



Universidad de San Carlos de Guatemala

Facultad de Ingeniería

Escuela de Ciencias

IMPLEMENTACIÓN DE RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT)

Kirk Douglas Nájera Castillo

Asesorado por el Lic. Ángel René Osorio Tercero

Guatemala, junio de 2010

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**IMPLEMENTACIÓN DE RADIOTERAPIA DE
INTENSIDAD MODULADA (IMRT)**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A JUNTA DIRECTIVA DE LA
FACULTAD DE INGENIERÍA

POR:

KIRK DOUGLAS NÁJERA CASTILLO

ASESORADO POR EL LIC. ÁNGEL RENÉ OSORIO TERCERO

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE
LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

GUATEMALA, JUNIO DE 2010

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
FACULTAD DE INGENIERÍA



NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
VOCAL I	Inga. Glenda Patricia García Soria
VOCAL II	Inga. Alba Maritza Guerrero de López
VOCAL III	Ing. Miguel Ángel Dávila Calderón
VOCAL IV	Br. Luis Pedro Ortíz de León
VOCAL V	Br. José Alfredo Ortíz Herincx
SECRETARIA	Inga. Marcia Ivónne Véliz Vargas

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

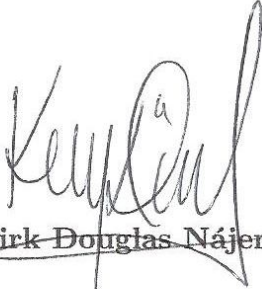
DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
EXAMINADOR	Lic. Ricardo Contreras Folgar
EXAMINADOR	Ing. José Rodolfo Samayoa Dardón
EXAMINADOR	Ing. Walter Giovanni Alvarez Marroquín
SECRETARIA	Inga. Marcia Ivónne Véliz Vargas

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

Cumpliendo 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 RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT),

tema que fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Ciencias, con fecha del 18 de noviembre de 2009.



Kirk Douglas Nájera Castillo.

Guatemala, 21 de marzo de 2010

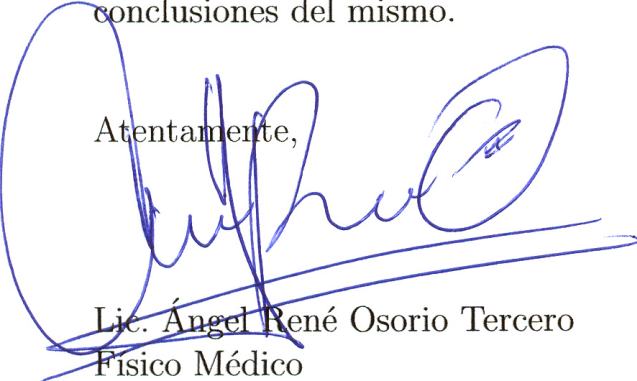
Ingeniero
Otto Miguel Hurtarte Hernández
Coordinador Licenciatura en Física Aplicada
Escuela de Ciencias
Facultad de Ingeniería
Universidad de San Carlos de Guatemala

Ingeniero Hurtarte Hernández:

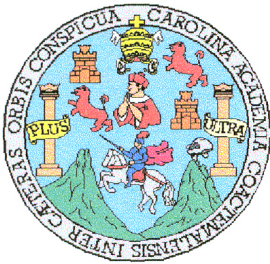
Por medio de la presente me permito informarle que he revisado completamente el trabajo de graduación titulado: **“Implementación de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)”** desarrollado por el estudiante **Kirk Douglas Nájera Castillo** con número de carné 2000-10765.

Puedo concluir que dicho trabajo cumple con los objetivos propuestos en el anteproyecto de tesis, para lo cual me complace dar la aprobación respectiva e indicarle que el autor y mi persona somos responsables por el contenido y conclusiones del mismo.

Atentamente,



Lic. Ángel René Osorio Tercero
Físico Médico
Asesor
Colegiado C.I.G. 4812



Facultad de Ingeniería
Departamento de Física

Ref.Depto.fis.0039-2010
Guatemala, 05 de abril del 2010

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 la revisión al trabajo de graduación “**Implementación de Radioterapia de Intensidad Modulada**” (IMRT), presentada por el estudiante **Kirk Douglas Nájera Castillo**; con carné No. 2000-10765; y considerando que cumple con los objetivos de la carrera de Licenciatura en Física Aplicada, le doy mi aprobación.

Muy Atentamente,



“ID Y ENSEÑAD A TODOS”


Ing. Otto Miguel Hurtarte Hernández
Jefe del Departamento de Física, y
Coordinador, Lic. En Física Aplicada
Facultad de Ingeniería

c.c. Archivo





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 ***Kirk Douglas Nájera Castillo***, titulado “IMPLEMENTACIÓN DE RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT)”, procede a la autorización del mismo.


Ing. Edwin Adalberto Bracamonte Orozco
Director Escuela de Ciencias



Guatemala, 17 de mayo de 2010

EABOP/scvs

Universidad de San Carlos
de Guatemala



Facultad de Ingeniería
Decanato

Ref. DTG. 227-2010

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 RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT)**, presentado por el estudiante universitario Kirk Douglas Nájera Castillo, autoriza la impresión del mismo.

IMPRÍMASE.


Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
DECANO



Guatemala, junio de 2010

/gdech

Dedicado a:

Mi bella esposa Carmen Morales Valenzuela

Gracias por ser parte de mi vida y darme el mejor de los regalos ...

Un hijo ...

AGRADECIMIENTOS A:

- Mis padres** Elizabeth Castillo López y Santos Leonidas Nájera Santiago, por su amor, apoyo, enseñanzas y todo. Porque gracias a ellos esto no sería posible. Espero seguir sus ejemplos y enseñanzas.
- Mis hermanas** Diana Karina y Karen Stephanie, por ser las mejores hermanas que pueden haber.
- Lic. Ángel René Osorio** Por su asesoría, enseñanza y por darme la oportunidad de realizar este trabajo de graduación.
- Clínica de Radioterapia** “LA ASUNCIÓN” por el apoyo proporcionado en la realización de la implementación de Radioterapia de Intensidad Modulada en sus instalaciones. A los Físicos, Doctores, Ingenieros, técnicos y todo el personal de la clínica por el apoyo presentado y por su amistad.
- Mis amigos** Santos René Serrano García, por su inmensa amistad y solidaridad. Mis compañeros y casi hermanos de la Licenciatura en Física Aplicada, por nuestras grandes aventuras.

Mis Catedráticos De la Facultad de Ingeniería en especial a los de la Licenciatura en Física Aplicada, por sus enseñanzas, conocimientos y apoyo durante mi carrera.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES	v
LISTA DE SÍMBOLOS	ix
GLOSARIO	xi
RESUMEN	xvii
OBJETIVOS	xix
INTRODUCCIÓN	xxi
1. INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA	1
1.1. Interacción de los fotones con la materia	3
1.1.1. Capa hemirreductora y decirreductora	3
1.1.2. Tipos de interacciones	4
1.1.3. Efecto fotoeléctrico	4
1.1.4. Efecto Compton	6
1.1.5. Producción de pares	8
1.1.6. Dispersión de Rayleigh	8
1.1.7. Radiación de frenado (Bremsstrahlung)	10
1.1.8. Reacción gamma-núcleo	10
2. GENERALIDADES DE LA RADIACIÓN	13
2.1. Unidades y magnitudes de radiación	13
2.1.1. Magnitudes de campo	14
2.1.2. Magnitudes de interacción	16
2.1.3. Magnitudes dosimétricas	17
2.1.4. Equilibrio de partículas cargadas	20
2.2. Equipos emisores de radiación	22

2.2.1.	Acelerador lineal	23
2.2.2.	Funcionamiento	25
2.2.3.	El klystron	26
2.2.4.	El magnetrón	26
2.2.5.	Acelerador lineal de fotones	27
2.2.6.	Acelerador lineal de electrones	29
2.2.7.	Fuentes de cobalto-60	30
2.3.	Equipos detectores de radiación	33
2.3.1.	Detectores de ionización gaseosa	33
2.3.2.	Detectores de película radiográfica	36
3.	ESQUEMAS DE TRATAMIENTOS	39
3.1.	Radioterapia convencional	39
3.1.1.	Tiempo o unidades monitoras	40
3.2.	Radioterapia conformada	41
3.3.	Radioterapia conformada 3-D	41
3.3.1.	Proceso de planificación del tratamiento	43
3.3.2.	Sistemas computarizados de planificación	48
3.4.	IMRT	51
4.	RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA IMRT	53
4.1.	IMRT mediante filtros compensadores	54
4.2.	Técnicas de IMRT	55
4.2.1.	IMRT dinámica (“sliding window”).	55
4.2.2.	IMRT por multisegmentos (“step and shoot”)	56
4.2.3.	IMRT por tomoterapia	56
4.3.	Planificación del tratamiento	57
4.3.1.	Función objetivo (condiciones)	59
4.3.2.	Proceso de la optimización (algoritmos)	59

4.4.	Control de calidad	60
5.	IMPLEMENTACIÓN IMRT	63
5.1.	Mediciones experimentales	63
5.1.1.	Equipo utilizado	63
5.1.2.	Configuraciones	63
5.1.3.	Lecturas	64
5.2.	Ingreso de datos y modelado del sistema de planificación	72
5.3.	Pruebas de aceptación	77
5.4.	Análisis de resultados	80
5.4.1.	Índice gamma	80
5.4.2.	Comparación con PTW	84
5.5.	Implementacion clínica IMRT	85
5.5.1.	Procedimiento para tratamientos con IMRT	85
	CONCLUSIONES	89
	RECOMENDACIONES	91
	BIBLIOGRAFÍA	93

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

FIGURAS

1.	Cómo los distintos tipos de radiación interaccionan con la materia.	2
2.	Efecto Fotoeléctrico	5
3.	Efecto Compton	7
4.	Efecto de producción de pares	9
5.	Dispersion de Rayleigh.	9
6.	Generación de rayo <i>X</i> debido a desaceleración.	10
7.	Ley inversa al cuadrado de la distancia	22
8.	Diagrama de bloques de un acelerador lineal	25
9.	El klystron	26
10.	El magnetrón	27
11.	Acelerador lineal de fotones	28
12.	Acelerador lineal de electrones	29
13.	Decaimiento del cobalto	31
14.	Cabezal de una unidad de cobalto-60 (Theratron 80)	32
15.	Gráfica detectores de radiación gaseosos	34
16.	Cámara de ionización	34
17.	Marcado de placa radiográfica	40
18.	Tomografía computarizada	45
19.	Tomografía por emisión de positrones	46
20.	Resonancia magnética	47
21.	Geometría de transporte de radiación	50
22.	IMRT dinámica	55

23.	IMRT por multisegmentos	56
24.	Colimador multiláminas Peacock MIMIC	57
25.	Gráfica de primera serie de datos	64
26.	Gráfica de segunda serie de datos	65
27.	Gráfica de tercera serie de datos	66
28.	Gráfica de cuarta serie de datos	67
29.	Gráfica de quinta serie de datos	68
30.	Gráfica de sexta serie de datos	69
31.	Gráfica de séptima serie de datos	70
32.	Gráfica de octava serie de datos	71
33.	Gráfica primera lectura. Linealizada.	72
34.	Gráficas de segunda y tercera lecturas. Linealizadas.	73
35.	Gráficas de cuarta y quinta lecturas. Linealizadas.	74
36.	Gráficas de sexta y séptima lecturas. Linealizadas.	75
37.	Gráfica octava lectura linealizada.	76
38.	Cinco imágenes generadas por CAT3D. Para tratamiento de próstata.	78
39.	Modulador de latón	78
40.	Arreglo de cámaras de ionización PTW	79
41.	Campos obtenidos por la matriz de 729 cámaras de ionización .	79
42.	Criterio de evaluación de la representación geométrica de la dis- tribución de dosis, para diferencia de dosis y DTA. (a) Repre- sentación en dos dimensiones. (b) Representación en una dimen- sión.	81
43.	Criterio de evaluación de la representación geométrica de dis- tribución de dosis usando la combinación elipsoidal de diferen- cia de dosis y distancia convenida. (a) Representación en dos dimensiones. (b) Representación en una dimensión.	83

44.	Hoja de seguimiento IMRT	88
-----	------------------------------------	----

TABLAS

I.	Energía media necesaria para formar un par electrón-ión	35
II.	Primera serie de datos	64
III.	Segunda serie de datos	65
IV.	Tercera serie de datos	66
V.	Cuarta serie de datos	67
VI.	Quinta serie de datos	68
VII.	Sexta serie de datos	69
VIII.	Séptima serie de datos	70
IX.	Octava serie de datos	71
X.	Campos y coeficientes de atenuación. En el eje central del haz de radiación.	76
XI.	Distancias a partir del eje central y coeficientes de atenuación. .	77

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado
α	Partícula alfa
γ	Fotones
Φ	Fluencia de partículas
Ψ	Fluencia de energía
ψ	Tasa de fluencia de energía
D	Dosis absorbida
X	Exposición
I	Intensidad
CT	Tomografía computarizada
MLC	Colimador multiláminas
DTA	Distancia convenida.
CTV	Volumen blanco clínico. Es el GTV al que añadimos el volumen en el que no hay lesiones macroscópicas, pero puede haber enfermedad microscópica.
DDR	Radiografía reconstruida digitalmente.
DVH	Histograma dosis volumen. Es la representación gráfica de la dosis administrada a cada región de un órgano.
GTV	Volumen blanco macroscópico. Volumen de enfermedad macroscópica visible por técnicas de imagen o en cirugía previa.
HVL	Capa hemirreductora. Es el espesor de un determinado material que reduce a la mitad la intensidad de radiación de un haz que lo atraviesa.

<i>PTV</i>	Volumen blanco de planificación. Es el CTV al que añadimos volumen, para evitar que los errores diarios de la colocación del paciente o el movimiento de los órganos permitan al CTV escapar a la irradiación.
<i>SSD</i>	Distancia fuente piel.
<i>TCP</i>	Probabilidad de control tumoral.
<i>NTCP</i>	Probabilidad en complicación de tejidos normales.

GLOSARIO

3D-CRT

En realidad, toda radioterapia se administra en 3D, por rudimentaria que sea su planificación. La calificación 3D se refiere al algoritmo de planificación, es decir, al uso de equipos informáticos e imágenes de TC para planificar un tratamiento y evaluar la distribución de la dosis en tres dimensiones.

Acelerador lineal

Es una máquina de radioterapia externa, generadora de rayos X , mediante la aceleración de electrones que chocan y producen radiación de frenado. En muchos casos, los aparatos también son capaces de administrar al paciente radioterapia con electrones.

Beam's eye view, BEV's

Vista desde el ojo del haz. En las computadoras empleadas en el diseño de los tratamientos es posible presentar en la pantalla una reconstrucción de lo que veríamos si nos colocáramos en el centro del haz mirando hacia el paciente, así como también la divergencia que el haz proyecta.

Bloques o moldes

Son dispositivos, generalmente fabricados con cerrobend, que se colocan a la salida del haz desde el acelerador o la bomba de cobalto para darle al haz la forma deseada (distinta de la rectangular). se colocan en una bandeja que se sujeta al "gantry" con unos soportes.

Bolus	Se refiere a unas láminas blandas, de tacto algo repugnante (según para quién), que se aplican sobre el paciente cuando deseamos que la parte más superficial del cuerpo reciba una dosis alta, pero calculamos que el haz empleado (habitualmente, de electrones) va a depositar su dosis máxima a una cierta profundidad.
Bomba de cobalto	Máquina de radioterapia externa, muy parecida físicamente a un acelerador, pero en la que los rayos terapéuticos (que se llaman “gamma” por ser de origen natural, en oposición a los rayos X, generados por aceleración y choque de electrones) proceden de una pastilla de Cobalto-60.
Boost	Con frecuencia, en un tratamiento de radioterapia hay regiones que reciben una dosis más alta que generalmente se administra al final del tratamiento y se denomina sobreimpresión o “Boost”.
Cerrobend	Metal de Lipowitz. Se trata de una aleación (13.3% de estaño, 50.0% de bismuto, 26.7% de plomo y 10.0% de cadmio) con la que se fabrican los bloques o moldes para conformar los campos de irradiación.
Colimador	Es cualquier dispositivo que define el tamaño inicial del haz poco después de salir de su origen. Los aceleradores y las bombas de cobalto tienen unos colimadores internos (o primarios) consistentes en dos pares de bloques que se mueven abriendo o cerrando el campo y dándole una forma rectangular.

Colimador multilaminas	Dispositivo que sustituye a los bloques de cerrobend para conformar los campos de tratamiento. Consta de unas cuantas hojas o láminas radiopacas que pueden moverse individualmente.
Control local	Es el objetivo máximo al que puede aspirar habitualmente la radioterapia por tratarse de un tratamiento local o locorregional. Consiste en la ausencia de recidiva del tumor en el volumen tratado.
Cuña	Es un dispositivo en forma de cuña que se sitúa en el recorrido de un haz de irradiación para disminuir la intensidad de una región del haz.
Cuña dinámica	Si un material más o menos radioopaco se mueve dentro del haz durante el periodo en el que la máquina emite radiación, produce el mismo efecto que si interponemos una cuña física durante toda la duración del haz.
Curvas de isodosis	Son la representación gráfica de la distribución de la dosis de radiación en un corte anatómico.
Dosimetría	Es el cálculo de la dosis que recibirá el paciente (más o menos detallada por órganos o regiones) con un tratamiento determinado.

Fraccionamiento	Es el reparto de la dosis en el tiempo. El fraccionamiento convencional para tratamientos complementarios o radicales (con intención curativa) es de 1.8 ó 2 <i>Gy/fracción</i> , una fracción al día, cinco días por semana.
Gantry	Podría traducirse como “brazo”, pero el uso de “gantry” es casi universal. Se trata de la parte móvil del acelerador lineal que irá alrededor del paciente. Contiene la fuente de irradiación, que apunta siempre hacia el isocentro.
ICRU 50	Documento de la “International Commission on Radiation Units” en el que se recomienda emplear, a la hora de planificar los tratamientos, los conceptos de GTV, CTV y PTV. El objetivo de esta recomendación es fomentar un lenguaje común al comunicar los tratamientos.
Isocentro	Es el punto en torno al cual gira el origen de la irradiación. Dicho origen se encuentra en la intersección de la camilla, el brazo y el colimador.
Marcado de volúmenes	Por listas que parezcan, las computadoras no saben dónde está el tumor, ni los pulmones, ni los riñones, ni siquiera dónde está el paciente. Por lo tanto, hay que “pintar o marcar” todos estos volúmenes en todos los cortes de TC empleados para la planificación.

Planificación inversa	En ella se especifican los objetivos y una computadora optimiza el tratamiento seleccionando entre las numerosas opciones mediante algoritmos.
Órganos críticos	Son órganos que plantean problemas a la hora de diseñar (planificar) un tratamiento por encontrarse cerca del volumen blanco y en los que hay que conocer con precisión la dosis que van a recibir. Por ejemplo, al diseñar tratamiento de radioterapia para la parte superior del abdomen, es obligatorio a conocer la dosis que recibirán los riñones, el estómago y la médula espinal, porque puede ser necesario modificar los campos de irradiación o incluso llegar a un compromiso y reducir la dosis que nos gustaría administrar al tumor con el fin de evitar una toxicidad excesiva en uno de estos órganos.
Simulador	Se trata de un aparato de radioscopia (o fluoroscopia) que emite rayos X de diagnóstico y posee la misma estructura geométrica que los aceleradores lineales y las bombas de cobalto; sirve para comprobar la idoneidad de los campos de tratamiento diseñados o para diseñarlos en el propio simulador.
Técnica de caja	Consiste en utilizar cuatro campos: anterior, posterior, lateral izquierdo y lateral derecho.

RESUMEN

El concepto de IMRT apareció a comienzos de los años 80. Sin embargo, su verdadera transformación en una tecnología clínicamente viable como opción para la oncología por radiación necesitó de desarrollos paralelos en controles de “software”, accesorios de “hardware” y adquisición de imágenes de diagnóstico.

En este trabajo de graduación, se explica como se logró la implementación de la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) en la Clínica de Radioterapia la Asunción.

En los primeros capítulos se estudian las interacciones de la radiación con la materia y los efectos resultantes de las mismas. Además se estudian las magnitudes utilizadas en radioterapia, los diferentes equipos emisores y detectores de radiación, para poder entender de una mejor manera que hay detras de los tratamientos de cáncer desde el punto de vista físico.

Se explican de forma breve pero explícita los diversos esquemas de tratamiento utilizados en radioterapia para así poder comprender la diferencia entre radioterapia de intensidad modulada y las otras técnicas y entender la evolución que la radioterapia ha tenido.

En el último capítulo se explica el proceso para poner en marcha esta técnica de radioterapia, indicando cada una de las tareas llevadas a cabo para lograr este fin, y los medios utilizados así como programas de computación, cámaras de ionización, y diversos equipos utilizados. El método utilizado para la verificación de los cálculos, es el índice gama, el cual está detallado en este último capítulo.

OBJETIVOS

- **General:**

Implementar el uso de la Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT), en la Clínica de Radioterapia la Asunción.

- **Específicos:**

1. Conocer las características físicas de la radiación utilizada en radioterapia.
2. Conocer el equipo utilizado para mediciones en radioterapia.
3. Conocer las magnitudes físicas utilizadas en radioterapia.
4. Comprender y aplicar el índice gamma para verificar los cálculos y el error en las mediciones.

INTRODUCCIÓN

El cáncer continúa siendo una de las principales causas de muerte en todo el mundo, con un diagnóstico anual de más de 10 millones de casos y que sólo en los Estados Unidos incluye más de 1,3 millones de casos nuevos diagnosticados anualmente.

El objetivo de la radioterapia es destruir las células cancerosas bombardeándolas con electrones o rayos X . La radiación daña las células cancerosas que posteriormente mueren y son desechadas por el cuerpo. Las células sanas que están expuestas a cantidades moderadas de radiación tienen la capacidad de regenerarse y sobrevivir. El desafío que enfrentan los radioterapeutas en cada caso es cómo administrar suficientes rayos X para destruir el cáncer sin exceder el nivel de tolerancia de las células sanas circundantes. Solucionar este problema de manera simple y eficaz ha sido el principal motivo tras la mayor parte de los desarrollos tecnológicos que se han producido en la radioterapia en las últimas décadas.

Desarrollada a comienzos del siglo XX, la radioterapia se utilizaba principalmente para aliviar el dolor mediante la reducción del tamaño de los tumores, pero no para la cura. Los primeros dispositivos de radioterapia utilizaban primitivos tubos de rayos X para generar una radiación muy débil que no era suficiente para curar o penetrar profundamente en el cuerpo.

