



Universidad de San Carlos de Guatemala
Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas
Departamento de Física

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOCOLO DE
CONTROL DE CALIDAD DOSIMÉTRICO DE UN
ACELERADOR LINEAL 2300 CD UTILIZANDO UN
SISTEMA DE DETECTORES ARCCHECK ^(c)**

Roberto Alejandro Montezuma Velásquez

Asesorado por Lic. Milton Estuardo Ixquiac Cabrera

Guatemala, noviembre de 2016

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



ESCUELA DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOCOLO DE
CONTROL DE CALIDAD DOSIMÉTRICO DE UN
ACELERADOR LINEAL 2300 CD UTILIZANDO UN
SISTEMA DE DETECTORES ARCCHECK ^(c)**

TRABAJO DE GRADUACIÓN
PRESENTADO A LA JEFATURA DEL
DEPARTAMENTO DE FÍSICA
POR

ROBERTO ALEJANDRO MONTEZUMA VELÁSQUEZ
ASESORADO POR LIC. MILTON ESTUARDO IXQUIAC CABRERA

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE
LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

GUATEMALA, NOVIEMBRE DE 2016

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
ESCUELA DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS



CONSEJO DIRECTIVO

DIRECTOR M.Sc. Edgar Anibal Cifuentes Anléu
SECRETARIO ACADÉMICO Ing. José Rodolfo Samayoa Dardón

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

EXAMINADOR M.Sc. Jorge Marcelo Ixquiac Cabrera
EXAMINADOR Lic. Erick Estuardo Hernández García
EXAMINADOR Lic. Juan Diego Chi-Wen Chang Santizo

AGRADECIMIENTOS

A Dios

Por permitirme haber nacido en este país tan hermoso y conocer a esta gente que tanto aprecio, para mí no hubiera existido un mejor lugar.

A mis padres

Porque con paciencia y esmero lograron reflejar en mí cada una de sus cualidades y que sobre todo me enseñaron a seguir mis sueños.

A mis hermanas

Que innumerables veces fueron apoyo y aliento durante todas las etapas que me condujeron hasta aquí.

A mi asesor Milton Ixquiac

Por compartir su conocimiento y dedicarme el tiempo que es reflejado en este trabajo de graduación.

Al Centro de Radioterapia y Oncología S.A.

“CROSA” por permitirme las facilidades dentro de sus instalaciones, a su personal administrativo, técnicos, físicos y médicos por brindar la confianza durante la elaboración de este trabajo de graduación.

A mis catedráticos

Porque en sus clases fui madurando el pensamiento y la técnica, eso es algo muy valioso para mi futuro como profesional.

A mis compañeros de Ingeniería y Física

Por las muchas veces que me entusiasmaron para seguir en el proceso de aprendizaje y por los momentos que compartieron conmigo esas experiencias que no se aprenden en las aulas.

*Dedicado a
mi familia,
por ser fuente de inspiración en todo momento de mi vida y
forjar en mí ese deseo de superación
que siempre me ha conducido por el camino correcto*



Universidad de San Carlos de Guatemala
Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas



Ref. D.DTG. 008-2016

Guatemala 11 de noviembre de 2016

El Director de la Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de San Carlos de Guatemala, luego de conocer la aprobación por parte del Coordinador de la Licenciatura en Física Aplicada, autoriza la impresión del trabajo de graduación Titulado: **IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DOSIMÉTRICO DE UN ACELERADOR LINEAL, 2300 CD UTILIZANDO UN SISTEMA DE DETECTORES ARCCHECK (c)** presentado por el estudiante universitario: **Roberto Alejandro Montezuma Velásquez.**

IMPRIMASE.


MsC. Edgar Anibal Cifuentes Anleu
Director

Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas



ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE FIGURAS	VII
ÍNDICE DE TABLAS	IX
RESUMEN	XIII
OBJETIVOS	XV
INTRODUCCIÓN	XVII
1. Aspectos Físicos de la Radioterapia	1
1.1. Interacción de la radiación con la materia	1
1.1.1. Efecto Fotoeléctrico	3
1.1.2. Efecto Compton	4
1.1.3. Producción de Pares	5
1.2. Acelerador lineal	6
1.2.1. Rayos-x	6
1.2.2. Estructura de un acelerador lineal	7
1.3. Radioterapia	7
1.4. Garantía de Calidad QA	11
1.5. Evaluación gamma (γ)	12
1.6. Análisis de incertezas	14
2. Equipo y métodos	17
2.1. Características del acelerador lineal	17
2.1.1. Modalidades de la entrega de radiación	17
2.2. Equipo del LINAC	18
2.2.1. Gantry	18
2.2.2. Colimador	19
2.2.3. MLC	19

2.3.	Características del equipo de Control de Calidad	20
2.4.	Dosimetría	20
2.4.1.	Detectores Activos	21
2.4.1.1.	Cámara de Ionización	21
2.4.1.2.	Diodo	21
2.4.2.	Detectores Pasivos	22
2.4.2.1.	Película Radiocrómica	22
2.5.	Daily QA 3™	23
2.6.	ArcCHECK ^(c)	27
3.	Reporte TG-142 y TECDOC-1151	31
3.1.	Reseña histórica	31
3.2.	Tipos de pruebas	33
3.2.1.	Pruebas Dosimétricas	34
3.2.2.	Pruebas Mecánicas	35
3.2.3.	Pruebas de Seguridad	35
3.3.	Frecuencia de pruebas	36
3.3.1.	Evaluación diaria	36
3.3.2.	Evaluación mensual	37
3.3.3.	Evaluación anual	37
3.4.	Evaluación de dispositivos auxiliares	38
3.4.1.	Cuña dinámica, virtual y universal	38
3.4.2.	MLC	39
3.4.3.	Imágenes	39
3.5.	Tolerancias y niveles de acción	41
3.6.	TECDOC-1151	42
4.	Controles Dosimétricos	45
4.1.	Reproducibilidad del sistema de entrega del haz de radiación	45
4.2.	Gantry QA	46
4.2.1.	Velocidad del Gantry	46
4.2.2.	Rotación del Gantry	47
4.2.3.	Ángulo de Gantry	47
4.3.	Sistema de colimación MLC y colimadores secundarios	47
4.4.	Perfil del haz de radiación	49

5. Análisis de Resultados	51
5.1. Resultados de la Reproducibilidad del sistema de entrega del haz de radiación	51
5.2. Resultados del QA de Gantry	53
5.2.1. Ángulo del Gantry	53
5.2.2. Rotación del Gantry	55
5.2.3. Velocidad del Gantry	58
5.3. Resultados del Sistema de colimación MLC y colimadores secundarios .	60
5.4. Resultados del Perfil del haz de radiación	68
CONCLUSIONES	71
RECOMENDACIONES	73
BIBLIOGRAFÍA	75

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1. Espectro electromagnético	2
1.2. Atenuación del haz de radiación por un medio.	3
1.3. Diagrama ilustrando el Efecto Fotoeléctrico	4
1.4. Diagrama ilustrando el Efecto Compton	5
1.5. Diagrama ilustrando el proceso de Producción de Pares	6
1.6. Diagrama de los componentes de un LINAC	7
1.7. Comparación de distribución de dosis 3D-CRT (izquierda) e IMRT (derecha)	10
1.8. Representación esquemática del concepto de evaluación Gamma . . .	13
2.1. Gantry y movimiento de arco	18
2.2. Colimador primario, secundario y MLC para un LINAC	19
2.3. Forma de la lámina de MLC millenium 120	20
2.4. Cámara de Ionización tipo FARMER PTW	21
2.5. Diagrama de detección de radiación con cámara de ionización	22
2.6. Principio de detección del diodo en modo cortocircuito	22
2.7. Ejemplo de configuración de Película Radiocrómica Gafchromic ^(TM) EBT2.	23
2.8. Geometría del medidor de haz Daily QA 3	25
2.9. Ventana de entrada software Daily QA 3	26
2.10. Dispositivo de QA ArcCHECK	27
2.11. Interfaz de ArcCHECK, SNC Patient	28
5.1. Histograma de frecuencia (detectores) vs. índice de Gamma-tiempo para la comparación 1.	52
5.2. Histograma de frecuencia (detectores) vs. índice de Gamma-tiempo para la comparación 2.	52
5.3. Histograma de frecuencia (detectores) vs. índice de Gamma-tiempo para la comparación 3.	52

5.4. Histograma de frecuencia (detectores) vs. índice de Gamma-tiempo para la comparación 4.	53
5.5. Separación entre el isocentro calculado (círculo amarillo) y el isocentro del detector (cuadrado verde) para cinco meses.	54
5.6. Localización del isocentro del ArcCHECK durante la entrega del plan para cinco meses.	56
5.7. Distancia mas corta al isocentro calculado de cada haz respecto al ángulo del gantry durante la entrega del plan para cinco meses. . . .	57
5.8. Gráfica de la velocidad del gantry respecto al ángulo del gantry, Mes 1.	58
5.9. Gráfica de la velocidad del gantry respecto al ángulo del gantry, Mes 2.	58
5.10. Gráfica de la velocidad del gantry respecto al ángulo del gantry, Mes 3.	59
5.11. Gráfica de la velocidad del gantry respecto al ángulo del gantry, Mes 4.	59
5.12. Gráfica de la velocidad del gantry respecto al ángulo del gantry, Mes 5.	59
5.13. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 2x16 cm ² Gantry 0°, Mes 1.	60
5.14. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 2x16 cm ² Gantry 0°, Mes 2.	61
5.15. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 2x16 cm ² Gantry 0°, Mes 3.	61
5.16. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 8x16 cm ² Gantry 0°, Mes 1.	61
5.17. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 8x16 cm ² Gantry 0°, Mes 2.	62
5.18. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 8x16 cm ² Gantry 0°, Mes 3.	62
5.19. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 16x16 cm ² Gantry 0°, Mes 1.	62
5.20. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 16x16 cm ² Gantry 0°, Mes 2.	63
5.21. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 16x16 cm ² Gantry 0°, Mes 3.	63
5.22. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 2x16 cm ² Gantry 270°, Mes 1.	63
5.23. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 2x16 cm ² Gantry 270°, Mes 2.	64

