.1.	Prueba 1: Unidad central de procesamiento	62
4.3.2.	Prueba 2: Digitalizador	63
4.3.3.	Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo...63	

4.3.4.	Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.....	64
4.3.5.	Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple	65
4.3.6.	Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo	67
4.3.7.	Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación	68
4.3.8.	Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia.....	69
5.	INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN	75
5.1.	Datos utilizados	75
5.2.	Resultados.....	79
5.3.	Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43.....	81
5.3.1.	Procedimiento del cálculo independiente	83
5.4.	Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo	88
	CONCLUSIONES	91
	RECOMENDACIONES.....	93
	BIBLIOGRAFÍA	95
	ANEXOS.....	101

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

FIGURAS

1.	Esquema de decaimiento del cesio 137	8
2.	Esquema de decaimiento del cobalto 60.....	10
3.	Esquema principal de decaimiento del iridio 192	11
4.	Esquema de decaimiento del oro 198	12
5.	Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal	19
6.	Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío.....	23
7.	Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal.....	24
8.	Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192	28
9.	Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)	28
10.	de la fuente GammaMed de Ir-192.....	29
11.	Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig	30
12.	(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curietron	31
13.	Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés	33
14.	Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia	43
15.	Elementos contenidos en el formulario de control de calidad.....	61
16.	Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire	79

17.	Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia.....	83
-----	---	----

TABLAS

I.	Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia.....	6
II.	Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias	22
III.	Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron.....	32
IV.	Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40)	45
V.	Pruebas para el control de calidad	51
VI.	Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1	70
VII.	Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente.....	71
VIII.	Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes	72
IX.	Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43	76
X.	Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ¹³⁷ Cs: 3M, Amersham, RTR (pre-1982)	78
XI.	Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio.....	81
XII.	Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante....	84
XIII.	Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2	84

XIV.	Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43.....	87
XV.	Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo	88

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado
HVL	Capa hemirreductora
λ	Constante de decaimiento
Γ	Constante de razón de dosis
ρ	Densidad
D	Dosis absorbida
Kerma (K)	Energía cinética impartida en el medio
Cema (C)	Energía convertida por unidad de masa
X	Exposición
N_K	Factor de calibración de kerma en aire de la cámara de ionización
N_{elec}	Factor de calibración del electrómetro
k_{air}	Factor de corrección por atenuación por aire
k_n	Factor de corrección por no uniformidad
k_{scatt}	Factor de corrección por radiación dispersada
k_{TP}	Factor de corrección por temperatura y presión
MF	Factor de magnificación
γ	Fotón gamma
F(r,θ)	Función de anisotropía para fuente lineal
Φ_{an}	Función de anisotropía para fuente puntual
g(r)	Función de dosis radial
f_{cm}	Función de energía de rayos gamma
G(r,θ)	Función de geometría
GC	Garantía de calidad

K_r	Kerma en aire de referencia
α	Partícula alfa
β	Partícula beta
T	Período de semidesintegración
τ	Vida media

GLOSARIO

AAPM	Asociación Americana de Físicos en Medicina.
Algoritmo	Conjunto prescrito de instrucciones o reglas bien definidas, ordenadas y finitas que permite realizar una actividad o hallar la solución a un problema mediante pasos sucesivos.
Cuaderno de bitácora	Registro escrito de las acciones que se llevan a cabo en cierto trabajo o tarea.
Calibración	Procedimiento de comparación entre lo que indica un instrumento y lo que debería indicar de acuerdo a un patrón de referencia con valor conocido.
Cámara de ionización	Es esencialmente un capacitor en el cual la corriente de fuga es inducida a través de la acción del haz de radiación.
Cema	Es la energía convertida por unidad de masa, aplicable a radiación directamente ionizante.
DFC	Término que hace referencia a la distancia entre la fuente y la cámara.
Estocástica	Cantidad cuyo valor ocurre aleatoriamente y varía en forma discontinua en el espacio y tiempo. En

principio puede medirse con un error arbitrariamente pequeño.

Dosimetría	Es el cálculo de la dosis de radiación que recibirá el paciente (más o menos detallada por órganos o regiones) con un tratamiento determinado.
Dosis absorbida	Cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un material irradiado.
Electrómetro	Dispositivo de medición de corriente de carga inducida. Es muy sensible, se usa en conjunto con una cámara de ionización.
Exposición	Es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en aire de masa dm quedan completamente frenados en el aire.
Fluencia	Hace referencia a un flujo de partículas o de energía en un área determinada.
Garantía de calidad	Se refiere a las acciones planificadas y sistematizadas que garantizan que una estructura, o componente se comporte satisfactoriamente.
HDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una alta tasa de dosis de radiación.
Implante de braquiterapia	Consiste en colocar fuentes de radiación en un tumor o lugar de tratamiento con el fin de eliminar el tumor.

Kerma	Energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa, incluyendo la energía por pérdida radiactiva y excluyendo la energía que pasa de una partícula cargada a otra.
LDR	Término utilizado en braquiterapia para referirse a una baja tasa de dosis de radiación.
LSCD	Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica.
MgRaeq	Miligramos de radio equivalente, es aquella masa de radio 226 filtrada por 0.5 mm de platino que produce la misma tasa de kerma en aire que la fuente en cuestión.
No estocástica	Cantidad cuyo valor, en principio puede predecirse por cálculos y varía de forma continua en el espacio y tiempo.
OIEA, IAEA	Organismo Internacional de Energía Atómica.
OMS	Organización Mundial de la Salud.
PMMA	Polimetilmetacrilato, material utilizado para simular las propiedades del cuerpo humano, al utilizar radiaciones.
Radiometría	Se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética.

Radionúclido	Es un átomo con un núcleo inestable, caracterizado por exceso de energía disponible.
SCF	Hace referencia a un sistema de coordenadas fijo.
SCP	Hace referencia al sistema de coordenadas del paciente.
SFD	Hace referencia a la distancia desde la fuente radiactiva hasta la película radiográfica.
TECDOC	Documento Técnico.
TPS	Sistema de planificación de tratamientos computarizado usado en radioterapia.
TRS	Hace referencia a una serie de reportes técnicos, emitido por el OIEA.

RESUMEN

La radioterapia es de gran importancia en su aplicación para el tratamiento del cáncer; y para garantizar la óptima aplicación de sus protocolos y procedimientos, se auxilia de un programa de garantía de calidad basado en protocolos y normas de carácter mundial.

En este trabajo se hace una revisión de los principios de la radiación, su dosimetría y su aplicación en la braquiterapia, así como de un programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle" describiendo y aplicando diferentes pruebas para garantizar la calidad de la planificación de un tratamiento de braquiterapia, asegurando el correcto funcionamiento del sistema de planificación utilizado para este fin.

El trabajo está estructurado en cinco capítulos: el primer capítulo trata los aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, incluyendo la especificación de las fuentes y las fuentes usadas en braquiterapia. El segundo capítulo, describe la dosimetría de las fuentes de braquiterapia y las rutinas utilizadas en el sistema de planificación de tratamiento. El capítulo tres, estudia los elementos de un programa de garantía de calidad que se implementan en el capítulo cuatro, por medio de ocho pruebas de garantía de calidad realizadas al sistema de planificación de braquiterapia del Instituto Nacional de Cancerología (INCAN).

En el capítulo cinco se introduce de forma novedosa un método moderno de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia, sugerida por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, llamado formalismo TG-43.

OBJETIVOS

General

Implementar un programa de garantía de calidad al sistema de planificación de tratamiento de braquiterapia, en el Instituto de Cancerología y Hospital “Dr. Bernardo del Valle”.

Específicos

1. Implementar y realizar correctamente las pruebas necesarias que garanticen el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia del sistema de planificación.
2. Describir y realizar correctamente las rutinas en la planificación de un implante de braquiterapia usando el sistema de planificación.
3. Implementar la especificación de fuentes recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina, el formalismo TG-43, para actualizar las unidades de medida utilizadas en braquiterapia.
4. Minimizar la probabilidad de que ocurra un accidente radiológico debido a errores en el sistema de planificación.
5. Conocer las características físicas de la radiación y las fuentes de radiación utilizada en braquiterapia.

INTRODUCCIÓN

El cáncer es una enfermedad que cada día agobia más a la población y es una de las principales causas de muerte en todo el mundo, la Organización Mundial de la Salud calcula que, 84 millones de personas morirán de cáncer entre 2005 y 2015.

El objetivo principal al tratar el cáncer es destruir las células cancerosas sin exceder el nivel de tolerancia de las células sanas circundantes, los nuevos equipos de tratamiento que se producen en radioterapia, tienen como finalidad alcanzar ese objetivo de manera simple y eficaz.

El cáncer de cérvix es el tipo de cáncer más común en el sexo femenino en Guatemala, en las últimas estadísticas del Instituto de Cancerología, se observa que en un año, se atendieron 783 casos de cáncer de cérvix. El tratamiento de esta patología se hace con radioterapia externa, con braquiterapia o una combinación de ambos métodos, y para su tratamiento, tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora.

Los sistemas de planificación de tratamiento computarizado contienen módulos de software para diferentes formas de tratar el cáncer, estos pueden ser; radioterapia de intensidad modulada (IMRT), radioterapia conformada (CRT), radioterapia guiada con imagen (IGRT), simulación virtual, braquiterapia, etc. En todos los módulos, es necesario comprobar periódicamente su correcto funcionamiento para mejorar la exactitud en la administración de la dosis de

radiación, y evitar errores que puedan producir un accidente radiológico. El propósito de este trabajo es implementar un método para garantizar el buen funcionamiento del módulo de braquiterapia en el INCAN.

Tanto en radioterapia externa como en braquiterapia, se hace una planificación del tratamiento antes de iniciarse, cuando esta planificación se hace en un sistema de planificación por medio de una computadora, debe comprobarse periódicamente su correcto funcionamiento para evitar errores que puedan conllevar a un accidente radiológico.

La garantía de calidad del funcionamiento de los sistemas de tratamiento computarizado a tomado relevancia debido a accidentes que se han reportado debido al descuido en el uso de esta herramienta: en el 2000 en Panamá, se introdujo incorrectamente los datos de bloqueos del haz de radiación en el TPS; en 1982, en un hospital de Inglaterra, se suministró dosis menores a las necesarias para el tratamiento cuando se introdujo el uso del TPS en vez del cálculo manual; en 1987 al sustituirse una fuente de cobalto 60 en un hospital de Maryland, Estados Unidos, el físico encargado no actualizó correctamente los datos en el TPS. La garantía de calidad de este sistema, permite asegurar que las dosis calculadas en puntos de interés son correctas.

El presente trabajo consta de cinco capítulos, el primero trata de aspectos teóricos relacionados al presente trabajo, haciendo énfasis en las características físicas de las fuentes de radiación utilizadas en braquiterapia.

En el capítulo dos se estudia la dosimetría de las fuentes de radiación en braquiterapia, tomando como base el formalismo de cálculo de dosis TG-43, considerado el modelo más completo disponible actualmente. También se

describen las rutinas que realiza el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus en la planificación de un implante de braquiterapia.

En el tercer capítulo se describen los elementos de un programa de garantía de calidad en braquiterapia, específicamente del sistema de planificación de tratamientos de braquiterapia.

El capítulo cuatro, trata sobre el programa de garantía de calidad en braquiterapia en el Hospital "Dr. Bernardo del Valle"; este programa se hizo implementando ocho pruebas que verifican la exactitud de los cálculos del sistema y que esta exactitud se mantenga en el tiempo, estas pruebas deben realizarse en intervalos de tiempo específicos.

Finalmente, en el capítulo 5, se introdujo el formalismo de cálculo de dosis TG-43 para su implementación en el hospital y se calculó detalladamente la dosis en puntos de interés en un paciente real. En los anexos se incluyen dos formularios, uno para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia y otro para la verificación de la intensidad de las fuentes de braquiterapia, también se incluye una tabla de factores de anisotropía para las fuentes de cesio 137 utilizadas en el INCAN.

1. ASPECTOS TEÓRICOS

En este primer capítulo, se introducen varios conceptos necesarios para los próximos capítulos de este trabajo. Se hace énfasis en las especificaciones de las fuentes de radiación en braquiterapia y sus esquemas de decaimiento.

1.1. Radiación

Se aplica el término radiación a la emisión y propagación de energía a través del espacio o por un medio material. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.1.1. Radiación ionizante

Es la radiación que puede ionizar la materia directa o indirectamente. La radiación que ioniza directamente (partículas cargadas) deposita su energía en el medio por medio de la interacción de Coulomb entre la partícula cargada directamente ionizante y los electrones orbitales de los átomos en el medio. La radiación que ioniza indirectamente (neutrones y fotones (rayos X y rayos γ)), deposita su energía en el medio por medio de dos procesos:

- En el primer proceso, una partícula cargada es liberada en el medio (los fotones liberan electrones o positrones, los neutrones liberan protones o iones pesados)
- En el segundo proceso, las partículas cargadas liberadas depositan su energía en el medio a través de interacciones de Coulomb con electrones

orbitales de los átomos en el medio. (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

1.1.2. Tipos de radiación ionizante

Las radiaciones ionizantes generalmente se caracterizan por su capacidad para excitar e ionizar átomos de la materia con la que interacciona. Entre los tipos de radiación ionizantes están: rayos gamma, rayos X, electrones, neutrones y partículas cargadas pesadas.

1.2. Radiometría

La radiometría se ocupa del estudio de la medida de la radiación electromagnética. Las mediciones sobre la radiación o investigaciones de los efectos de la radiación requieren de varias especificaciones del campo de radiación en puntos de interés.

Varias cantidades y unidades han sido definidas para describir los haces de radiación, las siguientes cantidades son usadas para describir un haz de radiación mono energético ionizante: fluencia de partículas, fluencia de energía, tasa de fluencia de partículas y tasa de fluencia de energía.

1.3. Especificaciones de las fuentes de braquiterapia

Numerosas recomendaciones internacionales indican la conveniencia de especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia en unidades de tasa de kerma en aire; tanto en los certificados de los laboratorios de calibración, como en los sistemas de planificación y en la prescripción y documentación de los tratamientos, aunque en la práctica clínica se prefiere usar Grays.

La intensidad de kerma en aire, está definida como el producto de la tasa de Kerma aire en aire $K_{(air)air}$ y el cuadrado de la distancia entre el punto de calibración y el centro de la fuente en el eje bisector de la misma. (IAEA. Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia. 2004). Se simboliza como S_K y sus unidades son: $[S_K]=\mu Gy-m^2-h^{-1}= cGy-cm^2-h^{-1}$.

La cantidad recomendada para la especificación de fuentes de rayos gamma es la tasa de referencia de kerma en aire, la cual para fuentes lineales tipo alambre o cadenas de semillas de ^{192}Ir se emplea la cantidad: intensidad lineal de kerma en aire, definida como la S_K por unidad de longitud de la fuente. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

1.3.1. Actividad

La actividad se define como el número de desintegraciones por unidad de tiempo de un isótopo radiactivo; dado que la desintegración no tiene unidades, la actividad es medida en s^{-1} . La unidad de la actividad es el Becquerel, $1(Bq)=s^{-1}$, aunque por muchos años (y se usa a veces en la actualidad) su unidad fue el Curio (Ci).

$$1 Ci = 3,70 \times 10^{10} Bq \quad (1.1)$$

De lo anterior, la magnitud de la fuente de cualquier radionúclido puede ser especificado en submúltiplos de Ci (en la práctica clínica se prefiere el mCi).

La tasa de exposición \dot{X} a cualquier punto particular es proporcional al producto de la actividad, su constante de razón de exposición e inversamente proporcional a d^2 . (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010):

$$\dot{X} = \Gamma \frac{A}{d^2} \quad (1.2)$$

donde A es la actividad y \dot{X} la constante de razón de exposición. Sin embargo, se puede introducir errores en este método debido a que se debe aplicar correcciones para la fuente y filtración de las paredes y que la constante de razón de exposición no se puede conocer exactamente. Cabe mencionar que, la exactitud de la constante de razón de exposición depende del conocimiento exacto de los datos espectroscópicos y los coeficientes de absorción relevante. (Faiz Khan The physics of radiation therapy. 2010).

1.3.2. Tasa de exposición de referencia

El Consejo Nacional sobre Protección Radiológica y Mediciones (NCRP) de Estados Unidos, recomienda que la magnitud de cualquier emisor \dot{X} deba ser especificada directamente en términos de razón de exposición en aire a una distancia específica tal como 1 metro.

Esta especificación puede llevarse a cabo simplemente midiendo la razón de exposición en aire libre a una distancia suficientemente grande que la fuente pueda ser tratada como puntual. Una gran distancia minimiza la dependencia de la calibración sobre la construcción de la fuente y el detector, esto debido a que ambos pueden ser tratados como puntuales. Además, el efecto de la transmisión oblicua de los rayos \dot{X} a través de la cápsula de la fuente se vuelve despreciable.

Loevinger (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981), recomienda la calibración de las fuentes de braquiterapia en términos de dosis absorbida en agua cerca de la fuente. Sin embargo, tal

calibración no está disponible comúnmente, por lo que el método de razón de exposición lejos de la fuente sigue siendo el método más apropiado.

La cantidad recomendada para la especificación de las fuentes gamma es la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$

1.3.3. Intensidad de kerma en aire y tasa de kerma en aire de referencia

La tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$, está definida por la Comisión Internacional en Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia de 1 metro, corregida para los efectos de atenuación y dispersión; tiene como unidades Gy/s aunque es más conveniente usar $\mu\text{Gy/h}$ para LDR y mGy/h para HDR.

La Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) recomienda especificar la emisión de fotones de una fuente en términos de la intensidad de kerma en aire (*air-kerma strength*) S_K . La relación entre $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$ y S_K está dada por:

$$S_K = (\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}} d_{\text{ref}}^2 \quad (1.3)$$

donde d_{ref} es la distancia de referencia para donde la tasa de kerma en aire es definida (1m). Claramente, la intensidad de kerma en aire y la tasa de kerma en aire son numéricamente iguales y se diferencian únicamente por sus unidades, de este modo, la denominada intensidad de kerma en aire viene dado por $1\text{U} = 1\mu\text{Gym}^2/\text{h} = 1\text{cGycm}^2/\text{h}$ recomendada por el TG 43. (R. Loevinger. The role of standards laboratory in brachytherapy. 1981).

Antiguamente se usaban las cantidades miligramo de radio equivalente y Actividad aparente para la especificación de las fuentes de braquiterapia, en el aún se usa la primera de éstas, y con este trabajo se sugiere su actualización.

1.4. Fuentes de radiación en braquiterapia

A partir del descubrimiento del elemento radio, este fue el más utilizado en braquiterapia; sin embargo, los radioisótopos artificiales ofrecen ventajas especiales en algunas situaciones debido a: la energía de sus rayos γ , flexibilidad de las fuentes, tamaño de las fuentes y vida media.