El término Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT por sus siglas en inglés) se refiere a una técnica de radioterapia en la cual se libera una fluencia no uniforme de fotones al paciente desde algún punto dado del haz de tratamiento para optimizar la composición de la distribución de dosis. La modulación se lleva a cabo por medio de compensadores que pueden ser llamados moduladores de intensidad.

La IMRT representa más de medio siglo de aportes y avances tecnológicos realizados por científicos e ingenieros. Tal como sucede en la naturaleza, la evolución es un proceso constante que continúa desarrollando con la promesa de mayores logros

por venir, y una muestra de esta evolución es la IMRT.

1. INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

Todos los empleos de la radiación están basados en cualquiera de las dos siguientes propiedades: penetración de la materia y deposición de energía. Las radiografías, por ejemplo, son posibles gracias a que los rayos X penetran de manera distinta a los diferentes materiales. Por su lado, en la radioterapia se busca depositar energía en los tejidos malignos para eliminarlos. Lo que le sucede a la radiación al pasar por la materia es, por tanto, de primordial interés en varios campos. Uno es el ya mencionado de la medicina. Otro, el de la protección radiológica. Además, la presencia misma de la radiación en general no es evidente si no se cuenta con detectores especiales, cuya función es hacernos notar los efectos que la radiación les induce.

Si los orígenes de las radiaciones son atómicos o nucleares, también es de esperarse que sus efectos se inicien a nivel atómico o nuclear. Imaginemos a nivel microscópico que una de las radiaciones que hemos descrito penetra en un material. Lo que esta radiación encuentra a su paso son electrones y núcleos atómicos, pero en general más electrones que núcleos (por cada núcleo hay Z electrones). Por lo tanto, en términos generales las interacciones con los electrones serán mucho más abundantes que con los otros núcleos. Los efectos más comunes son la ionización y la excitación atómica del material; menos numerosos son los cambios estructurales. A final de cuentas, el depósito de energía en el material da lugar a una elevación de temperatura.

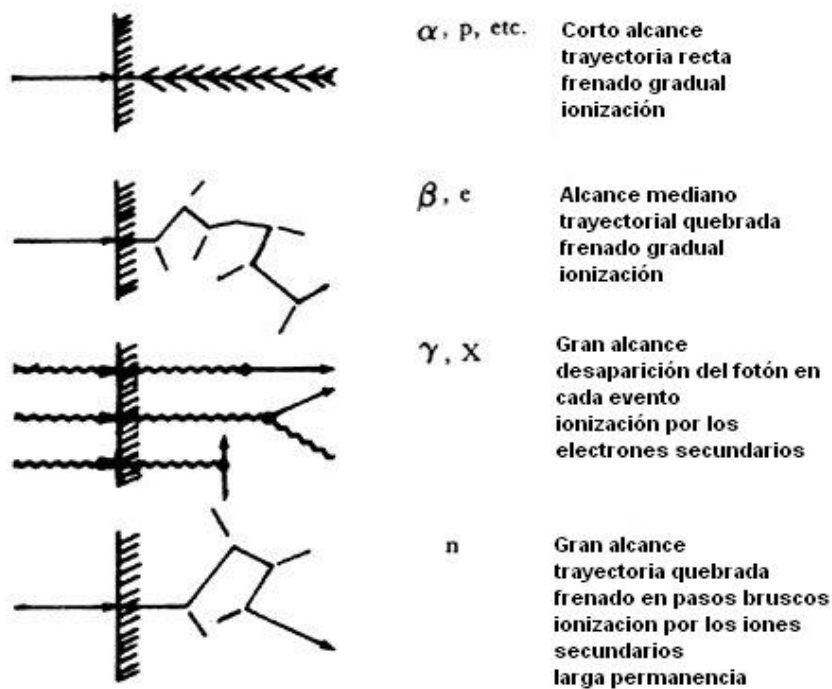
La energía promedio necesaria para producir ionización en un elemento depende de su número atómico. En los elementos ligeros es del orden de decenas de eV ; para aire se acepta el valor de $34 eV$. Aunque no todo el aire se va a ionizar, esto significa que una sola radiación de energía de varios MeV es capaz de producir un total de unos 100,000 pares ión-electrón en aire. La forma detallada en que se produce esta

ionización es distinta para cada tipo de radiación y su energía. Conviene separar los tipos de radiación en cuatro grupos según su interacción con la materia:

1. Las partículas pesadas cargadas positivamente, que incluyen partículas alfa, protones e iones pesados energéticos.
2. Las partículas ligeras cargadas, como electrones, betas y positrones.
3. Las radiaciones electromagnéticas, incluyendo rayos X y gamma.
4. Los neutrones.

La siguiente figura esquematiza los rasgos principales de estos procesos.

Figura 1: Cómo los distintos tipos de radiación interactúan con la materia.



1.1. Interacción de los fotones con la materia

Los fotones al atravesar la materia interaccionan tanto con los electrones como con los núcleos atómicos de manera que se va atenuando exponencialmente su número (intensidad de la radiación) conforme aumenta el espesor atravesado, pero sin llegar nunca a anularse. La atenuación por unidad de espesor depende de la energía de los fotones y del tipo de material (peso atómico, densidad electrónica, densidad).

1.1.1. Capa hemirreductora y decirreductora

Para determinar el poder de penetración de un haz de fotones se utiliza el concepto de capa hemirreductora, que se define como el espesor de material necesario para reducir la intensidad de la radiación incidente a la mitad. Por tanto para un haz de fotones de una energía determinada la capa hemirreductora depende del material considerado. Por ejemplo, para los fotones de 1.25 MeV del ^{60}Co la capa hemirreductora en hormigón es 6.6 cm y en plomo 1.24 cm .

De la misma forma se define el espesor decirreductor o capa decirreductora como el espesor del material que reduce a un décimo la intensidad de la radiación incidente.

La ecuación de atenuación exponencial es entonces:

$$\begin{aligned}\Delta N &= -\mu N \Delta x \\ N &= N_0 e^{-\mu x}\end{aligned}\tag{1.1}$$

Donde:

- μ = Coeficiente de atenuación lineal [m^{-1}]
- N = Número de Fotones
- x = Espesor [m]

1.1.2. Tipos de interacciones

Dependiendo del tipo de material y de la energía de los fotones incidentes tenderán a producirse unos procesos u otros. Para la radiación ionizante ($E > 10 \text{ KeV}$) estos procesos son básicamente:

- Dispersión de Thompson
- Efecto fotoeléctrico
- Efecto Compton
- Producción de pares
- Dispersión de Rayleigh
- Radiación de frenado
- Reacción Gamma-Núcleo

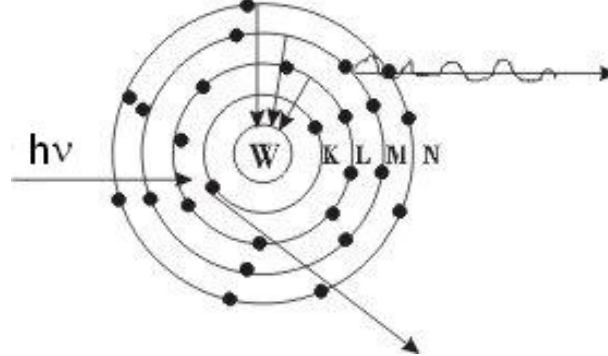
1.1.3. Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico consiste en la emisión de electrones por un material cuando se le ilumina con radiación electromagnética (luz visible o ultravioleta, en general). A veces se incluyen en el término otros tipos de interacción entre la luz y la materia:

- Fotoconductividad: es el aumento de la conductividad eléctrica de la materia o en diodos provocada por la luz. Descubierta por Willoughby Smith en el selenio hacia la mitad del siglo XIX.
- Efecto fotovoltaico: transformación parcial de la energía luminosa en energía eléctrica. La primera célula solar fue fabricada por Charles Fritts en 1884. Estaba formada por selenio recubierto de una fina capa de oro.

El efecto fotoeléctrico fue descubierto y descrito por Heinrich Hertz en 1887. La explicación teórica solo fue hecha por Albert Einstein en 1905 quien basó su formulación de la fotoelectricidad en una extensión del trabajo sobre los cuantos de Max Planck. Más tarde Robert Andrews Millikan pasó diez años experimentando para demostrar que la teoría de Einstein no era correcta, para finalmente concluir que sí lo era. Eso permitió que Einstein y Millikan compartiesen el premio Nobel en 1921 y 1923 respectivamente.

Figura 2: Efecto Fotoeléctrico



Leyes de la emisión fotoeléctrica

1. Para un metal y una frecuencia de radiación incidente dados, la cantidad de fotoelectrones emitidos es directamente proporcional a la intensidad de luz incidente.
2. Para cada metal dado, existe una cierta frecuencia mínima de radiación incidente debajo de la cual ningún fotoelectrón puede ser emitido. Esta frecuencia se llama frecuencia de corte, también conocida como “Frecuencia Umbral”.
3. Por encima de la frecuencia de corte, la energía cinética máxima del fotoelectrón emitido es independiente de la intensidad de la luz incidente, pero depende de la frecuencia de la luz incidente.

4. El tiempo de retraso entre la incidencia de la radiación y la emisión del fotoelectrón es muy pequeña, menos que 10^{-9} segundos.

Formulación matemática Para analizar el efecto fotoeléctrico cuantitativamente utilizando el método derivado por Einstein es necesario plantear las siguientes ecuaciones:

Energía de un fotón absorbido = Energía necesaria para liberar 1 electrón + energía cinética del electrón emitido.

Algebraicamente:

$$hf = hf_0 + \frac{1}{2}mv_m^2, \quad (1.2)$$

que puede también escribirse como

$$hf = \phi + E_k. \quad (1.3)$$

donde h es la constante de Planck, f_0 es la frecuencia de corte o frecuencia mínima de los fotones para que tenga lugar el efecto fotoeléctrico, ϕ es la función trabajo, o mínima energía necesaria para llevar un electrón del nivel de Fermi al exterior del material y E_k es la máxima energía cinética de los electrones que se observa experimentalmente.

- Nota: Si la energía del fotón (hf) no es mayor que la función de trabajo (ϕ), ningún electrón será emitido.

En algunos materiales esta ecuación describe el comportamiento del efecto fotoeléctrico de manera tan sólo aproximada. Esto es así porque el estado de las superficies no es perfecto (contaminación no uniforme de la superficie externa).

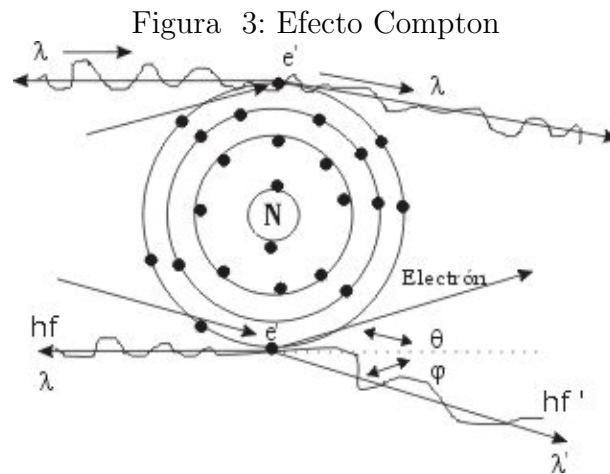
1.1.4. Efecto Compton

El efecto Compton consiste en el aumento de la longitud de onda de un fotón de rayos X cuando choca con un electrón libre y pierde parte de su energía. La

frecuencia o la longitud de onda de la radiación dispersada depende únicamente de la dirección de dispersión.

El Efecto Compton fue estudiado por el físico Arthur Compton en 1923, quién pudo explicarlo utilizando la noción cuántica de la radiación electromagnética como cuantos de energía. El efecto Compton constituyó la demostración final de la naturaleza cuántica de la luz tras los estudios de Planck sobre el cuerpo negro y la explicación de Albert Einstein del efecto fotoeléctrico. Como consecuencia de estos estudios Compton ganó el Premio Nobel de Física en 1927.

Este efecto es de especial relevancia científica, ya que no puede ser explicado a través de la naturaleza ondulatoria de la luz. La luz debe comportarse como partículas para poder explicar estas observaciones, por lo que adquiere una dualidad onda corpúsculo característica de la mecánica cuántica.



Formulación matemática La variación de longitud de onda de los fotones dispersados, $\Delta\lambda$, puede calcularse a través de la relación de Compton:

$$\Delta\lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos \theta), \quad (1.4)$$

donde h es la constante de Planck, m_e es la masa del electrón, c es la velocidad de la luz y θ es el ángulo entre los fotones incidentes y dispersados.

Esta expresión proviene del análisis de la interacción como si fuera una colisión elástica y su deducción requiere únicamente la utilización de los principios de conservación de energía y momento. La cantidad $h/m_e c = 0.0243 \text{ \AA}$, se denomina longitud de onda de Compton. Para los fotones dispersados a 90° , la longitud de onda de los rayos X dispersados es justamente 0.0243 \AA mayor que la línea de emisión primaria.

1.1.5. Producción de pares

Sucede cuando un fotón se acerca al campo eléctrico de un núcleo, el fotón se convierte en un par electrón-positrón. El positrón al final de su trayecto forma un positronio y luego se aniquilan produciendo dos fotones de aniquilación. Los neutrones no tienen carga eléctrica, pero se ven afectados por la fuerza nuclear.

Si la energía de los rayos X o rayos gamma, excede el doble de la energía equivalente a la masa del electrón (1.022 MeV), entonces el proceso de Producción de Pares es energéticamente posible y por tanto, este proceso es sólo variable para rayos X de alta energía. En esta interacción (en la cual forma parte el campo coulombiano del núcleo de los átomos), el fotón desaparece y es reemplazado por la energía cinética del electrón y el positrón. El electrón el positrón, ceden su energía al medio interior de la célula (como ya fue visto), pero mientras el electrón se recombina con el medio, el positrón toma un electrón del medio para producir la aniquilación de pares.

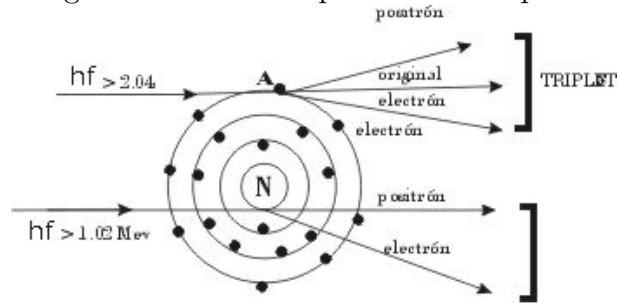
El efecto producción de pares tiene lugar para una energía de 1.02 MeV , es decir que con esta energía el efecto es dominante.

1.1.6. Dispersión de Rayleigh

En 1871, el científico Inglés, Lord Rayleigh explicó la dispersión de la luz. La dispersión de partículas más pequeñas que una longitud de onda es ahora llamado la dispersión Rayleigh.

Si el tamaño de las partículas es mayor que la longitud de onda, la luz no se

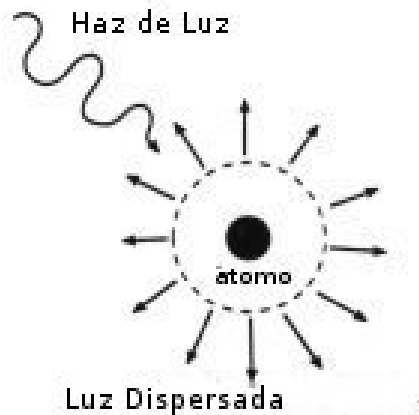
Figura 4: Efecto de producción de pares



separa y todas las longitudes de onda son dispersadas, como cuando al atravesar una nube, esta se ve blanca, lo mismo pasa cuando atraviesa los granos de sal y de azúcar. Para que la luz sea dispersada, el tamaño de las partículas debe ser similar o menor que la longitud de onda.

El grado de dispersión de Rayleigh que sufre un rayo de luz depende del tamaño de las partículas y de la longitud de onda de la luz, en concreto, del coeficiente de dispersión y por lo tanto la intensidad de la luz dispersada depende inversamente de la cuarta potencia de la longitud de onda, relación conocida como Ley de Rayleigh. La dispersión de luz por partículas mayores a un décimo de la longitud de onda se explica con la teoría de Mie, que es una explicación más general de la difusión de radiación electromagnética.

Figura 5: Dispersión de Rayleigh.

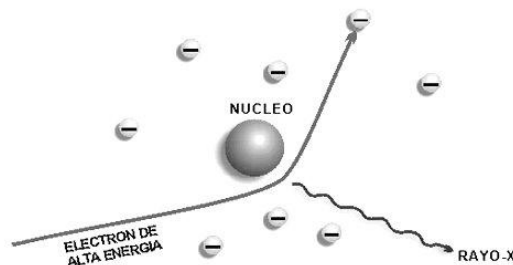


1.1.7. Radiación de frenado (Bremsstrahlung)

Bremsstrahlung (del alemán “bremsen” frenar y “strahlung” radiación, o sea, *radiación de frenado*) es una radiación electromagnética producida por la desaceleración de una partícula cargada, como por ejemplo un electrón, cuando es desviada por otra partícula cargada, como por ejemplo un núcleo atómico. Este término también se usa para referirse al proceso por el que se produce la radiación. El Bremsstrahlung tiene un espectro continuo. El fenómeno fue descubierto por Nikola Tesla cuando hacía experimentos con altas frecuencias entre 1888 y 1897.

Al Bremsstrahlung también se le conoce como radiación libre-libre (“free-free radiation” en inglés) porque la produce un partícula cargada que está libre antes y después de la deflexión (aceleración) que produce la emisión. Estrictamente hablando, se entiende por Bremsstrahlung cualquier radiación debida a la aceleración de una partícula cargada, como podría ser la radiación de sincrotrón; pero se suele usar sólo para la radiación de electrones que se frenan en la materia.

Figura 6: Generación de rayo X debido a desaceleración.



1.1.8. Reacción gamma-núcleo

La primera evidencia de que se producen reacciones entre los núcleos atómicos data de 1919. Estudiando la interacción de partículas alfa en el aire, E. Rutherford detectó la aparición de radiaciones de alcance varias veces superiores a los de las partículas incidentes. Estos resultaron ser protones arrancados a los núcleos de nitrógeno por las partículas alfa.

El descubrimiento del neutrón fue esencial para el entendimiento del núcleo. Los primeros indicios de la existencia de esta partícula fueron encontrados por Bothe y Becker, en Alemania, quienes, en 1930, anuncian la aparición de una radiación muy penetrante al bombardear berilio con partículas alfa. Intrigados por la naturaleza de estas radiaciones, Joliot y Curie realizaron estudios con tendencia a determinar su naturaleza.

2. GENERALIDADES DE LA RADIACIÓN

2.1. Unidades y magnitudes de radiación

Desde el inicio de las aplicaciones médicas e industriales de las fuentes de radiaciones ionizantes se hizo necesario definir magnitudes y unidades que permitieran caracterizar, de manera cuantitativa, la radiación y sus elementos.

Hacia 1895, Röntgen descubrió los rayos X , cuando estudiaba el efecto del paso de la corriente eléctrica por tubos de vacío. Estas experiencias fueron el origen de los tubos de rayos catódicos, comenzando la etapa de trabajo con radiaciones ionizantes y con elementos radiactivos sin conocer cuáles eran sus efectos biológicos. Hacia 1925, algunos trabajadores expuestos a radiaciones ionizantes comenzaron a manifestar algún tipo de cáncer, por lo que se vió la necesidad de establecer ciertas normas de protección radiológica por los efectos biológicos que producían las radiaciones. Es en este momento cuando nacen las magnitudes radiológicas y sus correspondientes unidades.

En 1925 surge la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) que, a lo largo de los años, han ido publicando informes en los que se establecen recomendaciones sobre:

- Magnitudes y unidades de radiación.
- Procedimientos para la medida de la radiación y aplicación de estas magnitudes en radiobiología. La ICRU colabora estrechamente con la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) con objeto de establecer las recomendaciones a seguir en el campo de la radioprotección.
- Cada unidad tiene sus múltiplos y submúltiplos. En el sistema internacional (SI) los submúltiplos que más utilizaremos serán:

mili(m) = 10^{-3} , micro(μ) = 10^{-6} y nano(n) = 10^{-9}

2.1.1. Magnitudes de campo

Estas magnitudes sencillas, se refieren al número de las partículas o a las energías que transportan, sin considerar la masa en reposo, quedando incorporado los términos, partícula o energía, al nombre de la magnitud para su distinción.

En un punto de interés se indica con N al número de partículas y con R a sus energías. R se denomina energía radiante, y se la expresa en unidades de joule (J).

A partir de estas definiciones se establecen las magnitudes que representan la variación de la cantidad de partículas o sus energías.

Flujo de partículas, \dot{N} Es la razón de dN en dt , donde dN es el incremento del número de partículas en el intervalo de tiempo dt

$$\dot{N} = \frac{dN}{dt} \quad (2.1)$$

Unidad: s^{-1} .

Fluencia de partículas, Φ Es la razón de dN en da , donde dN es el número de partículas incidentes sobre una esfera cuya sección transversal tiene un área elemental da

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.2)$$

Unidad: m^{-2} .

Nota: El área da debe ser perpendicular a cada dirección de la radiación; para asegurar esta condición se considera que la radiación incide sobre una esfera de volumen elemental cuya sección transversal es da , la que puede adoptar cualquier orientación.

Tasa de fluencia de partículas, φ Es la razón de $d\Phi$ en dt , donde $d\Phi$ es el incremento de partículas en un intervalo de tiempo dt

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{d^2N}{da \cdot dt} \quad (2.3)$$

Unidad: $m^{-2}s^{-1}$.

Flujo de energía, \dot{R} Es la razón de dR en dt , donde dR es el incremento de la energía radiante en un tiempo dt

$$\dot{R} = \frac{dR}{dt} \quad (2.4)$$

Unidad: $J \cdot s^{-1} = W$.

Fluencia de energía, Ψ Es la razón de dR en da , donde dR es el incremento de la energía radiante incidente sobre una esfera cuya sección transversal tiene un área elemental da

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (2.5)$$

Unidad: $J \cdot m^{-2}$.

Tasa de fluencia de energía, ψ Es la razón de $d\psi$ en dt , donde $d\psi$ es el incremento de la fluencia de energía en el intervalo de tiempo dt .

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} = \frac{d^2R}{da \cdot dt} \quad (2.6)$$

Unidad: $J \cdot m^{-2} \cdot s^{-1} = W \cdot m^{-2}$

Para un dado tipo de partículas que componen un campo de radiación, la especificación completa se logra indicando el desarrollo espectral de energías en términos de la fluencia o de su tasa.