5.24. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 2x16 cm ² Gantry 270°, Mes 3.	64
5.25. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 8x16 cm ² Gantry 270°, Mes 1.	64
5.26. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 8x16 cm ² Gantry 270°, Mes 2.	65
5.27. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 8x16 cm ² Gantry 270°, Mes 3.	65
5.28. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 16x16 cm ² Gantry 270°, Mes 1.	65
5.29. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 16x16 cm ² Gantry 270°, Mes 2.	66
5.30. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 16x16 cm ² Gantry 270°, Mes 3.	66
5.31. Perfil del haz de radiación en el eje x, Mes 1.	68
5.32. Perfil del haz de radiación en el eje x, Mes 2.	68
5.33. Perfil del haz de radiación en el eje x, Mes 3.	68
5.34. Perfil del haz de radiación en el eje x, Mes 4.	69
5.35. Perfil del haz de radiación en el eje x, Mes 5.	69
5.36. Perfil del haz de radiación en el eje y, Mes 1.	69
5.37. Perfil del haz de radiación en el eje y, Mes 2.	69
5.38. Perfil del haz de radiación en el eje y, Mes 3.	70
5.39. Perfil del haz de radiación en el eje y, Mes 4.	70
5.40. Perfil del haz de radiación en el eje y, Mes 5.	70

ÍNDICE DE TABLAS

2.1. Capacidades de entrega de radiación del LINAC	17
2.2. Características geométricas de las hojas MLC	19
3.1. Reportes contenidos dentro del reporte TG-142	33
3.2. Pruebas dosimétricas de garantía de calidad para un LINAC	43
5.1. Resultados del QA Reproducibilidad del haz.	53
5.2. Distancias hacia el eje calculado para los 17 ángulos de medición en cinco meses.	55
5.3. Localización del centro y radio del círculo calculado para cinco meses.	55
5.4. Resultados del análisis de velocidad del gantry versus el ángulo del gantry para cinco meses.	60
5.5. Valores de diferencia porcentual para QA de MLC/Colimador, Gantry 0°.	67
5.6. Valores de diferencia porcentual para QA de MLC/Colimador, Gantry 270°.	67
5.7. Resultados del QA Perfil del haz de radiación.	70

LISTA DE ABREVIATURAS

Abreviatura	Significado
2D-RT:	Radioterapia en Dos Dimensiones
3D-CRT:	Radioterapia Conformada Tridimensional (<i>Conformal Radiation Therapy</i>)
DD:	Diferencia de Dosis
DR:	Tasa de dosis (<i>Dose Rate</i>).
DTA:	Distancia de Coincidencia (<i>Distance to Agreement</i>)
DVH:	Histograma Dosis Volumen (<i>Dosis Volume Histogram</i>)
EPID:	Dispositivo Electrónico de Imágenes Portales (<i>Electronic Portal Imaging Device</i>)
GTV:	Volumen Tumoral Macroscópico (<i>Gross Tumor Volume</i>)
IMRT:	Radioterapia de Intensidad Modulada (<i>Intensity Modulated Radiotherapy</i>)
LINAC:	Acelerador Lineal (<i>Lineal Accelerator</i>)
MLC:	Colimador Multiláminas (<i>Multileaf Collimator</i>)
MR:	Resonancia Magnética (<i>Magnetic Resonance</i>)
OAR:	Órganos en Riesgo (<i>Organs at Risk</i>)
PTV:	Volumen Blanco Planificado (<i>Planning Tumor Volume</i>)
QA:	Aseguramiento de Calidad (<i>Quality Assurance</i>)
RS:	Radiosensibilidad
RT:	Radioterapia
TAC:	Tomografía Axial Computarizada
TPS:	Sistema de Planificación del Tratamiento (<i>Treatment Planning System</i>)
UM:	Unidades Monitoras
VMAT:	Arcoterapia Volumétrica Modulada (<i>Volumetric Modulated Arc Therapy</i>)

RESUMEN

Se implementó un protocolo de control de calidad utilizando una serie de controles de calidad dosimétricos, para un acelerador lineal con capacidad para entregar técnicas especiales de radioterapia como Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT), Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT), Radiocirugía Estereotáctica (SRS) y Radioterapia Guiada por Imágenes (IGRT).

Inicialmente se definen las especificaciones del equipo de entrega de radiación, sus accesorios para la modulación del haz de radiación y su estructura general, se incluye el equipo de medición dosimétrica empleada para la obtención de los datos y el software utilizado para su análisis.

Se describen los documentos del grupo de trabajo TG-142 de la AAPM y del documento técnico TECDOC-1151 del OIEA. Los cuales incluyen una serie de recomendaciones por medio de controles de calidad para aceleradores lineales para uso médico, de acuerdo a tipo de control, frecuencia y las tolerancias durante su evaluación. Esto en conjunto con las pruebas de aseguramiento de calidad de máquina propuesto por el programa SNC Patient de Sun Nuclear^(c), que se detallan entre las herramientas del programa en las que se incluyen evaluaciones de reproducibilidad en la entrega de tratamiento, en la rotación, ángulo y velocidad del gantry, evaluación de conformación del haz de radiación con colimadores secundarios y sistema de colimación con multiláminas y del perfil del haz.

Los datos que se analizaron se obtuvieron a partir de mediciones hechas con el sistema de detectores ArckCHECK^(c) centrado en el centro físico especificado en sus superficie, los haces entregados fueron especificados según las recomendaciones hechas por el SNC Patient y analizados a partir de este software, los datos se analizan de acuerdo a estadística por repetición de las condiciones en las mediciones y en el capítulo final se muestran todos los gráficos y tablas utilizadas.

OBJETIVOS

General

Hacer un protocolo de aseguramiento de calidad dosimétrica del haz de radiación emitida por un acelerador lineal 2300 CD.

Específicos

1. Realizar verificación dosimétrica de la reproducibilidad del sistema de entrega del haz de radiación.
2. Realizar verificación dosimétrica de la velocidad del Gantry.
3. Realizar verificación dosimétrica de la rotación del Gantry.
4. Realizar verificación dosimétrica para el ángulo de Gantry.
5. Realizar verificación dosimétrica del sistema de colimación MLC y colimadores secundarios.
6. Realizar verificación dosimétrica del perfil del haz de radiación.

INTRODUCCIÓN

La aplicación de los tratamientos de radioterapia iniciaron poco tiempo después del descubrimiento de la radiación ionizante, esta radiación se identifica como ionizante debido a que tiene la energía suficiente para interactuar con los átomos de un material y convertir los átomos neutros en átomos cargados eléctricamente y por lo tanto realizar efectos biológicos en las células vivas.

El tratamiento con esta radiación es de tipo no invasivo por lo que en sus inicios tuvo un desarrollo muy alto debido a la utilidad que se le dió en la medicina para la erradicación de tumores de origen cancerígeno, los cuales afectan por diferentes motivos las células del cuerpo humano.

Inicialmente las técnicas de radioterapia fueron rudimentarias y con poco control sobre tejidos sanos del paciente, enfocando la radiación a un campo cuadrado que aproximadamente cubriera el espacio a tratar. Con el paso del tiempo se han desarrollado tratamientos más eficientes, los cuales toman en cuenta las estructuras del tejido que se quiere tratar y de los órganos que están cercanos, los cuales deben ser protegidos durante el tratamiento. Éstas técnicas aseguran precisión en entrega de dosis prescrita y en la distancia espacial al punto de entrega de dosis.

El cuidado de la entrega de estos tratamientos se fundamenta en el manejo adecuado de la dosis absorbida, es decir la radiación que se va a entregar al paciente, debido a la importancia de este factor es que se desarrollan internacionalmente protocolos de manejo y calibración del equipo utilizado en las clínicas de radioterapia y que son de carácter obligatorio según el país o región, siendo auditados por parte del ente regulador de cada país según su normativa.

En Guatemala existe el Decreto Ley 11-86 del Jefe de Estado de Guatemala, el cual se pronuncia para el Control, Uso y Aplicación de Radioisótopos y Radiacio-

nes Ionizantes. Este establece el reglamento de seguridad y protección radiológica (Acuerdo Gubernativo No. 55-2001) el cual mediante sus 44 artículos establece que el titular implemente programas de garantía de calidad. La Dirección General de Energía (DGE) del Ministerio de Energía y Minas (MEM), exige que se sigan recomendaciones publicadas a nivel internacional, para esto existen varios entes, tales como: la Asociación Americana de Física Médica (por sus siglas en inglés AAPM), el Organismo Internacional de Energía Atómica (por sus siglas en español OIEA) y el Instituto Alemán de Normalización (por sus siglas en alemán DIN).