Tabla I. **Características físicas de radionúclidos usados en braquiterapia**

radionucleido	Vida Media	Energía del fotón	Valor medio de la capa (mm de plomo)
^{226}Ra	1600 años	0,047-2,450 (0,83 avg)	8,0
^{222}Rn	3,83 días	0,047-2,45 (0,83 avg)	8,0
^{60}Co	5,26 años	1,17 1,33	11,0
^{137}Cs	30 años	0,662	5,5
^{192}Ir	74,2 días	0,136-1,06	2,5
^{198}Au	2,7 días	0,412	2,5
^{125}I	60,2 días	0,028 avg	0,025

Fuente: Faiz, Khan. The physics of Radiation Therapy. p. 355.

La tabla I, muestra las fuentes usadas comúnmente en braquiterapia así como sus propiedades físicas relevantes.

A continuación se describen las características de los isótopos radiactivos de mayor importancia en braquiterapia: radio (Ra), cesio 137 (Cs-137), cobalto 60 (Co-60), iridio 192 (Ir-192) y oro 198 (Au-198).

1.4.1. Radio (Ra)-226

Es el sexto miembro de la serie del uranio, la cual empieza con $^{238}_{92}\text{U}$ y finaliza con el isótopo $^{286}_{82}\text{Pb}$. El radio se desintegra con una vida media de 1620 años para formar radón.



El núcleo de radón producido es un gas inerte que se desintegra en otro producto hijo. Como resultado del proceso de decaimiento a partir del radio hasta el plomo estable, se producen al menos 49 rayos γ con energías en el rango desde 0,184 a 2,45 MeV. La energía media de los rayos γ es 0,83 MeV. (Philip Mayles; Alan Nahum; Jean-Claude Rosenwald. Handbook of radiotherapy physics. 2007).

Una filtración de al menos 0,5 mm de platino que conforma la cápsula de la fuente, es suficiente para absorber todas las partículas α y la mayoría de las partículas β emitidos por el radio y sus productos hijos. Solo rayos γ son usados para terapia.

1.4.2. Cesio-137

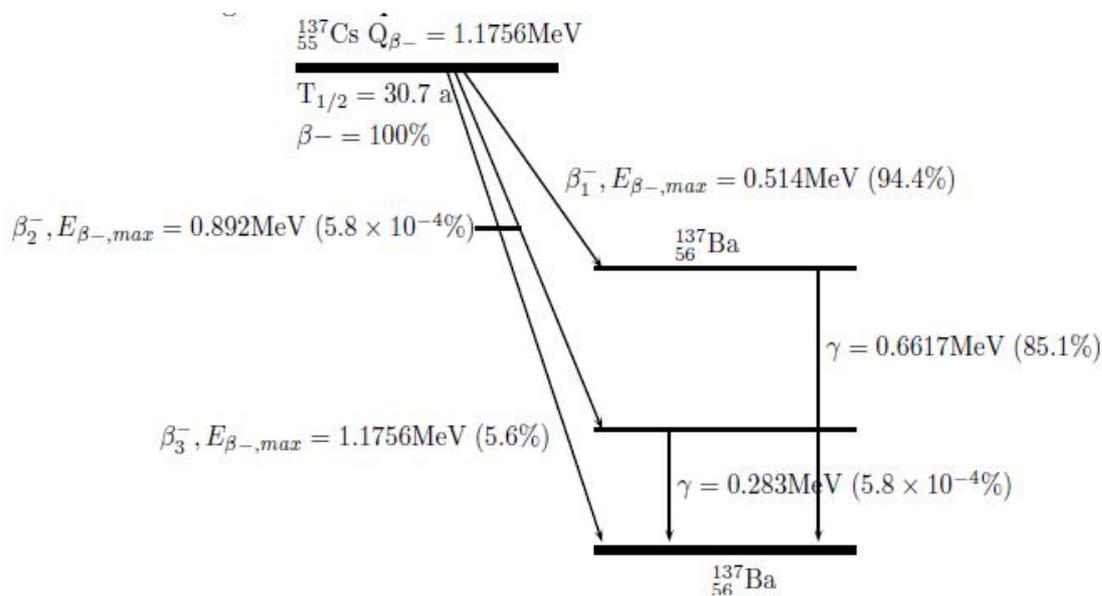
El cesio es un radioisótopo emisor de rayos γ el cual es usado como un sustituto del radio en braquiterapia intersticial e intracavitaria. Este se provee en forma de polvo insoluble o micro esferas de cerámica doblemente encapsuladas

en agujas de acero inoxidable y tubos. El cesio 137 es usado ampliamente para tratamientos de cáncer ginecológico y son implantados manualmente.

El cesio 137 emite rayos γ de energía 0,662 MeV, el esquema de decaimiento en la figura 1 muestra que el cesio 137 se transforma en Ba-137 por un proceso de decaimiento β^- pero el 93,5% de las desintegraciones son seguidas de rayos γ a partir del estado meta estable del Ba-137.

Las partículas β y los rayos x característicos de baja energía son absorbidos por el material de acero inoxidable, de esta forma, la fuente para uso clínico es un emisor de rayos γ puro.

Figura 1. Esquema de decaimiento del cesio 137



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 153.

La constante de razón de exposición Γ_{δ} para cesio 137 no filtrado es 3,26 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ comparando este valor con Γ_{δ} de radio filtrado que es 8,25 R/cm²mCi⁻¹h⁻¹ para 0,5 mm Pt, el factor de conversión es

$$\frac{8,25}{3,26} = 2.53 \text{mCi de Cs-137/mg de Ra-226} \quad (1.5)$$

sin embargo, a lo largo del eje transversal de fuentes clínicas, (cesio con 0,5 mm de acero y radio con 0,5 mm de filtración generalmente) el factor de conversión medio ha sido calculado como 2,55 para agujas de cesio y 2,59 para tubos de cesio 137. (Frank Attix. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. 2004).

1.4.3. Cobalto-60

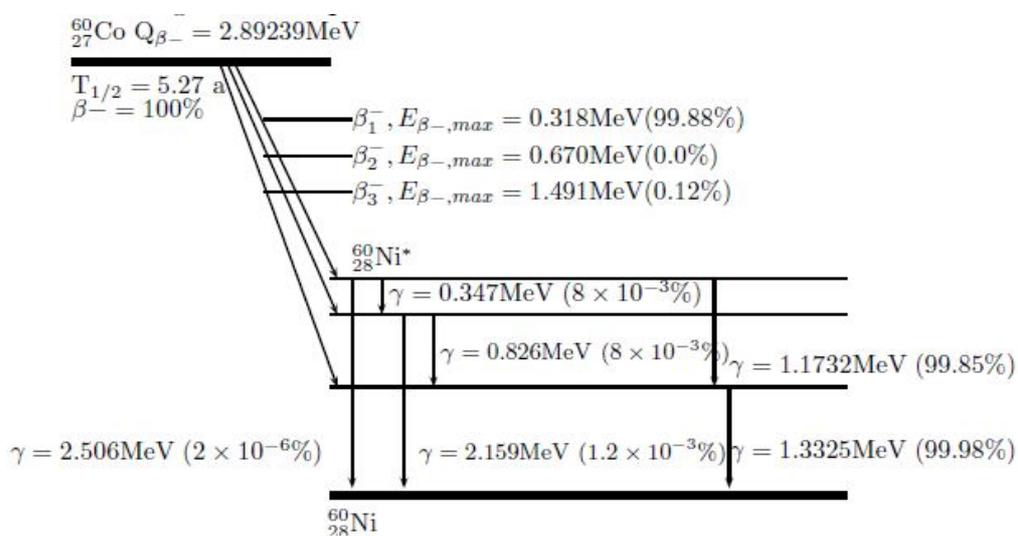
Debido a la alta actividad específica, el Co-60 es apropiado para la fabricación de fuentes pequeñas de alta actividad y se ha usado principalmente para sustituir al Ir-192 para braquiterapia ginecológica.

El Co-60 sufre decaimiento β^- al estado excitado de Ni-60 como se muestra en la figura 2. La des-excitación al estado estable del Ni-60 se ocurre principalmente por la emisión de rayos gamma que tienen dos líneas de energías dominantes de 1,1732 y 1,332 MeV, ambos con una intensidad absoluta de aproximadamente 100%. En promedio se emiten dos fotones por desintegración. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

Los principales rayos β^- tienen una energía máxima de 0,318 MeV, una energía media de 0,096 MeV y una intensidad absoluta de 99,88%. Los rayos beta de alta energía, tienen una energía máxima de 1,491 MeV y una energía media de 0,626 MeV con una probabilidad de emisión de 0,12%.

Debido a la relativamente baja energía de los electrones emitidos, su filtración puede alcanzarse fácilmente debido al mismo material del cobalto o con finas capas de encapsulado.

Figura 2. **Esquema de decaimiento del cobalto 60**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 150.

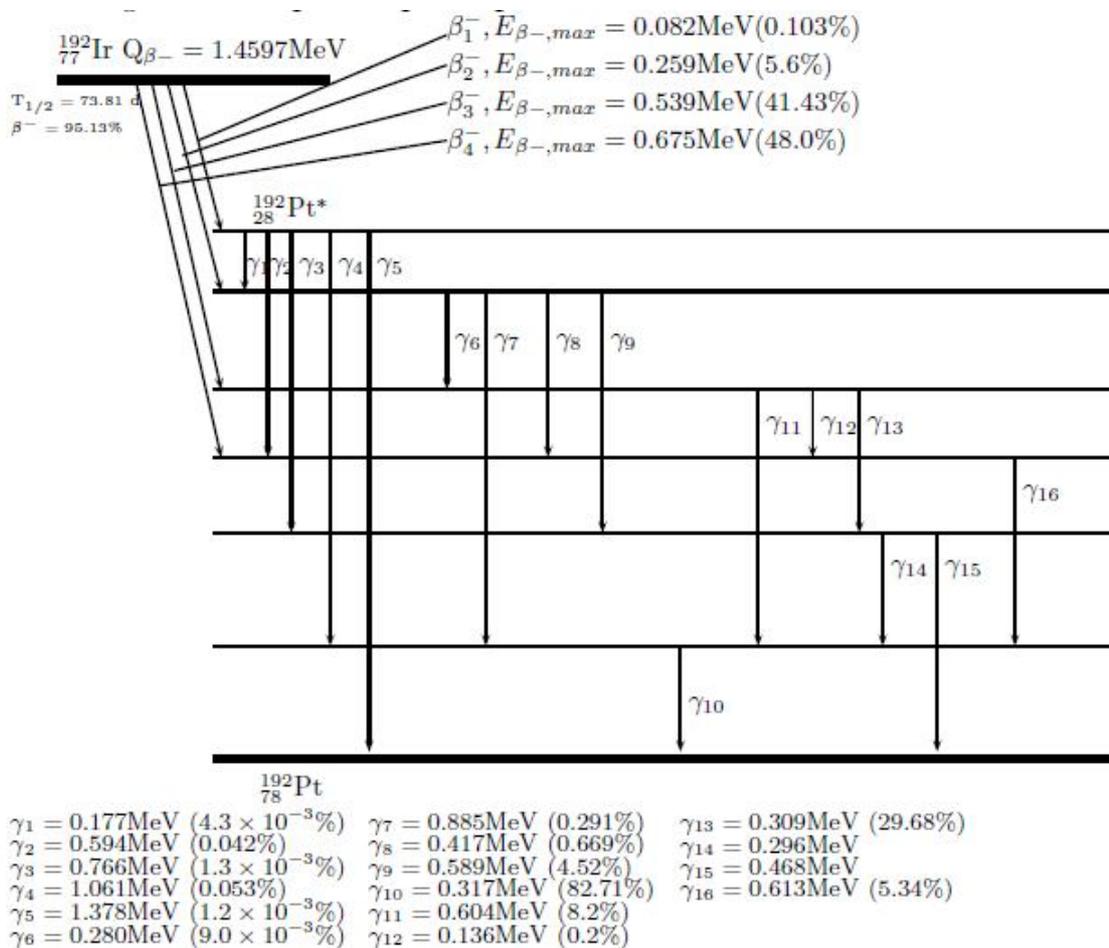
El Co-60 es más caro de producir que el Cs-137. Debido a que el Co-60 tiene una vida media de 5,27 años, tiene importantes ventajas en cuanto a costos comparado con fuentes de iridio 192, las cuales debido a su corta vida media, de 73,8 días, deben reemplazarse más a menudo. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010)

1.4.4. Iridio 192

Las fuentes de iridio son fabricadas en forma de delgados alambres flexibles y pueden ser cortadas a las longitudes deseadas, también se usan

comúnmente cintas de nylon que contienen semillas de iridio de 3 mm de longitud y 0,5 mm en diámetro con una separación de 1 cm entre sus centros. Ambas formas, de alambre y de cintas de semillas son muy adecuadas para la técnica de carga remota.

Figura 3. Esquema principal de decaimiento del iridio 192



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 158.

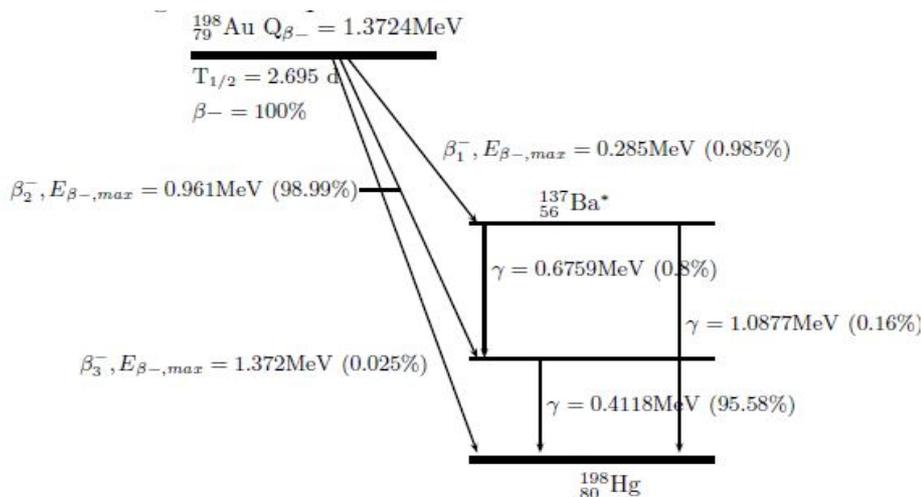
El iridio 192 tiene un espectro de rayos γ complicado con una energía media de 0,38 MeV; debido a esto, estas fuentes requieren menos blindaje para la protección del personal. La figura 3 muestra el esquema de decaimiento del iridio 192.

La desventaja del iridio es su corta vida media (74,2 días), no obstante su vida media es larga comparada con el tiempo de tratamiento promedio por lo que las fuentes pueden ser usadas para implantes no permanentes. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.5. Oro 198

Estas fuentes son en forma de semillas o granos que consisten en un isótopo radiactivo de oro (Au-198), el Au-198 es usado en implantes intersticiales y ha sido usado en implantes permanentes.

Figura 4. Esquema de decaimiento del oro 198



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 155.

El oro 198 tiene una vida media de 2,7 días y emite rayos γ monoenergéticos de 0,412 MeV de energía, también emite rayos β de una energía máxima de 0,96 MeV pero son absorbidos por una capa de platino de 0,1 mm que rodea las semillas. Una semilla de oro es generalmente de 2,5mm de longitud con un diámetro externo de 0,8mm.

Debido a la baja energía de sus rayos γ , la protección del personal es más fácil de manejar que en el caso del radón. (Faiz Khan. The physics of radiation therapy. 2010).

1.4.6. Fuentes de rayos beta usadas en braquiterapia

Fuentes de rayos beta son usadas principalmente en lugares donde la braquiterapia está más avanzada. Estas fuentes son:

- Estroncio 90 que decae en itrio 90, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides.
- Rutenio 106 que decae en rodio 106, utilizada en tratamientos de melanomas de coroides y retinoblastomas.
- Itrio 90, fuentes de alambre son producidas para usarse en braquiterapia intravascular para prevenir la reestenosis.
- Fósforo 32, actualmente se producen fuentes de alambre de fósforo 32 para tratamiento intravascular para prevenir la reestenosis¹.

¹ Reparación de un estrechamiento u obstrucción de una arteria tras un procedimiento intervencionista

La ventaja de este tipo de fuentes es que la actividad está localizada muy cerca del objetivo, de esta forma se requiere menor actividad para alcanzar la razón de dosis deseada que con una fuente lineal.

1.4.7. Fuentes de fotones de baja energía usadas en braquiterapia

Actualmente los dos radionúclidos que emiten fotones de baja energía (energía media <100 keV) son usados para braquiterapia intersticial y aplicadores superficiales: yodo 125 y paladio 103.

El uso de estos nucleídos y el número de nuevos diseños de fuentes en el mercado incrementa rápidamente. Todas estas fuentes son de forma cilíndrica, encapsuladas en titanio con un diámetro externo de 0,8 mm y longitud de 4,5 mm. Se han diseñado otros dos de prototipos fuentes de fotones de baja energía, iterbio-169 y samario-145 y en algunos casos se han usado para terapia. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004)..

Fuentes de paladio 103 son usadas principalmente en implantes permanentes (por ejemplo, tumores de próstata) como alternativa al yodo 125.

2. LA BRAQUITERAPIA EN LA PRÁCTICA

En la práctica de la braquiterapia, es importante considerar los siguientes aspectos: la dosimetría de la radiación, la técnica, el equipo y el personal que interviene y la correcta planificación del implante por medio de un planificador de tratamiento computarizado adecuado. Añadido a esto, la garantía de calidad del sistema de planificación.

2.1. Dosimetría

Dosimetría de la radiación (o simplemente dosimetría) trata de las mediciones de la dosis absorbida o razón de dosis que resulta de de la interacción de la radiación ionizante con la materia. Más ampliamente se refiere a la determinación de esas cantidades así como cualquier otra cantidad radiológicamente relevante tal como exposición, kerma, fluencia, dosis equivalente, energía impartida y otras.

A menudo se mide una cantidad (usualmente la dosis absorbida) y de ella deriva otras por cálculos basadas en relaciones definidas previamente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.2. Tipos de aplicaciones estándar en braquiterapia

Se pueden dividir en dos grupos atendiendo al tiempo de duración de la aplicación: (a) Implantes temporales, si la duración de la aplicación es finita, (b) Implantes permanentes, si la fuente radiactiva se aplica de manera permanente.

Por otra parte, se pueden clasificar atendiendo al modo de carga del material radiactivo en: (a) Implantes de carga inmediata, aquellos en los que el material radiactivo se coloca en el mismo acto de la realización del implante, (b) Implantes de carga diferida, aquellos en los que el material radiactivo no se coloca en el mismo acto del implante, sino después de ubicar al paciente en una sala dedicada a ese fin.