Esto corresponde a conocer la función $\varphi(E)$ o bien $\phi(E)$ respectivamente en todo el intervalo de energías posibles para ese campo.

Así por ejemplo para la fluencia, la distribución diferencial de partículas por intervalo elemental de energía, está dada por,

$$\Phi = \frac{d\Phi(E)}{dE} \quad (2.7)$$

luego se tiene por integración el valor de la fluencia, en el intervalo de energías elegido. La fluencia total es,

$$\Phi = \int_0^{\infty} \Phi_E \cdot dE \quad (2.8)$$

2.1.2. Magnitudes de interacción

La caracterización de la interacción de la radiación con la materia se expresa mediante coeficientes que son específicos para la radiación (tipo y energía), el material y la forma de la interacción. Las siguientes definiciones son de aplicación:

Coefficiente de atenuación másico, $\frac{\mu}{\rho}$ Es la fracción de partículas sin carga que experimentan interacciones al atravesar una distancia elemental dl en un material de densidad ρ

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{dN}{N\rho dl} \quad (2.9)$$

Unidad: $m^2 \cdot g^{-1}$.

Coefficiente de transferencia másico de energía, $\frac{\mu_{tr}}{\rho}$ Es la fracción de energía de las partículas incidentes no cargadas que es transferida como energía cinética inicial de partículas cargadas, por interacciones al atravesar una distancia dl , en un material de densidad ρ

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{dE_{tr}}{E\rho Ndl} \quad (2.10)$$

Unidad: $m^2 \cdot g^{-1}$.

Coefficiente de absorción másico de energía, $\frac{\mu_{en}}{\rho}$ Para partículas ionizantes no cargadas, es el producto del coeficiente de transferencia másico de energía por $(1 - g)$ siendo g la fracción de la energía de las partículas secundarias que es pérdida como radiación de frenado en el material

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho}(1 - g) \quad (2.11)$$

Unidad: $m^2 \cdot g^{-1}$.

2.1.3. Magnitudes dosimétricas

Dado que las magnitudes dosimétricas deben proveer una medición física que se correlacione con efectos reales o potenciales, ellas son en esencia obtenidas como producto entre magnitudes de campo y de interacción. Si bien las magnitudes dosimétricas se calculan de esa forma, para su definición se emplean otros procedimientos.

Los eventos de deposición de energía son de carácter discreto y su ocurrencia en un punto de la materia irradiada responde a una descripción probabilística para los diferentes modos posibles de interacción. La correlación entre la energía de radiación que es recibida por la materia expuesta y el efecto observado se obtiene como un balance entre la energía transportada por las partículas que ingresan y las que egresan de esa masa incluyendo los cambios producidos en la masa en reposo. Este balance define a la magnitud energía impartida, que es de carácter estocástico, ya que los valores posibles a determinar son aleatorios.

Energía impartida, ε La energía ε impartida por la radiación ionizante a la materia contenida en un volumen dado se define como:

$$\varepsilon = \sum \varepsilon_{in} - \sum \varepsilon_{out} + \sum Q \quad (2.12)$$

Unidad: J . Donde:

- $\sum \varepsilon_{in}$, es la suma de las energías, excluyendo energías de masas en reposo, de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan entrado al volumen considerado.
- $\sum \varepsilon_{out}$, es la suma de las energías, excluyendo energías de masas en reposo, de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan abandonado el volumen considerado.
- $\sum Q$, es la suma de las energías equivalentes a las masas en reposo generadas o destruidas durante las transformaciones de núcleos y de partículas elementales que hayan ocurrido dentro del volumen considerado.

El signo de Q estará dado según,

- $Q = 0$, no hubo cambio de masa en reposo alguno debido a las interacciones ocurridas.
- $Q < 0$, cuando ha aumentado la cantidad de masa en reposo dentro del volumen irradiado. Desde el punto de vista del campo de radiación éste ha sufrido una merma en la cantidad Q de energía, que ya no estará disponible para ser impartida.
- $Q > 0$, cuando ha disminuido la cantidad de masa en reposo dentro del volumen irradiado. Desde el punto de vista del campo de radiación, éste se ha visto incrementado en la cantidad Q de energía, luego habrá más energía radiante disponible para ser impartida.

Dosis absorbida, D Es la razón de $d\bar{\varepsilon}$ en dm , donde $d\bar{\varepsilon}$ es la energía impartida media por la radiación ionizante a una masa dm de materia.

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (2.13)$$

Unidad: $J \cdot kg^{-1}$. A esta unidad se le da el nombre de gray, abreviado Gy .

Tasa de dosis absorbida, \dot{D} Al ser la dosis absorbida una magnitud macroscópica, admite variación espacial o gradiente y variación temporal o tasa. La tasa de dosis es la razón de dD en dt , donde dD es el incremento de la dosis absorbida en el intervalo de tiempo dt

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (2.14)$$

Unidad: $J \cdot kg^{-1}s^{-1}$ o Gys^{-1} .

Kerma, K Es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas, liberadas por partículas ionizantes sin carga, en una masa dm . Su nombre proviene del acrónimo de *kinetic energy release in matter*.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.15)$$

Unidad: Jkg^{-1} .

El nombre especial de esta magnitud es el gray (Gy), al igual que para la dosis absorbida.

Tasa de kerma, \dot{K} El kerma también se puede expresar como variación temporal por el cociente,

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (2.16)$$

Unidad: $J \cdot kg^{-1}s^{-1}$ o $Gy \cdot s^{-1}$

2.1.4. Equilibrio de partículas cargadas

Una característica de la radiación indirectamente ionizante, es la de depositar su energía a través de un proceso de dos etapas. En la primera etapa, se produce la interacción por la cual se transfiere energía, a partículas secundarias cargadas, y en la segunda etapa, estas partículas secundarias entregan energía a la materia. Por lo tanto, la contribución a la dosis absorbida a través de la interacción de radiación indirectamente ionizante (rayos X , gamma o neutrones) en forma directa es insignificante. Si bien cada interacción inicial implica la transferencia, en un solo evento, de una gran cantidad de energía, son las partículas secundarias cargadas producidas las que imparten energía en una sucesión de eventos de ionización y excitación; fenómenos que en forma colectiva serán los causantes del efecto observado.

Dado que una fracción de las partículas secundarias cargadas saldrán de la masa expuesta, la energía que ellas transportan no ha de contribuir a la dosis absorbida. Esta energía se repone creando un campo de electrones secundarios que acompañen al campo de radiación incidente, con lo cual se establece la condición de equilibrio electrónico. Bajo esta condición se logra la máxima dosis absorbida correspondiente con la fluencia de energía del campo de radiación incidente.

La condición de equilibrio electrónico se refiere a la energía que transportan las partículas cargadas y no a su número. En la práctica, la condición de equilibrio electrónico, se consigue interponiendo entre la masa a irradiar y el campo de radiación, un material igual o subrogante al irradiado y cuyo espesor sea igual al alcance de los electrones más energéticos producidos en éste por el campo de radiación.

Relación entre D y K En condición de equilibrio electrónico y considerando despreciable, en primera aproximación, la pérdida de energía por radiación de frenado, se cumple que el coeficiente de absorción másico de energía iguala al coeficiente de transferencia másico de energía, en consecuencia bajo estas hipótesis, la dosis absorbida es numéricamente igual al kerma. La fracción de pérdida de energía por

radiación de frenado, g , se considera despreciable para energías de fotones de hasta algunos MeV .

Exposición, X La magnitud exposición X , se define como el cociente dQ/dm donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por fotones, en un volumen elemental de aire cuya masa es dm , son completamente frenados en aire.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.17)$$

Unidad: Ckg^{-1}

La unidad antigua era el Roentgen, representado por el símbolo R , que se definió como aquella exposición a la radiación X o γ que al atravesar un volumen de aire seco, en condiciones normales de presión y temperatura, provoca la liberación, por cada centímetro cúbico, de iones y electrones que totalizan una unidad electrostática de carga (u.e.q.) de cada signo (unidad de carga eléctrica en el antiguo sistema cegesimal C.G.S.).

La unidad en el sistema internacional es el coulumb por kilogramo de aire; no se le ha dado nombre especial y se representa por el símbolo C/kg .

La equivalencia entre ambas unidades viene dada por:

- $1 R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg$

- $1 C/kg = 3876 R$

La exposición está definida solo para rayos X y γ en aire.

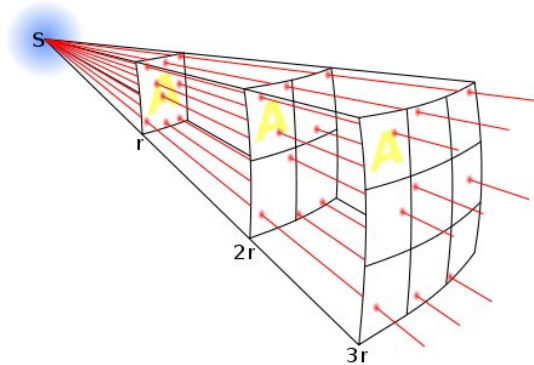
Para las aplicaciones médicas de las radiaciones es fundamental la Ley del inverso del cuadrado de la distancia, que indica que la intensidad de la radiación electromagnética que incide sobre una superficie esta en relación inversa con el cuadrado de la distancia entre el foco emisor y dicha superficie

$$I(r) = \frac{I}{r^2}$$

siendo r la distancia desde el foco emisor al punto considerado. Es decir, si a una distancia unidad 1 la intensidad de la radiación es I , a la distancia 2 la intensidad no es la mitad $I/2$, sino la cuarta parte $I/4$, y a una distancia 3 la intensidad no es un tercio $I/3$, sino la novena parte $I/9$.

La Tasa de exposición (X) es la exposición que se produce en un punto determinado por unidad de tiempo. Sus unidades antiguas eran el R/s (o cualquier otra unidad de tiempo), y en el sistema internacional es $C/(Kg \cdot s)$.

Figura 7: Ley inversa al cuadrado de la distancia



2.2. Equipos emisores de radiación

La radioterapia utiliza partículas u ondas de alta energía, tales como los rayos X , rayos gamma, rayos de electrones o protones, para eliminar o dañar las células cancerosas. La radioterapia se conoce además como terapia de radiación o terapia de rayos X .

Entre los equipos emisores de radiación usados en radioterapia se encuentran:

- Aceleradores lineales
- Ciclotrones

- Unidad de Cs-137
- Fuente de Cobalto-60

2.2.1. Acelerador lineal

Un acelerador lineal de partículas es un dispositivo eléctrico para la aceleración de partículas subatómicas que posean carga eléctrica, tales como electrón, positrón, protón o ion.

A partir de 1940 se empezaron a construir distintos aceleradores de electrones (betatrón, ciclotrón, microtrón, acelerador lineal). En 1962 Varian introduce el primer acelerador lineal (AL) de uso clínico isocéntrico y completamente rotatable. Hoy en día los aceleradores lineales son capaces de generar haces de fotones y de electrones de varias energías, con lo cual pueden cubrir todas las necesidades de radioterapia externa. Hay que unir además una gran cantidad de accesorios, como colimadores asimétricos y multiláminas, dispositivos de imagen portal, cuñas dinámicas, aplicadores para radiocirugía, etc. Por todo esto son máquinas que requieren gran preparación y mucho tiempo, tanto en la puesta en marcha como para el programa de garantía de calidad y el mantenimiento.

Además un acelerador lineal es el dispositivo que se usa más comúnmente para dar radioterapia de haz externo a enfermos con cáncer. El acelerador lineal se puede usar también para la radiocirugía estereotáxica con resultados similares a los obtenidos con el uso del bisturí de rayos gamma en áreas objetivas en el cerebro. El acelerador lineal también se puede usar para tratar áreas fuera del cerebro. Suministra una dosis uniforme de rayos X de alta energía a la región del tumor del paciente. Estos rayos X pueden destruir las células cancerosas sin afectar los tejidos circundantes normales.

El acelerador lineal se usa también para dar radioterapia de intensidad modulada (IMRT).

Antiguamente las partículas se aceleraban mediante un voltaje continuo, pero

pronto se observó que al aumentar el voltaje, se producía una descarga eléctrica con el medio que impedía continuar los aumentos de voltaje.

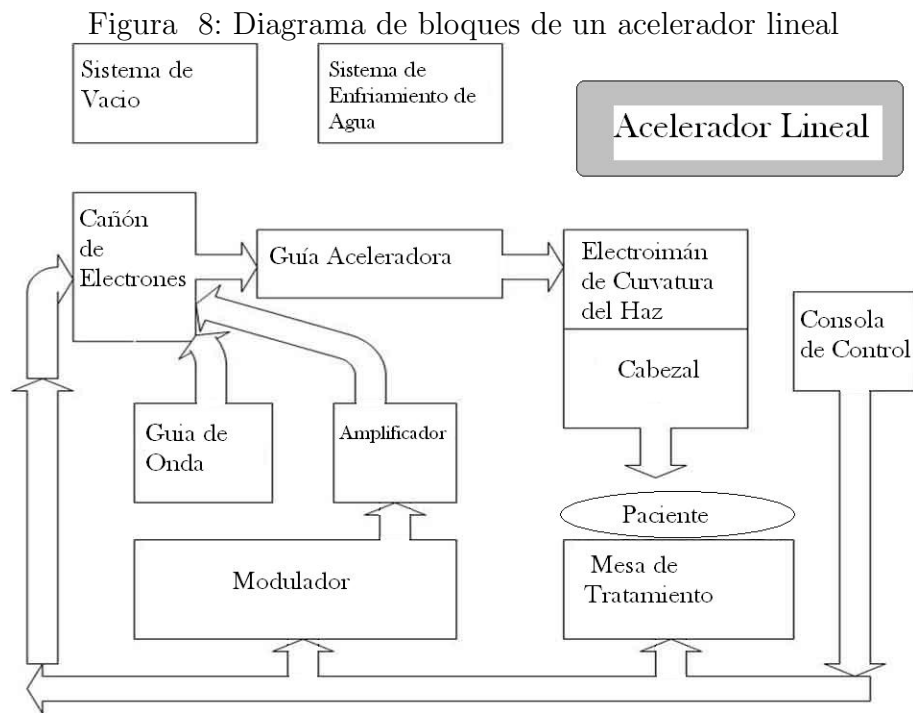
Por lo tanto, se buscaron alternativas al principio de generar la aceleración con corriente continua. Gustav Ising sugirió el acelerador lineal basado en un voltaje alternante y Rolf Wideröe desarrolló tal concepto por primera vez en el año 1928. Este tipo de acelerador se compone de numerosos elementos de aceleración, los tubos de empuje. Entre los tubos de empuje individuales se encuentra una columna en la cual existe un campo eléctrico pulsante. La frecuencia de la pulsación es tal que las partículas que la atraviesan siempre se aceleran, con lo cual aumenta su energía cinética en pequeños saltos. El tubo de empuje actúa como una caja de Faraday. El campo se conmuta mientras la partícula pasa el tubo de empuje, de tal forma que cuando la partícula llega, un campo la vuelve a acelerar. De esta forma, las partículas se aceleran a energías que no se pueden alcanzar con un único elementos de aceleración.

Un acelerador de partículas lineal moderno es básicamente un cilindro que constituye una guía de ondas, en la cual viaja una onda electromagnética. Consiste de:

- Una fuente de alto voltaje para la inyección inicial de las partículas.
- Un tubo hueco en el que se hace el vacío. Su longitud depende de las aplicaciones. Si es para la producción de rayos X , su longitud es de 1 a 2 metros.
- Electrodo cilíndricos aislados eléctricamente. Su longitud depende de la distancia en el tubo, así como del tipo de partícula a acelerar y de la potencia y la frecuencia del voltaje aplicado. Los segmentos más cortos están cerca de la fuente y los más largos, al otro extremo.
- Fuentes de voltaje alterno, que van a alimentar a los electrodos.
- Un objetivo adecuado. Si se aceleran electrones para producir rayos X , entonces se usa una placa de tungsteno enfriada por agua. Si se aceleran protones u otros

iones, se usan diferentes materiales según la aplicación a realizar.

- Se pueden requerir lentes magnéticas y eléctricas adicionales para mantener el haz focalizado en el centro del tubo y los elementos aceleradores.
- Los aceleradores muy largos pueden precisar el alineamiento de sus componentes mediante servos y un haz de láser como guía.



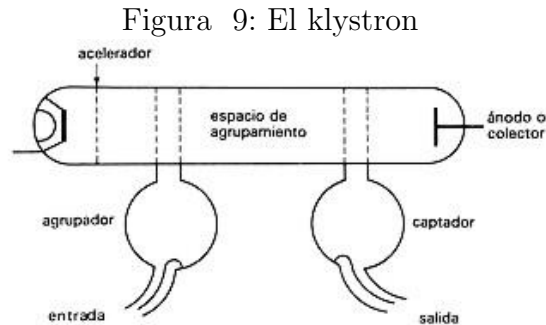
2.2.2. Funcionamiento

El acelerador lineal utiliza tecnología de microondas (similares a la que se usa para radar) para acelerar los electrones en la parte del acelerador llamada guía de ondas, y luego permite que estos electrones choquen contra un blanco de metal pesado. Como resultado de estos choques, los rayos X de alta energía se dispersan alejándose del blanco. Una parte de estos rayos X se agrupan y luego se conforman para formar un haz que irradia al tumor del paciente. El haz sale de una parte del acelerador llamada

gantry, que rota alrededor del paciente. El paciente está recostado sobre una camilla de tratamiento móvil y se usan rayos láser para asegurar que el paciente esté en la posición correcta. La radiación se puede administrar al tumor desde cualquier ángulo rotando el gantry y moviendo la camilla de tratamiento.

2.2.3. El klystron

El klystron (cuyo nombre proviene del griego y significa oleaje de electrones) es una válvula de vacío de electrones en la cual una modulación inicial de velocidad impartida a los electrones da una modulación del haz. Se utiliza como amplificador en la banda de microondas o como oscilador. Recibe a la entrada ondas electromagnéticas de alta frecuencia (microondas) y baja potencia (400 W) y da a la salida microondas de alta potencia de (7 MW). Fue inventado en 1937 por los hermanos Varian.

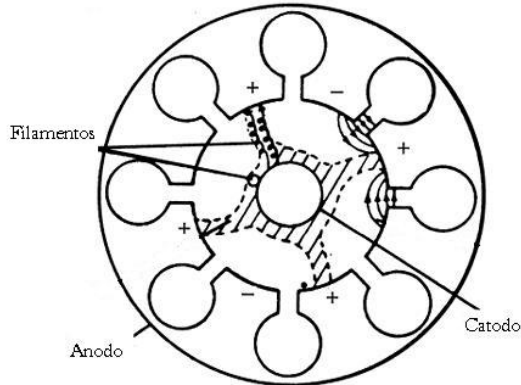


2.2.4. El magnetrón

El magnetrón (cuyo nombre proviene de magneto y electrón) es un dispositivo que transforma la energía eléctrica en energía electromagnética en forma de microonda. O sea que produce microondas de alta potencia (3MW).

El magnetrón tiene un filamento metálico de titanio que, al hacerle circular una corriente eléctrica, se calienta y produce una nube de electrones a su alrededor (efecto termoiónico). Este filamento se encuentra en una cavidad cilíndrica de metal que al

Figura 10: El magnetrón



aplicarle un potencial positivo de alto voltaje con respecto al filamento, éste atrae a las cargas negativas. Viajarían en forma radial, pero un campo magnético aplicado por imanes permanentes obligan a los electrones a girar alrededor del filamento en forma espiral para alcanzar el polo positivo de alto voltaje. Al viajar en forma espiral, los electrones generan una onda electromagnética perpendicular al desplazamiento de los mismos, que es expulsada por un orificio de la cavidad como guía de onda. Normalmente, para que los imanes permanentes no dejen de funcionar por alcanzar la temperatura de Curie, los magnetrones industriales se enfrían con agua, o en su defecto, con un sistema de dispersión que consiste en aspas metálicas, que a la vez filtran las ondas electromagnéticas producidas, gracias al principio de resonancia.

2.2.5. Acelerador lineal de fotones

Los rayos X (fotones) son producidos en el acelerador lineal por aceleración de electrones a través de un gran campo electromagnético que hace que estos alcancen velocidades del orden del 99.5 % de la velocidad de la luz. Luego de esta aceleración son colimados magnéticamente y obligados a chocar contra un blanco, generalmente de cobre, en los que su energía se convierte en rayos X o fotones.

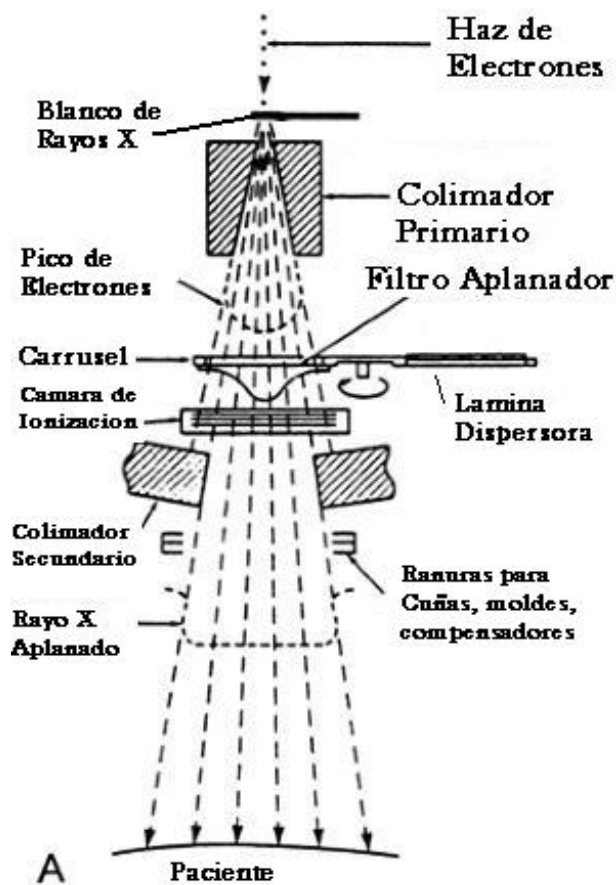
Cuanto mayor sea la energía disponible, a igual dosis sobre el tumor, menor será la dosis en los tejidos sanos circundantes. La alta energía de los aceleradores permite

optimizar la relación dosis-tumor/dosis-tejidos vecinos.

- Óptima relación dosis-tumor / dosis-tejidos circundantes
- Mínima radiación dispersa lateralmente
- Mayores tamaños de campos

La siguiente figura muestra el cabezal utilizado en un acelerador lineal de electrones en el caso de un tratamiento con fotones de rayos X .