El objetivo de este trabajo es implementar un protocolo de control de calidad dosimétrico para un acelerador lineal 2300 CD utilizando el sistema de arreglo de diodos del ArcCHECK, esto a partir de recomendaciones hechas por el documento de la AAPM Grupo de Trabajo 142 (TG-142) [6] y por el documento del OIEA Documento Técnico (TECDOC-1151) [19], de acuerdo a las capacidades del programa para análisis de datos SNC PatientTM.

El trabajo se ha organizado en cinco capítulos: capítulo 1, establece una visión general de la radioterapia y las características físicas principales; el capítulo 2, describe el equipo y los métodos utilizados para la implementación del protocolo de QA; en el capítulo 3, se analiza y describe el reporte TG-142 [6] y el TECDOC-1151 [19], sobre el que se basa el protocolo propuesto; en el capítulo 4, se desarrollan los objetivos específicos del protocolo; y en el capítulo 5 se analizan los resultados obtenidos, finalmente se muestran las conclusiones.

1. Aspectos Físicos de la Radioterapia

En este capítulo se presenta una breve descripción sobre la interacción de la radiación-x con la materia, proveniente de un acelerador lineal (LINAC) para el tratamiento de radioterapia, enfocado en las técnicas de planificación en tres dimensiones como: volumen conformado en tres dimensiones (3D-CRT), arcoterapia de volumen modulado (VMAT) y terapia con intensidad modulada (IMRT). Además se presenta una descripción de la garantía de calidad y el criterio de aceptación.

1.1. Interacción de la radiación con la materia

La radiación es la propagación de energía en el espacio, o a través de un medio material, esta viaja en forma de onda electromagnética a la velocidad de la luz. Según la descripción que hizo De Broglie en 1925 de la dualidad de comportamiento de la materia es posible interpretar esta radiación como onda electromagnética o como paquetes de energía llamados fotones, los cuales tienen una energía determinada por su frecuencia o longitud de onda asociada.

Según la longitud de onda o frecuencia asociada al fotón es posible clasificar su energía en el espectro de onda electromagnético así como se observa en la Figura 1.1, en el cual se distinguen tres regiones de interés: i) región con longitud de onda mayor al infrarrojo, caracterizada por su longitud de onda larga y baja energía de propagación, ii) Luz visible, la cuál es el rango del espectro electromagnético percibible por los ojos humanos y iii) La región con longitud de onda menor al ultravioleta, la cual se caracteriza por longitud de onda corta y alta energía de propagación. Esta última es la de especial interés en la radioterapia ya que a partir de la radiación UV se tiene la energía suficiente para ionizar la materia, es decir el proceso por el cual un átomo neutro adquiere carga positiva o negativa.

La energía de los fotones es determinada por la siguiente expresión,

$$E = \frac{hc}{\lambda} \tag{1.1}$$

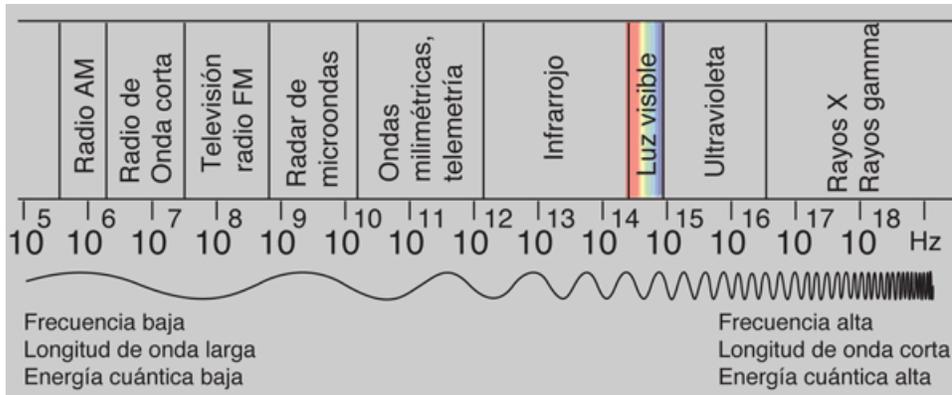


Figura 1.1. Espectro electromagnético. Fuente: imagen tomada de [12].

en donde h es la constante de Planck ($6.62 \times 10^{-34} J \cdot s$), y λ es la longitud de onda (metros).

La unidad de medida de la energía en la escala atómica es el electrón-voltio (eV) que es igual a la energía cinética adquirida por un electrón al ser acelerado en un campo eléctrico con una diferencia de potencial de un Voltio. También se utilizan sus múltiplos kilo (mil) y Mega (un millón).

Cuando la radiación incide sobre un material se produce una serie de fenómenos que dependen del origen de la radiación, de la energía con la que incide y del material con el que interactúa.

Las partículas no cargadas como los fotones se denominan radiación indirectamente ionizante, ya que liberan partículas con carga como los electrones, estas partículas ionizan directamente la materia por medio de interacciones dentro del material. Se habla así de radiación primaria (incidente) y secundaria (electrones arrancados).

Los efectos de la radiación en la materia se deben en su mayoría a la radiación secundaria la cual ioniza y excita muchos átomos durante su trayectoria luego de su producción. Para medir tales efectos se emplea el modelo de atenuación del haz así como en la Figura 1.2, en donde se muestra como un haz de fotones incidente I_0 se atenúa al interactuar con los átomos de un absorbente de espesor x , en donde μ representa el coeficiente de atenuación debido al material.

La radiación secundaria se puede determinar calculando la diferencia entre la intensidad que incide en el material y la que atraviesa el material, la ecuación que

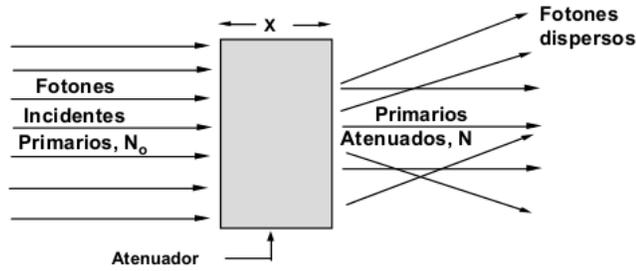


Figura 1.2. Atenuación del haz de radiación por un medio.
Fuente: imagen tomada de [22].

determina cuanto se atenúa la radiación inicial dentro del material se define como:

$$I(x) = I_o \exp(-\mu x) \quad (1.2)$$

la información física del origen de la radiación, la energía y el material con el que interactúa está contenido en el coeficiente de atenuación del haz, pudiendo eliminar la dependencia del material al dividir este coeficiente por la densidad del material ρ . Este coeficiente definido como coeficiente de atenuación másico se define según el tipo de interacción que tuvo la radiación secundaria dentro del material, las tres mayores interacciones se deben a: efecto Fotoeléctrico, efecto Compton y la producción de Pares, que se detallarán en las secciones siguientes. Cada uno de estos procesos puede ser representado por su propio coeficiente de atenuación másico el cual varía con la energía particular del fotón y con el número atómico del material absorbente. El coeficiente de atenuación total es la suma de los coeficientes individuales de tales procesos:

$$\mu/\rho = \tau/\rho + \sigma_c/\rho + \pi/\rho \quad (1.3)$$

donde τ , σ_c y π son los coeficientes de atenuación del efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares respectivamente.

1.1.1. Efecto Fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es un fenómeno en el cual un fotón interactúa con un átomo y eyecta uno de los electrones orbitales del átomo como se observa en la Figura 1.3.

En este proceso, toda la energía ($h\nu$) del fotón es absorbida por el átomo y entonces transferida al electrón. La energía cinética del electrón eyectado (llamado

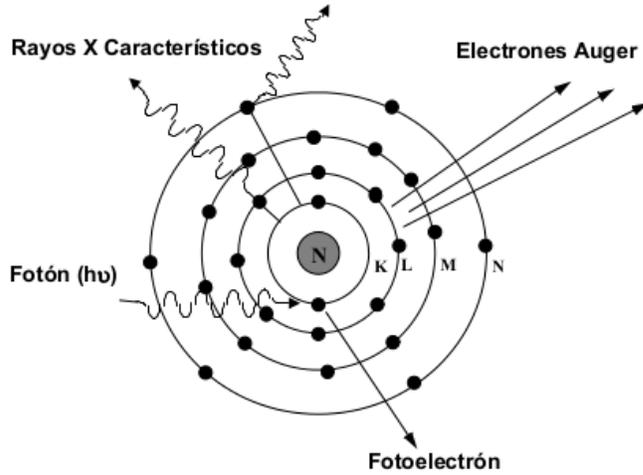


Figura 1.3. Diagrama ilustrando el Efecto Fotoeléctrico. Fuente: imagen tomada de [22].

el fotoelectrón) es igual a la diferencia de $h\nu - E_B$, donde E_B es la energía de enlace del electrón. Interacciones de este tipo pueden tener lugar en los electrones de las capas K, L, M o N es decir en las capas cercanas al núcleo atómico.

Después que el electrón ha sido eyectado del átomo, un vacío es creado en esa capa, dejando al átomo en un estado excitado. El vacío puede ser llenado por un electrón de una capa externa emitiendo en este proceso rayos-x característicos. Este espacio también puede ser llenado por un electrón producido por medio de una emisión de Auger, los cuales son electrones monoenergéticos producidos por la absorción de rayos-x característicos internamente en el átomo.