2.2.1. Técnicas de braquiterapia intersticial

Se aplica este término a aquellos implantes en los que el material radiactivo queda colocado en el interior del tejido, atravesando el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: técnica de hilos plásticos, técnica de agujas vectoras, técnica de agujas hipodérmicas, técnicas de horquillas vectoras.

2.2.2. Técnicas de braquiterapia intracavitaria

Este término se aplica a aquellos implantes en los cuales el material radiactivo queda colocado en el interior de cavidades naturales del organismo, en contacto con el tumor o la zona a irradiar. Las técnicas más utilizadas son: aplicadores rígidos (tipo Fletcher), aplicadores flexibles (tipo Delouche), moldes vaginales (tipo Chassagne).

2.3. Modelos de cálculos de dosis

Un método muy antiguo aunque aún usado en muchos hospitales, es usar un sistema que utiliza tablas que dan la dosis impartida por miligramo de radio equivalente por hora (mgRaeq/h) como una función del volumen o área a tratar.

Actualmente se usan nuevos métodos como el TG-43, el uso de la integral de Sievert directamente o tablas de dosis pre calculadas.

El protocolo TG-43 es un modelo de cálculo de dosis modulada y es considerado el modelo más completo disponible actualmente, fue introducido en 1995 y actualizado en 2004 por la AAPM y permite calcular la distribución de dosis de manera bidimensional, alrededor de una fuente con simetría cilíndrica.

2.4. Formalismo de dosimetría según el TG-43

El formalismo del AAPM TG-43, puede considerarse como el formalismo más completo disponible actualmente, pues introduce e incorpora constantes de razón de dosis y varios parámetros dosimétricos que dependen del diseño específico de la fuente.

El formalismo TG-43, es un formalismo consistente, simple para implementar, y se basa en un pequeño número de parámetros que pueden obtenerse de cálculos de distribución de razón dosis alrededor de una fuente en un medio equivalente de agua, por medio de simulaciones hechas en Monte Carlo (MC) o por mediciones en ese medio. Esto incrementa la exactitud en los cálculos que se realizan en una clínica, los cuales se realizan siempre en agua y no en el espacio libre (aire).

2.4.1. Concepto básico

Los sistemas de planificación de tratamiento tradicionales, calculan la distribución de dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 por interpolación de tablas conteniendo la razón de dosis o por integrales de Sievert. Sin embargo, algunos sistemas de planificación recientes, tales como el

Varian BrachyVision, y el Theraplan plus 3.8 (de Nordion), han discontinuado el uso de tablas y han implementado el formalismo del protocolo TG-43 como el algoritmo de cálculo dosimétrico en braquiterapia.

En el formalismo de cálculo de dosis TG-43, protocolo dosimétrico recomendado por la AAPM, la razón de dosis de fuentes de braquiterapia es el producto de: la magnitud aire kerma, la constante de razón de dosis, el factor geométrico, la función de dosis radial y la función de anisotropía de la fuente de radiación para el cálculo de dosis.

Para calcular la dosis alrededor de fuentes cilíndricas de Cs-137 de una longitud física típica de 2 cm, varios investigadores han usado diversas técnicas como; integración numérica de distribución de dosis de fuentes puntuales, simulaciones con Monte Carlo, mediciones de dosis usando cámaras de iones, diodos y radiografías.

2.4.2. Geometría de la fuente

Todas las fuentes actualmente en uso en braquiterapia tienen una geometría cilíndrica y están construidas con un núcleo activo y un encapsulamiento, de forma que se puede asumir una geometría cilíndrica para la distribución de dosis con respecto al eje longitudinal.

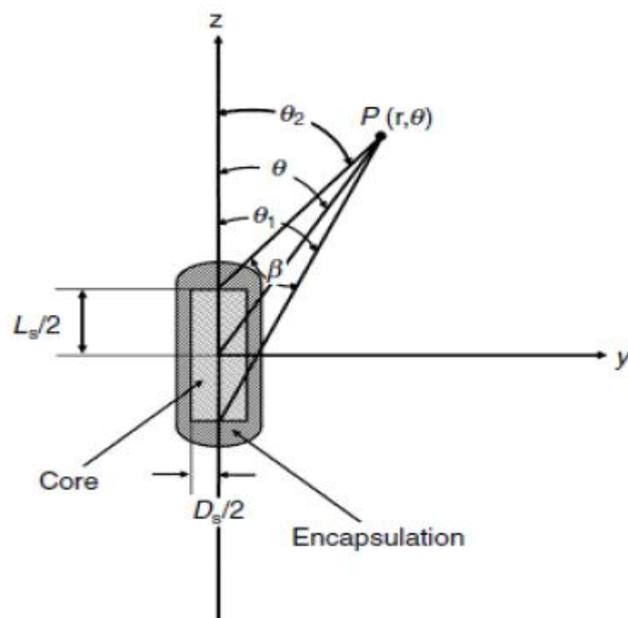
La precisión en los cálculos de dosis alrededor de las fuentes de braquiterapia está limitada por la precisión de los datos dosimétricos y los parámetros de las fuentes usadas, sin embargo, la precisión de tales cálculos depende también de las suposiciones y limitaciones del modelo o formalismo adoptado.

Para el caso de fuentes con geometría cilíndrica, el modelo incluye una anisotropía en la distribución de dosis alrededor de las fuentes, causada por la atenuación y absorción de la radiación por la fuente misma y por su encapsulamiento. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.3. Datos de referencia

Los puntos de referencia (r_0, θ_0) en este reporte se eligen de tal forma que estén en el bisector transverso de la fuente a una distancia de 1 cm desde su centro, es decir, $r_0=1\text{cm}$ y $\theta_0=\pi/2$, como se muestra en la figura 5:

Figura 5. **Geometría usada en el cálculo de la distribución de dosis cerca de una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 303.

Esta elección del punto de referencia para el cálculo de dosis en un medio es consistente con la práctica tradicional de usar una distancia de 1 cm desde la fuente como un punto de referencia. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.4. Formalismo TG-43

Inicialmente este formalismo se desarrolló para fuentes de braquiterapia intersticial como I-125, Pd-103 y Ir-192. Sin embargo, este no es un problema para aplicarlo para otras fuentes para braquiterapia intracavitaria como Cs-137 muy usadas aún en implantes ginecológicos. En el formalismo TG-43 la razón de dosis en el punto (r, θ) se escribe como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (2.1)$$

donde S_k es la intensidad de kerma en aire (descrita en la sección 2.4.11); Λ es la constante de razón de dosis (descrita en la sección 2.4.7); $G(r, \theta)$ es el factor de geométrico (descrito en la sección 2.4.8); $g(r)$ es la función radial de dosis (descrita en la sección 2.4.9); y $F(r, \theta)$ es la función de anisotropía (descrita en la sección 2.4.10) y $G(1, \pi/2)$ es el factor geométrico a 1 cm a lo largo del eje transversal de la fuente. (Ervin Podgorsak. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. 2005).

2.4.5. Formulación 2D del TG-43

El TG-43 restringe sus consideraciones a fuentes cilíndricamente simétricas (vea figura 5) para tales fuentes, la distribución de dosis es bidimensional y puede describirse en términos de un sistema de coordenadas polares con su origen en el centro de la fuente donde r es la distancia al punto

de interés y θ es el ángulo con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.4.6. Aproximación 1D del TG-43

Algunos sistemas de planificación usan el modelo unidimensional isotrópico de una fuente puntual para calcular la distribución de dosis. En esta aproximación, la dosis depende solo de la distancia radial desde la fuente, la contribución de la razón de dosis en tejido debido a cada semilla puede aproximarse por el promedio de la distribución de la razón de dosis a una distancia específica r sobre el rango total de orientación posible, el cual se calcula sobre una esfera de radio r .

$$\dot{D}(r) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{4\pi} \dot{D}(r, \theta, \phi) d\Omega \quad (2.2)$$

donde $d\Omega = \sin \theta d\theta d\phi$ es el ángulo sólido.

Debido a la simetría cilíndrica de la distribución de dosis para todas las fuentes tratadas por el protocolo TG-43, se tiene que (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994):

$$\dot{D}(r) = \frac{S_K \Lambda}{r^2} g(r) \phi_{an}(r) \quad (2.3)$$

donde $\phi_{an}(r)$ es el factor de anisotropía; el factor de anisotropía es la proporción de la razón de dosis a una distancia r , promediada con respecto a un ángulo sólido.

2.4.7. Constante de razón de dosis

La constante de razón de dosis Λ , tanto para la formulación 2D del TG-43 como para la aproximación 1D del TG-43, se define como la razón de dosis en agua a una distancia de 1 cm sobre el eje transversal por unidad de magnitud kerma en aire de la fuente en agua:

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_K} \quad (2.4)$$

con unidades $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$, incluye el efecto de la geometría de la fuente, distribución espacial de la radiactividad dentro la capsula, filtración de la fuente y dispersión en agua circundante a la fuente ($1\text{U}=1\mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1}$). (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994). En la tabla II se muestra la constante de razón de dosis para varias fuentes de Cs-137.

Tabla II. **Constante de razón de dosis en agua para varios diseños de fuentes de Cs-137 intracavitarias**

Tipo de fuente	RTR		
	3M	Amersham	(pre-1982)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,968	0,977	0,952
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,999	7,063	6,881
Tipo de fuente	RTR	CIS-US	CIS-US
	(post-1982)	(2 seed)	(3 seed)
Constante de razón de dosis ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)	0,948	0,853	0,902
Razón de dosis a 1 cm por mgRaeq ($\text{cGy h}^{-1} \text{mgRaeq}^{-1}$)	6,850	6,164	6,517

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 481.

2.4.8. Factor geométrico

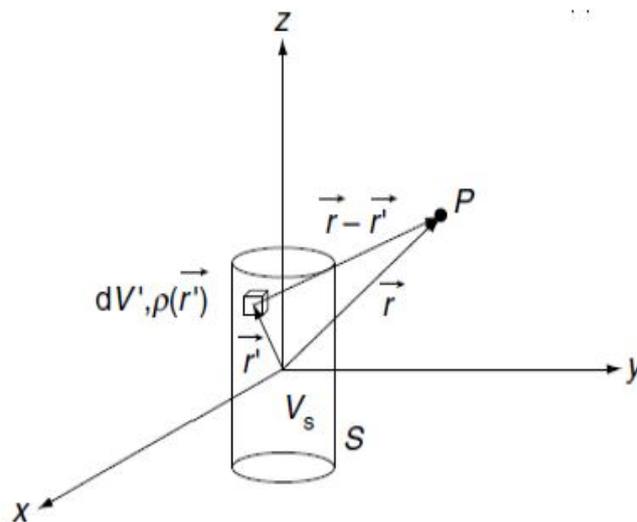
El factor geométrico considera la variación de la dosis relativa debido a la distribución espacial de la actividad dentro de la fuente e ignora los efectos de filtración, atenuación y dispersión. Este factor se define como:

$$G(r, \theta) = \frac{\int \rho(\vec{r}') dV' / |\vec{r} - \vec{r}'|^2}{\int \rho(\vec{r}') dV'} \quad (2,5)$$

donde, asumiendo que la radiactividad se distribuye uniformemente a lo largo de la fuente de longitud L_s .

La figura 6, muestra gráficamente la posición de un punto desde una fuente cilíndrica:

Figura 6. **Una fuente activa de forma cilíndrica S de volumen V_s y el punto de interés P en el vacío**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 299.

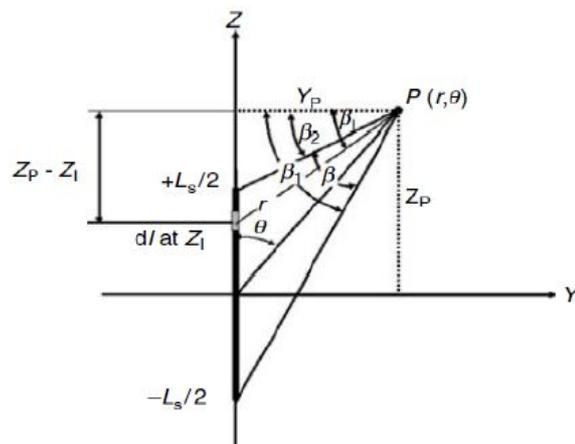
Luego de resolver las integrales, el factor geométrico es:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta_1 - \beta_2}{L_s r \sin \theta} = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \quad (2.6)$$

donde L es la longitud activa de la fuente y β es el ángulo subtendido por el punto de interés $P(r, \theta)$ y los dos extremos de la fuente activa, el cual está dado en radianes. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). El ángulo β se muestra en la figura 7 y está dado por:

$$\begin{aligned} \beta &= \theta_2 - \theta_1 \\ &= \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right) \end{aligned} \quad (2.7)$$

Figura 7. **Geometría y parámetros usados para obtener la expresión analítica de la función geometría para la aproximación a una fuente lineal**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 311.

Para una fuente puntual, la función geometría se reduce a:

$$G(r, \theta) = G(r) = \frac{1}{r^2} \quad (2.8)$$

2.4.9. Función radial de dosis

La función de dosis radial $g(r)$, define la caída de razón de dosis a lo largo del eje transversal de la fuente debido a la absorción y dispersión en el medio circundante. Esta cantidad también está influenciada por filtración de fotones por el encapsulamiento y material de la fuente. Para una fuente puntual la función de dosis radial es definida como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r)}{\dot{D}(r_0)} \cdot \frac{r^2}{r_0^2} \quad (2.9)$$

donde $r_0=1$ cm de la fuente. En el caso de fuentes cilíndricas, el protocolo TG-43 define la función radial de dosis $g(r)$ como:

$$g(r) = \left(\frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)} \right) \left(\frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \right) \quad (2.10)$$

que es la dependencia radial del valor de la razón de dosis en el ángulo polar de referencia $\theta=\theta_0$, a lo largo del eje y transversal corregido por el efecto relacionado con la distancia usando la corrección del inverso del cuadrado de la distancia, que resulta del volumen finito de la fuente por el factor geométrico. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

De acuerdo con esto, el valor de la función radial de dosis a una distancia de referencia $r_0=1,0$ cm es por definición para cualquier fuente $g(r_0)=1,0$.

2.4.10. Función de anisotropía

La función de anisotropía $F(r, \theta)$ toma en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente (distribución angular de dosis), la cual incluye los efectos de absorción y dispersión en el medio. Se define como:

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta)G(r, \pi/2)}{D(r, \pi/2)G(r, \theta)} \quad (2.11)$$

La función de anisotropía es más dependiente del diseño de la fuente que la función radial de dosis, pues depende directamente de la función geometría.

2.4.11. Intensidad de kerma aire

El protocolo TG-43 actualizado en el 2004 elimina la actividad aparente para la especificación de la magnitud de la fuente y revisa la definición de la intensidad kerma en aire S_K .

La intensidad kerma en aire se define ahora como la razón aire kerma en el vacío $(\dot{K}_\delta(d))_{vac}$ y se atribuye a todos los fotones de energía mayores que una energía límite δ expresada en keV a una distancia d desde el centro de la fuente, la distancia d puede ser cualquier distancia relativamente mayor a la dimensión máxima de la fuente y el detector.

El hecho de considerar la energía límite δ en la definición de la intensidad de la fuente, hace que la razón aire kerma en el vacío sea consistente con la razón de dosis en agua debido al hecho de que los fotones con energía por debajo de este valor límite, no tendrán una contribución significativa a la razón

de dosis en agua y por consiguiente, su contribución a la razón aire kerma también se excluye, también se derivan valores consistentes para la constante de razón de dosis Λ . (Dimos Baltas; L Sakellion; N. Zamboglou. The physics of modern brachytherapy physics. 2007).

2.5. Equipo y fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de carga remota

Este equipo tiene las siguientes ventajas:

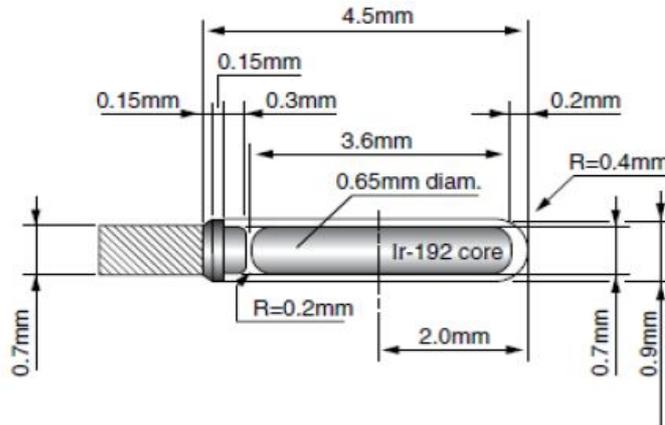
- Mayor facilidad de conseguir una distribución de dosis optimizada
- Aseguramiento de la calidad del procedimiento
- El tratamiento se realiza de manera ambulatoria, sin hospitalización
- Procedimiento indoloro
- Evita la anestesia general
- Mayor protección radiológica del personal ocupacionalmente expuesto

2.5.1. Fuente de iridio 192 para equipo microSelectron

Es un equipo especial llamado microSelectron HDR de Nucletron, que consta de: un sistema computarizado de planificación tridimensional con software Plato 3D, un dispositivo automático de carga remota que posiciona la fuente de alta tasa de dosis de iridio radiactivo diseñado por computadora por el físico, y aprobado por el médico, monitoreo continuo de la posición de la fuente radiactiva y su desplazamiento programado para suministrar la dosis terapéutica con mínimo compromiso de los tejidos sanos adyacentes.

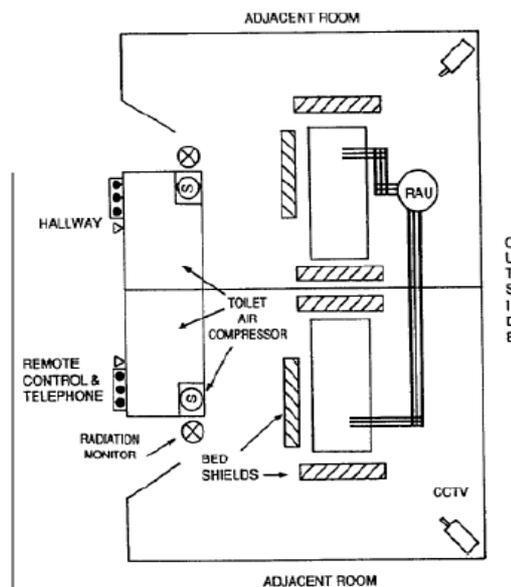
Los implantes de braquiterapia, deben realizarse en cuartos construidos específicamente para este fin, a continuación se muestra el diseño de estas fuentes y de un cuarto de tratamiento de braquiterapia:

Figura 8. **Diseño de la fuente MicroSelectron de iridio 192**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 333.