Figura 11: Acelerador lineal de fotones



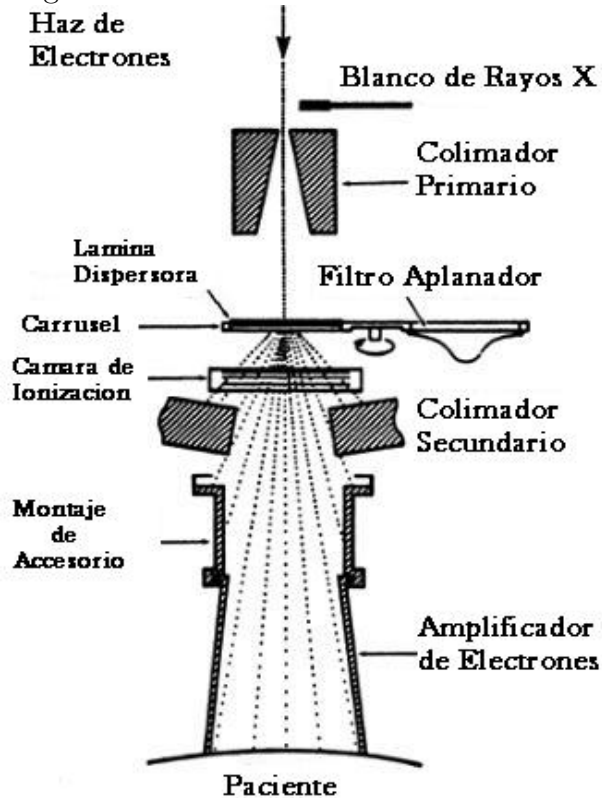
El blanco de wolframio se coloca en el haz, de forma que los electrones chocan con el produciendo un haz de rayos X . Dicho haz presenta un pronunciado pico

en la dirección de los electrones incidentes Para transformarlo en haz útil se utiliza un filtro aplanador. Los colimadores secundarios se pueden mover a voluntad para conformar el campo requerido.

2.2.6. Acelerador lineal de electrones

La siguiente figura muestra el cabezal de un acelerador lineal de electrones.

Figura 12: Acelerador lineal de electrones



El blanco de wolframio se retrae, de manera que los electrones salen sin impedimento de la guía. El carrusel se coloca de forma que la lamina dispersora quede en el camino del haz. Los colimadores secundarios se colocan en una posición fija que depende de la energía y del aplicador elegidos.

2.2.7. Fuentes de cobalto-60

Como consecuencia del desarrollo de reactores nucleares durante y después de la II Guerra Mundial, es posible ahora, contar con muchos radioisótopos en grandes cantidades. Una de las fuentes radiactivas fáciles de producir en un reactor es cobalto-60 (^{60}Co). Los núcleos de ^{60}Co son inestables y al decaer emiten rayos γ muy penetrantes. Estos rayos tienen la misma penetración en tejido que los rayos X producidos en una unidad de 4 MV , pero la unidad de ^{60}Co es más compacta y fácil de maniobrar que la de rayos X .

Los rayos γ emitidos por el ^{60}Co son absorbidos por el tejido irradiado y se producen electrones muy energéticos, la mayor parte de los cuales se mueve en la misma dirección del haz original. A medida que el haz de rayos γ penetran los primeros milímetros bajo la piel, el número de electrones aumenta y también la energía depositada por ellos. La máxima dosis ocurre más o menos a 5 mm bajo la piel. Este efecto determina una reducción importante del dolor causado por el tratamiento.

Un tratamiento efectivo requiere grandes dosis y por lo tanto, una fuente radiactiva intensa. Como la desintegración del ^{60}Co ocurren continuamente y no se puede “apagar” la fuente, ésta se ubica por lo general adentro de un gran contenedor de plomo (a veces llamado “bomba”) que pesa varias toneladas. Este blindaje se diseña mecánicamente de modo que la fuente pueda moverse hasta la ventana de salida en el momento de comenzar la irradiación. Un tratamiento típico, utilizando una fuente de 10,000 curies a 1 m de distancia del paciente, consiste de irradiaciones diarias de 2 minutos durante 4 semanas. Como el ^{60}Co decae continuamente, la intensidad de la fuente disminuye un 1% al mes y debe ser reemplazada cada 5 ó 10 años.

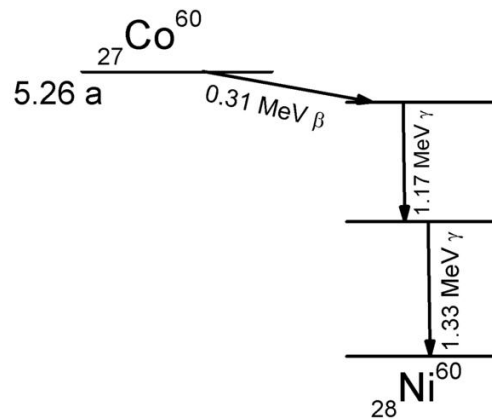
El ^{60}Co se usa en radioterapia en sustitución del radio por su menor precio (y considerando que el radio se desintegra en radon que es un elemento radiactivo y se presenta en forma de gas, por lo que es difícil encapsularlo para evitar contaminación radiactiva). Produce dos rayos gamma con energías de 1.17 MeV y 1.33 MeV y al ser

la fuente empleada de unos dos centímetros de radio provoca la aparición de zonas de penumbra dispersando la radiación en torno a la dirección de radiación. El metal tiende a producir un polvo muy fino que dificulta la protección frente a la radiación. La fuente de ^{60}Co tiene una vida útil de aproximadamente 5 años, pero superado ese tiempo sigue siendo muy radiactivo, por lo que estas fuentes han perdido, en cierta medida, su popularidad en occidente.

La radiación actúa siempre de forma semejante, actuando sobre las células tumorales e impidiendo su crecimiento y reproducción, abocándola finalmente a la muerte. Aunque las células adyacentes se ven afectadas, su capacidad de reproducción les permite regenerar las zonas tumorales muertas.

El ^{60}Co se obtiene por bombardeo con neutrones a partir del ^{59}Co . Su esquema de decaimiento es el siguiente:

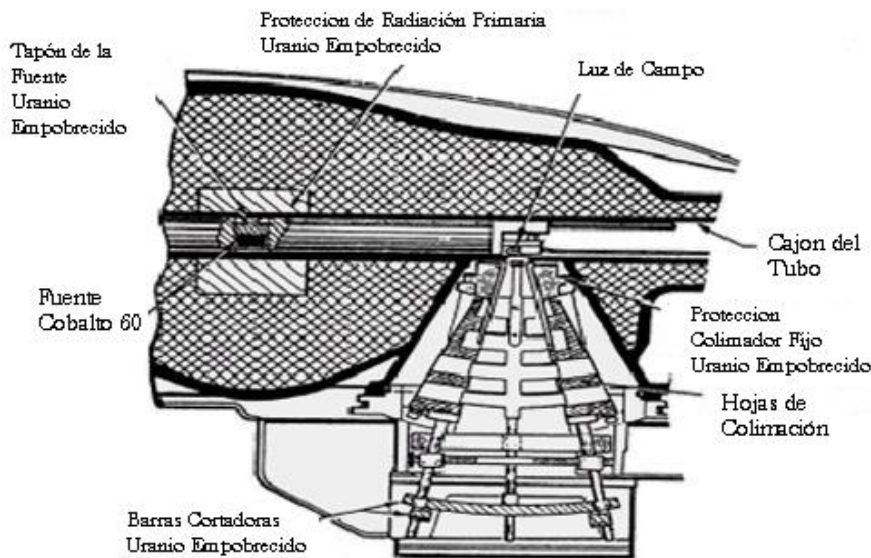
Figura 13: Decaimiento del cobalto



Un átomo de ^{60}Co tiene una probabilidad conocida de sufrir un decaimiento β consistente en la transformación de uno de los neutrones de su núcleo en un protón, emitiendo el proceso un electrón que es absorbido en la propia fuente, que lo lleva a ser un átomo de ^{60}Ni excitado. La energía de excitación es cedida mediante un decaimiento γ consistente en la emisión de un fotón de 1.33 MeV y otro de 1.17 MeV para llevar al átomo de níquel a un estado estable.

En las unidades de tratamiento se monta la fuente (entre 1.5 *cm* y 2 *cm* de longitud) en el extremo de un cilindro capaz de moverse en el interior de un cabezal blindado, de forma que se tienen dos posibles estados, según la fuente este en el interior del blindaje en la posición de reposo (OFF) o alineada con los colimadores en la posición de irradiación (ON). En el extremo opuesto del cilindro se sitúa una lámpara que sirve para simular el campo de radiación . El movimiento del cilindro se consigue con un sistema hidráulico. En la siguiente figura se muestra el cabezal de una unidad Theratron 80.

Figura 14: Cabezal de una unidad de cobalto-60 (Theratron 80)



El cabezal se monta sobre un brazo que es capaz de girar.

El punto donde se cruzan el eje de giro del brazo con el eje de giro del colimador y con el eje de giro de la mesa se denomina isocentro. En las unidades de ^{60}Co suele estar a 80 *cm* de la fuente, aunque las hay de 100 *cm*.

La única complicación técnica que presentan estas unidades consiste en mover un peso cercano a una tonelada con precisión milimétrica. Esto explica su éxito.

2.3. Equipos detectores de radiación

El trabajo y utilización de radiaciones, su presencia en cierto tipo de actividades del hombre y el posible peligro que supone para nosotros, ya que son indetectables para los sentidos, hace necesaria la existencia de equipos destinados a medir, de alguna forma física, la presencia de la radiación y darnos la evaluación de la misma, que pueda sernos útil para conocer el posible riesgo y evitar el peligro.

Así se tienen los distintos tipos de detectores que nos permiten mantener una vigilancia sobre los campos de radiación para que en todo momento, podamos cuantificar la radiación existente en una zona.

Los equipos de detección se basan en la interacción de la radiación con la materia.

Midiendo dicha interacción, podremos conocer la cantidad de radiación. Generalmente la electrónica asociada al conjunto detector nos transforma dicha interacción en magnitudes eléctricas, fácilmente medibles.

2.3.1. Detectores de ionización gaseosa

La ionización gaseosa es uno de los mas simples y antiguos medios de detección de radiación. Se basa en la medida de la carga eléctrica que producen los iones formados en un gas de llenado de una cámara al ser atravesado por la radiación.

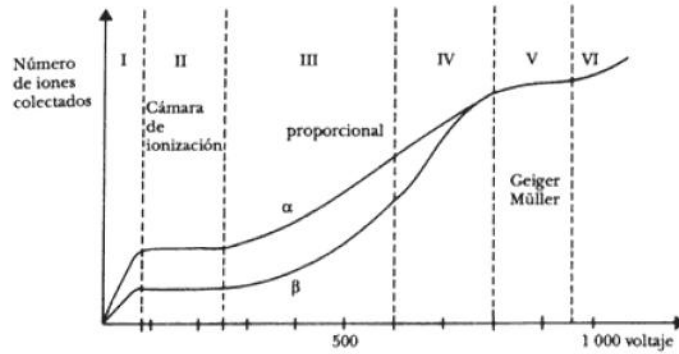
El proceso es el siguiente:

- La radiación entra en la cámara, ioniza el gas de llenado, formándose pares de iones.
- La aplicación de un voltaje en las paredes crea un campo eléctrico en la cámara que orienta los pares de iones hacia los respectivos electrodos.
- Variando la tensión aplicada, la cámara puede trabajar en condiciones diferentes y puede denominarse, según el caso.

1. Cámara de ionización

2. Contador proporcional
3. Detector Geiger-Muller

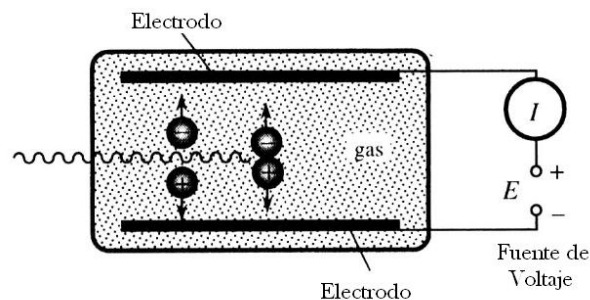
Figura 15: Gráfica detectores de radiación gaseosos



Para el presente trabajo solo se detallará la cámara de ionización que es la indispensable en nuestro caso.

Cámara de ionización El detector más sencillo de este tipo es la cámara de ionización, que se puede considerar como un condensador plano-paralelo en la que la región entre los planos está rellena de un gas, usualmente aire. El campo eléctrico en esta región evita que los iones se recombinen con los electrones y se puede interpretar que en esta situación los electrones se dirigen al electrodo positivo, mientras que los iones cargados positivamente lo hacen al negativo.

Figura 16: Cámara de ionización



La energía media necesaria para producir un ión en aire es de unos 35 eV , por tanto una radiación de 1 MeV , produce un máximo de 3×10^4 iones y electrones. Para una cámara de ionización de tamaño medio, de unos $10 \times 10 \text{ cm}$ con una separación de 1 cm entre las placas, la capacidad es de $8.9 \times 10^{-12} \text{ F}$ y el voltaje del pulso recogido es de unos:

$$V = \frac{(3 \times 10^4 \text{ iones}) \times (1.6 \times 10^{-19} \text{ C/ion})}{8.9 \times 10^{-12} \text{ F}} = 0.5 \text{ mV}$$

Este voltaje es bastante pequeño, por lo que debe ser amplificado (hasta un valor 10,000) antes de que se pueda analizar normalmente. Energía media necesaria para formar un par electrón-ión.

Tabla I: Energía media necesaria para formar un par electrón-ión

Gas	W (eV/par)
H ₂	37
He	41
N ₂	35
O ₂	31
Aire	35
Ne	36
Ar	26

La amplitud de la señal es proporcional al número de iones creados (y por tanto, a la energía depositada por la radiación), y es independiente del voltaje entre las placas. El voltaje aplicado determina la velocidad de deriva de los electrones e iones hacia los electrodos de la cámara. Para un valor típico del voltaje de unos 100 V , los iones se mueven a velocidades de 1 m/s . Esto hace que tarden hasta 0.01 s en atravesar una cámara de 1 cm de grosor (Los electrones son más móviles y viajarán unas 1000 veces más rápido). Estos tiempos son excesivamente largos para los tiempos con los que normalmente se trabaja en la detección de radiaciones nucleares. Por ejemplo,

una fuente débil de 1 mCi da un promedio de una desintegración cada 30 ms . Por tanto, la cámara de ionización no sirve como contador de señales individuales.

Normalmente se usa la cámara de ionización como monitor de radiación. La intensidad de la radiación es recogida como una corriente que representa la interacción de muchas radiaciones durante el tiempo de respuesta de la cámara. La corriente de salida es proporcional tanto a la actividad de la fuente y a la energía de las radiaciones (radiaciones de mayor energía dan una mayor ionización y por tanto, una mayor respuesta).

2.3.2. Detectores de película radiográfica

Las Radiaciones Ionizantes ceden energía rompiendo los enlaces químicos de la materia (disociación). El efecto placa fotográfica mide la intensidad del ennegrecimiento de la placa.

Las fotografías de rayos X o radiografías y la fluoroscopia se emplean mucho en medicina como herramientas de diagnóstico.

También son de utilidad para el control de calidad de los aceleradores y para la dosimetría física. Existen diversos trabajos en el que se describen los factores que hay que tener en cuenta para disminuir los errores en el procedimiento y obtener unos resultados con una incertidumbre mínima útil para el propósito dosimétrico. Dichos factores dependen tanto de la película como del tipo de escáner, por lo que es fundamental su caracterización antes de la puesta en marcha.

La cuantificación del ennegrecimiento de la película mediante la densidad óptica neta (DO) calculada desde el valor del píxel (señal en el píxel) (VP), dada por la expresión:

$$DO = DO_{expuesta} - DO_{sinexponer} = \log \left(\frac{VP_{sinexponer} - VP_{negro}}{VP_{expuesta} - VP_{negro}} \right) \quad (2.18)$$

donde $VP_{expuesta}$, $VP_{sinexponer}$ y VP_{negro} son respectivamente los valores de píxel

de la placa irradiada, de una placa no irradiada y el valor de píxel de fondo que se obtiene escaneando una cartulina opaca negra.

3. ESQUEMAS DE TRATAMIENTOS

3.1. Radioterapia convencional

Este tipo de radioterapia tiende a desaparecer. Consiste en la delimitación de los campos de tratamiento en una máquina o simulador, que reproduce con exactitud la geometría de las máquinas de tratamiento, que emiten rayos X de diagnóstico.

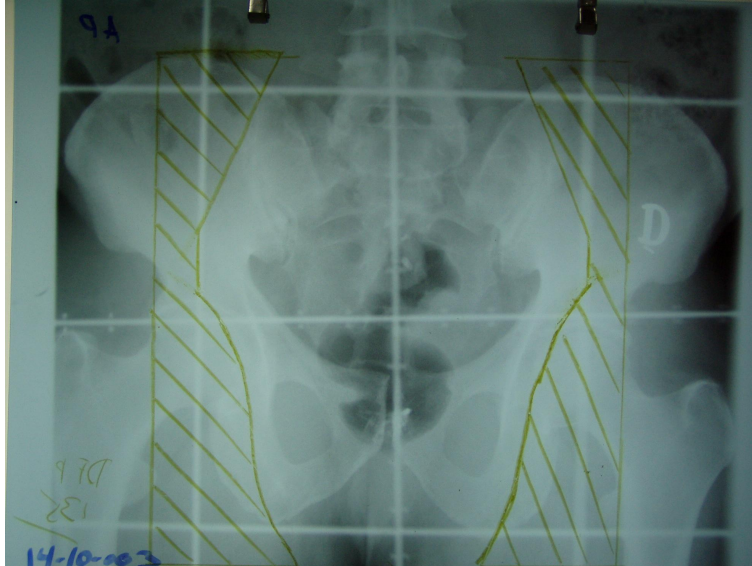
En este caso, la información es obtenida a través de imágenes fluoroscópicas realizadas con una máquina de rayos con movimientos y geometría similares a los del equipo de terapia. Así se obtiene información en 2D.

El médico que ha de estar presente junto a los técnicos durante la simulación, es quien decide la entrada de los haces y el tamaño de campo guiándose por las referencias anatómicas óseas del paciente, así como del tipo de tumor y su estadio. Para facilitar la dosimetría se pueden hacer tres cortes de T.C. marcando los límites y el centro del campo. Hay casos en que la medida del diámetro del paciente es suficiente. Es necesaria la utilización de tres láser para alinear al paciente y conseguir así un origen que nos ayudará a encontrar el isocentro del tratamiento. Este origen se señalará utilizando marcas radiopacas para que puedan ser vistas en las imágenes de T.C., posteriormente pueden ser tatuadas o pintadas para la colocación del paciente diariamente en la mesa de tratamiento.

Entre las características mas importantes de la Radioterapia Convencional tenemos:

- Se basa en referencias anatómicas.
- Se desconoce con precisión donde se encuentra el tumor.

Figura 17: Marcado de placa radiográfica



3.1.1. Tiempo o unidades monitoras

Para cada máquina de tratamiento y cada energía se tiene un conjunto de tablas que suministran los parámetros dosimétricos relevantes bajo determinadas condiciones clínicas. Éstas son preparadas por un físico médico a partir de las calibraciones y otras medidas.

El problema fundamental consiste en conocer la tasa de dosis en cualquier punto del medio irradiado (normalmente agua, por similitud con el cuerpo humano). De esta forma al prescribir una dosis en un determinado punto podemos calcular el tiempo de irradiación y la dosis en otros puntos de interés.

$$Tasa\ de\ dosis = \frac{Dosis}{Tiempo} \Rightarrow Tiempo\ de\ irradiacion = \frac{Dosis\ prescrita}{Tasa\ de\ dosis} \Rightarrow \quad (3.1)$$

$$Dosis = Tasa\ de\ dosis \times Tiempo \quad (3.2)$$

3.2. Radioterapia conformada

La radioterapia conformada refiere a un método que incorpora inmovilización rígida, planeamiento computarizado y sistemas de tratamiento para impartir altas dosis en el volumen tumoral. La radioterapia conformada permite una dosis alta en el tumor y baja exposición de los tejidos adyacentes mediante el planeamiento computarizado y la disposición de múltiples haces de radiación de forma tal que el campo de irradiación se aproxime a la forma del tumor. Para este tratamiento el paciente es sometido a una tomografía axial computarizada y en cuya imagen el médico radioncólogo define el área a tratar y la dosis prescrita.

3.3. Radioterapia conformada 3-D

Por radioterapia conformada en tres dimensiones, se entiende que los tratamientos se basan en información anatómica en 3-D y usa distribuciones de dosis que se conforman tan cercanamente posible al volumen blanco en términos de la dosis adecuada al tumor y la dosis mínima posible al tejido normal. El concepto de distribución de dosis conformada también se extiende a incluir objetivos clínicos tales como maximizar la probabilidad de control tumoral TCP y minimizar la probabilidad en complicación de tejidos normales NTCP. Por eso, la técnica 3D-CRT abarca tanto las racionalidades física y biológicas para llevar a cabo los resultados clínicos deseados.

Aunque 3D-CRT busca una distribución óptima de dosis, hay muchos obstáculos para llevar a cabo estos objetivos. La mayor limitación es el conocimiento de la extensión del tumor. A pesar de los avances modernos en imágenes, el volumen blanco clínico CTV muchas veces no es completamente discernible. Dependiendo en la capacidad invasiva de la enfermedad, la imagen no es usualmente el CTV. Esto puede ser lo que se llama el volumen blanco macroscópico GTV. Por eso, si el CTV es dibujado en la sección transversal las imágenes no incluyen la extensión microscópica

de la enfermedad, la 3D-CRT pierde su significado de ser conformada. Si alguna parte del tejido de la enfermedad falla o tiene sobre dosis, será inevitablemente un resultado fallido a pesar de todo el cuidado y esfuerzo utilizado en la planificación del tratamiento, entrega del tratamiento, y garantía de la calidad. Desde el punto de vista de TCP, la precisión en la localización del CTV es mas critico en 3D-CRT que con técnicas que usan generosamente campos anchos y arreglos de haces simples para compensar la incertidumbre en la localización de tumor.