La probabilidad de la absorción fotoeléctrica depende de la energía del fotón, en donde el coeficiente de atenuación másico fotoeléctrico (τ/ρ) es proporcional al número atómico al cubo e inversamente proporcional a la energía del fotón al cubo

$$\tau/\rho \propto Z^3/E^3 \quad (1.4)$$

1.1.2. Efecto Compton

En el proceso de Compton, el fotón interactúa con el electrón atómico como si fuera un electrón libre. El término de electrón libre significa que la energía de enlace del electrón es mucho más pequeña que la energía de incidencia del fotón.

En esta interacción, el electrón recibe algo de la energía proveniente del fotón y es emitido a un ángulo medido respecto a la trayectoria inicial del fotón así como se observa en la Figura 1.4. El fotón, que reduce su energía, es dispersado a un ángulo en el sentido contrario. El proceso Compton puede ser analizado en términos de la colisión relativista entre dos partículas: un fotón y un electrón.

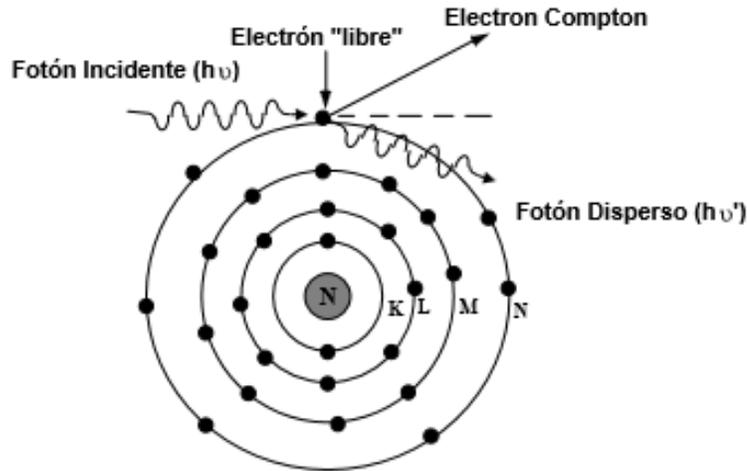


Figura 1.4. Diagrama ilustrando el Efecto Compton. Fuente: imagen tomada de [22].

Debido a que las interacciones Compton abarcan esencialmente electrones libres en el material absorbente, esto es independiente del número atómico Z . Esto significa que el coeficiente de atenuación másico Compton σ/ρ , es independiente de Z y depende solo en el número de electrones por gramo del material absorbente. Dejando así el valor del coeficiente de atenuación másico Compton con un valor parecido para todos los materiales.

1.1.3. Producción de Pares

Si la energía del fotón es mayor a $1.02MeV$, el fotón puede interactuar con el mecanismo de la producción de pares. En este proceso como se muestra en la Figura 1.5, el fotón interactúa fuertemente con el campo electromagnético de un núcleo atómico y entrega toda su energía en el proceso de crear un par formado por un electrón (e^-) y un positrón (e^+). Debido a que la masa en reposo del electrón es equivalente a $0.51MeV$, la energía mínima de $1.02MeV$ es requerida para crear el par de electrón-positrón. Entonces, el umbral de energía para la producción de pares es $1.02MeV$. La energía cinética total disponible para el par electrón-positrón está

dado por la diferencia entre $(h\nu - 1.02)MeV$. Las partículas tienden a ser emitidas hacia adelante en la dirección relativa del fotón incidente.

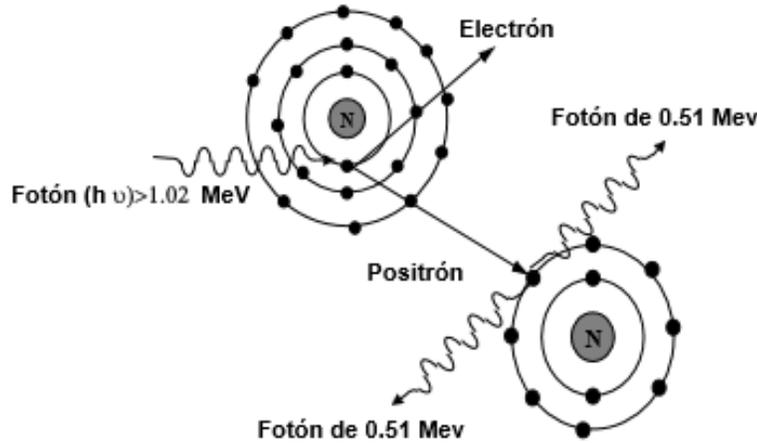


Figura 1.5. Diagrama ilustrando el proceso de Producción de Pares. Fuente: imagen tomada de [22].

Debido a que la producción de pares resulta de la interacción con el campo electromagnético del núcleo, la probabilidad de este proceso aumenta rápidamente con el número atómico. El coeficiente de atenuación de la producción de pares π varía directamente con el número atómico al cuadrado Z^2 .

1.2. Acelerador lineal

1.2.1. Rayos-x

Los rayos-x fueron descubiertos por Roentgen en 1895 mientras estudiaba los rayos catódicos (corriente de electrones) en un tubo con un gas descargado. En la actualidad se sabe que los rayos-x están constituidos por radiación característica o por bremsstrahlung.

El primero de ellos se produce por la radiación electromagnética emitida por partículas cargadas (usualmente electrones) al cambiar de un nivel de energía atómico, también son conocidos como rayos-x fluorescentes. El segundo se produce a partir de la radiación obtenida por el efecto de frenado de los electrones al interactuar con el campo de fuerza de Coulomb, también se conocen como rayos-x continuos.

1.2.2. Estructura de un acelerador lineal

El LINAC es una máquina que utiliza microondas de alta frecuencia para acelerar partículas cargadas, como electrones, hasta altas energías, sus componentes y características básicas se ilustran en la Figura 1.6.

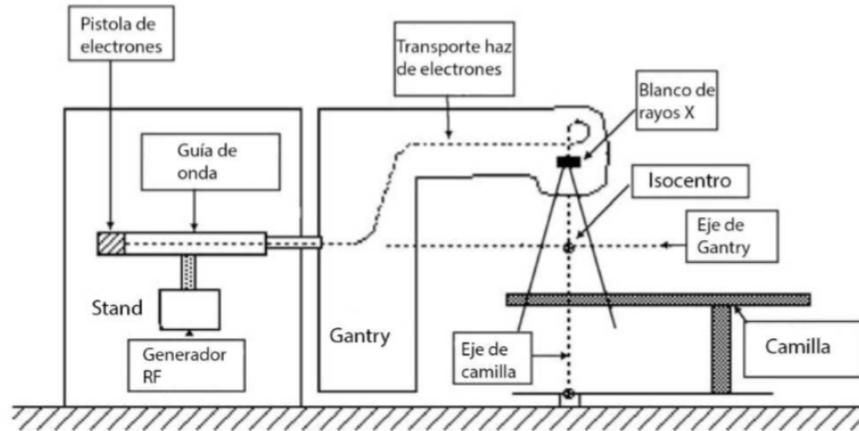


Figura 1.6. Diagrama de los componentes de un LINAC. Fuente: imagen tomada de [21].

El proceso que realiza para la producción de fotones comienza cuando se liberan electrones térmicos de un filamento de tungsteno ubicado en la pistola de electrones, estos son acelerados por el campo eléctrico generado por las microondas de alta frecuencia provenientes de un magnetron que viajan en la guía de onda, durante su recorrido por el tubo de aceleración los electrones cambian su energía cinética al aumentar la frecuencia de las microondas, hasta llegar a un blanco de tungsteno en el cual interactúan con el campo eléctrico debido a la fuerza de Coulomb siendo frenados en el efecto y liberando fotones de rayos-x de alta energía.

Esta producción de rayos-x ocurre en su mayoría por el proceso de emisión de radiación de frenado (Bremsstrahlung), el cual es el resultado de la colisión radiativa (interacción) entre los electrones de alta velocidad y el blanco de tungsteno.

1.3. Radioterapia

La radioterapia (RT) es una forma de tratamiento en la cual se aplican radiaciones ionizantes para uso médico, en la mayoría de los casos para el tratamiento de cáncer. Estas radiaciones ionizantes se obtienen de fuentes naturales como el Cobalto 60 y de mecanismos como el de un LINAC, siendo la principal diferencia entre

ambas el decaimiento de actividad que presentan las fuentes de elementos como el Cobalto 60.

La radioterapia tiene un alto grado de efectividad para la erradicación de la enfermedad debido a que las células cancerígenas son altamente radiosensibles (RS) lo que significa que reaccionan altamente a la interacción con la radiación.

El proceso de radioterapia funciona cuando la radiación deposita su energía en las células cancerígenas afectando de esta forma el ciclo celular al destruir las hélices que forman la estructura del ADN, durante este proceso no basta con irradiar una sola vez a este grupo de células ya que después de una sesión éstas comienzan a reproducirse de nuevo, es por esto que se necesita de un tratamiento planificado en varias sesiones con el objetivo de interrumpir el crecimiento y eliminar con cada fracción entregada el mayor número de células afectadas.