Figura 9. **Cuarto para tratamiento ginecológico usando una unidad de carga remota posterior (RAU por sus siglas en inglés)**



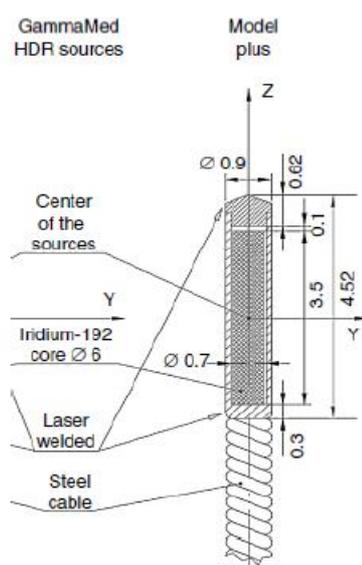
:

Fuente: AAPM. Remote afterloading technology. p. 22.

2.5.2. Fuente de iridio 192 para equipo GammaMed

Los equipos GammaMed para aplicaciones de braquiterapia cuentan con fuentes de Ir-192 metálicos de configuración cilíndrica con diámetro externo de 0,6 mm y longitud activa de 3,5 mm como se muestra en la siguiente figura:

Figura 10. **Diseño de la fuente GammaMed de Ir-192**



Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 347.

El diámetro de la cápsula es de 0,9 mm y su longitud de 4,52 mm de acero inoxidable. Este diseño es muy similar al diseño de las fuentes de MicroSelectron, poseen una actividad nominal de 370 GBq (10 Ci) y una tasa de kerma de referencia en aire de 0,063 Gy/h ($\pm 5\%$) para 555 GBq a 1 m. El esquema de decaimiento del Ir-192 se muestra en la figura 3.

En la actualidad, los sistemas en Estados Unidos están sujetos a restricciones reguladoras de uso a 10 Ci o menos exclusivamente. La unidad ha

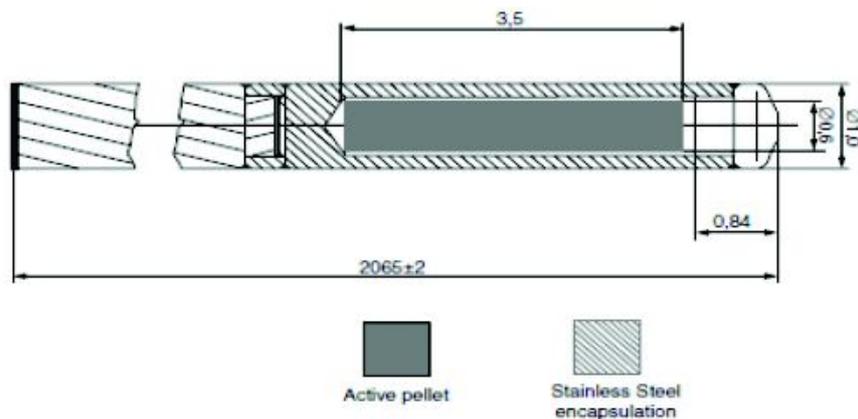
sido certificada hasta 15 Ci; en el exterior de Estados Unidos pueden instalarse y emplearse fuentes de actividad más alta.

2.5.3. Fuentes Bebig

La marca Bebig proporciona equipos de postcarga con alta tasa de dosis, creado para tratamiento de cáncer cervical y uterino, entre otras patologías, con un sistema de planeación integrado, especialmente diseñado para ejecutar un procedimiento rápido, efectivo y de bajo costo.

Bebig cuenta con amplia experiencia en la fabricación de fuentes selladas miniaturizadas con alta actividad, como es el caso del cobalto 60 cuyo diseño se muestra en la siguiente figura:

Figura 11. **Diseño de la fuente de Co-60 modelo GK60M21 de Bebig**



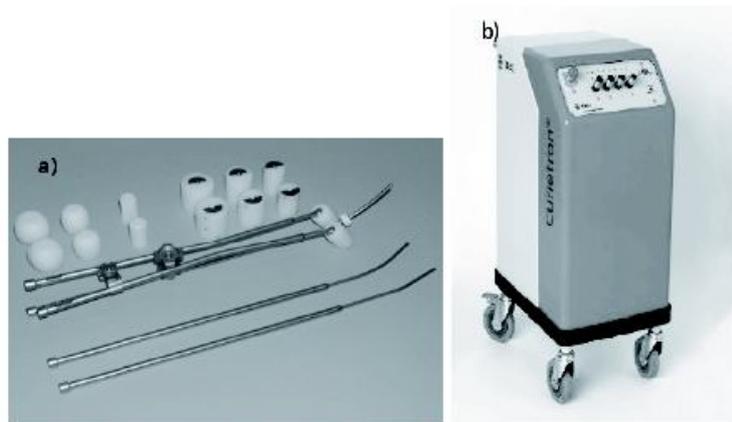
Fuente: D. Baltas. The physics of modern brachytherapy for oncology. p. 348.

La fuente miniaturizada de Co-60 tiene una vida media significativamente mayor (5,27 años) a la fuente de iridio 192 (74,2 días), resultando en cambios

cada 5 años en comparación de los 4 meses de vida media de la fuente de Ir-192 y con una actividad de 70GBq.

Bebig también cuenta con el Curiatron (vea figura 12 (b)) que es una unidad de control remoto de baja tasa de dosis con fuente de cesio 137 para braquiterapia intracavitaria.

Figura 12. **(a) Aplicadores tipo fletcher. (b) Nuevo diseño del Curiatron**



Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 15.

El Curiatron es un sistema especialmente diseñado para tratamiento de cáncer ginecológico como: cervix uterino, endométrio y vagina. El Curiatron soporta gran variedad de técnicas de aplicación como Fletcher (vea figura 12 (a)), Delouche y Chassagne.

La tabla III muestra las características de las fuentes usadas por el Curiatron.

Tabla III. **Características de las fuentes de Cs-137 para el Curietron**

Características		CSM-11	CSM-3	CSM-40
Longitud de la fuente	en mm	5,20	20,30	20,30
Longitud activa por fuente	en mm	3,20	17,20	17,20
Diámetro externo	en mm	1,60	2,65	2,65
Diámetro activo	en mm	0,90	0,90	1,8
Actividad máxima	en mCi	25	75	600
	en MBq	925	2775	22200
Razón aire kerma máximo	en μGyh^{-1}	73,3	219,8	1758,0
Longitud activa por contenedor (min-max)	en mm	5,2-79,7	17,2-78,1	17,2-78,1

Fuente: Venselaar, Jack. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. p. 25.

2.6. Rutinas en la planificación en braquiterapia en el INCAN

En la práctica de la braquiterapia, primero se deben introducir datos físicos y de radiación de las fuentes radiactivas en el sistema de planificación de tratamiento (SPT, o TPS por sus siglas en inglés). En esta sección se analizan las rutinas que se usan en el módulo de braquiterapia del TPS, Theraplan Plus, usado en el INCAN.

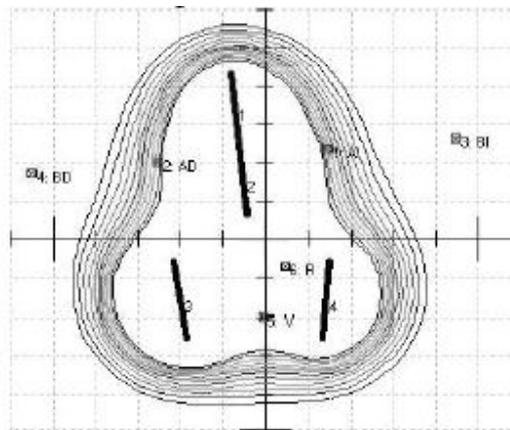
La planificación del tratamiento de braquiterapia, en el INCAN, puede realizarse por seis diferentes algoritmos de reconstrucción de las fuentes localizadas en películas radiográficas, que luego se trasladan por medio de un digitalizador y un ordenador al TPS: reconstrucción ortogonal, reconstrucción de ángulo variable, reconstrucción *stereo shift*, reconstrucción con el isocentro

movido, reconstrucción con 2 películas con plantilla (semi-ortogonal) y reconstrucción con tres películas.

2.6.1. Reconstrucción del implante de braquiterapia

En la reconstrucción de un implante (vea figura 13), por medio de uno de los seis métodos de reconstrucción de la fuente, se usa el digitalizador para ingresar las coordenadas de las fuentes en el sistema a partir de la película de rayos X, aunque puede introducirse manualmente mediante el teclado las coordenadas de las fuentes y puntos de interés.

Figura 13. **Reconstrucción de la posición de las fuentes y puntos de interés**



Fuente: Sistema de Planificación de tratamiento de braquiterapia Theraplan Plus.

Cuando el simulador toma las películas, debe seguir la convención del ICRU 72 para la rotación del gantry, es decir, positivo en el sentido de las agujas del reloj, cuando se mira desde el isocentro, igualmente para la camilla y el colimador. Según el Theraplan plus, el último IEC 1217 Standard, tiene una

definición diferente para la dirección positiva de la rotación de la camilla. (ICRU. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. 2004).

El sistema requiere que el usuario defina el eje Y del paciente, digitalizando puntos en el eje Y positivo, Y negativo y el origen de coordenadas.

2.6.2. Posicionamiento automático

El sistema de planificación de implantes de braquiterapia Theraplan plus, posee varias rutinas de posicionamiento automático para hallar el plano con mejor vista (o plano de cálculo de dosis). Estas rutinas son: mover al centro geométrico; mover al centro de la magnitud de las fuentes; plano de 3 puntos y mejor plano ajustado.

2.6.3. Remover fuentes puntuales duplicadas

El sistema Theraplan plus, tiene la capacidad de remover automáticamente fuentes puntuales duplicadas, esto ha sido diseñado para planes posteriores a implantes permanentes. Esta opción solo sirve para pacientes a quienes se les tomó una tomografía con más de un corte y que se les haya implantado más de una fuente. Esto ayuda a identificar las fuentes en todos los cortes, y tener la certeza de posibles fuentes duplicadas. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.4. Cálculo de dosis para fuentes puntuales

Una vez que la posición de las fuentes de un implante han sido determinadas en un espacio tridimensional y los datos de radiación requeridos

están disponibles en el modelado de la fuente, se puede iniciar el cálculo de dosis y realizar un plan de braquiterapia.

2.6.5. Cálculo de la razón de dosis según el Manual del Theraplan Plus usando la función de dosis radial (Formalismo TG43)

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot g(r) \cdot \phi_{an}(r) \quad (2.12)$$

donde $r_0=1\text{cm}$, $g(r)$ es la función de dosis radial (vea sección 2.4.9) y ϕ_{an} es el factor de anisotropía (vea sección 2.4.10). El uso de este factor es opcional. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994).

2.6.6. Cálculo de la razón de dosis usando el factor de atenuación por tejido

La razón de dosis a una distancia r de una fuente puntual de intensidad $S_S(r_0)$ puede obtenerse de:

$$\dot{D}(r) = S_S(r_0) \cdot \frac{1}{r^2} \cdot T(r) \cdot \phi_{corr}(r) \quad (2.13)$$

donde, $r_0 = 1\text{cm}$, $T(r)$ es el factor de atenuación por tejido para la distancia r y ϕ_{corr} es un factor de corrección especificada por el usuario para la distancia r . El uso de este factor de corrección es opcional. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.7. Cálculo de dosis muy cerca de una fuente puntual

El sistema Theraplan plus, puede calcular la distribución de dosis para cualquier punto en el espacio tridimensional. Sin embargo para un punto muy cercano a una fuente puntual (menor que 2mm), el gradiente de dosis puede ser muy grande y no se pueden obtener datos dosimétricos confiables para verificar la exactitud del cálculo de dosis. En estos casos, el sistema asigna una dosis igual al valor de la dosis en un punto a 2 mm de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

2.6.8. Cálculo de la razón de dosis de la fuente

El cálculo de la tasa de dosis de la fuente $S_S(r_0)$ (en cGy/hr), calculado por el Theraplan plus, puede calcularse usando datos de radiación guardados en el apartado: modelado de la fuente, como:

- Intensidad kerma en aire $S_S(r_0)$: se calcula como el producto de la tasa de kerma en aire (U) de la fuente y la constante de razón de dosis.
- Actividad aparente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto de la actividad aparente (en mCi ó MBq), razón de exposición constante ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mCi}$ o $R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{MBq}$) y el factor de conversión (cGy/R).
- Razón de exposición a 1 metro $S_S(r_0)$: es calculada como el producto de la razón de exposición a 1 metro (R/hr) y el factor de conversión (cGy/R).
- Radio equivalente $S_S(r_0)$: es calculado como el producto del radio equivalente (mgRaeq), razón de exposición constante de radio ($R \text{ cm}^2/\text{hr}/\text{mgRa}$) y el factor de conversión (cGy/R).

Es importante tener en cuenta el decaimiento de la fuente. El sistema de planificación calcula el decaimiento de la fuente, sin embargo, como parte de la garantía de calidad, ésta y la intensidad de la fuente debe verificarse antes de usarse para planificación de braquiterapia (vea sección 4.1.7).

2.6.9. Cálculo de dosis para fuentes lineales

El Sistema de Planificación usa un cálculo de dosis general y simple para determinar la razón de dosis de una fuente lineal en un punto $P(r, \theta)$, la razón de dosis es calculada por el sistema como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (2.14)$$

donde $S_S(r_0, \theta_0)$ es la tasa de dosis de la fuente especificada a una distancia de 1 cm desde el eje transversal de la fuente y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la razón de dosis relativa a una distancia r desde la fuente y θ grados con respecto al eje longitudinal de la fuente. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

La tabla de razón de dosis relativa al mismo punto al que se especificó la magnitud de la fuente ($r_0=1,0$ cm y $\theta=90$ grados). Se debe crear y guardar una tabla de razón de dosis relativa en el apartado: modelado de la fuente, para cada fuente lineal que se usará en la planificación de braquiterapia.

Cada vez que se necesite, se usará un algoritmo de interpolación para hallar el valor de dosis relativa para aquellos radios y ángulos cuyos valores no se hallan directamente en la tabla de datos inicial. La tasa de dosis de la fuente, para una fuente lineal $S_S(r_0, \theta_0)$ (en cGy/hr), es calculada de manera similar que para fuentes puntuales.

2.6.10. Cálculo de dosis muy cerca a una fuente lineal

En los puntos muy próximos a las fuentes, el gradiente es muy alto, por tanto, las dosis no son confiables para verificar el correcto funcionamiento del algoritmo de cálculo de dosis y son irrelevantes en la distribución de dosis en el paciente, por lo que el sistema define una región cilíndrica muy cercana a la fuente lineal y asigna una distribución uniforme a esta región.

El radio r del cilindro, se define como el radio de la fuente lineal o 2 mm. La longitud de medio cilindro se toma como la distancia a un punto a lo largo de la fuente que tiene la misma dosis que un punto perpendicular a la fuente a una distancia r (r cm, 90 grados). Matemáticamente se escribe como.

$$l = \sqrt{\frac{2Lr}{\tan^{-1}(L/2r)} + L^2} \quad (2.15)$$

donde L es la longitud activa de la fuente. Si un punto de cálculo queda dentro del cilindro, el sistema le asigna un valor de dosis igual a la dosis en la superficie del cilindro. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

Este procedimiento de asignación uniforme de dosis se aplica para cálculos de dosis para fuentes lineales en planificaciones de braquiterapia, generación de tablas de razón de dosis relativa para Sievert y aplicación del TG43 en el modelado de fuentes, así como en conversiones polar/cartesiano de la tabla de razón de dosis relativa en el modelado de la fuente.

2.6.11. Cálculo de dosis absoluta

Una vez que el cálculo de tasa de dosis a sido completada, la dosis absoluta total (D_P), puede determinarse multiplicando la tasa de dosis (\dot{D}_P) por el factor de tiempo del implante T:

$$D_P = \dot{D}_P \cdot T \quad (2.16)$$

2.6.12. Factor de tiempo del implante

El usuario debe especificar el tipo de implante (permanente o temporal) para cada fuente en el implante. Si es un implante temporal, se debe especificar el tiempo t del implante (en horas). Para implantes permanentes, el factor de tiempo T (en horas), se reduce al tiempo de vida promedio τ (en horas). (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

$$\tau = \frac{t_{1/2}}{\ln(2)} \quad (2.17)$$

donde $t_{1/2}$ es la vida media de la fuente en horas. Para fuentes que son implantadas temporalmente, si es el tiempo del implante y τ es la vida promedio de la fuente, el factor de tiempo está dado por:

$$T = \tau \cdot (1 - e^{-t/\tau}) \quad (2.18)$$

2.6.13. Cálculo de dosis para un implante de múltiples fuentes

Para calcular la dosis absoluta total de un implante de múltiples fuentes en un punto P, se determina la contribución de dosis en el punto, por cada fuente y luego se suman:

$$D_{P,Total} = \sum_{n=1}^{\text{numero de fuentes}} D_{P,n} \quad (2.19)$$

El cálculo de dosis total es independiente del tipo de fuente (puntual o lineal), de la especificación de la fuente y el método de cálculo de la razón de dosis. (Theratronics International. Theraplan plus, technical reference manual. 2001).

3. GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA

Para proporcionar un tratamiento eficaz y eficiente en braquiterapia, es necesario implementar un programa de garantía de calidad, y con ello garantizar la confiabilidad del sistema de tratamiento.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define la garantía de calidad en radioterapia como: “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima del personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento”².

La Organización Internacional de Estandarización ha definido garantía de calidad como: “Todas las acciones planificadas y sistematizadas necesarias para garantizar de forma inequívoca que una estructura, sistema o componente se comporta satisfactoriamente”³.

La OMS ha justificado la necesidad de cumplir con la garantía de calidad en radioterapia con base a los siguientes argumentos:

- La garantía de calidad minimiza los errores en la planificación de tratamientos y administración de la dosis al paciente, y por tanto; mejora los resultados de la radioterapia, disminuyendo la probabilidad de que la enfermedad reaparezca.

²OMS, Quality assurance in radiotherapy. p. 56. ³ISO-6215-1980.

- La garantía de calidad permite la intercomparación confiable de resultados entre distintos centros de radioterapia, garantizando una dosimetría y administración del tratamiento más uniformes y exactas.
- Las características superiores de los equipos modernos de radioterapia solo se aprovechan completamente si se alcanza un elevado nivel de exactitud y consistencia en las mediciones y la aplicación del tratamiento.

Existen muchas publicaciones la garantía de calidad en radioterapia, en este documento, se tomará como base el documento IAEA-TECDOC-1151 publicada por el Organismo Internacional de Energía Atómica y la Serie de Reportes Técnicos (TRS) No. 430. (IAEA. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. 2004). Una vez establecida una calidad en una institución, esta debe mantenerse, conforme se obtenga más experiencia.