La utilidad de las imágenes radica en el hecho que son adquiridas en la misma posición de tratamiento. Para ello deben ser utilizados sistemas de inmovilización a ser usados en el tratamiento diario. Luego de la adquisición de estas imágenes, las mismas deben ser procesadas en computadores, los mismos utilizados para la planificación del tratamiento. Estos bloques conformados se construyen a partir de la imagen delimitada del tumor a tratar y para su construcción se utilizan materiales que poseen una alta densidad electrónica y que son capaces de atenuar la radiación a los niveles deseados. Este mismo principio lo cumplen los MLC, aunque la diferencia es que es a partir de un programa computarizado que estas láminas adaptan a la forma particular del tumor. Estos sistemas de planificación poseen también herramientas necesarias BEV's, para verificar la correcta entrada de los haces de radiación cuidando de no irradiar los tejidos sanos. El término conformación, se aplica cuando ayudados con la imagen tridimensional, el bloque conformado o el MLC se construye o diseña de acuerdo a la forma del tumor en esa posición particular, tomando en cuenta la angulación del "gantry" y posición de la camilla de tratamiento. La conformación tridimensional de la dosis se logra a partir de la combinación de haces que al entrar por diferentes planos y convergiendo todos en el isocentro permiten que la distribución de la dosis de adecue la forma del tumor. De allí el nombre de radioterapia conformada en 3D (3D-CRT).

En algunos casos particulares también se utilizan otros accesorios como son los compensadores y las cuñas. Estos materiales van a ser usados en los casos en que

la distribución de dosis resulto mucho más homogénea con la aplicación de ellos. En algunos casos de incidencia oblicua o para correcciones por falta de tejido pueden ser requeridos. El plan de tratamiento debe tomar en cuenta todas las limitaciones de estos accesorios así como la atenuación del haz que ellos van a producir, de manera de poder contabilizar todos estos factores.

La energía a ser utilizada va a depender de la profundidad de la lesión a tratar, de esta forma logramos aprovechar el efecto protector de piel en los casos que la lesión sea profunda, en caso contrario que pretendemos aumentar la dosis en algún lado de la piel particular, podemos combinar diferentes energías, cambiar ponderaciones o dosis que entregamos en cada campo. Es por ello la importancia de contar con equipos capaces de generar diferentes energías de manera de poder utilizar la más adecuada.

3.3.1. Proceso de planificación del tratamiento

El proceso de planificación del tratamiento comienza con la adquisición de los datos del paciente y continúa a través de la planificación, la implementación del plan y la verificación del tratamiento. En este proceso es sumamente importante la interacción entre el físico médico, el dosimetrista y el oncólogo radioterapeuta, e incluye el uso de programas de computación así como de computadoras y otros periféricos para la planificación gráfica del tratamiento.

Existen tres etapas distintas en la planificación de un tratamiento, cada una de las cuales debe tener su procedimiento de garantía de calidad:

- La planificación no gráfica, empleada fundamentalmente en campos simples y en campos compuestos paralelos. En este caso se calculan las unidades monitoras (tiempo) para aplicar la dosis prescrita a un punto en el eje central, empleando generalmente los PDD en eje central, los TPR o los TMR, así como las tablas de tasa de dosis del haz. El tamaño y forma del campo, que define el

volumen de tratamiento, se determina a partir de placas radiográficas realizadas durante la simulación.

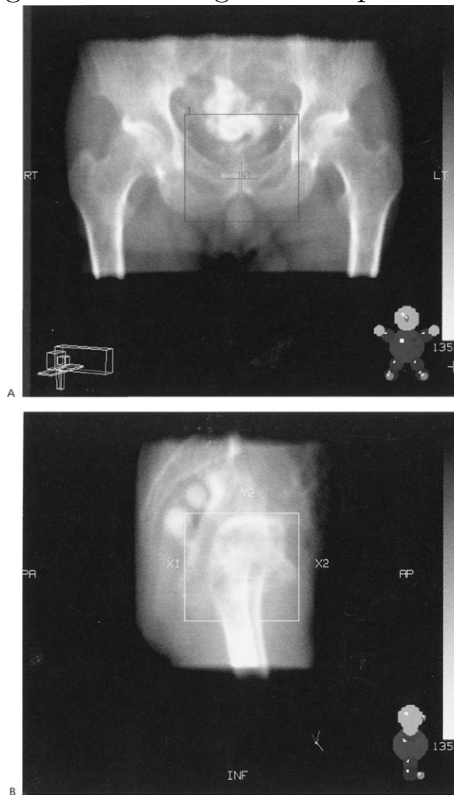
- La planificación con representación gráfica es empleada en gran número de pacientes. En este método el volumen de tratamiento se define a partir de los cortes de la Tomografía Computarizada CT o a partir de placas ortogonales de simulación. El contorno del paciente se obtiene mediante el uso de implementos mecánicos (por ejemplo cintas de plomo, delimitadores de contorno, simulador de tratamiento) o con el empleo de la CT. El diseño del arreglo de campos y el cálculo de las distribuciones de dosis se realiza utilizando un sistema de planificación computarizado; el tamaño de los campos se decide en el proceso. Posteriormente el oncólogo radioterapeuta prescribe la dosis en un punto o en un volumen.
- La planificación de tratamientos en 3D se diferencia de las arriba mencionadas en que el volumen blanco, los volúmenes de tejido normal y las superficies de los contornos son obtenidas directamente de la CT. Es muy significativo el hecho de que además del diseño de los campos (angulaciones), el tamaño y forma de éstos se define a partir de la BEV's, en lugar de emplear las radiografías de simulación. Más aún, los sistemas 3D son capaces de producir radiografías por reconstrucción digital de los datos de la CT. Es posible prescribir la dosis en un punto, en una curva de isodosis, una superficie de isodosis o un nivel de dosis en un histograma de dosis-volumen (DVH).

Información de imágenes Se requieren imágenes anatómicas de gran calidad para delinear volúmenes blancos y estructuras normales de manera más exacta. Las modalidades modernas de imágenes para planificación del tratamiento incluyen Tomografía Computarizada (CT), imágenes de resonancia magnética (MRI), ultrasonido (US), tomografía de emisión de fotones simples (SPECT). A continuación se detallan las dos modalidades más utilizadas.

Tomografía computarizada Una imagen por tomografía computarizada es reconstruida por una matriz de coeficientes lineales de atenuación relativos medidos por escaner tomográfico. La matriz típicamente consiste en 1,024 a 1,024 elementos de imagen, llamados pixeles. Cada pixel es la medida de el coeficiente lineal de atenuacion relativo del tejido por el haz de escaneo usado en el escaner tomografico.

Se muestra un ejemplo en la siguiente figura:

Figura 18: Tomografía computarizada



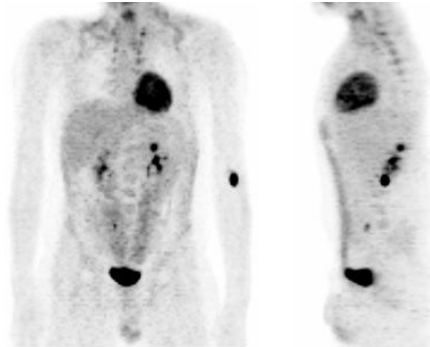
Tomografía por emisión de positrones (“PET”) Es una tecnología sanitaria propia de una especialidad médica llamada medicina nuclear y de la radiología, al combinar imágenes de CT.

La Tomografía por emisión de positrones es una técnica no invasiva de diagnóstico e investigación por imagen capaz de medir la actividad metabólica de los diferentes tejidos del cuerpo humano, especialmente del sistema nervioso central. Al igual que

el resto de técnicas diagnósticas en Medicina Nuclear como el SPECT, la PET se basa en detectar y analizar la distribución que adopta en el interior del cuerpo un radioisótopo administrado a través de una inyección.

Lo que hace es medir la producción de fotones gamma (resultado de la destrucción de un positrón). Se utiliza para medir el paso de una sustancia por la barrera hematoencefálica. Se inyecta la sustancia que se desea investigar unida a un isótopo que emite positrones. Es en tiempo real y se ve de forma de una imagen dimensional del cerebro usando técnicas matemáticas de imagen.

Figura 19: Tomografía por emisión de positrones

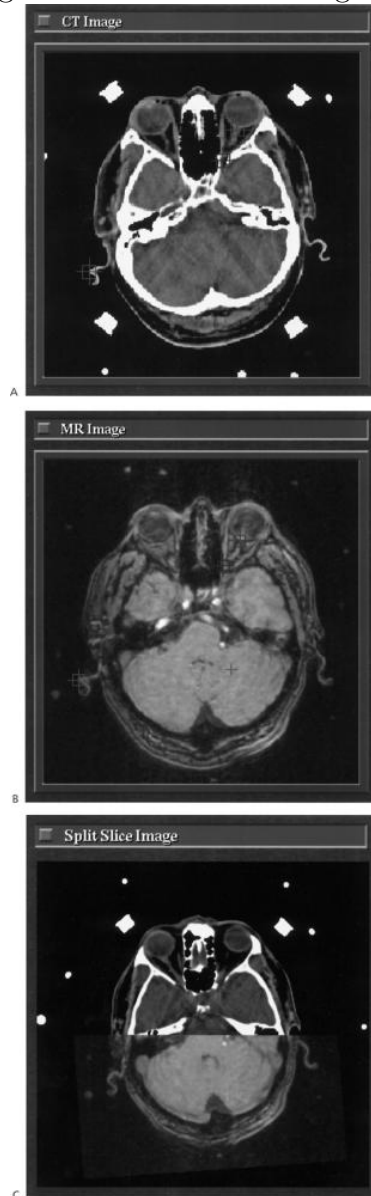


Resonancia magnética En la planificación del tratamiento las imágenes de resonancia magnética pueden ser usadas solas o en conjunto con las imágenes tomográficas. En general, la modalidad es considerada superior a la tomografía computarizada en la discriminación de tejido blando como anomalidades en el cerebro. Así mismo las imágenes de resonancia magnética son muy utilizadas para cáncer de cabeza y cuello, prostata, etc. Por otro lado, no pueden diferenciar la calcificación y estructuras oseas, para lo cual es mejor utilizar imagen de tomografía computarizada.

La diferencia básica entre la tomografía computarizada y la resonancia magnética es una se relaciona con la densidad electrónica y el número atómico (actualmente representado por coeficientes lineales de atenuación de rayos X) mientras que la otra utiliza una distribución de densidad de protones. Además la resonancia magnética

tarda más que la tomografía computarizada y por eso, es susceptible a errores por movimiento del paciente. En ventaja las imágenes de resonancia magnética pueden generar imágenes axiales, sagitales, coronales o en planos oblicuos.

Figura 20: Resonancia magnética



Histogramas dosis volumen Mostrar la distribución de dosis en forma de curvas de isodosis o superficies es muy útil no solo porque muestran regiones de

dosis uniforme, dosis alta, o dosis baja sino que también su posición anatómica y extensiones. En la planificación de tratamiento en 3-D, esta información es esencial pero debe ser suplantada por histogramas de dosis volumen DHV por sus siglas en inglés para estructuras segmentadas, por ejemplo, volúmenes blancos, estructuras críticas, etc. Un DHV no solo provee información cuantitativa de que tanta dosis es absorbida por un volumen sino que también agrupa toda la dosis en una simple curva para cada estructura anatómica de interés.

Los histogramas dosis volumen o DVH pueden representarse en dos formas: La integral o comulativa DVH y la diferencial DVH.

3.3.2. Sistemas computarizados de planificación

La planificación computarizada es un componente fundamental dentro del proceso de tratamiento puesto que con estos sistemas se diseñan y calculan una parte significativa de los tratamientos de pacientes. Los sistemas computarizados de planificación cubren un amplio rango de aplicaciones. Por la variedad y grado de complejidad de estos sistemas, durante su puesta en servicio y GC (Garantía de Calidad) se deben tener en cuenta un gran número de consideraciones. Los sistemas de planificación de radioterapia externa incluyen: el cálculo de las distribuciones relativas de dosis para cada equipo, energía y modalidad de tratamiento; la suma de las dosis relativas provenientes de los diferentes haces; el cálculo de las unidades del monitor (tiempo) para una determinada dosis prescrita, siempre y cuando hayan sido introducidos correctamente los datos de calibración en el sistema de planificación; los datos de salida, que deben ser claros y precisos e incluir la distribución de isodosis en forma gráfica.

Se recomienda que los sistemas de planificación pasen por un riguroso proceso de control que incluya pruebas de aceptación y puesta en servicio y que se establezca e implemente un programa de GC de los mismos. Los sistemas de planificación de tratamientos deben ser comprobados con parámetros típicos empleados en la clínica

y con una periodicidad dada. Las recomendaciones generales para estos sistemas aparecen el ICRU 42 y con más detalle en una reciente publicación sobre pruebas de aceptación y GC de sistemas computarizados de planificación.

De gran importancia resulta la entrada de los datos de los haces de radiación al sistema de planificación, debiendo establecerse mecanismos redundantes de verificación de este proceso.

Algoritmos basados en correcciones Estos algoritmos son semiempíricos. Ellos se basan primordialmente en la información medida (ej. Porcentaje de dosis en profundidad), obtenida en un maniquí de agua. Son aplicadas varias correcciones en forma de funciones analíticas o factores para calcular la distribución de dosis en un paciente. Las correcciones típicamente consisten en:

- Correcciones de atenuación para irregularidades de contorno.
- Correcciones de dispersión como función del volumen de dispersión, tamaño de campo, forma y distancia radial.
- Correcciones geométricas para los cálculos de una fuente puntual a una distancia basada en la ley de inverso cuadrado.
- Correcciones de atenuación para los modificadores de la intensidad del haz como cuñas, compensadores, bloques, etc.
- Correcciones de atenuación por heterogeneidades del tejido.

Algoritmos basados en modelos Un algoritmo basado en modelos computa la distribución de dosis con un modelo físico que simula el actual transporte de radiación. Por su habilidad para modelar la fluencia de energía del fotón primario incidente en el punto de distribución de energía subsecuente a la interacción del fotón primario, es capaz de simular el transporte de dispersión de fotones y electrones lejos del lugar de interacción.

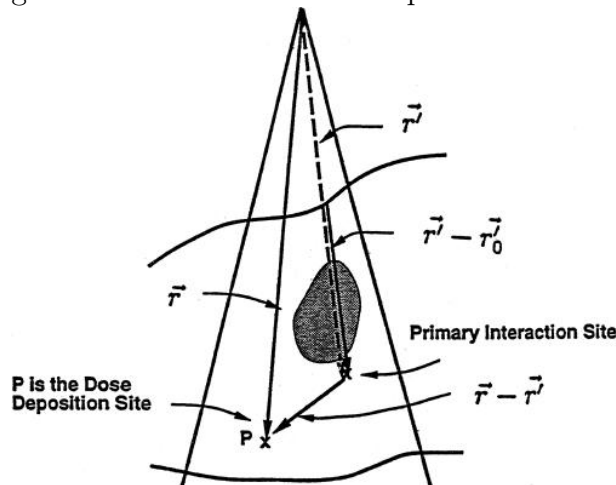
Método de convolución superposición El método de convolución superposición involucra una ecuación de convolución que separadamente considera el transporte de los fotones primarios y que la dispersión de los fotones y electrones dispersados que salen de la primera interacción fotónica. La dosis $D(\vec{r})$ en el punto \vec{r} está dado por:

$$D(\vec{r}) = \int \frac{\mu}{\rho} \Psi_p(\vec{r}') A(\vec{r} - \vec{r}') d^3 \vec{r}' \quad (3.3)$$

$$= \int T_p(\vec{r}') A(\vec{r} - \vec{r}') d^3 \vec{r}' \quad (3.4)$$

Donde $\frac{\mu}{\rho}$ es el coeficiente másico de atenuación, $\Psi_p(\vec{r}')$ es la fluencia de energía del fotón primario, y $A(\vec{r} - \vec{r}')$ es el kernel de convolución (una matriz de distribución de dosis depositada por dispersión de fotones y electrones puestos en movimiento en el lugar de interacción del fotón primario). La figura 21 muestra la geometría del transporte de radiación. El producto del coeficiente másico de atenuación y la fluencia de energía primaria es llamado terma, $T_p(\vec{r}')$, que indica la energía total liberada por unidad de masa. El kernel es la matriz de dosis generada por unidad de terma en el lugar de interacción.

Figura 21: Geometría de transporte de radiación



3.4. IMRT

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT, por sus siglas en inglés) es una modalidad avanzada de radioterapia de alta precisión que utiliza aceleradores lineales para administrar dosis de radiación precisas a un tumor maligno o áreas específicas dentro del tumor. La IMRT permite que la dosis de radiación se conforme con mayor precisión a la forma tridimensional (3-D) del tumor mediante la modulación (o el control) de la intensidad del haz de radiación en varios volúmenes pequeños. La IMRT también hace posible enfocar dosis más altas en regiones dentro del tumor, al tiempo que se minimiza la exposición a la radiación en las estructuras fundamentales circundantes normales. El tratamiento se planifica cuidadosamente con la ayuda de imágenes tridimensionales de tomografía computada (TC) del paciente junto con cálculos computarizados de dosis para determinar el patrón de intensidad de dosis que mejor se adapte a la forma del tumor. En general, las combinaciones de varios campos de intensidad modulada provenientes de distintas direcciones de haz que producen una dosis de irradiación individualizada que aumenta al máximo la dosis al tumor, a la vez que minimiza la dosis para los tejidos normales adyacentes.

Debido a que con IMRT la proporción de dosis al tejido normal respecto a la dosis al tumor se optimiza, se puede administrar dosis de radiación más altas y eficaces a los tumores con menos efectos secundarios en comparación con las técnicas de radioterapia convencional. La IMRT también tiene el potencial de reducir la toxicidad del tratamiento, aún con dosis no aumentadas. La IMRT sí requiere tiempos más largos de tratamiento diario y administra una dosis más baja a mayores volúmenes de tejido normal que la radioterapia convencional.

Actualmente la IMRT se usa en gran parte para tratar el cáncer de próstata, de cabeza y cuello, y del sistema nervioso central. La IMRT se ha usado también en situaciones limitadas para tratar cáncer de seno, tiroides y pulmón, así como tumores

gastrointestinales, ginecológicos y ciertos tipos de sarcomas. La IMRT también puede resultar útil para tratar ciertos tipos de cáncer pediátricos.

La radioterapia, incluyendo la IMRT, evita que las células cancerosas se dividan y crezcan, lo que hace más lento o detiene el crecimiento del tumor. En muchos casos la radioterapia logra matar todas las células cancerosas, logrando, de este modo, la curación del cáncer.

4. RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA IMRT

La radioterapia se utiliza para el tratamiento del cáncer desde hace más de 100 años, con la finalidad de eliminar o reducir cáncer localizados. Tradicionalmente se ha administrado con un número pequeño de haces externos que tratan el tumor, e irradian áreas de tejido sano adyacente.

El uso de la radioterapia en cáncer se fundamenta en el hecho de que las células cancerígenas presentan una mayor facilidad para reproducirse que las células normales y por tanto son más sensibles a los efectos de la radiación. Como resultado, cuando las células tumorales son suficientemente dañadas, se produce su destrucción, mientras que las células sanas que son afectadas por la radiación tienen mayor capacidad para regenerarse. Sin embargo, con frecuencia aparecen efectos colaterales, e incluso daños irreparables. Uno de los objetivos de la radioterapia actual es el de evitar, dentro de lo posible, afectar a los tejidos sanos o a los órganos de riesgo que rodean el volumen a tratar, esto, que ya era importante antes, se hace ahora crítico, en el momento en el que se plantean incrementos significativos de las dosis en el tumor, en lo que se ha dado en denominar técnicas de escalada de dosis. Este objetivo podrá alcanzarse de una forma segura utilizando las técnicas de imagen tridimensional, que permiten una definición precisa de los volúmenes de interés y las técnicas de modulación de intensidad de la radiación (IMRT), que permiten que la administración de la radiación se adecue a los citados volúmenes, afectando lo mínimo posible a los tejidos sanos adyacentes.

Hasta ahora, los radioterapeutas habían podido modular la intensidad de la radiación de una forma poco eficiente, en una sola dimensión, colocando entre la salida de la radiación y el paciente diferentes sistemas, como cuñas o filtros compensadores.

La aparición de los sistemas de colimación con multiláminas ha permitido, por un lado, adaptar los campos de tratamiento a las características de los volúmenes de interés, sin necesidad de utilizar bloques personalizados (característicos de la radioterapia conformada en tres dimensiones), de elaboración farragosa y lenta y por otro, la posibilidad de modular de forma automática la intensidad de los haces de tratamiento en más de una dimensión, utilizando las distintas posiciones posibles de cada una de las láminas.

La IMRT es, por tanto, una forma avanzada de radioterapia conformada en tres dimensiones (3D-CRT) que permite, primero administrar una dosis más homogénea a los pacientes en el volumen a irradiar, con lo que aumenta el control local de la enfermedad y, segundo disminuir la toxicidad en los órganos de riesgo, asociada a la radioterapia. Esto se consigue variando la intensidad de la radiación para producir unas distribuciones de la dosis más ajustadas que las posibles con 3D-CRT estándar.

Los tratamientos con modulación de la intensidad se planifican mediante programas informáticos, por medio de modelos matemáticos, que se utilizan para diseñar campos de radiación no uniformes (cada uno de estos campos es la suma de múltiples microcampos, conocidos como “beamlets” o “bixels”, que tienen una intensidad distinta, modificando la fluencia del haz).

Algunos expertos estiman que la IMRT puede llegar a ser la opción ideal para el tratamiento de aproximadamente el veinte o el treinta por ciento de los casos de cáncer que se tratan con radioterapia, siendo especialmente útil para los tumores que presentan concavidades, o se encuentren adyacentes a órganos críticos.

4.1. IMRT mediante filtros compensadores

La primera forma de abordar el problema de conseguir un haz de intensidad variable complejo.

Consiste en la elaboración de material de espesor variable en cada punto, que al colocarlo de tal forma el haz produzca, por atenuación, la distribución de intensidad

requerida.