La energía de la radiación entregada durante el tratamiento por unidad de masa se denomina dosis absorbida y sus unidades en el sistema internacional (SI) se definen como gray (Gy):

$$1Gy = 1J/kg. \quad (1.5)$$

La radiación no afecta únicamente a las células cancerígenas, es por esto que durante la planificación del tratamiento se toma en cuenta los órganos en riesgo (de las siglas en inglés OAR), los cuales son afectados debido a la cercanía con el blanco de irradiación. Estos se clasifican según su RS la cual define su probabilidad de ser afectada por la radiación con la que interactúa. Por esta razón es que en una planificación de radioterapia se busca entregar totalmente la dosis en el tumor disminuyendo así el porcentaje de radiación que afecte a los OAR.

El proceso de radioterapia está a cargo de un grupo de especialistas que incluye: médico oncólogo, físico médico, dosimetrista y técnico radioterapeuta, de acuerdo al número de pacientes que se trate en la clínica. El tratamiento de un paciente dentro de una clínica de RT inicia en la evaluación del paciente hecha por el médico oncólogo luego que es detectado el cáncer, luego se utilizan medios como la resonancia magnética (MR) o tomografía axial (TAC). Estas técnicas son utilizadas para obtener las imágenes reales de las estructuras de interés las cuales sirven para encontrar el área de afección dentro de las estructuras del paciente. Utilizando estas

imágenes se define el tipo de tratamiento a entregar el cual depende del objetivo y el blanco, pero en general se tienen los tratamientos de VMAT, IMRT y 3D-CRT.

El estudio del tumor incluye la dosis prescrita por el médico oncólogo, con esta información y las imágenes computarizadas del paciente se dibuja el volumen blanco macroscópico (GTV) el cual es la parte visible del tumor, posteriormente entre el físico y el médico se define el volumen blanco de planificación (PTV), en base a características clínicas y tecnológicas. El PTV es la estructura en donde se busca entregar el cien por ciento de la dosis de planificación, además se dibujan las estructuras de los OAR que pueden ser afectados por las cercanías con el PTV. El tratamiento a entregar es simulado utilizando un sistema de planificación de tratamiento (TPS) en el cual se incluyen las estructuras del paciente, dosis prescrita y los parámetros de máquina, obteniendo la planificación y el tiempo de máquina traducido a unidades monitoras (UM), que hacen posible la RT, las distribuciones y conformaciones de la dosis sobre los PTV y OAR. En este paso se puede hacer uso del histograma de dosis y volumen (DVH) para estudiar la conformación del PTV y la aceptación de la radiación sobre los OAR en base a los porcentajes de radiación que recibe el volumen o estructura.

Luego que se obtienen resultados satisfactorios en el TPS se procede a verificar que el LINAC puede reproducir el tratamiento en tiempo real y la dosis entregada en un punto o una distribución, para lo que se utiliza equipo de control de calidad (QC). En su mayoría los equipos para QC son arreglos de diodos o cámaras de ionización, los cuales miden la dosis absorbida y reconstruyen la distribución de dosis comparando esta distribución con la que se obtuvo en el TPS y tomando como base teorías de aceptación como lo es el criterio de evaluación gamma como se indicará a continuación en la sección 1.5. Luego de aprobar el criterio de evaluación se cita al paciente para la entrega de su tratamiento el cual incluye una o varias sesiones según la planificación del tratamiento.

La planificación del tratamiento se fundamenta en el tipo de tratamiento a emplear, para un LINAC con energía mayores a 6 MeV y colimador multilámina (MLC), es posible realizar planificaciones como: 3D-CR, IMRT y VMAT. Siempre y cuando el equipo este comisionado en estas técnicas.

La diferencia de estos tratamientos se encuentran en la forma de entrega de la

radiación y la conformación de la radiación sobre los tejidos irradiados, así como se observa en la Figura 1.7, en la cual se hace una comparación visible sobre la distribución de dosis para un tratamiento 3D-CRT y un IMRT, encontrando diferencias apreciables en las curvas de isodosis que encierran el PTV y los OAR obteniendo una mejor conformación para un tratamiento con la técnica IMRT.

En un tratamiento 3D-CRT con multiláminas (MLC sección 2.2.3) se realiza la planificación del paciente en base a las estructuras del paciente y la dosis prescrita. Definiendo el giro del Gantry y la apertura del MLC, incluyendo el número de campos necesarios para tener una distribución de dosis que abarque el PTV y que disminuya la radiación en los OAR obteniendo al final de la planificación el tiempo de máquina en UM y el DVH que muestra la distribución de dosis con la planificación propuesta. A diferencia para un tratamiento IMRT se realiza la planificación en base a las estructuras del paciente y la dosis prescrita, ajustando límites de dosis a los OAR y al PTV de lo cual el programa ajusta el movimiento de las láminas y la intensidad entregada para cada campo, obteniendo al final el tiempo de máquina en UM y el DVH que indica la distribución de la dosis.

Para un tratamiento VMAT se tiene una distribución de dosis muy cercana a la obtenida con un tratamiento IMRT, la diferencia más grande es que en un VMAT se reduce las UM en comparación a un IMRT, además que el tratamiento VMAT se efectúa sobre un arco de radiación definido por partes o totalmente, el cual se entrega automáticamente siendo el resultado del tratamiento la suma de la radiación en el PTV y los OAR.

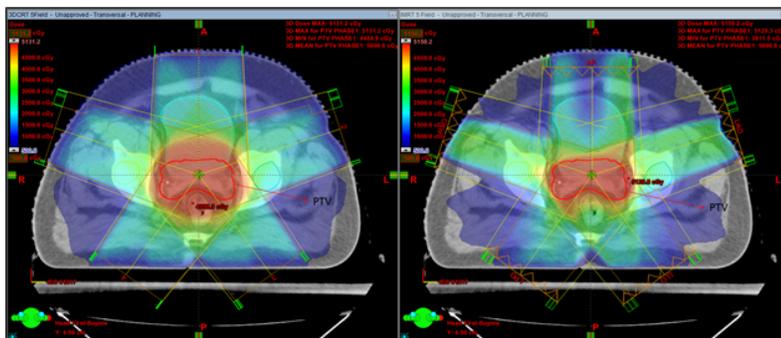


Figura 1.7. Comparación de distribución de dosis 3D-CRT (izquierda) e IMRT (derecha). Fuente: imagen a partir del TPS EclipseTM.

1.4. Garantía de Calidad QA

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define la garantía de calidad como: “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima de personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento” [20] .

Esto hace referencia a que el QA es una rutina establecida que incluye una serie de procedimientos que reduce o elimina errores durante la entrega de una RT, disminuyendo de esta forma los efectos de la radiación en tejidos sanos de los pacientes y la exposición innecesaria al personal que labora dentro de las instalaciones de una clínica de RT.

Estos errores se pueden atribuir a desviaciones de la línea base como resultado de:

- Mal funcionamiento de la máquina
- Desperfecto mecánico
- Accidentes físicos
- Fallo de un componente
- Reemplazo de un componente mayor
- Cambios graduales como resultado del envejecimiento del equipo

los cuales pueden formar un patrón de fallo si no son considerados cuando se establece la rutina de evaluación de QA. Para la ejecución de estas acciones se debe tener una planificación de QA adecuada a la metodología que se quiere abarcar, siendo estas basadas en las estructuras o los procesos.

Dentro de las estructuras se incluyen los equipos utilizados y las instalaciones que contienen las fuentes de radiación. En esta metodología se evalúa la calidad de las máquinas y los procesos mediante una comparación mecánica de los resultados de una prueba prescrita con resultados esperados establecidos por las especificaciones históricas. Además, hace énfasis en las pruebas rígidas e ignora la evolución de la funcionalidad de la máquina y los modos de utilización.

En los procesos se incluyen los pasos de la RT descritos anteriormente los cuales comienzan con la detección del cáncer y finaliza con la entrega del tratamiento. En esta metodología se evalúa el desempeño del proceso de evaluación en sí, lo que proporciona información para las evaluaciones en constante evolución, cada vez más precisos, que a su vez aumenta la calidad.

Cada técnica de tratamiento entregada con la máquina tiene una función importante en la determinación del programa de QA apropiado para su evaluación, ya que a partir de los valores dosimétricos obtenidos como línea base se caracteriza la máquina mediante el TPS el cual utiliza estos parámetros para calcular los tratamientos, que posteriormente son entregados al paciente.

Internacionalmente se escriben manuales de QA los cuales son reconocidos dentro de las sociedades de física médica y aplicados a cada clínica de RT según el equipo utilizado, siendo la más utilizada el reporte TG-142 el que contiene pruebas mecánicas y dosimétricas para un LINAC con características como las que son utilizadas para este informe, las cuales se expondrán posteriormente.

1.5. Evaluación gamma (γ)

Para tratamientos de RT en donde la entrega de dosis es planificada en tres dimensiones, como la IMRT o VMAT, la evaluación sobre la entrega eficiente y precisa del tratamiento esta sujeta a una comparación entre la distribución de dosis calculada en el TPS y la que es medida con algún dispositivo como cámaras de ionización o diodos para el volumen determinado como por ejemplo el arreglo de diodos ArcCHECK ^(c).

Inicialmente la evaluación era realizada por medio de la superposición de distribuciones de isodosis, con la que se encontraban diferencias cualitativas al realizar las comparaciones, pero no se tenía forma de cuantificar la diferencia apreciable.