La protección radiológica del paciente está integrada en la garantía de calidad del tratamiento de radioterapia; este es el método más sencillo y eficaz de reducir accidentes en radioterapia. Es obligatorio que en cada institución que brinde estos servicios implemente un programa integral de garantía de calidad.

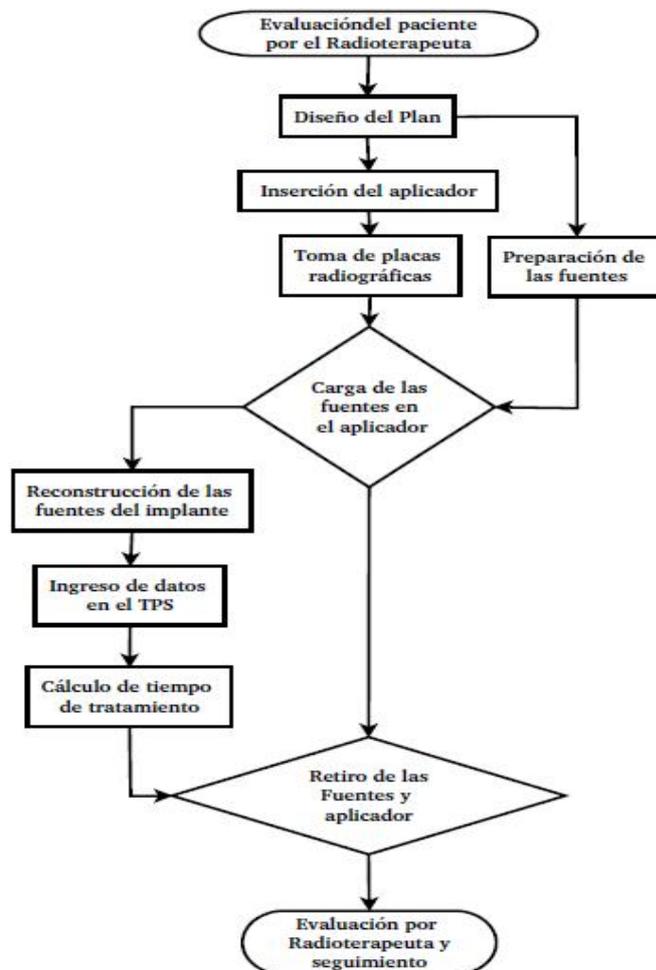
3.1. Elementos del programa de garantía de calidad

Con este trabajo, se desarrolla un programa escrito de un sistema de GC en braquiterapia, haciendo énfasis en los aspectos de la GC de un sistema de planificación de tratamiento computarizado utilizado en braquiterapia, se incluyen las pruebas, procedimientos, frecuencia de realización de las pruebas, criterios de acción, documentación requerida y la especificación detallada del

personal responsable de cada acción. Este manual se presentará a las autoridades del centro.

El proceso de un tratamiento de braquiterapia se resume en el diagrama de la siguiente figura:

Figura 14. **Diagrama de flujo del proceso de tratamiento de braquiterapia**



Fuente: elaboración propia.

Según el TECDOC 1151 (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000), el programa de GC en braquiterapia debe estar dirigido a tres procesos básicos:

- El proceso de diseño y evaluación: este proceso comienza con la selección del aplicador y el diseño del implante e incluye: La prescripción del tratamiento, la adquisición de las imágenes del implante, la definición del volumen blanco, el cálculo de las distribuciones de dosis y la determinación de los tiempos.

En términos de GC física esto significa que los algoritmos del sistema de planificación (manual o computarizado) funcionan correctamente y que el volumen blanco de las imágenes radiográficas es consistente con otros datos relativos a la localización del tumor.

- El proceso de inserción del aplicador: en términos de GC física, significa que se utilizó el dispositivo correcto, se documentó el implante, se realizó la operación correcta, que el aplicador, las fuentes y el volumen blanco están en correlación correcta.
- El proceso de administración del tratamiento: en el caso de braquiterapia manual, este incluye la selección, preparación e inserción de las fuentes y el retiro de estas en el momento indicado.

Los aspectos de GC físicos consisten en: los procedimientos para validar los datos ingresados, los procedimientos para manejar situaciones de averías de los aparatos y emergencias, así como la documentación del tratamiento.

Los aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia se muestra en la tabla IV y el formulario necesario para ello se muestra en los anexos.

Tabla IV. **Aspectos a verificar en el proceso de un tratamiento de braquiterapia (Adaptada de AAPM TG-40)**

FINALIDAD	PROCEDIMIENTO	CUANDO
Exactitud de la descripción del implante	Observación directa	Durante la ejecución del implante
Exactitud y consistencia de la prescripción	Consistencia de la carga y prescripción del implante con el estadio de la enfermedad, el protocolo y política de tratamiento del departamento	Primera mitad del tratamiento
Selección adecuada de las fuentes	Comprobación dosimétrica con cámara de pozo o similar; comprobación visual	Preparación y carga de las fuentes
Carga adecuada de las fuentes	El técnico radio terapeuta o el físico médico deben asistir siempre al médico	Carga de las fuentes
Plan de tratamiento	Cálculo del plan y comprobación de la exactitud y consistencia de este	Primera mitad del tratamiento
Retiro del implante	Con el físico médico presente o en contacto con el responsable del retiro de las fuentes	Al momento del retiro
Todas las fuentes fueron retiradas	Monitoreo del paciente; Inventario final de fuentes	Al momento del retiro; El día siguiente del implante
Revisión del tratamiento	Comprobar el tiempo de tratamiento	Al completar el procedimiento
Registro, auditoría de calidad	Completar todos los procedimientos de GC y registros de radio protección	Al completar el procedimiento

Fuente: IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. p. 27.

3.1.1. Garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

La IAEA ha reportado en el 2001 una investigación sobre una exposición accidental de pacientes en radioterapia en Panamá, este accidente surgió a partir de significantes errores relacionados con el uso inapropiado del TPS, con este reporte se provee de una guía y los procedimientos que se deben considerar para garantizar la calidad de la braquiterapia y del TPS.

Se deben realizar chequeos periódicos de la integridad del hardware, software y transferencia de datos, este programa debe ser lo suficientemente flexible para adaptarse al cambio. Se deben establecer procedimientos para cubrir las actualizaciones de software, cambios en los dispositivos periféricos, modificaciones de los métodos de transferencia de datos.

La implementación de este programa permitirá asegurar que cada paciente reciba el tratamiento de radiación como ha sido planificado y que no ocurran errores en el uso del TPS. La capacitación del personal, la gestión del sistema y la seguridad también son aspectos muy importantes en el control de calidad.

3.1.2. Componentes de un programa de garantía de calidad de un sistema computarizado de planificación de tratamiento

Normalmente el programa de GC en braquiterapia tiene los siguientes componentes que necesitaran ser incluidos:

- Un método de reconstruir la geometría tridimensional del implante. Esto normalmente consiste de un digitalizador, un algoritmo que calcula la posición de las fuentes a partir de proyecciones ortogonales, imágenes estéreo, etc.
- Un sistema gráfico para visualizar las fuentes implantadas en el paciente. Generalmente estos sistemas deben permitir la visualización del implante en un plano orientado arbitrariamente en el espacio.
- Un criterio de especificación del tipo e intensidad de las fuentes, así como del tiempo de tratamiento de cada fuente visualizada.
- Un algoritmo para calcular la distribución de dosis a partir de los datos y parámetros asignados antes.
- Métodos de evaluar, representar y optimizar la distribución de dosis, tal como el protocolo de cálculo de dosis TG-43.
- Un sistema que permita la impresión de curvas de isodosis y otros datos asociados con la documentación del plan.
- Un método para evaluar el decaimiento de la fuente.

3.1.3. Algoritmos de cálculos de dosis

Se recomienda que para especificar la intensidad de las fuentes de braquiterapia se emplee la magnitud intensidad de kerma en aire (ver sección 2.4.11), aunque actualmente muchos sistemas de planificación emplean magnitudes antiguas como miligramos de radio equivalente o actividad

aparente, por lo tanto es importante saber lo que el programa asume en este sentido para realizar la conversiones de unidades que se requieran.

Se debe verificar que el algoritmo de cálculo convierte el valor de calibración de la fuente en una adecuada distribución de dosis alrededor de esta, no solo sobre el bisector perpendicular, sino que corrige también por la anisotropía a lo largo del eje de la fuente, para ello, es útil y recomendado implementar el protocolo TG-43. (Nath Ravinder, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources. 1994)

3.1.4. Verificación de los cálculos de dosis en el paciente

Todos los cálculos de dosis en pacientes se deben revisar con el fin de que no se cometan errores graves. Es recomendable realizar estas revisiones antes de colocar las fuentes o al inicio del tratamiento (en el caso de fuentes de baja tasa) con el fin de que se corrija cualquier error antes de completar el tratamiento. Se debería de realizar, independientemente un cálculo comprobatorio en algún punto representativo (en un punto A por ejemplo).

El TECDOC 1151 recomienda que las diferencias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina no supere un 15%, sin embargo, otras publicaciones que tratan sobre este tema, como el TRS 430 del OIEA y publicaciones de la ESTRO no especifican una tolerancia de comparación. Se debe verificar también si el sistema de planificación corrige por el decaimiento de la actividad de las fuentes.

3.1.5. Localización de las fuentes

Durante la localización del implante en la placa radiográfica, fluoroscopias, tomografía o ultrasonido, deben estar presente el físico médico y/o el dosimetrista para asegurar que se mantenga la geometría adecuada para su adquisición, que los anillos de magnificación estén ubicados correctamente, que el paciente no se mueva durante la toma de imágenes, así como que la calidad de la imagen sea adecuada para la localización precisa de las fuentes.

Las técnicas más utilizadas para la localización de fuentes y aplicadores son con placas ortogonales y placas desplazadas. Actualmente, en países industrializados, y en menor medida en países en desarrollo, se utiliza la tomografía para las reconstrucciones tridimensionales.

3.1.6. Requerimientos de exactitud en braquiterapia

- Espacial: Hace referencia a la ubicación de las fuentes en la posición correcta donde se planificaron. En la mayoría de los casos se considera que es posible alcanzar una exactitud de ± 2 mm en relación al aplicador.
- Temporal: Hace referencia a que el tiempo en que la fuente permanece en la posición prevista se corresponde con lo planificado. Si se hace manual, esto significa que las fuentes se deben retirar cuando se complete el tratamiento. Se debe medir el efecto de tránsito de las fuentes y calcular la dosis adicional que se entrega durante ese tiempo.
- Administración de la dosis prescrita: En teleterapia se acepta un nivel de incertidumbre en la administración de la dosis prescrita de 5%. Para braquiterapia es posible lograr incertidumbres del orden de 5-10%, a

distancias entre 1 y 5 cm de las fuentes. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

3.2. Equipo mínimo recomendado para la implementación de un programa de control de calidad en braquiterapia

El documento TECDOC 1151, recomienda el siguiente equipo para la implementación del programa de control de calidad en braquiterapia:

- Un conjunto dosimétrico compuesto de: electrómetro, cables de extensión, cámara de ionización de tipo pozo o calibrador de isótopos con soportes para fuentes de braquiterapia, calibrada en un laboratorio de calibración dosimétrica.
- Disponibilidad de fuentes de Cs-137 o fuente de referencia para verificación de la estabilidad de la fuente.
- Banco de trabajo para verificación de la homogeneidad y posicionamiento de las fuentes. Requiere acceso a revelador de placas.
- Barómetro (escala mínima 1 hPa o 0,5 mm Hg) preferiblemente de tipo digital, calibrado o contrastado, termómetro (escala mínima 0,25 grados C), calibrado o contrastado, nivel, regla, mampara plomada, tenazas.

Las pruebas de garantía de calidad de las fuentes de cesio 137 usadas en braquiterapia y de la cámara de pozo utilizada para calibrar las fuentes, se encuentran en el documento técnico TECDOC 1151 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) en las páginas 24 y 29 respectivamente.

4. IMPLEMENTACIÓN DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN BRAQUITERAPIA EN EL INCAN

En la implementación del programa de garantía de calidad, se implementaron ocho pruebas que deben aplicarse al sistema de planificación, específicamente, al módulo de braquiterapia, para garantizar su correcto funcionamiento. Primero se describe en qué consisten estas pruebas, luego se aplican directamente para usos posteriores.

Tabla V. **Pruebas para el control de calidad**

	Prueba	S	M	T	A	U
Hardware						
CPU	Prueba 1		SI			SI
Digitalizador	Prueba 2		SI			SI
Recuperación de archivos	Prueba 3			SI		SI
Braquiterapia						
Revalidación	Prueba 4			SI		
Distribución de dosis para una fuente simple	Prueba 5			SI		
Revisión independiente de dosis y tiempo	Prueba 6				SI	
Corrección por decaimiento de la fuente	Prueba 7				SI	
Descripción de las fuentes y datos de referencia	Prueba 8				SI	

S:semanalmente; M:mensualmente; T:trimestralmente; A:anualmente; U:en cada actualización. (Adaptada de TRS-430[20])

Fuente: IAEA. Quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. p. 213.

4.1. Pruebas y controles a realizarse

Las pruebas de control de calidad aplicadas al sistema de planificación de tratamiento y la frecuencia para realizarse se muestran en la tabla V, a continuación se detalla en qué consiste cada prueba:

4.1.1. Prueba 1: Unidad Central de Procesamiento

Propósito: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funcionen de manera óptima.

Procedimiento:

- Reinicie la computadora como recomienda el proveedor o como sea apropiado.
- Observe mensajes en la pantalla durante el reinicio para detectar posibles errores de funcionamiento.

4.1.2. Prueba 2: Digitalizador

Propósito: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Ingrese un contorno de dimensiones conocidas en el TPS por la vía normal.

- Use una regla propia del sistema para verificar las correctas dimensiones. Un desvío menor a 0,2 centímetros es razonable.

4.1.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Propósito: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Recupere los datos que ha guardado de respaldo últimamente (sin sobrescribir datos actuales).
- Revisar la integridad de los datos de respaldo. Dependiendo de la utilidad para respaldo del TPS, puede ser necesario un procedimiento separado para datos del paciente, datos de haces y ejecutables.

4.1.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Propósito: Revisar que no han habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

Dado que actualmente en la institución solo se usan fuentes LDR de cesio 137, esta prueba se hace imprimiendo un plan de referencia realizado con la prueba 6 y revisar que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos, etc. han sido impresas exactamente como antes.

4.1.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Propósito: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido puede usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Defina en el TPS una fuente con las mismas características que una fuente típica usada clínicamente, si es necesario, ajustar el valor de la intensidad para hacerlo equivalente a la intensidad de la fuente para la cual está disponible la distribución de dosis. Si las características de la fuente están definidas en un inventario, use los mismos datos para la aplicación que para los datos de referencia del inventario. Calcule la razón de dosis (preferiblemente por hora en el caso de nuestras fuentes LDR) en algunos puntos de referencia. Estos puntos pueden estar a varias distancias y posiciones de la fuente.
- Como un ejemplo, si el eje de la fuente está a lo largo de eje Y y su centro en el origen, calcule la dosis en los siguientes puntos (dependiendo de los datos de referencia):
 - (i) $y = z = 0$ y $x = 1, 2, 3$ y 10cm
 - (ii) $y = x = 0$ y $z = 5\text{cm}$ (esperando que dé el mismo resultado que para $y = z = 0$ y $x = 5\text{ cm}$;
 - (iii) $z = 0, y = L/2$ y $x = 1, 2$ y 5 cm (donde L es la longitud de la fuente);
 - (iv) $x = z = 0$ y $y = 1, 2, 5$ y 10 cm .
- Compare la razón de dosis calculada con los datos de referencia para los mismos puntos. La diferencia no debe excede el 5%.

- Trazar las líneas de isodosis en planos tales como x-y, y-z y z-x y asegúrese que las unidades son impresas claramente y que esos trazados son consistentes con los valores numéricos previamente dados.

Notas:

- Para que sea significativo, la dosis calculada debe mostrar un número de dígitos correspondientes a una exactitud de alrededor de 1% (típicamente al menos tres dígitos significativos). Si este no es el caso, uno puede cambiar la intensidad (es decir, multiplicar por 10 y dividir la razón de dosis resultante por 10) para obtener una mejor resolución. No cambie el tiempo de aplicación (el cual debe permanecer pequeño comparado con la vida media del radionúclido) para evitar cambios en la corrección del decaimiento.
- Si no hay corrección por anisotropía, la superficie de la isodosis se espera que sea prácticamente esférica a una distancia desde la fuente mayor a tres veces su máxima dimensión. El diámetro de dichas esferas puede calcularse manualmente, asumiendo que toda la actividad se concentra en el centro de la fuente y tomando en cuenta la ley del inverso del cuadrado y la función radial. Como una primera aproximación, la función radial puede ser ignorada para revisar el orden de magnitud.
- Si el algoritmo del TPS está basado en la corrección de anisotropía promedio, pueden obtenerse diferencias mayores que 5%, especialmente a lo largo del eje de la fuente ($x = z = 0$). Tales diferencias locales generalmente son aceptables.

- Si una diferencia sistemática (típicamente menor que 10%) es generada y permanece ambigua, esto puede deberse al factor de conversión de la intensidad a la dosis (es decir, la constante de razón de dosis). Este puede ser el caso si la intensidad de las fuentes son expresadas como actividad contenida (A_c) o mgRaeq y no tienen correcciones de auto-absorción en el software. Sin embargo, esta práctica no es recomendada. Es urgente discontinuar el uso de dichas cantidades y que usen cantidades consistentes a lo largo de todo el proceso.

4.1.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Propósito: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento: Se realiza el cálculo independiente de la dosis en puntos de interés y se compara con la dosis calculada por el TPS. Este cálculo se hace siguiendo los pasos descritos en la sección 5.3 usando el formalismo TG-43 sugerido por la AAPM. Se ha desarrollado una hoja de cálculo que facilita este procedimiento para comparar implantes ginecológicos completos, esta hoja de cálculo ha sido guardada junto al TPS.

Esta prueba también verifica, en particular, que los datos físicos y dosimétricos ingresados al TPS se siguen manejando correctamente.

4.1.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Situación clínica: La intensidad usada como entrada en el TPS usualmente ha sido re calculada manualmente al inicio del tiempo de la aplicación. Esto es

evidente para radionúclido de vida corta (varios días), pero no se debe olvidar para radionúclidos tales como el cesio 137 (con vida media de 30 años), los cuales se mantienen en uso por muchos años. En tales casos, es responsabilidad del usuario actualizar en intervalos regulares (por ejemplo, cada seis meses) el valor de las intensidades usadas.