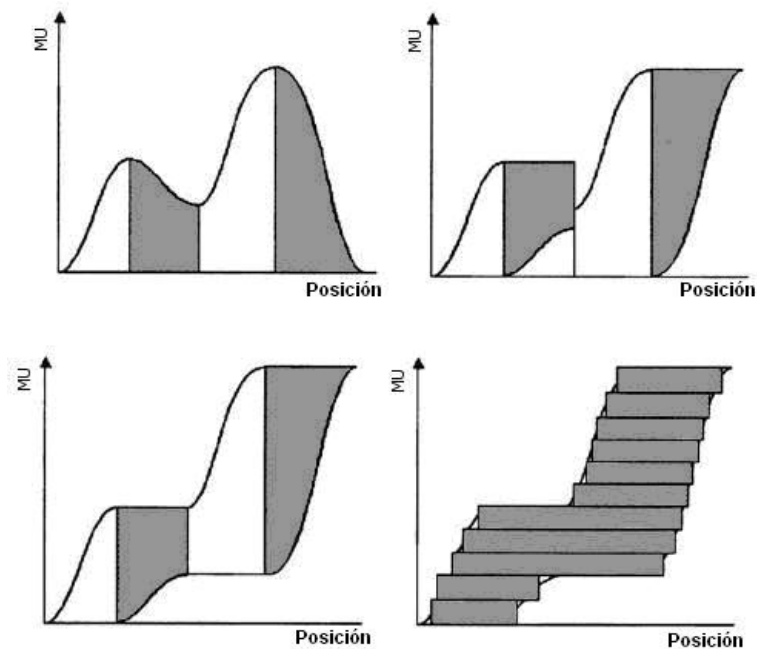
4.2. Técnicas de IMRT

En el presente trabajo se expondran tres técnicas, que quizás son las más desarrolladas y las que mayoritariamente están incorporando los fabricantes en los aceleradores lineales, a partir de un colimador multiláminas controlado por ordenador.

4.2.1. IMRT dinámica (“sliding window”).

La intensidad constante de cada haz se modula por el movimiento continuo de las láminas del colimador multiláminas durante el tiempo que dura la irradiación de dicho campo; cada par de láminas opuestas forman una ventana con una determinada posición y anchura que varía en el tiempo.

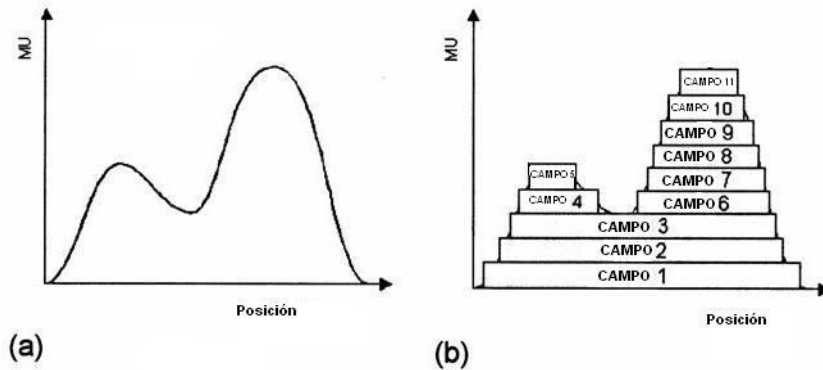
Figura 22: IMRT dinámica



4.2.2. IMRT por multisegmentos (“step and shoot”)

Esta técnica modifica la intensidad de cada haz o campo fijo, utilizando distintas configuraciones. Cada forma del campo viene dada por una determinada posición de las láminas del colimador multiláminas, y se mantiene fija durante parte del tiempo de irradiación. El número de segmentos puede variar entre dos y más de 20 (aunque rara vez supera los 10). No se necesita tampoco un gran número de haces, siendo suficientes entre tres y cuatro.

Figura 23: IMRT por multisegmentos



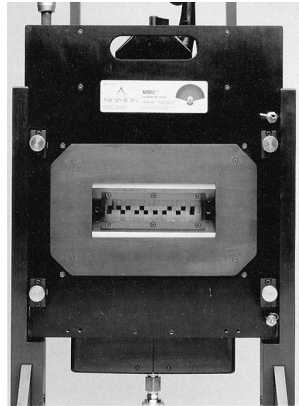
La parte a) de la figura 23 muestra como se debe modificar el haz, y la parte b) muestra la modulación por medio de configuraciones de las láminas del colimador.

4.2.3. IMRT por tomoterapia

Su nombre deriva de la tomografía, de la que toma su principio de tratamiento, tratando un corte del paciente o tomo en cada momento. Para ello se utiliza un colimador multiláminas especial (Peacock MIMIC, Nomos), que estrecha el haz en la dirección Z (longitudinal del paciente o mesa de tratamiento), modificando las láminas mientras el cabezal gira 360 grados. Tras cada giro completo se produce un desplazamiento de la mesa, para irradiar, la siguiente sección. El sistema estrecha el haz de radiación procedente del acelerador lineal en dos finas secciones y lo divide en 40 minihaces (20 por sección). Una rotación completa del acelerador lineal

alrededor del paciente, mientras se modula la intensidad del haz, se corresponde con el tratamiento de dos secciones del paciente. A continuación se desplaza la mesa de tratamiento para tratar las dos secciones siguientes, continuando el proceso hasta que se recorre todo el volumen blanco o PTV.

Figura 24: Colimador multiláminas Peacock MIMIC



4.3. Planificación del tratamiento

En los últimos años ha habido un desarrollo muy rápido de los sistemas de planificación y cálculo, debido a dos factores: el aumento en la potencia de cálculo de las computadoras y la optimización de los algoritmos empleados. Los primeros sistemas de planificación consideraban al paciente como un ente uniforme y no tenían en cuenta las distintas densidades que lo forman (hueso, tejidos blandos, pulmon...). Además los cálculos se realizaban en un único plano (planificación en dos dimensiones).

En la radioterapia convencional se marcan los volúmenes que hay que tratar sobre imágenes de tomografía computarizada (TC). En la IMRT, el diseño se hace por medio de la planificación inversa, que consiste en marcar primero los volúmenes, y después especificar la dosis que queremos para cada punto, tanto en el tumor como en los órganos críticos que lo rodean .

Los pasos del procedimiento radioterapéutico en general, y en particular de la IMRT son (ICRU 50):

- Diagnóstico del paciente.
- Prescripción.
- Adquisición de datos anatómicos.
- Delimitación de volúmenes de interés.
- Planificación y cálculo.
- Dosimetría clínica.
- Optimización de la planificación y cálculo definitivo.
- Verificación-Simulación.
- Administración del tratamiento.
- Verificación del tratamiento.
- Seguimiento.

En el caso de la IMRT el cambio significativo se produce a partir del paso de la planificación y cálculo. El uso de haces de radiación desde múltiples ángulos y con distintas intensidades permite modular la dosis al tumor en todas sus dimensiones y concavidades.

Una vez hecha la planificación y el cálculo, y finalizada la etapa de optimización, se precisa trasladar los haces planificados al acelerador lineal, para ello se descompone el haz de irradiación en pequeños haces y a cada “bixel” le corresponde determinada intensidad de dosis, se forma de este modo la llamada matriz de modulación. Una computadora transformará dicha matriz en una secuencia de geometrías formadas por el MLC. La enorme cantidad de variables a considerar hace plantear la planificación

de forma inversa, es decir, mirando qué combinación de haces incidentes y qué perfiles de intensidad debe tener cada uno de ellos para obtener la deseada distribución en el volumen blanco de planificación.

Para entender mejor el método de la planificación inversa (optimización automática por parte del planificador), es conveniente separar el proceso en dos componentes:

- Función objetivo (condiciones)
- Proceso de la optimización (algoritmos)

4.3.1. Función objetivo (condiciones)

Para la planificación de la IMRT es imprescindible determinar la dosis que recibe el PTV y su grado de homogeneidad, también las dosis de tolerancia de los órganos críticos en función del volumen de órgano que se irradie. Las condiciones (generalmente físicas), se obtienen de los histogramas dosis-volumen HDV y se introducen en los algoritmos de planificación. También puede partirse de condiciones biológicas que consideran las probabilidades de control tumoral.

4.3.2. Proceso de la optimización (algoritmos)

Como los métodos analíticos suelen ser insuficientes, se utilizan algoritmos combinatorios. La finalidad es optimizar una planificación minimizando o maximizando la función objetivo. La optimización analiza las diferencias entre la distribución de la dosis ideal y la calculada para cada punto. Se trataría, por tanto, de minimizar esta función aproximándola a cero, lo que se conseguiría cuando la dosis ideal y la calculada fuesen iguales, a menor diferencia entre ellas mayor optimización.

Una vez creado un plan óptimo de tratamiento, es imprescindible la inmovilización del paciente para asegurar la administración exacta de la dosis y la loca-

lización de la radiación. Mientras que la inmovilización es importante para todos los tipos de radioterapia, en la IMRT es crucial por el uso de intensidades no uniformes.

Los dispositivos de inmovilización varían dependiendo de la localización del tratamiento, por ejemplo, en cáncer de cabeza y cuello se usan máscaras termoplásticas; para cánceres de próstata colchonetas personalizadas, etc.

Tras concluir el proceso de planificación del tratamiento, viene la etapa de administración del mismo, para ello desde el planificador se exportan todos los parámetros del tratamiento hasta el acelerador lineal (utilizando normalmente un sistema de registro y verificación) que es la máquina que lo ejecuta. Para lograr variar la intensidad (IMRT), el acelerador realiza una secuencia de posiciones del colimador multiláminas desde una dirección fija del haz ó se utilizan los moduladores de haz.

4.4. Control de calidad

Debido a la complejidad de la administración de la IMRT, incluyendo los componentes técnicos de los programas y la flexibilidad a la hora de definir la dosis y el volumen irradiado, es necesario un programa de control de calidad para verificar el sistema de IMRT, y asegurar que se está administrando exactamente el plan de tratamiento.

El proceso de control de calidad debe contemplar, entre otros, los siguientes puntos:

- Pruebas de aceptación del sistema de planificación. Las verificaciones dosimétricas antes del tratamiento son importantes pero difíciles de llevar a cabo con los métodos actuales, la mayoría de los sistemas de planificación no presentan un programa de cómputo que compare las medidas de distribución de dosis con la distribución de dosis calculada.
- Verificación de las distribuciones de dosis en la IMRT. La verificación de los campos de irradiación debe ser cuantitativa, donde se asegura que el mapa

de fluencias planificado es el que se administra en el momento de la administración; y cualitativa donde se comprueba que el mapa de fluencias se administra correctamente a lo largo del tiempo de tratamiento, en todas las sesiones terapéuticas.

- Revisión del cálculo de las unidades de monitoras (UM). Se puede hacer de dos formas distintas: por medidas directas donde se hace uso de maniqués, geométricos o antropomórficos; o por un sistema de cálculo donde la verificación de las UM se hace a través de la computadora.
- Verificación del tratamiento de IMRT. En este último punto se incluye tanto la verificación de la dosis como la del posicionamiento del paciente.

5. IMPLEMENTACIÓN IMRT

En el tratamiento de radioterapia con intensidad modulada, están asociados una serie de pasos desde la prescripción del tratamiento, administración y finalización del tratamiento. En el presente capítulo se presentan los lineamientos básicos para la administración de tratamientos con IMRT, con el objetivo de garantizar la correcta aplicación de estos tratamientos y así proporcionar el máximo beneficio para el paciente.

5.1. Mediciones experimentales

A continuación se detallan las mediciones realizadas para encontrar el factor de atenuación del material para compensadores.

5.1.1. Equipo utilizado

- Equipo maniquí y sistema de barrido CRS.
- Cámara de ionización Exradin A12.
- Electrómetro Carpintec.

5.1.2. Configuraciones

- Configuración del haz vertical hacia arriba (0°).
- Profundidad aproximada de 5cm en agua.
- DFC= 100cm (isocentro).
- Latas de latón de 5.0mm , 15.0mm , 20.0mm y 40.0mm .

5.1.3. Lecturas

A continuación se tabulan las lecturas del electrómetro, tomando en cuenta:

- Lecturas en tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ con bandeja ($16.18 \frac{nC}{100U.M.}$).
- Factor de atenuación de bandeja = 0.972. Fuga despreciable.

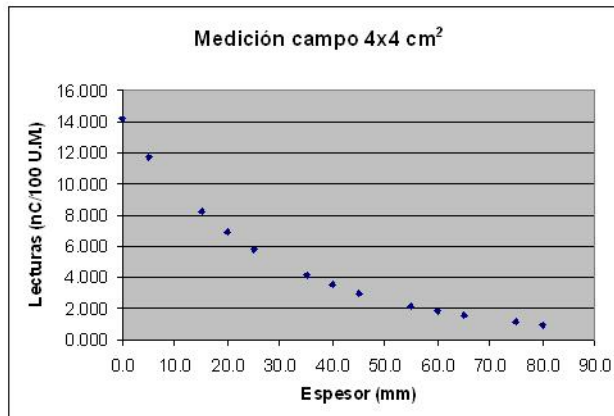
Las siguientes lecturas se llevaron a cabo en un campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ a $100U.M.$

Tabla II: Primera serie de datos

Espesor (mm)	Lecturas (nC/100U.M.)	Espesor (mm)	Lecturas (nC/100U.M.)
0.0	14.200	45.0	3.000
5.0	11.690	55.0	2.180
15.0	8.220	60.0	1.855
20.0	6.900	65.0	1.595
25.0	5.810	75.0	1.158
35.0	4.165	80.0	0.990
40.0	3.540		

La gráfica obtenida de estos datos es:

Figura 25: Gráfica de primera serie de datos

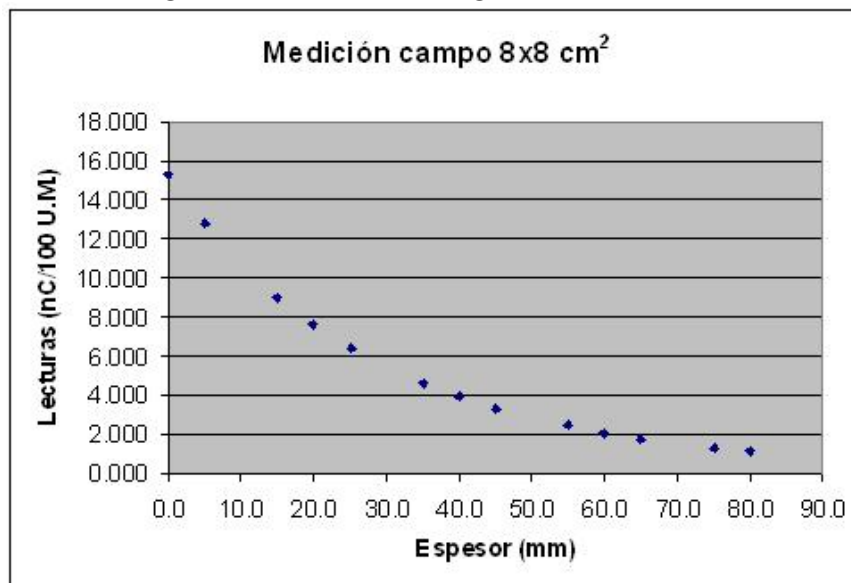


Las siguientes lecturas se llevaron a cabo en un campo de $8 \times 8 \text{ cm}^2$ a 100 U.M.

Tabla III: Segunda serie de datos

Espesor (mm)	Lecturas (nC/100U.M.)	Espesor (mm)	Lecturas (nC/100U.M.)
0.0	15.325	45.0	3.340
5.0	12.760	55.0	2.440
15.0	9.000	60.0	2.090
20.0	7.597	65.0	1.790
25.0	6.410	75.0	1.320
35.0	4.600	80.0	1.135
40.0	3.920		

Figura 26: Gráfica de segunda serie de datos

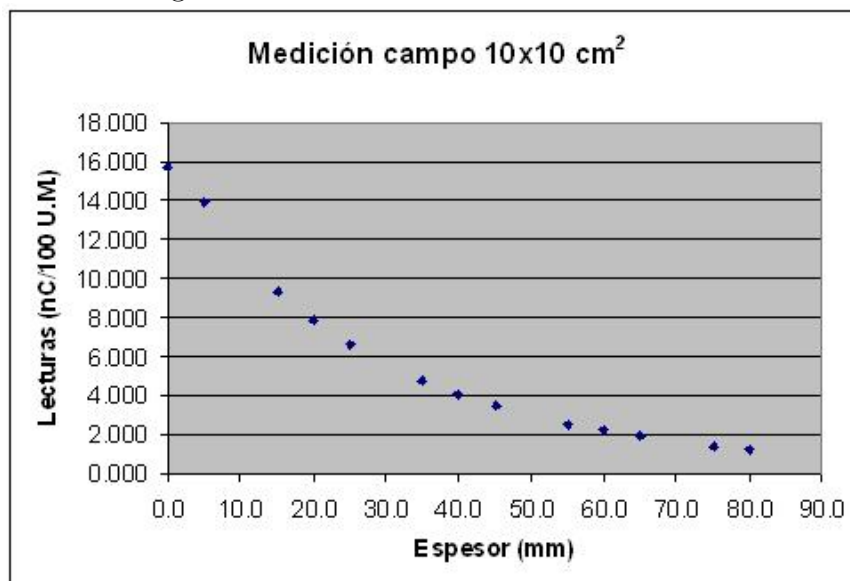


Las siguientes lecturas se llevaron a cabo en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a 100 U.M. .

Tabla IV: Tercera serie de datos

Espesor (mm)	Lecturas (nC/100U.M.)	Espesor (mm)	Lecturas (nC/100U.M.)
0.0	15.730	45.0	3.495
5.0	13.900	55.0	2.567
15.0	9.270	60.0	2.197
20.0	7.830	65.0	1.890
25.0	6.620	75.0	1.402
35.0	4.790	80.0	1.216
40.0	4.090		

Figura 27: Gráfica de tercera serie de datos

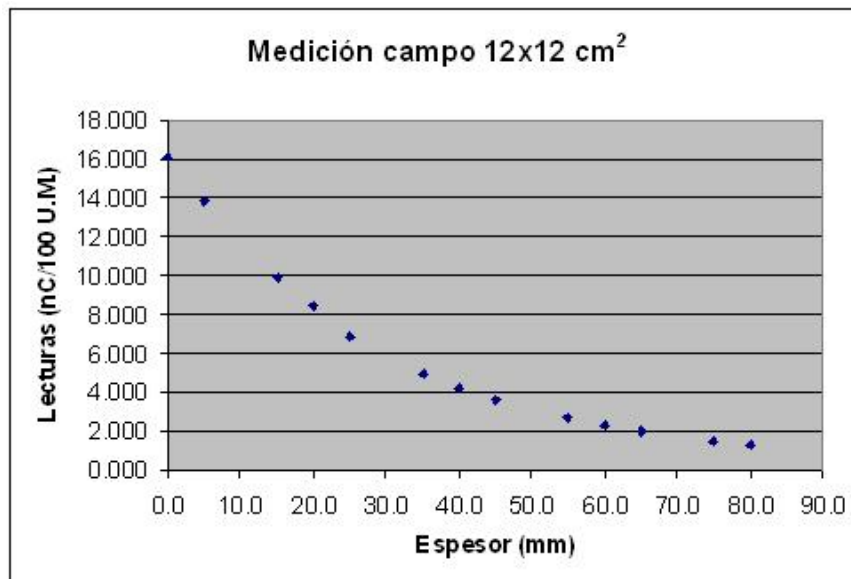


Las siguientes lecturas se llevaron a cabo en un campo de $12 \times 12 \text{ cm}^2$ a 100 U.M.

Tabla V: Cuarta serie de datos

Espesor (mm)	Lecturas (nC/100U.M.)	Espesor (mm)	Lecturas (nC/100U.M.)
0.0	16.067	45.0	3.633
5.0	13.830	55.0	2.683
15.0	9.905	60.0	2.310
20.0	8.430	65.0	1.990
25.0	6.830	75.0	1.490
35.0	4.953	80.0	1.296
40.0	4.246		

Figura 28: Gráfica de cuarta serie de datos

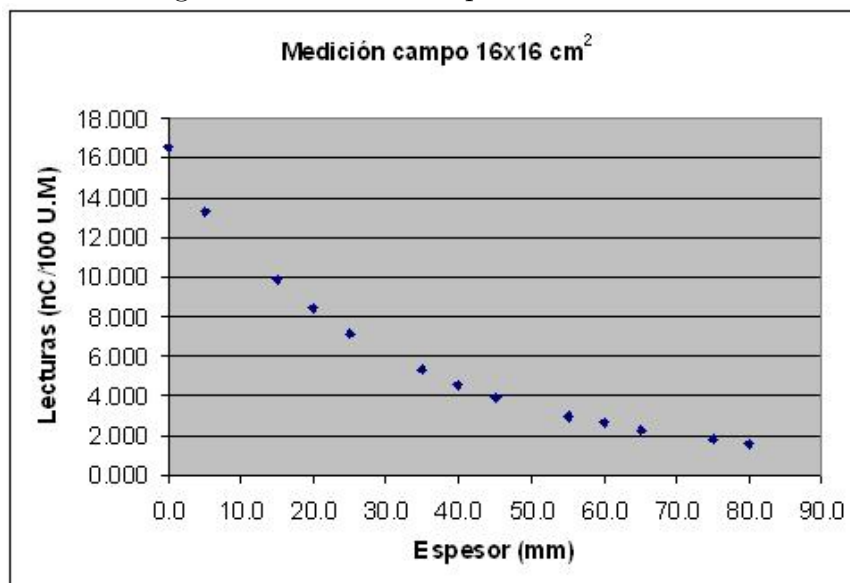


Las siguientes lecturas se llevaron a cabo en un campo de $16 \times 16 \text{ cm}^2$ a 100 U.M.