Como primer intento para encontrar una forma cuantificable de evaluación fue utilizar el criterio de diferencia de dosis (DD), pero este criterio no devuelve resultados confiables al momento de trabajar en zonas de altos gradientes de dosis, en las cuales un cambio pequeño en la posición ocasiona una diferencia grande en la dosis. Por esta razón es que se desarrollaron mas ideas como la que propuso Van

Dyk et al. [26], quienes subdividieron la distribución de dosis en zonas de alto y bajo gradiente, para las cuales se definieron distintos criterios. Ya que las zonas de bajo gradiente son descritas correctamente con el criterio de DD y para las zonas de alto gradiente se implementó el concepto de distancia de coincidencia (por sus siglas en inglés DTA), la cual es la distancia entre un punto de referencia calculado y el punto más cercano de la distribución de dosis medido que exhibe la misma dosis. Un estudio más completo integró estos dos criterios en uno solo y que fue desarrollado por Low et al. [18], el cual provee un índice que mide la calidad en la entrega del tratamiento referido como el valor gamma (γ).

Este método consiste en la comparación de una distribución de referencia $D_r(\vec{r})$ calculada y otra obtenida para realizar la comparación $D_c(\vec{r})$. Como se observa en la Figura 1.8, en donde se representa esquemáticamente el análisis del método gamma la cual es la herramienta para la evaluación de las dos distribuciones dimensionales de dosis. El criterio de aceptación se denota como ΔD_M para la diferencia de dosis y Δd_M para la distancia de coincidencia.

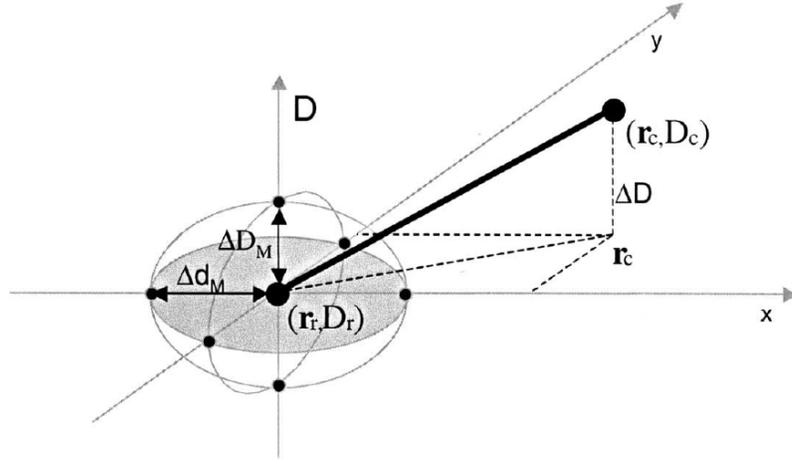


Figura 1.8. Representación esquemática del concepto de evaluación Gamma. Fuente: imagen tomada de [11].

Como se aprecia en la figura anterior este criterio es representado por un elipsoide a partir de un gráfico de Dosis-posición y los criterios de aceptación. En general los estándares clínicos toman $\Delta D_M = 3\%$ y $\Delta d_M = 3mm$. Luego el índice gamma centrado en un punto de medición (r_c), buscará la menor distancia en los puntos de referencia contenidos dentro de este elipsoide, de la siguiente forma:

$$\gamma(r_c) = \min\{\Gamma(r_c, r_r)\} \quad (1.6)$$

para el cual:

$$\Gamma(\vec{r}_c, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \quad (1.7)$$

en donde:

$$\Delta r = |\vec{r}_r - \vec{r}_c| \quad (1.8)$$

es la distancia entre el punto de referencia y el comparado, y

$$\Delta D = D_c(\vec{r}_c) - D_r(\vec{r}_r) \quad (1.9)$$

es la diferencia de la dosis en la posición \vec{r}_c relativa a la dosis de referencia D_r en \vec{r}_r . Para que se cumpla el criterio debe existir al menos un punto de la distribución calculada que este cercana al punto de la distribución calculada que se está analizando, lo que significa que:

$$\Gamma_r(r_c, D_c) \equiv \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \leq 1 \quad (1.10)$$

a partir de esta condición se obtienen los siguientes resultados:

- $\gamma(\vec{r}_r) \leq 1$, esta correspondencia indica que el punto analizado está aceptado dentro del criterio.
- $\gamma(\vec{r}_r) > 1$, esta correspondencia indica que el punto analizado no está aceptado dentro del criterio.

Se acepta que dos distribuciones de dosis son similares si el cociente del número de puntos que pasan el criterio sobre el total de los puntos analizados es al menos de 95 %, aunque este valor depende de la precisión que se quiera brindar en cada centro de radioterapia.

1.6. Análisis de incertezas

La incerteza en una medición se define como la desviación que se tiene del valor que se considera como verdadero, estos errores se deben a la precisión de los instrumentos, la aleatoriedad con las que se hacen las mediciones y a la calibración de los instrumentos durante la medición.

La medición de alguna variable x tiene que ser expresada con la forma general de:

$$x = (x_o \pm \Delta x)(U) \quad (1.11)$$

en donde:

- x_o es el valor esperado.
- Δx es la incerteza de la medición.
- U definen las unidades en las que se representará la medición.

En base al protocolo de QA utilizado en el centro de RT se realizan las mediciones de los parámetros que determinan el funcionamiento del equipo. Estas mediciones se hacen respecto al valor de referencia, la cual depende del tipo de prueba realizada, y se estiman las incertezas expresadas como Δx . Estas incertezas obtenidas son comparadas para determinar si están dentro de las tolerancias propuestas por el documento TG-142, que se describirá en el capítulo 3.

Si se quiere obtener el error en la medición para un análisis mecánico en el cual se midieron dos variables, sea "xz "y", el resultado de esta incerteza es $\Delta p = \Delta x + \Delta y$. Pero según la teoría de propagación del error esta forma de sumar incertezas puede sobre estimar el valor final de la misma.

Por lo que se establece que si las mediciones hechas son aleatorias e independientes, la mejor representación de este error será la sumatoria en cuadratura.

$$\Delta p = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2} \quad (1.12)$$

Siendo de forma general, el resultado final de la incerteza para la entrega del tratamiento, la suma en cuadratura de todas las incertezas obtenidas para el tipo prueba realizada, expresado como:

$$\Delta E_{total} = \sqrt{\sum_{i=1}^N (\Delta x_i)^2} \quad (1.13)$$

En algunos casos esta incerteza se expresa como un valor porcentual, el cual es llamado error relativo porcentual que es definido como:

$$E_{rel} = \frac{\Delta x}{x_o} \times 100 \% \quad (1.14)$$

2. Equipo y métodos

Para realizar un aseguramiento de calidad QA se debe contar con un equipo certificado de QA y con las características necesarias que estén de acuerdo a las estructuras y procesos presentes dentro de la clínica de RT. Por estas condiciones es que antes de planificar una rutina de QA se debe conocer el equipo de radiación sobre el cual se hará la planificación y el equipo de QA utilizado para este objetivo. El método utilizado se refiere al uso propuesto de los equipos de radiación y de QA, los cuales se darán luego de definir su funcionamiento en las siguientes secciones.

2.1. Características del acelerador lineal

Como se determinó en la sección anterior el LINAC es un acelerador lineal de electrones, el cuál irradia fotones de rayos-x, las características de este equipo se pueden definir según su geometría y sus capacidades de entrega de radiación.

2.1.1. Modalidades de la entrega de radiación

Las capacidades de entrega de radiación dependen del tipo de LINAC con el que se cuenta en la Clínica de Radioterapia y Oncología S.A. (CROSA), para la introducción del protocolo de calidad dosimétrica de este trabajo se utilizó el LINAC Varian Clinac iX 2300 CD, sus capacidades de entrega de radiación se muestran en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1. Capacidades de entrega de radiación del LINAC. Fuente: tomada a partir de [28].

Energías de fotones (MeV)	6 y 18
Energías de electrones (MeV)	6, 9, 12 y 16
Tasas de dosis (UM/min)	100, 200, 300, 400, 500 y 600

Las técnicas que se pueden aplicar con estas capacidades son: Tratamientos de campos irregulares en 2D-RT, 3D-CRT, intensidad modulada (IMRT), arcoterapia

volumétrica modulada (VMAT), radiocirugía estereotáctica (SRS) y radioterapia guiada por imágenes (IGRT).

2.2. Equipo del LINAC

Para el acelerador se definen características auxiliares de las cuales se pueden destacar:

- Gantry
- Camilla
- Colimador
- MLC

2.2.1. Gantry

El cabezal o Gantry es la plataforma externa del acelerador sobre la que finaliza el proceso de aceleración de los electrones al interactuar con el blanco de tungsteno para luego salir como radiación-x, su función es ofrecer la dirección angular al haz de radiación durante un tratamiento de RT, el movimiento angular como el que se tiene en la Figura 2.1. Este se desplaza en la dirección de las manecillas del reloj comenzando en 0° y finalizando en 359.9° .

Sobre esta montura se sostienen algunos equipos como lo son: los colimadores primarios, secundarios, el MLC y el dispositivo electrónico portátil de imágenes (EPID).