Propósito: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente re calculada y usada, como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Calcule la dosis en un punto (por ejemplo, para una configuración de braquiterapia) y grabe cuidadosamente la intensidad de referencia y fecha (la cual debe ser la misma que la fecha de inicio de la aplicación).
- Cambie la fecha de aplicación, haciendo esto, por ejemplo, una vida media después de la fecha de referencia.
- Revise que la razón de dosis calculada cambie de acuerdo al cambio anterior.
- Alternativamente, el software del TPS podría hacer uso de un inventario, donde se dé la intensidad original de la fuente en una fecha de referencia.

Notas:

Asegúrese que la convención para la fecha de entrada es claramente entendida. Note que la convención US a menudo es diferente a la convención

Europea (es decir, 12 enero 2011 puede escribirse como 01/12/11 en USA y 12/01/11 en Europa). En caso de tener dudas, intente usar un número de mes mayor que 12.

Es recomendado que la revisión se repita después de cada cambio del inventario.

4.1.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Propósito: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica. Esta prueba se debe realizar para todas las fuentes y cada diseño, no importando la especificación de la fuente usada.

Procedimiento:

- Identificar los datos de referencia apropiados (publicaciones científicas, datos del constructor de las fuentes, datos validados por el vendedor del TPS, etc.) y asegurarse que estos datos sean aplicados a las fuentes actualmente en uso.
- Vea una distribución de dosis típica y asegúrese que los datos asociados son proveídos explícitamente.

4.2. Implementación del programa de garantía de calidad descrito para el TPS

El programa de garantía de calidad en braquiterapia, incluye la garantía de calidad del TPS y consta de un conjunto de pruebas a realizarse con diferentes frecuencias, el cual es el objetivo del presente trabajo.

4.2.1. Frecuencia de los controles

Las pruebas que se deben realizar al comprarse un equipo o en cada actualización son:

Para el TPS:

- Prueba 1: CPU
- Prueba 2: Digitalizador
- Prueba 3: Recuperación de archivos
- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia

Para el calibrador de fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Para las fuentes de braquiterapia: calibración, tomando en cuenta las pruebas y tolerancias descritas en el TECDOC 1151.

Pruebas anuales

- Prueba 4: Revalidación de la braquiterapia
- Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

- Prueba 7: Corrección por decaimiento de la fuente
- Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia
- Calibración de las fuentes por lotes. (i) Intensidad y desvío de la media

Pruebas trimestrales

- Prueba 3: Recuperación de archivos.
- Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia.
- Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple.

Pruebas mensuales

- Prueba 1: CPU.
- Prueba 2: Digitalizador.

4.2.2. Bitácoras

Los controles de garantía de calidad realizados al TPS serán archivados en una bitácora rotulada con: Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia. Estos controles serán realizados y archivados por los físicos médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN.

Las calibraciones realizadas a la cámara de pozo y a las fuentes de braquiterapia serán realizados por los Físicos Médicos con el apoyo de un dosimetrista o técnico del INCAN y serán registradas en una bitácora asignada para ello y archivado por los físicos médicos.

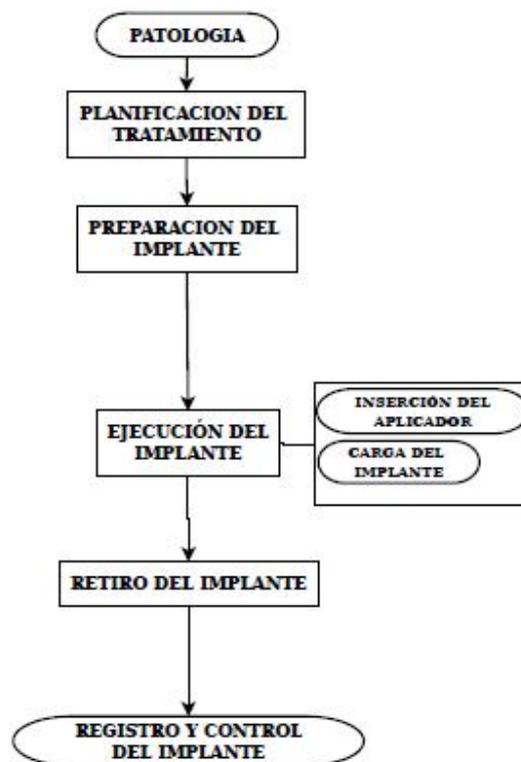
En la bitácora, al inicio de cada prueba, se debe anotar la fecha de realización y el equipo utilizado.

Al final de cada prueba se debe anotar la fecha en la que se debe realizar la próxima prueba.

4.2.3. Controles rutinarios

La tabla IV describe la finalidad y procedimiento para cada control. Los controles que se deben realizar en cada aplicación de las fuentes de braquiterapia están contenidas en el formulario para el control de calidad del tratamiento de braquiterapia (vea anexo 1). Los elementos contenidos en este formulario se resumen en la siguiente figura:

Figura 15. Elementos contenidos en el formulario de control de calidad



Fuente: IAEA. Radiation oncology physics. p. 81.

4.3. Resultados de las pruebas realizadas al TPS

En el presente trabajo, debido a su objetivo, se realizó únicamente las pruebas correspondientes al TPS y se registró debidamente en la bitácora correspondiente. El equipo utilizado para las pruebas fue: computadora Compaq Evo W8000, N/S V217KN6ZA036, sistema de planificación de tratamiento de radiación Theraplan Plus versión 3.8 proveído por MDS Nordion, tablero digitalizador: modelo LIGHTBOX, Serie 062391, proveído por Numonics Corporation. A continuación, los resultados de estas pruebas:

4.3.1. Prueba 1: Unidad central de procesamiento

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la CPU, memoria, sistema de archivos y sistema operativo funciona de manera óptima.

Procedimiento: Se reinició la computadora y durante el reinicio, se observó los mensajes en la pantalla con la ayuda de la tecla pause, notando que no existe ningún error de funcionamiento.

Resultado: Se concluye que no hay ningún error en el CPU (XEON CPU 2,2GHz, 2,18GHz), la memoria (RAM 512MB), los sistemas de archivos (FAT32) se cargan correctamente y el sistema operativo (Microsoft Windows XP Professional, Versión 2002, SP2) funciona de manera óptima. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.2. Prueba 2: Digitalizador

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Revisar que la sensibilidad del digitalizador no tenga movimiento.

Procedimiento:

- Se creó un nuevo registro llamado PRUEBA2GC-ABRIL2012 en la aplicación *patient registration* del Theraplan plus.
- Se ingresó un contorno cuadrado de 15 cm de ancho por 15 de largo usando el digitalizador con la aplicación *External beam planning*.
- Se utilizó la regla (en centímetros) propia de la aplicación *External beam planning* para verificar las medidas del contorno, encontrando que el planificador mide un rectángulo de 14,97 cm de ancho y de largo.

Resultado: El digitalizador funciona correctamente, pues la medida de las dimensiones del contorno, realizada con el TPS, presenta una diferencia de 0,03cm con respecto a las dimensiones reales del contorno. La IAEA, sugiere en su informe TRS-430, que una exactitud inferior a 0,2 cm es razonable. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.3. Prueba 3: Recuperación de archivos de respaldo

Fecha de realización: 25 de abril de 2012.

Objetivo: Comprobar que los archivos de respaldo se puedan recuperar.

Procedimiento:

- Se ingresó a la aplicación *Brachytherapy Planning* del Theraplan plus.
- Se cambió la base de datos usándose actualmente llamada: PLAN_01_2011.MDB, por otra base de datos llamada: PLAN_INCAN.MDB, esta última esta archivada en una partición de respaldo llamada: Backup (D:) con el objetivo de verificar la integridad del archivo recuperado.
- Se ingresó a la planificación de braquiterapia de un paciente, almacenado por la base de datos, para verificar su integridad.
- Luego de verificar la integridad del archivo, se volvió a cambiar la base de datos para que la aplicación *Brachytherapy planning* funcione como funcionaba antes de la verificación.

Resultado: Los archivos de respaldo funcionan correctamente y no han sufrido ningún cambio desde el día que se guardaron. La fecha programada para la siguiente revisión es: 25 de mayo de 2012.

4.3.4. Prueba 4: Detalles del plan y revalidación de la braquiterapia

Fecha de realización: 26 de abril de 2012

Objetivo: Revisar que no ha habido cambios en la distribución de dosis, tiempos y coordenadas en un plan específico para este fin mostrado en papel.

Procedimiento:

- Se imprimió un plan de referencia, el plan realizado en la prueba 5, llamado prueba 5, de fecha 14 de septiembre 2011.
- Se revisó que las coordenadas, tasa de dosis, tiempos y tamaño de la fuente, se han impreso exactamente como antes.
- Se archivó en la bitácora nombrada: “Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia”, en el apartado de pruebas realizadas trimestralmente.

Resultado: Debido al cambio de especificación de las fuentes, de miligramos de radio equivalente a intensidad kerma en aire, y debido a que se volvió a calcular la dosis en los puntos de referencia para la fecha actual, la tasa de dosis tuvo, en promedio variaciones del 2,95%

Las coordenadas se imprimieron exactamente como en el plan anterior, sin embargo, para ordenar mejor los puntos de interés, se les etiquetó en diferente orden. El tiempo de aplicación, la longitud de la fuente y el nombre del archivo, no tuvo cambios. La fecha programada para la siguiente revisión es: 26 de julio de 2012.

4.3.5. Prueba 5: Distribución de dosis para una fuente simple

Fecha de realización: 30 de abril de 2012

Objetivo: Verificar que las líneas de isodosis impresas en un plan elegido pueden usarse para evaluación de dosis.

Procedimiento:

- Se tiene como referencia para esta prueba, impresiones de distribuciones de dosis debido a una fuente lineal, desde la línea de isodosis de 1 cGy hasta 20 cGy de fecha 19 de septiembre de 2011. La dosis está calculada para 12 diferentes puntos de referencia. El tiempo de irradiación es de una hora.
- Se creó un plan de irradiación con los mismos datos que el plan de referencia, para verificar que la distribución de dosis, y por ende, la dosis en los puntos de interés, sean los mismos.
- Se comparó la razón de dosis calculada, con los datos de referencia para los mismos puntos.
- Se imprimieron las curvas de isodosis que se encuentran en los planos x-y y y-z, ambas con una escala 1:1. Las líneas de isodosis impresas, corresponden a las razones de dosis siguientes: 1,2,3,4,5,8,11,16 y 20, todas en unidades cGy/h.
- Se archivaron las distribuciones de dosis en la bitácora: "Controles de garantía de calidad del TPS usado en braquiterapia".

Resultado: Las distribuciones de dosis se imprimieron correctamente y son idénticas a las distribuciones de dosis de referencia. La actividad de la fuente que se usó fue de 90,589 U=90,589 $\mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$ (en el modelado de la fuente del TPS, corresponde a la fuente nombrada: azul-tg43). La superficie de la isodosis a una distancia mayor a 3 veces la máxima dimensión de la fuente, a 6 cm desde el centro de la fuente, es prácticamente esférica, como se espera que

sea según el TRS-430. La fecha programada para la siguiente revisión es: 30 de julio de 2012.

4.3.6. Prueba 6: Revisión independiente de dosis y tiempo

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Verificar que el TPS continúa calculando la dosis y el tiempo correctamente.

Procedimiento:

- Se tomó para comparación, un implante ginecológico de un paciente con cáncer de cérvix, el implante consta de 4 fuentes de cesio de intensidades 68,182 U y 89,443 U.
- Se reconstruyó el implante en el TPS por medio del digitalizador para calcular la dosis en los puntos de interés AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto.
- Se realizó el cálculo independiente con la hoja de cálculo llamada: CALCULO INDEPENDIENTE DE DOSIS TG43.xls, archivado junto al TPS. Para ver el procedimiento detallado refiérase a la sección 5.3.
- La hoja de cálculo hace uso de los siguientes datos que deben ingresarse manualmente: intensidad kerma en aire, tiempo de aplicación, coordenadas de los extremos de las fuentes y de los puntos de interés, longitud activa de la fuente, constante de razón de dosis, factor de anisotropía y factor de dosis radial de cada fuente.

Resultado: Se compararon los resultados del TPS con los del cálculo independiente teniendo como discrepancia 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.7. Prueba 7: Corrección para el decaimiento de la intensidad de la fuente antes de la aplicación

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Revisar que la intensidad de la fuente es correctamente recalculada y usada como una función de la fecha actual de la aplicación.

Procedimiento:

- Debido a que la vida media del isótopo usado es de 30 años, se toma para esta prueba la intensidad de la fuente en una fecha de referencia para ésta y futuras comprobaciones.
- Se tomó como referencia la información guardada en un inventario de fuentes ubicado en la computadora propia del TPS en la siguiente dirección: C:\Documents and Settings\All Users\Documents\Inventario de Fuentes de Braquiterapia\Inventario de fuentes.doc
- La tasa de dosis recibida en el punto 3 (coordenadas (5,0,0)cm con el origen en el centro de la fuente y el eje Y a lo largo de la fuente) del archivo de braquiterapia de referencia llamado prueba 7 fue de 3,915 cGy/h con fecha 14 de septiembre de 2011, debido a la fuente rotulada como azul-tg43.

- Se calculó nuevamente la dosis en este punto para la fecha actual 2 de mayo de 2012 obteniendo 3,793.
- Se calculó manualmente la tasa de dosis en la fecha actual debido al decaimiento de la fuente obteniendo 3,794.

Resultado: El cálculo de la tasa de dosis en el punto de referencia realizado por el TPS y el cálculo realizado manualmente por decaimiento de la fuente, a partir de la tasa de dosis en la fecha de referencia son prácticamente iguales, variando solamente una milésima que representa una discrepancia del 0,03%. Debido a estos resultados se puede concluir que el sistema decae correctamente la actividad de la fuente. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

4.3.8. Prueba 8: Descripción de las fuentes y datos de referencia

Fecha de realización: 2 de mayo de 2012

Objetivo: Asegurarse que todos los coeficientes y datos básicos previamente ingresados en el TPS son consistentes con las características y propiedades dosimétricas de las fuentes usadas para la planificación clínica.

Procedimiento:

- Se investigó los tipos de fuentes en uso actualmente en el INCAN, siendo las siguientes: 20 fuentes de cesio 137 modelo CDCT1, proveído por *Therapeutic Nuclides & Accessories Inc.* en 1991. 7 fuentes de cesio 137

modelo CDCS-J proveído por Amersham Buchler GmbH & Co KG en 1998.

- Se buscó toda la información posible sobre las fuentes de cesio 137 disponibles en el INCAN y en publicaciones científicas, la información hallada en publicaciones científicas, se muestra en la tabla VI.
- Se revisó que los datos hallados en los certificados y en la literatura sean iguales a los datos ingresados en el módulo de braquiterapia del sistema de planificación. Los datos usados actualmente en el Theraplan Plus, se muestran en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla VI. **Características y propiedades dosimétricas hallados en literatura de fuentes amersham CDCS-J y CDCT1**

Modelo	CDCT1	CDCS-J (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,35
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,046
Diámetro externo (cm)	2,70	2,65
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Lizhong, Liu. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p 130.

Tabla VII. **Características y propiedades dosimétricas de las fuentes Amersham CDC-J usadas actualmente**

Modelo	CDCT1	CDCS-J type (Amersham)
Longitud total (cm)	2	2
Longitud activa de la fuente (cm)	1,5	1,50
Espesor de la pared (cm)	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1})	0,34	0,34
Coefficiente de atenuación lineal del material de la fuente (cm^{-1})	0,07	0,07
Diámetro externo (cm)	2,70	2,70
Material del filtro	Acero inoxidable	Acero inoxidable

Fuente: Modelado de la fuente. TPS Theraplan Plus.

Resultado: Se compararon las características físicas de ambos modelos de fuentes, halladas en la literatura (vea tabla VI), en el certificado de calibración, y en los datos generales de las fuentes archivados, con los datos que actualmente tiene cargados el sistema de planificación, mostrados en las tablas VII y VIII. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

De la comparación se concluye que los datos coinciden para el caso de las fuentes CDCT1, no así para el caso de las fuentes CDCS-J de Amersham, que presenta diferencias en los siguientes datos: longitud activa, coeficiente de atenuación lineal del filtro, coeficiente de atenuación lineal del material de la fuente y en el diámetro externo.

Tabla VIII. **Intensidad de kerma en aire y miligramos de radio equivalente de las fuentes**

Modelo	Identificación	Intensidad de kerma en aire ($\mu\text{Gy m}^2/\text{h}$)	mg Ra Eq
CDCT1	Azul (12 fuentes)	98,89	13,7
CDCT1	R rojo (8 fuentes)	75,38	10,4
CDCS-J	GA 265 (1)	63,60	8,8
CDCS-J	GA 231 (2)	98,49	13,6
CDCS-J	GA 234 (3)	99,28	13,7
CDCS-J	GA 233 (4)	97,92	13,5
CDCS-J	GA 232 (5)	93,60	12,9
CDCS-J	GA 263 (6)	65,77	9,1
CDCS-J	GA 264 (7)	65,85	9,1

Las fuentes CDCT1 fueron calibradas el 15 de Octubre de 2003. Las fuentes CDCS-J fueron calibradas el 2 de Mayo de 2003. La intensidad de las fuentes fue actualizada en el TPS el 15 de Enero de 2008 obteniendo los datos presentados.

Fuente: Resultados de calibración de fuentes de cesio CDCT1 y CDCS-J de baja tasa.

Aparentemente las características físicas para ambos modelos de fuentes, se cargaron al TPS indistintamente considerándolas iguales debido a la pequeña diferencia que existen entre ambos modelos de fuentes, esta ambigüedad será analizada junto a los físicos médicos de la institución, aclarándola cuando se vuelva a realizar esta prueba.

En el caso de las intensidades (expresadas en miligramos de radio equivalente, como está cargado al sistema), se revisó que la intensidad de cada fuente proporcionado en los certificados de calibración, tabla VIII, coincida con los datos ingresados al sistema de planificación.

Las intensidades de cada fuente coincidieron, presentándose solo un error en el nombre de la fuente CDCS-J GA 232 que en el sistema estaba ingresado como GA 2323, este error fue corregido. La fecha programada para la siguiente revisión es: 2 de mayo de 2013.

5. INTRODUCCIÓN DEL FORMALISMO TG-43 EN EL INCAN

El formalismo TG-43 para el cálculo de dosis alrededor de una fuente cilíndrica es el método más actual en los sistemas de planificación de braquiterapia, y se ha comprobado su exactitud comparándolo con simulaciones realizadas con Monte Carlo. (Pengpeng Zhang, et al. AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube sources. 2004). Este método utiliza la intensidad kerma en aire para el cálculo de dosis (vea sección 2.4.11).