Tabla VI: Quinta serie de datos

Espesor (mm)	Lecturas (nC/100U.M.)	Espesor (mm)	Lecturas (nC/100U.M.)
0.0	16.537	45.0	3.953
5.0	13.287	55.0	3.000
15.0	9.910	60.0	2.627
20.0	8.430	65.0	2.300
25.0	7.177	75.0	1.790
35.0	5.303	80.0	1.590
40.0	4.580		

Figura 29: Gráfica de quinta serie de datos

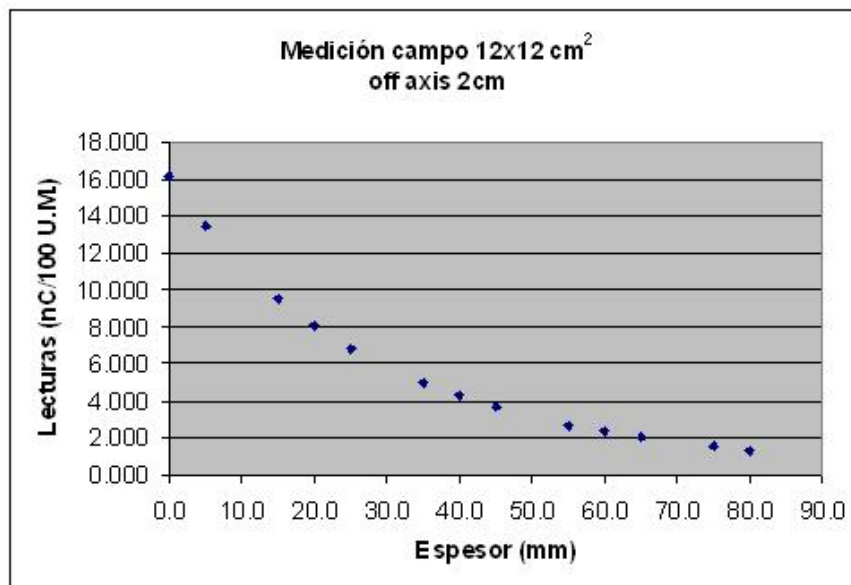


Las siguientes lecturas se llevaron a cabo en un campo de $12 \times 12 \text{ cm}^2$ a 100 U.M. ,
off axis a 2 cm

Tabla VII: Sexta serie de datos

Espesor (mm)	Lecturas (nC/100U.M.)	Espesor (mm)	Lecturas (nC/100U.M.)
0.0	16.133	45.0	3.640
5.0	13.470	55.0	2.717
15.0	9.560	60.0	2.347
20.0	8.080	65.0	2.030
25.0	6.850	75.0	1.530
35.0	4.976	80.0	1.330
40.0	4.287		

Figura 30: Gráfica de sexta serie de datos

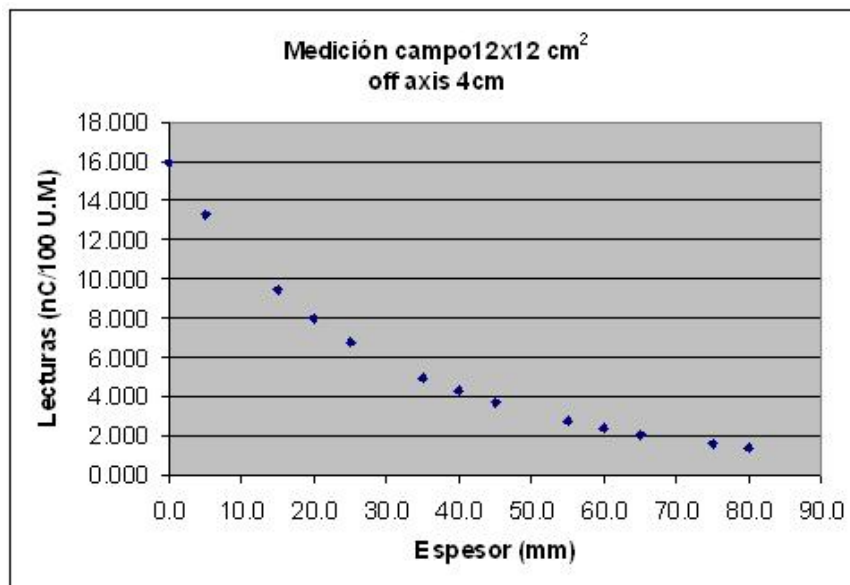


Las siguientes lecturas se llevaron a cabo en un campo de $12 \times 12 \text{ cm}^2$ a 100 U.M. , off axis a 4 cm .

Tabla VIII: Séptima serie de datos

Espesor (mm)	Lecturas ($nC/100U.M.$)	Espesor (mm)	Lecturas ($nC/100U.M.$)
0.0	15.950	45.0	3.680
5.0	13.310	55.0	2.753
15.0	9.460	60.0	2.397
20.0	7.985	65.0	2.083
25.0	6.770	75.0	1.610
35.0	4.937	80.0	1.420
40.0	4.307		

Figura 31: Gráfica de séptima serie de datos

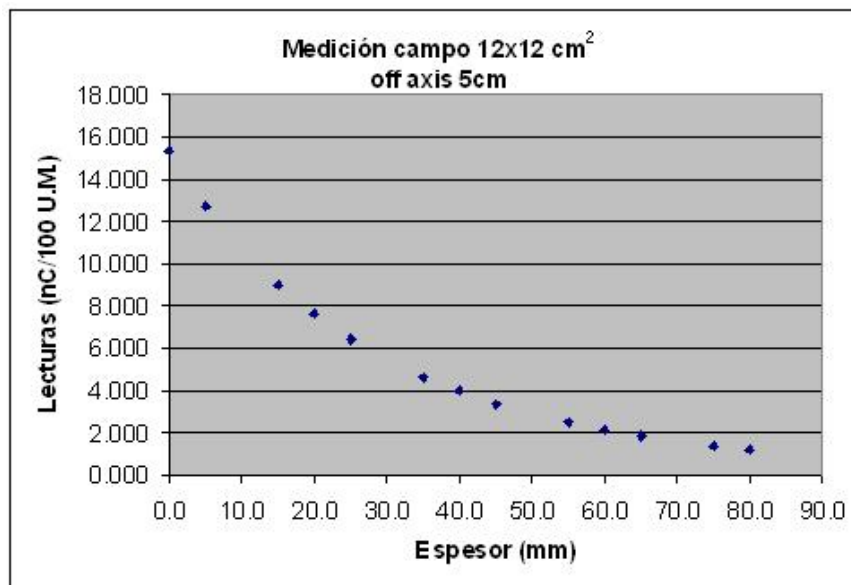


Las siguientes lecturas se llevaron a cabo en un campo de $12 \times 12 \text{ cm}^2$ a 100 U.M. , off axis a 5 cm .

Tabla IX: Octava serie de datos

Espesor (mm)	Lecturas (nC/100U.M.)	Espesor (mm)	Lecturas (nC/100U.M.)
0.0	15.333	45.0	3.390
5.0	12.748	55.0	2.503
15.0	9.017	60.0	2.150
20.0	7.620	65.0	1.853
25.0	6.440	75.0	1.383
35.0	4.667	80.0	1.193
40.0	3.990		

Figura 32: Gráfica de octava serie de datos



5.2. Ingreso de datos y modelado del sistema de planificación

A continuación se procedió a realizar un análisis de las gráficas obtenidas experimentalmente, las cuales se linealizaron para poder calcular la pendiente de la recta y así hacer comparación con las otras gráficas para llegar a obtener el coeficiente de atenuación del material modulador.

La linealización se llevó a cabo por medio de la ecuación 1.1, por lo cual se procedió a utilizar la ecuación de la siguiente forma:

$$\ln\left(\frac{N}{N_0}\right) = -\mu x \quad (5.1)$$

Con lo cual se tabulan los datos nuevamente con la única diferencia que se obtiene el logaritmo natural a las lecturas realizadas dejando iguales los espesores.

Las gráficas obtenidas, así como la ecuación que representa a cada una de estas se muestran a continuación:

Figura 33: Gráfica primera lectura. Linealizada.

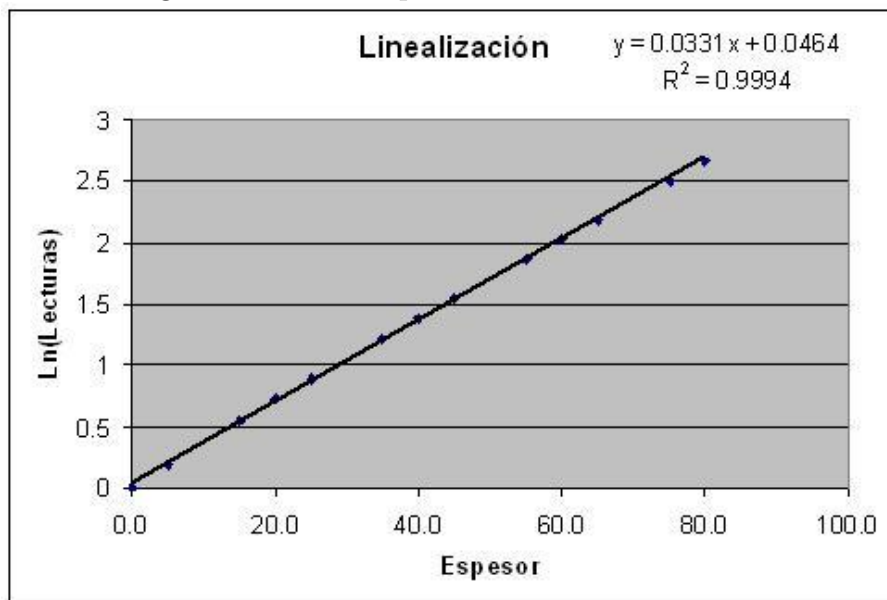


Figura 34: Gráficas de segunda y tercera lecturas. Linealizadas.

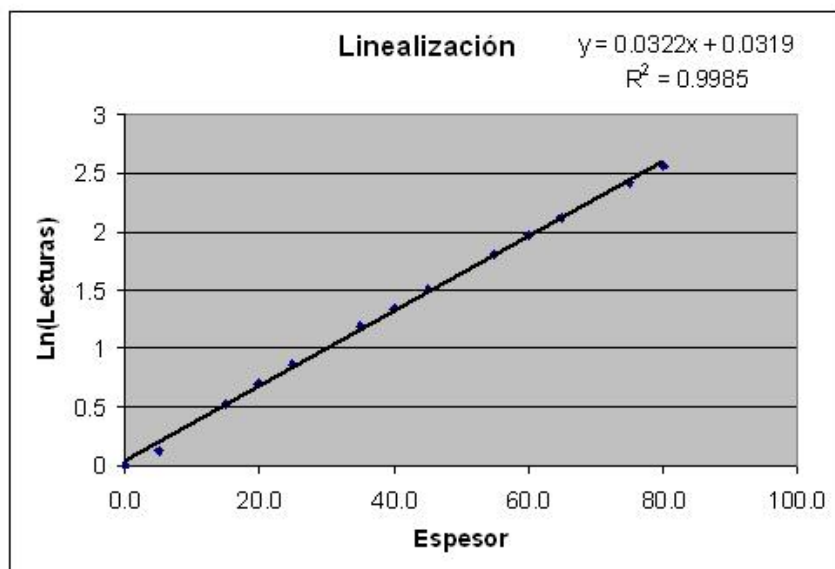
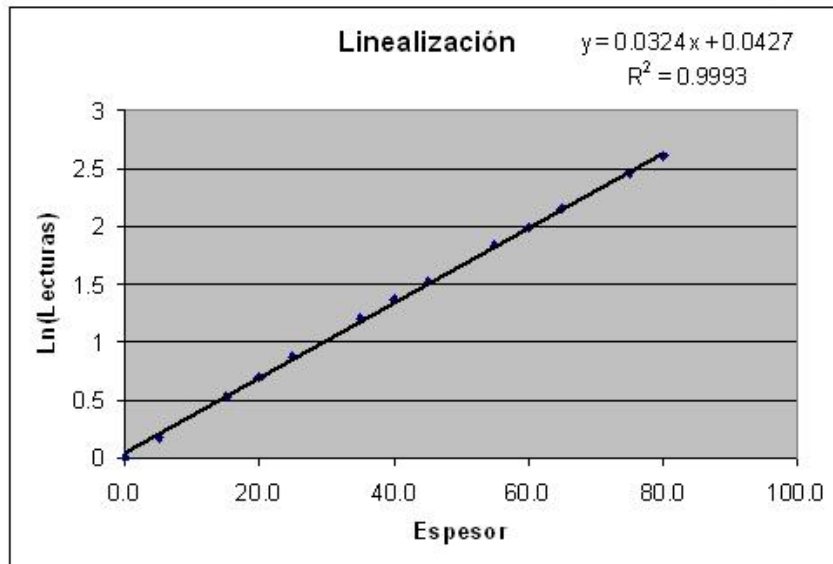


Figura 35: Gráficas de cuarta y quinta lecturas. Linealizadas.

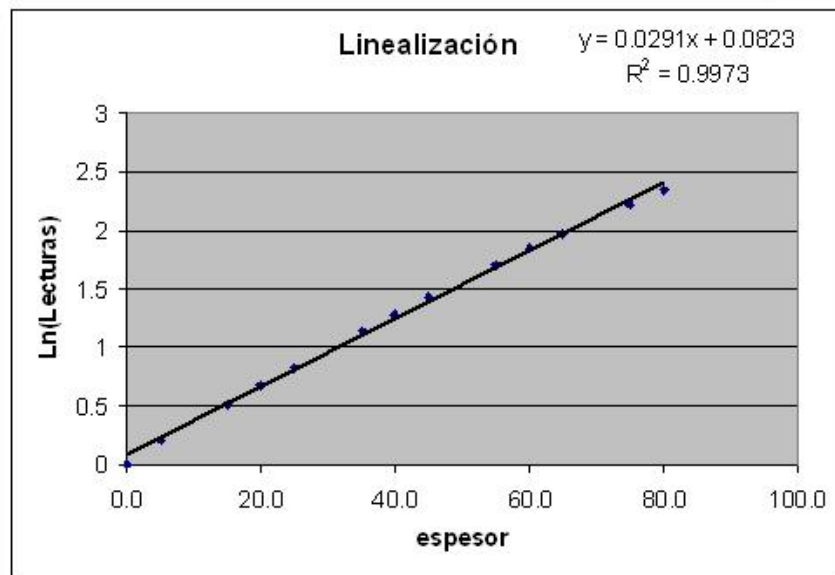
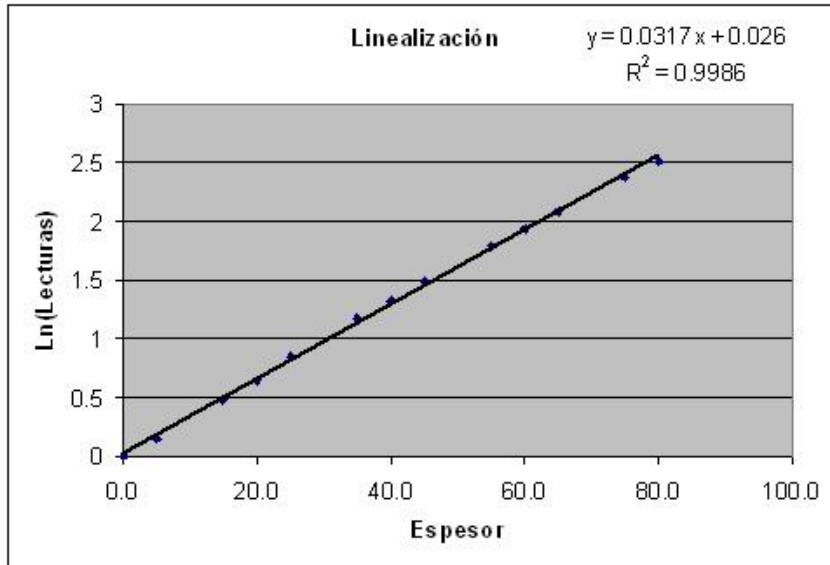


Figura 36: Gráficas de sexta y séptima lecturas. Linealizadas.

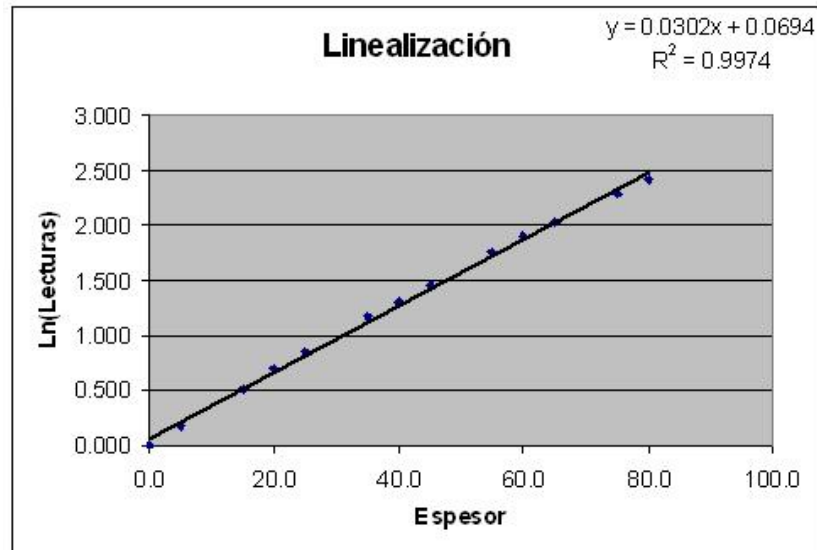
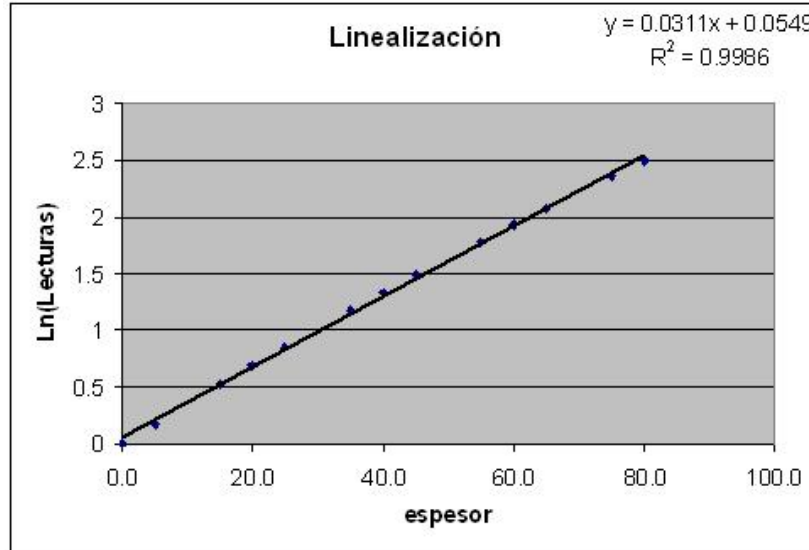
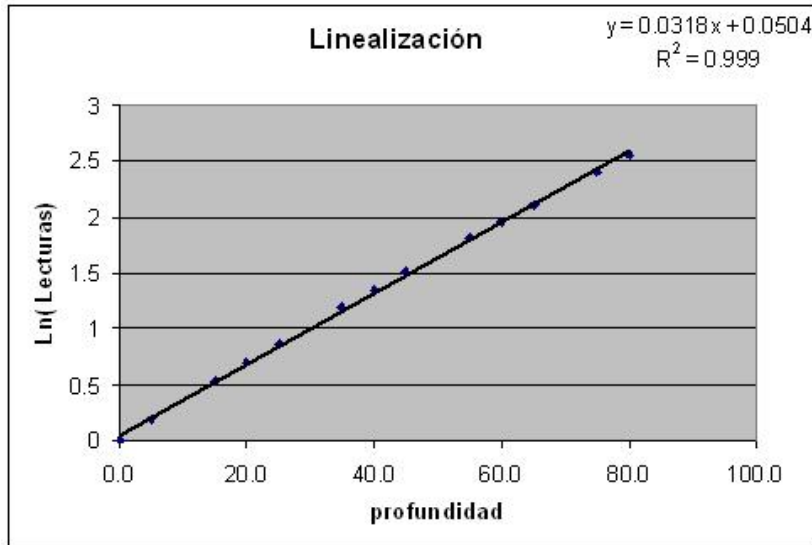


Figura 37: Gráfica octava lectura linealizada.



Las gráficas anteriores representa a las lecturas de forma linealizada. Muestran una linealidad con un coeficiente de correlacion de aproximadamente 1 en todos los casos. Por lo cual se observa que el modelo lineal que las describe es muy acertado.

A continuación se tabulan los campos y los coeficientes de atenuación del material modulador.

Tabla X: Campos y coeficientes de atenuación. En el eje central del haz de radiación.

Campo cm^2	Coficiente m^{-1}
4x4	0.0331
8x8	0.0324
10x10	0.0322
12x12	0.0317
16x16	0.0291

Se puede observar a partir de la tabla XI que el coeficiente de atenuación varia cuando el campo cambia y eso se debe a la radiación dispersa por las componentes laterales del haz de radiación. Cabe recordar que las mediciones obtenidas por la

cámara de ionización son solamente de una parte del haz (un rayo).

A continuación se tabulan los coeficientes de atenuación y las distancias a partir del eje de las mediciones “off axis” hechas con el campo de $12 \times 12 \text{ cm}^2$.

Tabla XI: Distancias a partir del eje central y coeficientes de atenuación.

Distancia cm	Coefficiente
2.0	0.0311
4.0	0.0302
5.0	0.0318

Se puede observar que el coeficiente de atenuación varia con respecto a la distancia en la cual se colocó la cámara de ionización. Con los datos de los coeficientes de atenuación se alimenta el programa de planificación de tratamientos CAT3D, el cual utiliza estos valores para realizar los respectivos calculos de los moduladores.

5.3. Pruebas de aceptación

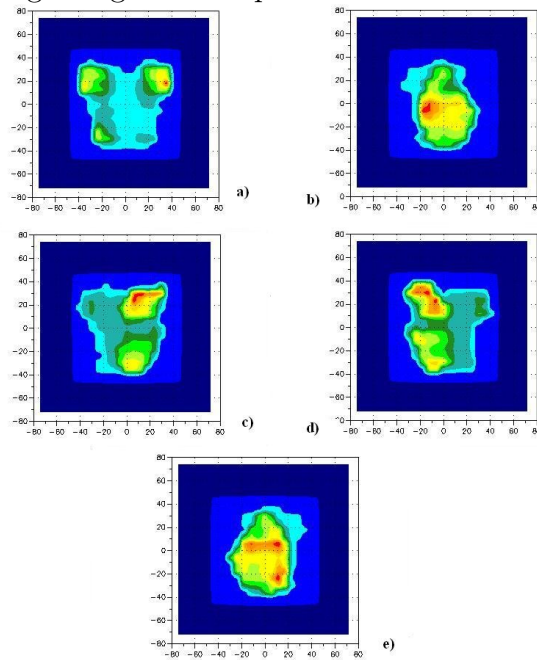
Al estar marcados los contornos de los organos a irradiar y de riesgo del paciente, el físico médico efectua la planificación del tratamiento de IMRT en el sistema de planificacion CAT3D, con el objetivo de obtener una distribución de dosis lo más homogenea posible en el PTV, y minimizar hasta donde sea posible la dosis a los órganos de riesgo, respetando las dosis-volumen de tolerancia de estos.

Estando aprobada la planificación por parte del médico radioterapeuta, se procede a generar el archivo digital correspondiente de cada uno de los moduladores de IMRT. Este archivo contiene toda la información del campo de radiacion, distribuciones de modulacion, coordenadas, etc.

Antes de un tratamiento clínico todo el procedimeinto anterior es realizado a un paciente virtual. Controlando en cada paso que los resultados estén dentro de la tolerancia establecida.