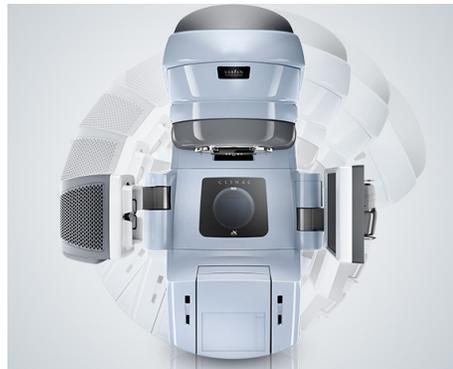


Figura 2.1. Gantry y movimiento de arco. Fuente: imagen tomada a partir de [28].

2.2.2. Colimador

La colimación del haz de radiación comienza con el colimador primario, esta es la primera colimación del haz, durante este proceso el haz de radiación adquiere un perfil simétrico y plano, con esto se logra obtener una distribución homogénea del haz de radiación.

Luego se tiene la colimación secundaria, en esta se da una forma rectangular determinada por la apertura de dos pares de colimadores asimétricos como se observa en la Figura 2.2. Estos dos pares de mandíbulas se nombran como mandíbulas superiores “ y ” y las mandíbulas inferiores como “ x ”, durante el movimiento de cada mandíbula independiente se conforman haces de radiación de diferentes tamaños.

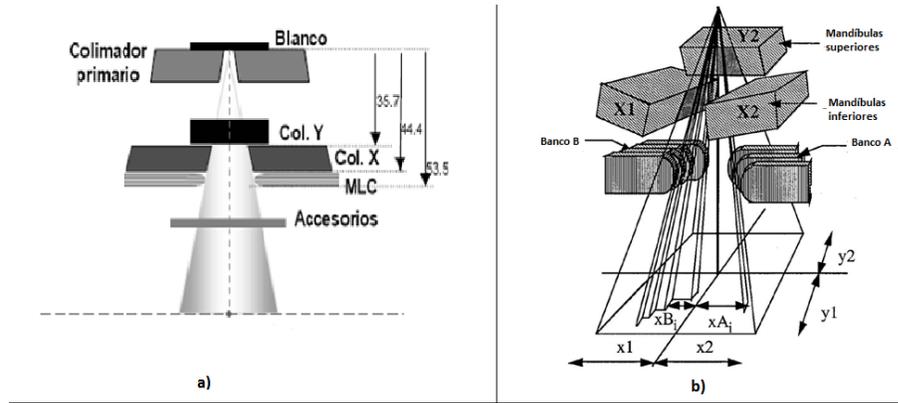


Figura 2.2. Colimador primario, secundario y MLC para un LINAC. Fuente: imagen tomada de [3].

2.2.3. MLC

Para el LINAC utilizado se cuenta con una colimación MLC 120 (Colimador Multiláminas Millenium 120), el cual cuenta con dos bancos de 60 láminas del lado derecho y 60 láminas del lado izquierdo, así como se muestra en la Figura 2.2. Las características geométricas de estos colimadores se detallan en la Tabla 2.2.

Tabla 2.2. Características geométricas de las hojas MLC. Fuente: tomada de [3].

Número	tamaño
80 láminas centrales	0.5 cm ancho
40 láminas externas	1.0 cm ancho

La transmisión de estas láminas es menor al 5 %. Además el ancho de las hojas

proporciona una adecuada atenuación para compensar la transmisión entre láminas. Para el MLC millenium 120 las láminas cumplen con la forma que se observa en la Figura 2.3.

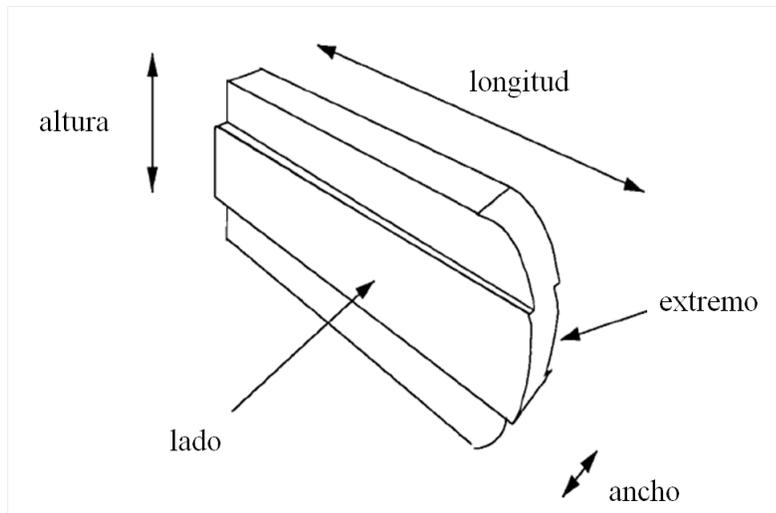


Figura 2.3. Forma de la lámina de MLC millenium 120. Fuente: imagen tomada de [3].

2.3. Características del equipo de Control de Calidad

Las características del equipo de QA son especificadas según su utilidad para pruebas mecánicas, dosimétricas, MLC, etc. Para la implementación del protocolo de QA se definirá el equipo de QA utilizado, sus características y el método de uso.

2.4. Dosimetría

Con la dosimetría se busca la determinación de la dosis absorbida por el paciente expuesto a radioterapia. Esto se consigue utilizando detectores de radiación denominados de medio activo o medio pasivo, los cuales permiten registrar la energía del campo de radiación ionizante valiéndose de los efectos que la ionización produce en determinados materiales.

Con detector activo, nos referimos a aquel que necesita un sistema electrónico de lectura en funcionamiento mientras es irradiado, como lo es la cámara de ionización en aire y los diodos, estos serán vistos más adelante. A diferencia de estos los detectores pasivos no necesitan de un sistema electrónico para obtener la lectura,

un ejemplo de estos es la película radiocrómica.

Los dosímetros antes mencionados corresponden además al tipo de dosímetro integrador, esto significa que la señal que ofrecen es el resultado de todos los efectos de múltiples integraciones individuales.

2.4.1. Detectores Activos

2.4.1.1. Cámara de Ionización

Es un detector por ionización del medio contenido dentro de las paredes de la cámara. Sus componentes son: la pared de la cámara, el electrodo externo, el electrodo central y el electrodo de protección, ver Figura 2.4.

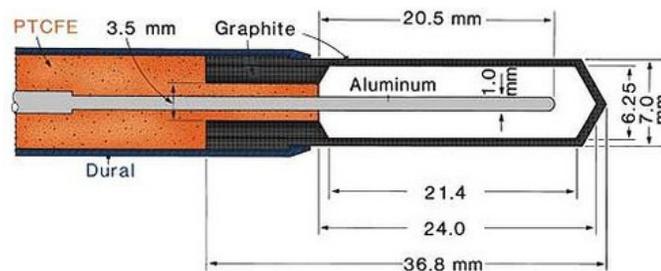


Figura 2.4. Cámara de Ionización tipo FARMER PTW. Fuente: imagen tomada de [15].

La dosis absorbida determinada es producto de una señal eléctrica, esta señal eléctrica es medida utilizando un electrómetro el cual funciona como un amplificador de la señal obtenida de la cámara de ionización. En el caso de la cámara de ionización esta señal eléctrica se obtiene por medio de la colección de la carga ionizada en el aire, que es acelerada por un campo eléctrico interno que se genera entre el electrodo central y el electrodo exterior, el diagrama del circuito contador se muestra en la Figura 2.5.

La mayor cantidad de mediciones hoy en día se hacen con una cámara de ionización en aire, las cuales están abiertas a la atmósfera. Por lo que la carga recogida por la cámara está relacionada con la dosis en aire.

2.4.1.2. Diodo

En muchas aplicaciones de detección es necesario un dispositivo que sea sólido con pequeñas dimensiones y que haga muchas mediciones para la incidencia de

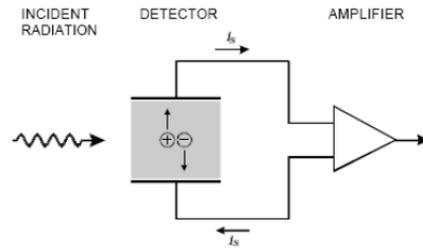


Figura 2.5. Diagrama de detección de radiación con cámara de ionización. Fuente: imagen tomada de [10].

radiación. Es por esto que la detección de radiación con diodos semiconductores es muy usual ya que cumple estas características.

La señal es obtenida a partir de los pares electrón-hueco creado durante la trayectoria que toma la carga de la partícula ya sea radiación primaria o secundaria, a través del detector. El par electrón-hueco es análogo al par ion creado en un detector de gas como la cámara de ionización. El movimiento de este par en presencia de un campo eléctrico genera una señal eléctrica desde el detector, la detección de este dispositivo se muestra en la Figura 2.6.

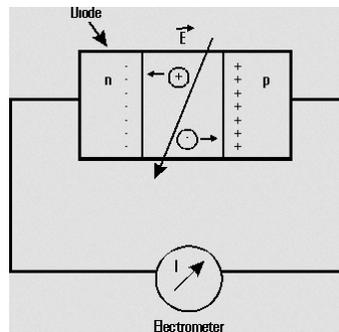


Figura 2.6. Principio de detección del diodo en modo cortocircuito. Fuente: imagen tomada de [25].

Los diodos son utilizados para hacer mediciones relativas de dosis y en muchos casos para la fluencia del haz de radiación.