En el Hospital de Cancerología INCAN, está en uso el sistema de planificación de tratamiento Theraplan Plus, que contiene entre sus utilidades, el módulo de braquiterapia, capaz de hacer cálculos de dosis en implantes de braquiterapia usando cuatro distintas formas de especificación de las fuentes (vea sección 2.6.8): intensidad kerma en aire, actividad aparente, razón de exposición a 1 metro y actividad equivalente de radio (Raeq).

Actualmente, en el INCAN se usa la actividad equivalente de radio (Raeq) para especificar las fuentes, y con este trabajo, como parte de la garantía de calidad, se pretende usar en su lugar, la intensidad kerma en aire.

5.1. Datos utilizados

Para poder realizar el cambio de especificación de las fuentes en el sistema de planificación, se necesitó de los datos mostrados en la tabla IX.

Las fuentes CDC T1, fueron proveídos por *Therapeutic Nuclides* en 1991, y las fuentes Amersham CDCS J, por Amersham Buchler en 1998.

Los datos generales y las especificaciones físicas fueron obtenidos a partir de los certificados de las fuentes; la constante de razón de dosis, se obtuvo del trabajo realizado por Lizhong Liu, Prasad Satish y Daniel A. Bassano, del Departamento de Oncología radioterápica de la *Upstate Medical University* en Nueva York. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

Tabla IX. **Datos ingresados al sistema para el cambio de especificación de la fuente a Intensidad de kerma en aire usada por el formalismo TG-43**

Datos Generales		
Isótopo:	Cesio 137	
Modelo:	CDC T1	Amersham CDCS J
Especificaciones Físicas:		
Longitud total de la fuente (cm):	2	2
Longitud Activa de la fuente (cm):	1,5	1,35
Espesor de las paredes (cm):	0,05	0,05
Coefficiente de atenuación lineal del filtro (cm^{-1}):	0,34	0,37
Coefficiente de atenuación lineal de la fuente (cm^{-1}):	0,07	0,046
Datos Dosimétricos:		
Vida media (horas):	262 800,00	262 800,00
Constante de razón de dosis (Cgy/(hr U)):	0,953	0,953
Datos de Calibración:		
Fecha de calibración:	7 de Julio 2007 ^a	7 de Julio 2007 ^a
Intensidad kerma en aire de referencia (U)	69,4/91,04 ^a	E/F ^a

^aE/F=Específico para cada fuente

Fuente: elaboración propia.

La intensidad de kerma en aire de referencia, se obtuvo por decaimiento desde la fecha de calibración de las fuentes y la ecuación:

$$S_K = 7.23M_{eq} \quad (5.1)$$

Se ingresó una tabla de factores de anisotropía, para 3 tipos de fuentes de Cs-137: 3M, Amersham, y RTR (pre-1982) obtenidas del trabajo de Liu mencionado anteriormente, estas tres fuentes difieren muy poco en su función de anisotropía.

Esta tabla se divide en dos partes, se encuentra en los anexos y muestra datos para distancias desde 0,25 cm hasta 10 cm y para ángulos polares desde 0 grados hasta 90 grados.

Para rangos de la distancia radial desde 0,25 cm hasta 10 cm y ángulos polares de 25 grados o más, la máxima diferencia entre el valor promedio dado y el de un modelo específico de su función de anisotropía, es menor que el 1% para los tres modelos de fuentes mostrados en las tablas.

Para ángulos pequeños, cerca de la dirección longitudinal, la máxima diferencia relativa a los valores promedio mostrados son; 1,7% para la fuente 3M, 2,7% para la fuente Amersham y 2,3% para la fuente RTR (pre-1982).

Tablas de valores de la función de anisotropía para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs puede hallarse en el reporte publicado por la AAPM en el año 2004.

Se ingresó una tabla de función radial de dosis, tabla X, que se obtuvo del trabajo de Liu. La función radial de dosis se describió en la sección 2.4.9.

Tabla X. **Tabla de factores de dosis radial promedio para fuentes intracavitarias de ^{137}Cs : 3M, Amersham, RTR (pre-1982)**

Distancia a lo largo del eje transversal, r(cm)	Función de dosis radial, g(r)
0,5	0,998
1,0	1,000
1,5	0,997
2,0	0,993
2,5	0,988
3,0	0,982
3,5	0,976
4,0	0,970
4,5	0,964
5,0	0,957
6,0	0,941
7,0	0,925
8,0	0,906
9,0	0,885
10,0	0,862

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ^{137}Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 479.

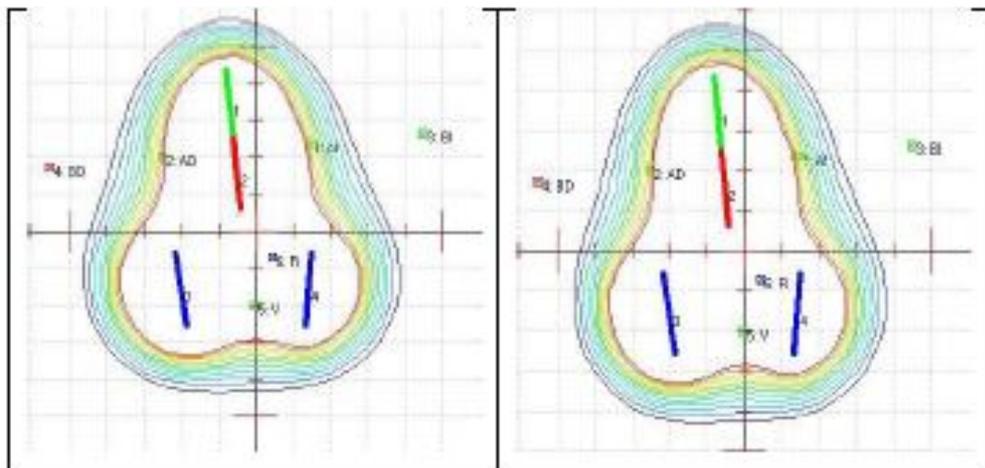
En la tabla anterior, se muestra la función radial de dosis para fuentes intracavitarias de Cs-137 (3M, Amersham, RTR(pre-1982)) para distancias desde 0,5 hasta 10cm. Los cambios que pueda tener esta función para un tipo específico de fuente, es casi despreciable y los datos proporcionados en la tabla, son suficientes para describir la función radial de dosis de cualquiera de las fuentes de Cs-137.

Según el trabajo de Liu, la máxima diferencia entre la función radial de dosis calculada para un modelo específico y el valor promedio dado en la tabla es 0,6% a 0,5 cm y 0,3% a 1 cm o más. (Liu Lizhoung. Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. 2004).

5.2. Resultados

Las medidas de dosis obtenidas alrededor de una configuración de fuentes, usando la intensidad kerma en aire contenida en el formalismo TG-43, son muy cercanas a las medidas que se obtienen al usar la especificación de fuente miligramos de radio equivalente. La siguiente figura muestra gráficamente las distribuciones de dosis obtenidas con las dos especificaciones de fuentes:

Figura 16. **Comparación gráfica entre intensidad kerma en aire y miligramos de radio equivalente, en la izquierda mgRaeq, en la derecha, kerma en aire**



Fuente: Programa Theraplan Plus.

El formalismo TG-43 toma en cuenta más parámetros, tales como: los efectos de la geometría, distribución espacial de radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, considerados en la constante de tasa de dosis Λ ; el efecto de filtrado y material de la fuente en concreto, considerados en la función radial de dosis $g(r)$; la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio considerado en el factor de anisotropía $F(r,\theta)$. Debido a esto, se prefiere actualmente este método de cálculo de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia.

Las medidas realizadas para comparar ambos métodos se hizo con las configuraciones de implantes de braquiterapia usada en el INCAN: completa, cilíndrica y colpostatos, y se muestran en la tabla XI.

En la configuración completa se usan cuatro fuentes, en la configuración cilíndrica se usan tres fuentes y en los colpostatos, solamente dos; los dispositivos usados para estas configuraciones, se muestran en la figura 12, inciso (a), entre estos dispositivos se encuentra el aplicador Fletcher, el cilindro y los colpostatos. Las medidas se hacen en puntos de interés: A izquierdo, A derecho, B izquierdo, B derecho, mucosa izquierda, mucosa derecha, vejiga y recto (vea figura 16); definidos por el ICRU 38. (ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1985).

Los resultados obtenidos mostrados en la tabla XI, muestran que en promedio, las medidas realizadas usando la intensidad de kerma en aire, tiene una diferencia porcentual de 3,38% de diferencia con respecto a las medidas que se obtienen usando la actividad equivalente de radio.

Tabla XI. **Medidas obtenidas al comparar dos métodos: intensidad kerma en aire y actividad equivalente de radio**

Tiempo del implante: 72 horas			
Configuración	Dosis Impartida (cGy)		Desviación (%)
	Kerma en aire	Actividad equivalente de Radio	
COMPLETO 1 4 FUENTES	2 791	2 694	3,48
	2 964	2 869	3,21
	1 957	1 888	3,53
	2 048	1 979	3,37
	Promedio:		3,39
COMPLETO 2 4 FUENTES	3 082	2 978	3,37
	3 269	3 167	3,12
	2 010	1 940	3,48
	2 090	2 021	3,30
	Promedio:		3,32
CILINDRO 3 FUENTES	3 446	3 312	3,89
	3 479	3 347	3,79
	3 177	3 053	3,90
	515	496	3,69
	Promedio:		3,82
COLPOSTATO 2 FUENTES	5 894	5 724	2,88
	5 794	5 626	2,90
	661	642	2,87
	1 013	980	3,26
	Promedio:		2,98

Fuente: elaboración propia.

5.3. Cálculo independiente de dosis en implantes de braquiterapia usando el formalismo TG-43

Es importante realizar una verificación independiente del cálculo de dosis en puntos de interés que realiza el TPS, esta verificación realizada como parte

de garantía de calidad del módulo de braquiterapia del TPS, nos garantiza que el TPS está realizando correctamente los cálculos de dosis, en este caso, usando el formalismo de cálculo de dosis TG-43.

La verificación independiente que se implementó, se hizo usando la ecuación del TG-43 explicada en la sección 2.4.4 que calcula la tasa de dosis en un punto con coordenadas (r, θ) a partir de una fuente lineal de longitud activa L:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (5.2)$$

calculando cada factor manualmente y a partir de las tablas propias de cada fuente. El resultado obtenido se compara con el resultado del TPS para verificar su exactitud.

El TPS calcula la tasa de dosis en el punto $P(r, \theta)$ por medio de la ecuación 2.14:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_S(r_0, \theta_0) \cdot \dot{D}_{rel}(r, \theta) \quad (5.3)$$

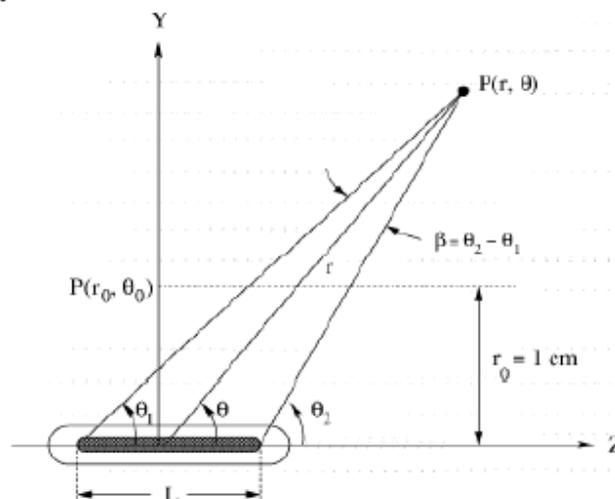
donde $S_S(r_0, \theta_0) = S_K(r_0, \theta_0)$ es la especificación de la fuente en tasa de kerma en aire de referencia y $\dot{D}_{rel}(r, \theta)$ es la tasa de dosis relativa (DRT por sus siglas en inglés), creada por el TPS a partir de las tablas de factor de dosis radial $g(r)$ (adimensional), la tabla de factores de anisotropía $F(r, \theta)$ (adimensional) ingresadas al sistema y específicas para cada fuente y el factor geométrico $G(r, \theta)$ calculada por el propio sistema.

La tasa de dosis tiene unidades cGy/h y al multiplicar por el número de horas del implante, se obtiene la dosis en centiGrays (cGy) en un punto de interés.

5.3.1. Procedimiento del cálculo independiente

A partir de la ecuación 2.1, se procede a hallar cada factor de la ecuación. Se hará el cálculo de tasa de dosis en un punto $P(r, \theta)$ debido a una fuente específica (vea figura 17), en el caso de varias fuentes se hace el mismo procedimiento para cada una de ellas, y la dosis total en un punto, será la suma de la contribución de dosis debido a cada fuente.

Figura 17. Sistema de coordenadas usado para cálculos dosimétricos en braquiterapia



Fuente: Mark J. Rivard. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. p. 637.

La verificación independiente se hace a partir de las coordenadas reconstruidas por el TPS. El TPS genera una tabla con las coordenadas de los dos extremos de la fuente y por otro lado, las coordenadas del punto de interés.

A partir de estas coordenadas, se calcula las coordenadas $S_S(r_0, \theta_0)$ del punto de interés a partir de la fuente. Consideramos una fuente con tasa de kerma en aire de referencia $S_S(r_0, \theta_0) = 68,182U$ con coordenadas del punto superior e inferior de la fuente y las coordenadas del punto de interés (AI) como se muestra en la tabla XII.

Tabla XII. **Coordenadas de una fuente y de un punto de interés (AI) generado por el TPS en el sistema de coordenadas del implante**

Coordenada	X	Y	Z
Punto de interés (AI)=P1	2,078	1,939	0,363
Extremo inferior=P2	-0,010	1,930	0,350
Extremo superior=P3	-0,030	3,900	0,880

Fuente: elaboración propia.

A partir de estas coordenadas se calculan los vectores V1 y V2 que van de los dos extremos de las fuentes hasta el punto de interés y el que va del extremo superior de la fuente hasta su extremo inferior V3 y sus respectivas magnitudes:

Tabla XIII. **Vectores necesarios para hallar los ángulos θ_1 y θ_2**

vector		componentes	magnitud
V1	P1-P2	(2,088, 0,009, 0,013)	2,088
V2	P1-P3	(2,108, -1,961, -0,517)	2,925
V3	P2-P3	(0,020, -1,970, -0,530)	2,040

Fuente: elaboración propia.

Luego, calculando el producto punto $V_2 \cdot V_3$ y $V_1 \cdot V_3$ hallamos los ángulos θ_1 y θ_2 usando la ecuación:

$$\theta_1 = \arccos \left(\frac{V_2 \cdot V_3}{|V_2||V_3|} \right) \quad (5.4)$$

Así se halla que $\theta_1 = 0,795$ rad $\theta_2 = 1,575$ rad. Luego con la ley de cosenos y de senos se hallan las coordenadas ($r = 2,328$ cm, $\theta = 1,113$ rad):

$$r = \sqrt{\left(\frac{l}{2}\right)^2 + |V_2|^2 - l \cdot |V_2| \cdot \cos \theta_1} = 2,328 \text{cm} \quad (5.5)$$

$$\theta = \arcsin \left(\frac{|V_1| \sin \theta_2}{r} \right) = 1,113 \text{rad} \quad (5.6)$$

donde l es la longitud de la fuente.

Estas son las coordenadas del punto de interés desde el centro de la fuente, necesarias para calcular los factores de la ecuación 5.2.

El primer factor, la tasa de kerma en aire de referencia, es proporcionada por el fabricante de las fuentes, para una fecha de referencia, solo se decae a la fecha actual, para la fuente en cuestión, tiene un valor de $S_S(r_0, \theta_0) = 68,182U$.

El siguiente factor es la constante de razón de dosis, se define para cada fuente en concreto; por tanto, incluye los efectos de la geometría, distribución espacial de la radiactividad, encapsulado, auto absorción y efecto del agua que rodea la fuente, descrita en la sección 2.4.7. Para la fuente utilizada, la constante de razón de dosis tiene un valor de $\Lambda = 0,953$ cGy/(hU).

Otro factor necesario es el cociente entre el factor geométrico en el punto (r, θ) y el factor geométrico en la posición de referencia $(1, \pi/2)$. El factor geométrico se halla a partir de las ecuaciones 2.6 y 2.7:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{L_s r \sin \theta} \frac{\cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta - L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{r \cos \theta + L/2}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2 + Lr \cos \theta}} \right)}{L_s r \sin \theta} \quad (5.7)$$

Obteniéndose los siguientes resultados:

$$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad}) = 0,183 \text{ cm}^{-2}$$

$$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2) = 0,858 \text{ cm}^{-2}$$

El factor de dosis radial, se obtiene por interpolación de la tabla X a una distancia $r=2,328$ cm de la fuente, esta tabla debe ser propia de la fuente, en la sección 5.1 se explica de donde se obtuvo esta tabla para las fuentes ingresadas en el TPS. En este factor, se incluye el efecto del filtrado y material de la fuente en concreto, como se describió en la sección 2.4.9. El valor obtenido es $g(r=2,328\text{cm})=0,990$.

El último factor necesario es el factor de anisotropía, que al igual que el factor de dosis radial se halla por interpolación de una tabla específica para cada fuente.

Este factor, como se describió en la sección 2.4.10, proporciona la variación de dosis a cada distancia r debido a la auto absorción, filtración oblicua y la atenuación y dispersión de fotones en el medio. El valor hallado para el caso en cuestión es $F(r=2,328 \text{ cm}, \theta=1,113 \text{ rad})=0,997$. Resumiendo, los datos calculados son los mostrados en la siguiente tabla:

Tabla XIV. Valores calculados de los factores necesarios para la aplicación del formalismo TG-43

	Valor	Unidades
$S_S(r_0, \theta_0)$	68,182	U=cGycm ² /h
Λ	0,953	cGy/(hU)
$G(r = 2,328 \text{ cm}, \theta = 1,113 \text{ rad})$	0,183	cm ⁻²
$G(r = 1 \text{ cm}, \theta = \pi/2)$	0,858	cm ⁻²
$g(r=2,328\text{cm})$	0,990	adimensional
$F(r=2,328\text{cm}, \theta=1,113 \text{ rad})$	0,997	adimensional

Fuente: elaboración propia.

De esta forma la tasa de dosis en el punto P(r=2.328 cm, θ =1.113 rad) es, según el formalismo TG-43:

$$\begin{aligned} \dot{D}(r, \theta) &= S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 68,182\text{U} \times 0,953\text{cGy}/(\text{hU}) \times \frac{0,1829\text{cm}^{-2}}{0,8580\text{cm}^{-2}} \times 0,9898 \times 0,9968 \quad (5.8) \\ \dot{D}(r, \theta) &= 13,668\text{cGy}/\text{h} \end{aligned}$$

El cálculo realizado por el TPS en ese mismo punto es de $\dot{D}(r=2,328 \text{ cm}, \theta=1,113 \text{ rad})=14,136 \text{ cGy}/\text{h}$.