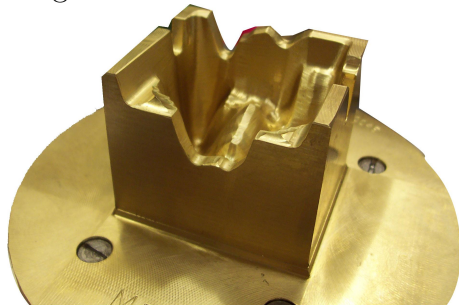
A continuación se muestran las imágenes de los moduladores generadas por el programa CAT3D, para el paciente virtual que sirvió de control.

Figura 38: Cinco imágenes generadas por CAT3D. Para tratamiento de próstata.



Con estas imágenes 38 se mandan a hacer los moduladores y se ven así:

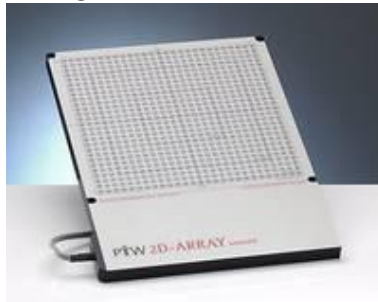
Figura 39: Modulador de latón



Con los moduladores ya listos, se procede a realizar las respectivas pruebas de aceptación por medio de mediciones dosimétricas con arreglo en 2-D con 729 cámaras de ionización, utilizado para verificación de IMRT y control de calidad en radioterapia. Las cámaras de ionización son plano paralelas de $5\text{ mm} \times 5\text{ mm} \times$

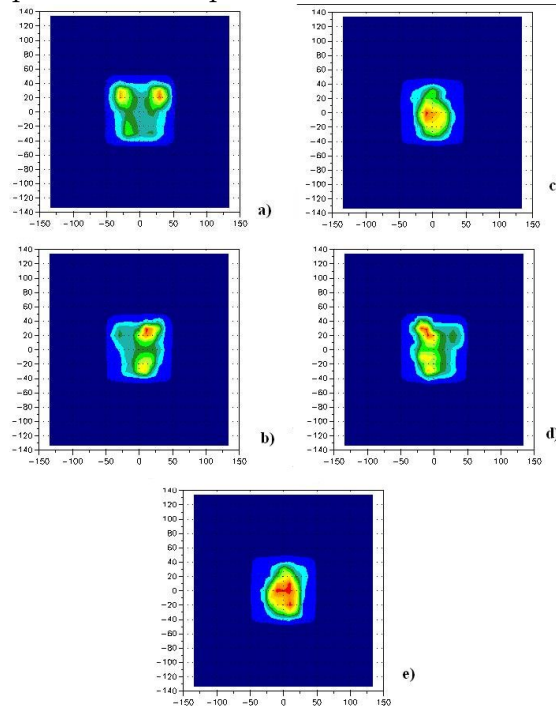
5 mm de tamaño y con un espacio de centro a centro de 10 mm. Se muestra una imagen a continuación.

Figura 40: Arreglo de cámaras de ionización PTW



Se arma el equipo para así obtener los datos de los moduladores y el programa con el cual trabaja la matriz 729 es “Verisoft PTW”, con el cual se genera imágenes de los moduladores que se ven así:

Figura 41: Campos obtenidos por la matriz de 729 cámaras de ionización



Se procede a realizar una comparación entre las imágenes generadas por el CAT3D y las medidas por la matriz 729. Los resultados se discuten en la siguiente sección.

5.4. Análisis de resultados

A continuación se describe el proceso con el cual se realiza la comparación entre las imágenes generadas por CAT3D y el sistema de medición 729, asimismo se explica el criterio utilizado para la aceptación de los moduladores.

5.4.1. Índice gamma

La distancia radial mínima entre el punto de medición y el punto de cálculo (expresado como una superficie en el espacio distancia dosis) es llamada el índice gamma γ . Regiones donde $\gamma > 1$ corresponden a lugares donde el cálculo no se adecuaba al criterio de aceptación. La determinación de γ a través de la distribución de dosis medida prevé una representación que cuantitativamente indica la exactitud del cálculo.

El cálculo de la evaluación cualitativa del sistema de planificación del tratamiento es hecho superponiendo distribuciones de isodosis usando programas de computadora o a mano usando impresiones. En regiones con bajos de dosis se compara directamente con una tolerancia colocada entre la diferencia de la dosis medida y calculada.

En las regiones de alto gradiente de dosis, resulta en una gran diferencia entre la medida y el cálculo. La diferencia de dosis en gradientes altos pueden entonces ser relativamente sin importancia, y el concepto de DTA es usado para determinar la aceptación en el cálculo de dosis.

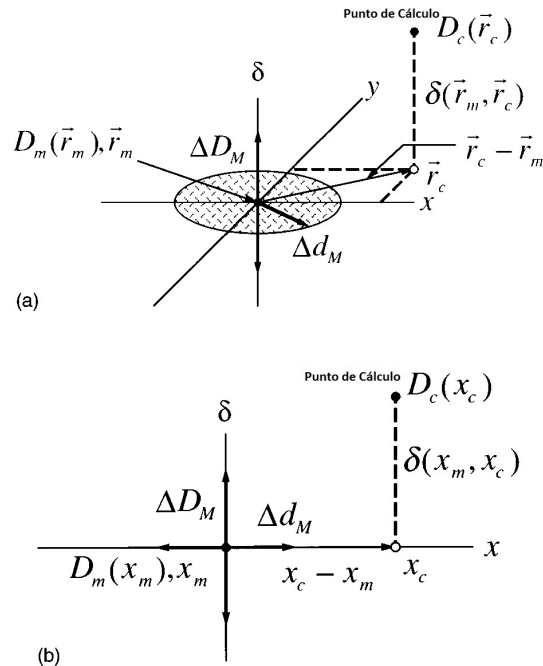
DTA es la distancia entre un punto de referencia medido y el punto más cercano de la distribución de dosis calculada que exhibe la misma dosis. La diferencia de dosis y la evaluación DTA se complementan cuando se usan como determinantes de calidad del cálculo de la distribución de dosis.

Un análisis compuesto revela que usando un criterio “pass-fail” de ambos DTA y diferencia de dosis. Cada punto medido es evaluado para determinar si ambos DTA y diferencia de dosis exceden de sus tolerancias elegidas (3mm y 3%) respectivamente.

Los puntos en que fallan ambos criterios se identifican en una distribución compuesta. Porque la distribución compuesta es una distribución binaria, no se presta a una exhibición conveniente. Por lo tanto, por la convención, la cantidad exhibida en la distribución compuesta es la diferencia de la dosis. Mientras que la distribución compuesta destaca regiones de desacuerdo, la exhibición de la diferencia de la dosis puede acentuar la impresión de la falta en regiones de alto gradiente de dosis. Una limitación adicional a esta técnica es que no hay índice numérico único que permite la presentación y el análisis de una distribución que mida la calidad del cálculo.

Métodos de evaluación: El método presentado aquí utiliza una comparación entre las distribuciones de dosis medidas y calculadas. La medida se utiliza como la información de referencia, y la distribución calculada es requerida para la comparación.

Figura 42: Criterio de evaluación de la representación geométrica de la distribución de dosis, para diferencia de dosis y DTA. (a) Representación en dos dimensiones. (b) Representación en una dimensión.



El criterio de diferencia de dosis es ΔD_M y el criterio DTA es δd_M . El criterio de aceptación basado en haces de fotones estándar es $\Delta D_M=3\%$ y $\delta d_M=3\text{mm}$.

La figura 42 muestra una representación de la herramienta de análisis compuesta para evaluación de distribución de dosis en dos dimensiones. En este y todos los casos subsecuentes, la evaluación presentada está para un solo punto de la medida r_m , sobre el origen de la figura, y para las evaluaciones clínicas, las comparaciones se repiten para todos los puntos de la medida. Dos ejes (x y y) representan el lugar espacial r_c , de la distribución calculada relativa al punto de medida. El tercer eje (d) representa la diferencia entre la medida de dosis $[D_m(r_m)]$ y la dosis calculada $[D_c(r_c)]$. El criterio DTA, δd_M , es representado por un disco en el plano $r_m - r_c$ con un radio igual a δd_M . Si la superficie de distribución calculada, $[D_c(r_c)]$, intersecta el disco, la DTA está dentro del criterio de aceptación, y la distribución calculada pasa la evaluación DTA en ese punto. La línea vertical representa la evaluación de la diferencia de dosis; su longitud es $2\Delta D_M$. Si la superficie de distribución calculada cruza la línea $[|D_c(r_m) - D_m(r_m)| \leq \Delta D_M]$, la distribución calculada pasa la evaluación diferencia de dosis en el punto medido.

La figura 43 muestra una representación de un método para determinar el criterio de aceptación que simultáneamente considera la diferencia de dosis y DTA. Un elipsoide es seleccionado como la superficie que representa el criterio de aceptación. La ecuación que define esta superficie es

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r})}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r})}{\Delta D_M^2}} \quad (5.2)$$

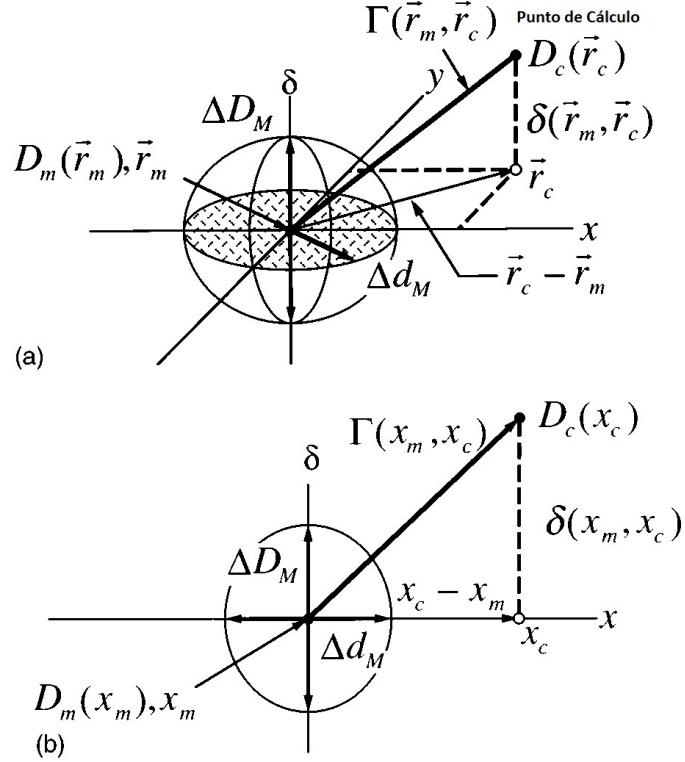
donde

$$r(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}) = |\mathbf{r} - \mathbf{r}_m| \quad (5.3)$$

y

$$\delta(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}) = D(\mathbf{r}) - D_m(\mathbf{r}_m) \quad (5.4)$$

Figura 43: Criterio de evaluación de la representación geométrica de distribución de dosis usando la combinación elipsoidal de diferencia de dosis y distancia convenida. (a) Representación en dos dimensiones. (b) Representación en una dimensión.



es la diferencia de dosis en la posición \mathbf{r}_m . Si cualquier porción de la superficie $D_c(\mathbf{r}_c)$ se intersecta con el elipsoide definido por la ecuación 5.2, el cálculo pasa en \mathbf{r}_m . Definiendo el criterio de aceptación no solo largo del eje δ y en el plano $\mathbf{r}_c - \mathbf{r}_m$ se logra una comparación más general entre el cálculo y la medida que la evaluación compuesta tradicional. La cantidad a la derecha de la ecuación 5.2 puede ser usada para identificar un índice de calidad (γ) en cada punto del plano de evaluación $\mathbf{r}_c - \mathbf{r}_m$ para mediciones en el punto \mathbf{r}_m ,

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)\} \forall \{\mathbf{r}_c\} \quad (5.5)$$

donde

$$\Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = \sqrt{\frac{r^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)}{\Delta D_M^2}} \quad (5.6)$$

$$r(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = |\mathbf{r}_c - \mathbf{r}_m| \quad (5.7)$$

y

$$\delta(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = D_c(\mathbf{r}_c) - D_m(\mathbf{r}_m) \quad (5.8)$$

Es la diferencia entre los valores de dosis en las distribuciones medidas y calculadas, respectivamente. El criterio “pass-fail” por lo tanto es:

$$\begin{aligned} \gamma(\mathbf{r}_m) &\leq 1, \text{ cálculo pasa} \\ \gamma(\mathbf{r}_m) &> 1, \text{ cálculo falla} \end{aligned} \quad (5.9)$$

Una característica importante de este método es que en la evaluación final de la calidad de la distribución de dosis, el valor de $\gamma(\mathbf{r}_m)$ puede ser desplegado en una distribución iso- γ .

5.4.2. Comparación con PTW

La comparación realizada con el programa “Verisoft PTW”, utiliza el índice “gamma” descrito anterior mente, por medio de la comparación entre las imagenes genradas por el programa CAT3D y las obtenidas por la matriz de camarás de ionización.

Con este programa se verifica que se cumpla con el requisito de validación (“gamma 3,3%”) con un 90% de aceptabilidad para poner en marcha el tratamiento.

5.5. Implementacion clínica IMRT

En el tratamiento de radioterapia con intensidad modulada, están asociados una serie de pasos desde la prescripción del tratamiento, administración y finalización del tratamiento. En la presente sección se presentan los lineamientos básicos para la administración de tratamientos con IMRT, con el objetivo de garantizar la correcta aplicación de estos tratamientos y así proporcionar el máximo beneficio para el paciente.

5.5.1. Procedimiento para tratamientos con IMRT

A continuación se describe el procedimiento para un tratamiento con IMRT:

- Indicación por parte del médico radioterapeuta de la administración de IMRT: después de la indicación de esta técnica, se efectúa la tomografía para planificación de IMRT. En la orden de la tomografía CT el médico radioterapeuta deberá anotar el nombre del paciente, características del conjunto de imágenes que necesita, espacio entre cortes tomográficos y límites superior e inferior de la región a escanear. Si es necesario efectuar Resonancia Magnética Nuclear (RMN), el médico radioterapeuta debe hacer una orden distinta a la CT, indicando este estudio.
- Elaboración de sistemas de inmovilización (máscaras, colchonetas de vacío, otros). Estos sistemas son fabricados por el técnico de radioterapia.
- Realización la CT y RMN (si esta indicada) según lo indicado por el médico radioterapeuta en la orden. De los estudios efectuados se entrega al técnico en radioterapia un CD con las imágenes obtenidas.
- Entrega del CD al departamento de Física Médica.
- En el departamento de física médica, transferir las imágenes al sistema de

planificación CAT3D, marcar la referencia del conjunto de imágenes y “limpiar” las imágenes.

- El médico radioterapeuta contornea el/los GTV y/o CTV, así como órganos o estructuras de riesgo.
- El médico radioterapeuta indica en la hoja de prescripción de tratamiento de IMRT los márgenes para definir los PTV; dosis prescrita, dosis diaria, dosis-volumen a los órganos de riesgo y otros comentarios.
- Al estar marcados los contornos de los órganos a irradiar y de riesgo, así como la hoja de prescripción debidamente llena, el físico médico efectúa la planificación del tratamiento de IMRT en el sistema de planificación CAT3D, con el objetivo de obtener una distribución de dosis lo más homogénea posible en el PTV, y minimizar hasta donde sea posible la dosis a los órganos de riesgo, respetando las dosis-volumen de tolerancia de estos.
- El físico médico genera el histograma dosis-volumen, así como la distribución de isodosis, los firma y se lo presenta al médico radioterapeuta para su evaluación, aprobación u observaciones.
- Si el médico radioterapeuta hace alguna observación que requiera repetir la planificación, el físico médico toma en cuenta estas observaciones para repetir la misma
- Si el médico radioterapeuta aprueba la planificación, debe firmar el histograma dosis volumen y entregarlo al departamento de física médica. **EL HISTOGRAMA DEBE ESTAR FIRMADO POR EL MÉDICO RADIOTERAPEUTA Y POR EL FÍSICO MÉDICO.**
- Estando aprobada la planificación por parte del médico radioterapeuta, el físico médico procede a generar el archivo digital correspondiente de cada uno de los

moduladores de IMRT. Este archivo contiene toda la información del campo de radiación, distribuciones de modulación, coordenadas, etc.

- El físico médico envía para la fabricación del modulador, el archivo digital correspondiente.
- El físico médico genera en el CAT3D, los mapas de fluencia para cada uno de los moduladores.
- Al recibir los moduladores ya fabricados, el físico médico efectúa una revisión visual previo a la revisión disimétrica de comparación de los mapas de fluencia.
- El físico médico efectúa las mediciones correspondientes para generar el mapa de fluencia del modulador, para esto se utiliza un sistema de 729 cámaras distribuidas en 2D. Se graban los archivos de los mapas de fluencia medidos para cada uno de los moduladores.
- El físico médico compara el mapa de fluencia generado por el CAT3D y el mapa de fluencia medido, utilizando como criterio de comparación el gama 3,3.
- El físico médico genera un informe de aprobación de los moduladores.
- Se programa al paciente para la ubicación del isocentro en el simulador.
- Se pasa al paciente a tratamiento en el acelerador; el primer día de tratamiento debe estar en la sala el médico radioterapeuta, físico médico y técnicos.
- Se administra el tratamiento al paciente según los días planificados.
- El paciente pasa a consulta con el médico cada 2 semanas para control de la evolución del tratamiento.
- El paciente termina el tratamiento, pasa a consulta con el médico radioterapeuta, y recibe informe final del tratamiento, en el que se incluye el tiempo de duración del tratamiento así como la dosis administrada y la técnica utilizada.

Figura 44: Hoja de seguimiento IMRT

Hoja de control de IMRT

<p>Datos del Paciente</p>

Fecha _____

Actividad	efectuado	fecha	Firma
Orden de TAC			
Cargar imagenes al sistema de planificacion			
Contorneo de GTV y/o CTV, organos de riesgo			
Planificacion del tratamiento, optimizacion de moduladores			
Firma de histograma por fisico medico			
Firma de histograma por medico radioterapeuta			
Enviar a fabricar los moduladores			
Recibir los moduladores y hacer control dosimetrico de calidad			
Firmar informe del control dosimetrico de calidad de los moduladores			
Iniciar tratamiento			

CONCLUSIONES

1. La IMRT es una nueva modalidad de radioterapia, que mediante el uso de haces de radiación no uniformes imparte en forma más precisa, la dosis de tratamiento en el volumen blanco y al mismo tiempo protege el tejido sano adyacente.
2. La IMRT ha permitido aumentar la dosis en el tejido tumoral, al mismo tiempo disminuir las complicaciones en los tejidos sanos, lo que resulta en una mayor curación.
3. IMRT se basa en la experiencia adquirida en 3D-CRT.
4. Se utilizó el índice “gamma” para la comparación entre imágenes generadas y calculadas, estando éstas dentro de los límites de tolerancia establecidos por dicho índice.
5. A consecuencia de su complejidad, la IMRT debe acompañarse de precauciones en cuanto a la aplicación de recomendaciones para los medios materiales y humanos, al control de calidad y la formación de personal.
6. La técnica de IMRT se implementó con éxito en la Clínica de Radioterapia La Asunción. Actualmente, tiene pacientes que se están tratando con Radioterapia de Intensidad Modulada.

RECOMENDACIONES

1. Es necesario hacer un control de calidad para los moduladores elaborados para cada paciente.
2. Al tratar a un paciente con IMRT es importante tener mucho cuidado con el posicionamiento del mismo, ya que un leve cambio en la posición genera un error en la dosis impartida.
3. Cuando se realicen trabajos de calibración de equipos detectores de radiación, la distancia fuente-detector ideal debe ser de $2m$ a $6m$.
4. Tener especial cuidado a la hora de colocar los moduladores en el “gantry”, ya que éstos tienen una sola forma de colocarse y una confusión de este tipo genera un error en la dosis.
5. Es necesaria la capacitación de esta técnica de radioterapia a los médicos radioterapeutas, físicos médicos, dosimetristas y técnicos de radioterapia, para evitar cualquier error humano.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Faiz M. Kahn. *The Physics of Radiation Therapy*. Third Edition, Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia 2003.
- [2] Claus F, De Gersem W, De Walter C et al. *An implementation strategy for IMRT of etmoid sinus cancer with bilateral sparing of the optic pathways*. International Journal Radiation Oncology Biology and Physics 2001; 51: 318-31.
- [3] Daniel A Low et al. *A technique for the quantitative evaluation of dose distributions*. Medical Physics 1998, 25.
- [4] Chao KSC, Ozygit G, Tran BN et al. *Patterns of failure in patients receiving definitive and postoperative IMRT for head and neck cancer*. International Journal Radiation Oncology Biology and Physics 2003; 55: 312-21.
- [5] Leibel SA, Ling CC, Kutcher GJ, Mohan R, Cordon-Cordo C, Fuks Z. *The biological basis for conformal three-dimensional radiation therapy*. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1991;21(3):805-11.
- [6] Fuks Z, Horwich A. *Clinical and technical aspects of conformal therapy*. Radiat Oncol 1993;29:219-220.
- [7] Webb S. *Intensity-Modulated Radiation Therapy*. Institute of Physics publishing. Bristol and Philadelphia, 2001.
- [8] ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, *Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación*, OIEA Informe de Seguridad No. 115, Viena (1997).

- [9] Webb S. Intensity-Modulated Radiation Therapy. *Institute of Physics publishing*. Bristol and Philadelphia, 2001.
- [10] Rohloff, F. ; Heinzelmann, M. *Calculation of Dose Rates for Skin Contamination by Beta Radiation* Rad. Prot. Dos.V(14), 4.1986.
- [11] Glenn F. Knoll, *Radiation Detection and Measurement*, John Wiley & Sons (3rd edition, 2000)
- [12] G.C. Lowenthal, P.L. Airey, *Practical Applications of Radioactivity and Nuclear Reactions*, Cambridge University Press (2001).
- [13] C.E. Granados, P. Andreo, A.Brosed et al. *Incertidumbres y tolerancias de la dosimetria en radioterapia*. Curso Sfem. Oviedo. 1997.
- [14] G. Gordon Steel. *Basic Clinical Radiobiology*, Ed. Arnold.
- [15] Roselló Ferrando, J.V. *Planificación de tratamientos radioterápicos con intensidad modulada basados en la perspectiva de la anatomía que tiene el haz para su conformación y fluencia*. Tesis doctoral, Universidad de Sevilla 2006.
- [16] American Association of Physicists in Medicine. *Radiation Therapy Committee Task Group 53, Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning*, Med. Phys. 1998; 25:1773-1829.
- [17] Craven-Bartle J, Ribas M. *Fundamentos y evidencia de la radioterapia de intensidad modulada*. Asociación Colaboración Cochrane Iberoamericana. 2003.