La diferencia porcentual entre ambos resultados es de 3,42%. El TECDOC 1151 recomienda que las discrepancias entre la comprobación independiente y el cálculo de dosis de rutina, en braquiterapia, no supere un 15%. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

5.4. Comparación del cálculo independiente y el cálculo de rutina del TPS para un implante ginecológico completo

Se realizó una comprobación independiente de la dosis impartida en los puntos de interés debido a un implante ginecológico completo compuesto de cuatro fuentes radiactivas de Cs-137 de baja tasa de dosis. Para el cálculo se realizó el procedimiento descrito en la sección 5.3.1 para cada fuente en cada punto de interés. Los puntos de interés son AI, AD, BI, BD, Vejiga y Recto. La dosis total en cada punto de interés es:

$$\text{Dosis total} = \dot{D}_{fuente1}t_1 + \dot{D}_{fuente2}t_2 + \dot{D}_{fuente3}t_3 + \dot{D}_{fuente4}t_4 \quad (5.9)$$

donde $\dot{D}_{fuente1}t_1$ es la tasa de dosis de la fuente 1 en el punto de interés en cGy/h y t_1 es la duración del implante de la fuente 1 y así sucesivamente para las fuentes 2,3 y 4. Los resultados obtenidos para un tiempo de 72 horas de duración de implante de cada fuente se resumen en la tabla XV.

Tabla XV. **Resultados de comprobación independiente de cálculo de dosis en un implante ginecológico completo**

	Etiqueta	Fuente 1	Fuente 2	Fuente 3	Fuente 4	Total	Total TPS
1	AI	984,071	987,716	455,600	289,113	2 716,500	2 800,034
2	AD	1 033,133	1 037,880	278,279	539,871	2 889,163	2 971,117
3	BI	193,467	194,556	242,842	124,949	755,813	755,765
5	BD	194,774	194,070	121,554	255,414	765,813	763,791
6	Vejiga	283,501	535,440	646,251	537,144	2 002,335	2 029,225
7	Recto	158,865	335,779	570,513	1 003,436	2 068,593	2 098,752

Fuente: programa Theraplan Plus.

La discrepancia entre la comprobación independiente y el cálculo de rutina del TPS para el implante completo es de 1,50%, esta discrepancia se considera aceptable según el TECDOC 1151. (IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia. 2000).

CONCLUSIONES

1. Con las pruebas de garantía de calidad, el uso adecuado y la comprensión del sistema de planificación y las rutinas que usa el sistema, se garantiza la correcta planificación de un tratamiento de braquiterapia y permite evitar incidentes radiológicos.
2. Para garantizar el correcto funcionamiento del sistema de planificación de braquiterapia utilizado en el INCAN, se han implementado ocho pruebas que se deben realizar con una frecuencia específica, dependiendo de la prueba que sea.
3. Es preferible utilizar el formalismo para cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva, recomendada por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM), formalismo TG43, para sustituir el uso de la especificación en miligramos de radio equivalente de las fuentes, ya que esta, conlleva errores en su determinación debido a las constantes empleadas para calcularla.
4. Las magnitudes físicas usadas en braquiterapia se han modificado con el tiempo, el documento de la AAPM, TG-43, actualiza estas magnitudes. Instituciones del tercer mundo insisten en usar antiguas magnitudes a pesar del error en su determinación, esta es una novedad del presente trabajo al implementar dicho formalismo en el INCAN.
5. Los cálculos de dosis de radiación en un punto específico, realizados por el sistema de planificación, usando el formalismo de cálculo de

dosis TG-43, pueden verificarse manualmente, como se ha descrito en el capítulo siete.

6. La forma en que una fuente radiactiva actúa sobre la materia depende de su forma física, de su energía y del tipo de radiación que emita.

RECOMENDACIONES

1. Debido a que las fuentes de cesio 137 modelo CDC T1 son del año 1991, y las de modelo CDCS J, del año 1998; fue difícil hallar sus características físicas y dosimétricas exactas. Se deberían implementar fuentes más nuevas cuyas características sean fáciles de hallar y que hayan sido simuladas por algún método, como Monte Carlo.
2. Las pruebas descritas para la garantía de calidad deben realizarse con la frecuencia especificada y de la forma descrita para asegurar el correcto funcionamiento del sistema de planificación.
3. Realizar y conocer adecuadamente las rutinas de planificación en un implante de braquiterapia mejora la calidad del tratamiento de cáncer, y por tanto, mejora la probabilidad de curación del paciente.
4. Deben crearse bases de datos separadas en el sistema de planificación, una para pacientes tratados con radioterapia externa y otra para pacientes de braquiterapia; también deben actualizarse cada seis meses o antes si es necesario; esta es una de las limitaciones del sistema de planificación Theraplan Plus, él considera una sola base de datos tanto para teleterapia como braquiterapia.
5. Usar toda la herramienta de la que dispone el sistema de planificación, para facilitar el análisis de los resultados y optimizar el cálculo de dosis alrededor de una fuente radiactiva y su representación gráfica con líneas de isodosis.

6. Actualizar la especificación de las fuentes usadas en braquiterapia, de miligramos de radio equivalente a tasa de kerma en aire de referencia. Deben usarse las nuevas magnitudes, que evitan el uso de tantas constantes. Esto ya se ha efectuado, quedando pendiente la aprobación del jefe de física médica como por parte del jefe del Departamento de Radioterapia.

7. Al comprar nuevas fuentes radiactivas, revisar si es necesario agregar pruebas al sistema de planificación para garantizar su calidad. Es preferible que las fuentes vengan calibradas en tasa de kerma en aire de referencia y se acompañen datos de las características físicas de las fuentes, que permitan emplear el método de la Asociación Americana de Físicos Médicos TG-43.

BIBLIOGRAFÍA

1. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. "Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM radiation therapy committee task group-40". *Medical physics*. 1994, vol 21, núm. 8, p. 581-618.
2. _____. "Remote afterloading technology". *Medical physics*. 1993, núm 41, 107 p.
3. _____. "Specification of brachytherapy source strength". *Medical physics*. 1987, núm. 21, 98 p.
4. ATTIX, Frank. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Wisconsin: WILEY-BCH Verlag GmbH, 2004. 633 p
5. BALTAS, Dimos; SAKELLION, L.; ZAMBOGLOU, N. *The physics of modern brachytherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 670 p.
6. CUNNINGHAM, Robert; JOHNS, H.; KASE, K. *The physics of radiology*. 4a ed. Illinois: Charles C. Thomas Publisher, 1983. 785 p.
7. DUTREIX, Andrée. *Brachytherapy training course*. México: UNAM, 1993. 30 p.

8. FRANCOIS, Juan. *Introducción al análisis de reactores nucleares: análisis de reactores nucleares*. México: UNAM, Facultad de Ingeniería, 2005. 9 p.
9. HANSON, W.F. "Brachytherapy source strength: quantities, units, and standards. Brachytherapy physics". *Medical Physics Publishing*. 1995, p. 71-85.
10. HENDEE, William; IBOOTT, G. *Radiation therapy physics*. 3a ed. Chicago USA: Year book Medical Publishers, 2005. 450 p.
11. HOROWITZ, Y. "Photon general cavity theory". *Radiation protection*. 1984, vol 9, núm. 1, p. 5-18.
12. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. "Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad". *Documentos técnicos*. 2000, núm. 1151, 135 p.
13. _____. "Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 1274, 60 p.
14. _____. "Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer". *Documentos técnicos*. 2004, núm. 430, 281 p.
15. _____. "Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos". *Documentos técnicos*. 2005, núm. 398, 261 p.

16. _____. “Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación”. *Documentos técnicos*. 1996, núm. 115, 86 p.
17. INTERNATIONAL BUREAU OF WEIGHTS AND MEASURES. *The international system of units (SI)*. 8a ed. París: IBPM, 2006. 180 p.
18. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. “Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1985, núm. 38, 130 p.
19. _____. “Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 2004, núm. 72, 175 p.
20. _____. “Fundamental quantities and units for ionizing radiation”. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1998, núm. 60, 19 p.
21. INTER-SOCIETY COUNCIL FOR RADIATION ONCOLOGY (ISRO) *Radiation oncology in integrated cancer management*. Chicago USA: Inter-Society Council for Radiation Oncology, 1991. 49 p.
22. KAPLAN, Irving. *Nuclear physics*. 2a ed. Madrid: Aguilar, 1962. 460 p.
23. KHAN, Faiz M. *The physics of radiation therapy*. 4a ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 2010. 738 p.

24. LIZHOUNG, Liu. "Determination of Cs-137 dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 447-483.
25. LOEVINGER, R. "The role of standards laboratory in brachytherapy. National Bureau of Standards (USA)", *Proceedings of recent advances in brachtherapy physics*. 1981, vol 1, núm. PB-83-134221, p. 22-31.
26. MAYLES, Philip; NAHUM, Alan; ROSENWALD, Jean-Claude. *Handbook of radiotherapy physics*. New York: Taylor & Francis Group, 2007. 1412 p.
27. MIJNHEER, Ben; BATTERMANN, J.; WAMBERSIE, A. *Quality assurance of treatment planning systems practical examples for Non-IMRT photon beams*. Bélgica: ESTRO, 2004. 93 p.
28. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS "Protection against radiation from brachytherapy sources". *National Council on Radiation Protection and Measurements*. 1972, núm. 40, 140 p.
29. PODGORSAK, Ervin. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA, 2005. 696 p.
30. RAVINDER, Nath, et al. "Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.

- 56". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1997, vol 24, núm. 10, p. 1557-1598.
31. _____. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recomendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 1994, vol 22, núm. 2, p. 209-234.
 32. RIVARD, Mark, et al. "Update of AAPM Task Group No. 43 report: a revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". American Association of Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 3, p. 633-674.
 33. TAUHATA, Luiz, et al. *Radioprotecao e dosimetria*. 4a ed. Brasil: Instituto de radioprotección e dosimetría-CNEN, 2002. 170 p.
 34. THERATRONICS INTERNATIONAL. *Theraplan plus, technical reference manual*. Ontario, Canada: Theratronics International, 2001. 370 p.
 35. WILLIAMSON, Jeffrey. *Brachytherapy physics*. United States: Medical Physics Publishing, 1995. 709 p.
 36. WYCKOFF, Allisy, et al. "The new special names of SI units in the field of ionizing radiations". *National Center for Biotechnology Information, Radiology*. 1976, vol 118, núm. 1, 233 p.
 37. ZHANG, Pengpeng, et al. "AAPM TG-43 formalism for brachytherapy dose calculation of a ^{137}Cs tube source". American Association of

Physicists in Medicine. *Medical physics*. 2004, vol 31, núm. 4, 759
p.

ANEXOS

Anexo 1. **Formulario para control de calidad del tratamiento**

Formulario para el control de calidad del tratamiento de Braquiterapia	
Paciente: _____	No. Registro: _____
Fecha de la aplicación: _____	Fecha de registro: _____
ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
1) Preparación del implante	
<input type="checkbox"/> a) Aplicación programada	
<input type="checkbox"/> b) Sala y cama asignada	
<input type="checkbox"/> c) Fuentes solicitadas	
<input type="checkbox"/> d) Integridad del aplicador verificada	
2) Patología	
<input type="checkbox"/> a) Hospital	
<input type="checkbox"/> b) Código de patología	
<input type="checkbox"/> c) Diagnóstico	
3) Inserción del aplicador	
<input type="checkbox"/> a) Identidad del aplicador verificada	
<input type="checkbox"/> b) Geometría del implante/aplicador registrada	
<input type="checkbox"/> c) Placas de verificación revisadas	
<input type="checkbox"/> d) Número e intensidad de las fuentes registrada	
<input type="checkbox"/> e) Prescripción fechada y firmada por el oncologo radio terapeuta	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 116.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
4) <u>Carga del implante</u>	
[] a) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] b) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] c) Implante cargado	
[] d) Fuentes empleadas registradas en inventario	
[] e) Cálculos de prescripción y tratamiento revisados por el físico el mismo día de cargado el implante	
5) <u>Para implantes por carga remota automática</u>	
[] a) Paciente identificado por al menos dos métodos (<input type="checkbox"/> nombre, <input type="checkbox"/> No. Registro, <input type="checkbox"/> Fecha nac., <input type="checkbox"/> otro)	
[] b) Prescripción revisada respecto a la secuencia de carga propuesta, la intensidad de las fuentes y los tiempos de tratamiento	
[] c) Control de calidad diario realizado a la unidad de tratamiento	
[] d) Auto-radiografía revisada por el físico y el médico el mismo día del implante	
6) <u>Ejecución del implante</u>	
[] a) Orientaciones escritas a las enfermeras	
[] b) Sala/cuarto de tratamiento identificado	
[] c) Monitoreo radiológico completado	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 117.

Anexo 1 (Continuación). **Formulario para control de calidad del tratamiento**

ACCION EJECUTADA ^a	COMENTARIOS
<input type="checkbox"/> d) Prescripción completada	
<input type="checkbox"/> e) Fecha/hora de retiro de las fuentes registrado	
<input type="checkbox"/> f) Médico responsable del implante informado de fecha/hora del retiro de fuentes	
<input type="checkbox"/> g) Responsable de verificar el retiro del implante	
7) <u>Planificación del tratamiento</u>	
<input type="checkbox"/> a) Plan revisado por el médico antes de completar el tratamiento	
<input type="checkbox"/> b) Plan revisado por el físico antes de completar el tratamiento	
<input type="checkbox"/> c) Administración del implante registrado en la hoja de tratamiento	
8) <u>Retiro del implante</u>	
<input type="checkbox"/> a) Número de fuentes verificadas por el médico	
i) En la sala/cuarto del paciente	
ii) En el cuarto/local de fuentes	
<input type="checkbox"/> b) Monitoreo radiológico de la sala/cuarto del paciente	
<input type="checkbox"/> c) Fuentes retiradas inventariadas	
<input type="checkbox"/> d) Formulario del monitoreo radiológico relleno	
9) <u>Registro y control del implante</u>	
<input type="checkbox"/> a) Salida impresa de la unidad de carga remota automática auditada	
<input type="checkbox"/> b) Placas de localización auditadas y archivadas	
<input type="checkbox"/> c) Registro resumen de dosis impartidas relleno y firmado por el médico y el físico.	
^a Marcar con un <input checked="" type="checkbox"/> cuando la acción correspondiente esté ejecutada	

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 118.

Anexo 2. Formulario para verificación de intensidad de fuentes

Formulario para la verificación de la intensidad de fuentes de braquiterapia con cámara de ionización de pozo.
Fecha de verificación: _____ Realizado por: _____
Descripción de la fuente(s): Radionucleido: _____ Tipo: _____ No. Serie: _____ Intensidad (por certificado del fabricante) $S_{K,cert} =$ _____ Número de certificado: _____ Fecha del certificado: _____
Cámara de ionización: Modelo/Serie: _____ / _____ Electrómetro: Modelo/Serie: _____ / _____
Factor de calibración: $N_{SK} =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2\text{A}^{-1}$, dado a $P_0 =$ _____ kPa, $T_0 =$ _____ °C
Corrección de la lectura del electrómetro: a) Corrección por densidad de aire: Temperatura $T =$ _____ °C y presión $P =$ _____ kPa al momento de la medición. $P_{TP} = (P_0/P)[(273,15 + T)/(273,15 + T_0)] =$ _____ Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $M_0 =$ _____ C/min(Q_{HV}) Tensión de polarización: _____ V Lectura promediada por unidad de tiempo: $Q_{HV/2} =$ _____ C/min b) Corrección por recombinaciones: $p_{ion} = (4/3) - (Q_{HV/2}/3Q_{HV}) =$ _____ c) Corrección por escala del electrómetro: $p_E =$ _____
Intensidad de kerma en aire medida: $S_K = M_0 N_{SK} P_{TP} p_{ion} p_E = S_K =$ _____ $\mu\text{Gy h}^{-1}\text{m}^2$
Discrepancia $\Delta = (S_K - S_{K,cert}^*) \times 100 / S_{K,cert}^* =$ _____ % $S_{K,cert}^*$: valor corregido para la fecha de verificación

Fuente: OIEA, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. p 112.

Anexo 3. La función de anisotropía promedio para las fuentes intracavitarias de ¹³⁷Cs: Amersham, 3M y RTR pre-1982

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	0	2	4	6	8	10	12	14	16	18
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,50	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,75	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,985	0,986
1,00	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,946	0,953	0,958	0,965
1,25	0,901	0,901	0,901	0,892	0,879	0,894	0,915	0,931	0,944	0,953
1,50	0,897	0,897	0,896	0,885	0,874	0,887	0,906	0,922	0,936	0,946
2,00	0,893	0,893	0,891	0,876	0,869	0,883	0,900	0,915	0,928	0,939
2,50	0,891	0,891	0,888	0,870	0,867	0,882	0,898	0,913	0,925	0,937
3,00	0,889	0,889	0,886	0,866	0,866	0,881	0,897	0,912	0,924	0,935
3,50	0,889	0,889	0,884	0,864	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
4,00	0,888	0,888	0,883	0,862	0,866	0,881	0,897	0,911	0,924	0,934
5,00	0,888	0,888	0,883	0,861	0,866	0,882	0,898	0,912	0,924	0,934
7,00	0,890	0,890	0,883	0,861	0,868	0,884	0,900	0,913	0,925	0,935
10,00	0,895	0,895	0,887	0,866	0,874	0,889	0,904	0,917	0,928	0,937

r(cm)	Ángulo en grados, θ (°)									
	20	25	30	35	40	50	60	70	80	90
0,25	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,998	0,999	1,000	1,000	1,000
0,50	0,000	0,996	0,995	0,996	0,997	0,998	0,999	0,999	1,000	1,000
0,75	0,986	0,989	0,992	0,994	0,995	0,997	0,998	0,999	1,000	1,000
1,00	0,970	0,980	0,985	0,989	0,992	0,996	0,998	0,999	1,000	1,000
1,25	0,960	0,973	0,981	0,986	0,990	0,995	0,997	0,999	1,000	1,000
1,50	0,954	0,969	0,977	0,984	0,988	0,994	0,997	0,999	1,000	1,000
2,00	0,948	0,964	0,974	0,981	0,986	0,993	0,996	0,998	1,000	1,000
2,50	0,946	0,962	0,973	0,980	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,00	0,944	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
3,50	0,943	0,960	0,971	0,979	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
4,00	0,943	0,960	0,971	0,978	0,984	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000
5,00	0,943	0,959	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
7,00	0,944	0,960	0,971	0,978	0,984	0,991	0,996	0,998	1,000	1,000
10,0	0,945	0,961	0,972	0,979	0,985	0,992	0,996	0,998	1,000	1,000

Fuente: Liu, Lizhong. Determination of ¹³⁷Cs dosimetry parameters according to the AAPM TG-43 formalism. p. 480.