2.4.2. Detectores Pasivos

2.4.2.1. Película Radiocrómica

La dosimetría con película se basa en la exposición de la película debida a la interacción de los electrones secundarios, producidos por la radiación incidente, con

los componentes de la película.

Los componentes de la Película Radiocrómica (PRC) son: Carbono (42.3%), Hidrógeno (39.7%), Oxígeno (16.2%), Nitrógeno (1.1%), Litio (0.3%) y Cloro (0.3%). En la Figura 2.7 se muestra esquemáticamente la estructura de una película radiocrómica.

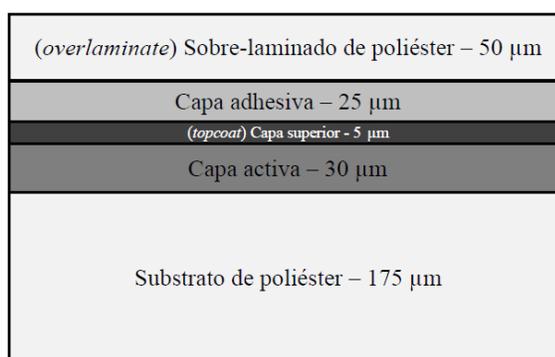


Figura 2.7. Ejemplo de configuración de Película Radiocrómica Gafchromic^(TM) EBT2. Fuente: imagen tomada de [7].

Se le llama reacción radiocrómica a la coloración directa por la absorción de la radiación cuando son irradiados. Inicialmente sufren una polimerización parcial que cambia su transmisión volviéndola más oscura a la luz visible, esta opacidad es proporcional a la dosis absorbida como explica Arráns, R. et al. [8].

La lectura de la película radiocrómica se hace utilizando un densitómetro o un escáner, midiendo de esta forma la densidad óptica de la película.

Las PRC son utilizadas para hacer mediciones de dosis relativas. En algunos se realizan mediciones de dosis absolutas, para las cuales se deben calibrar correctamente las películas y el medidor de densidad óptica.

2.5. Daily QA 3TM

El Daily QA 3 es un detector que analiza el haz que sale del LINAC, este análisis es realizado por medio de la medición de la radiación utilizando cámaras de ionización y diodos, los cuales están arreglados en un patrón tal que detecta las configuraciones del haz y la reproducibilidad en el LINAC, por lo que es capaz de medir cambios en las características del haz.

En la Figura 2.8, se muestra la localización de los detectores del Daily QA3, esta es una vista superior del detector en donde se observa la forma de la plantilla de precisión que contiene esta configuración de sus componentes.

1. Cuatro cámaras de ionización para rayos-x, localizadas en las esquinas de un cuadrado de 16 cm por lado, etiquetadas con los nombres X^{TL} (Superior izquierdo), X^{TR} (Superior derecho), X^{BL} (Inferior izquierdo) y X^{BR} (Inferior derecho), con el significado de top left, top right, bottom left y bottom right, respectivamente.
2. Una cámara de ionización plano-paralela en el eje central (CAX).
3. Cuatro cámaras de ionización para electrones con el atenuador built-in, con las etiquetas e^{TL} , e^{TR} , e^{BL} y e^{BR} . Junto a discos de atenuación de diferentes densidades unidas en la parte superior del plástico brindando un rango de built-up profundidad, permitiendo una verificación de exposición de energía del electrón.
4. Cuatro cámaras de ionización rectangulares a 8 cm del CAX sobre el eje "Xz "Y", etiquetadas como T (top), B (bottom), L (left) y R (right).
5. Líneas continuas de color azul para el alineamiento de la calibración.
6. Veinte diodos marcados con pequeños círculos sobre el eje X y Y localizados a 20 cm en el borde de la luz. Estos diodos detectan los bordes de un campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$ para medir la coincidencia entre la luz y la radiación del haz.
7. Líneas negras sobre X y Y para alinear con los bordes del colimador, con una amplitud máxima de un campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$.

El Daily QA 3, funciona en conjunto a un software que almacena los resultados en una base de datos que permite el análisis de las mediciones y una generación de reporte, esta base de datos puede ser compartida para que cada computadora conectada en la red pueda tener acceso a la información. La ventana de inicio del programa Daily QA 3 client software interface se observa en la Figura 2.9, y se describe a continuación,

1. **Barra de menú:** provee acceso a comando para manejar el programa, cuando estos están atenuados significa que no están disponibles, estos comandos son utilizados para instalación, configuración, calibración y operación.

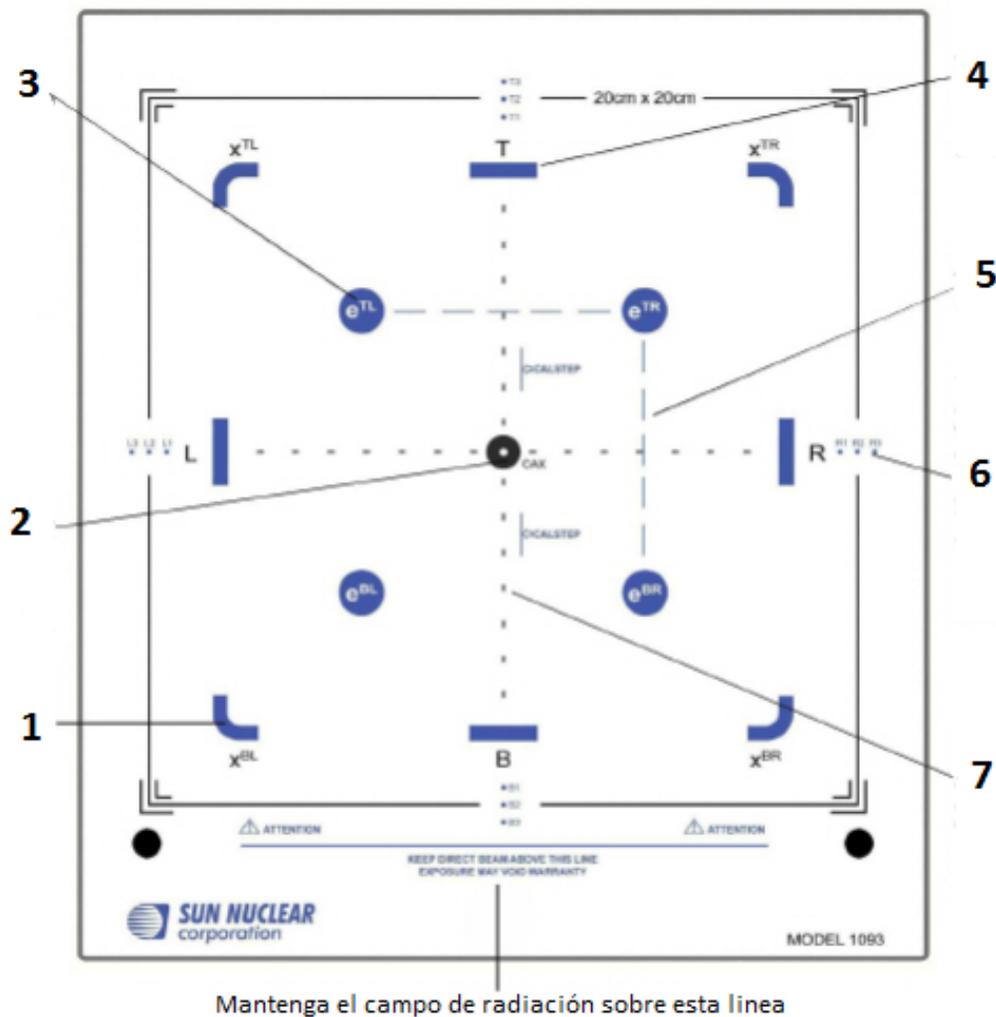


Figura 2.8. Geometría del medidor de haz Daily QA 3. Fuente: imagen tomada a partir de Daily QA 3.

2. **Barra de herramientas:** provee botones para el control directo de la adquisición de los datos y su visualización, así como otros indicadores y controles.
3. **Árbol de esquema:** es un listado de sitios, cuartos, máquinas y pruebas calendarizados para la fecha establecida.
4. **Panel de datos:** durante la irradiación, el panel de datos muestra en tiempo real la dosis acumulada para los detectores primarios.
5. **Barra de estado:** muestra la temperatura y presión medido por el sensor del instrumento.
6. **Calendario:** el calendario muestra las pruebas agendadas para una fecha es-

tablecida. Cuando las aplicaciones del Daily QA 3 se abren, la fecha actual es seleccionada pero también puede ser seleccionada otra.

7. **Configuración:** el panel de configuración describe como configurar las pruebas seleccionadas y devuelve una gráfica del instrumento seleccionado.
8. **Resultados:** el panel de resultados muestra los resultados calculados de la medición del QA. El panel de resultados aparece en la vista QA y en la vista en marcha, con pequeñas diferencias.

Los parámetros medidos con la configuración de los detectores y la geometría de este dispositivo se pueden interpretar como: la dosis de salida, la simetría del haz, la planitud del haz, la energía del haz y coincidencia entre la luz y haz de radiación. Estos parámetros son almacenados por el software utilizando una base de datos para el análisis de los cambios que pueda presentar el haz de radiación los cuales al salir de un parámetro establecido por la TG-142 y el TECDOC-1151 para los cuales se tiene el ejemplo en la tasa de dosis, la cual no debe variar en un rango de 3% mensual y el 2% anual.

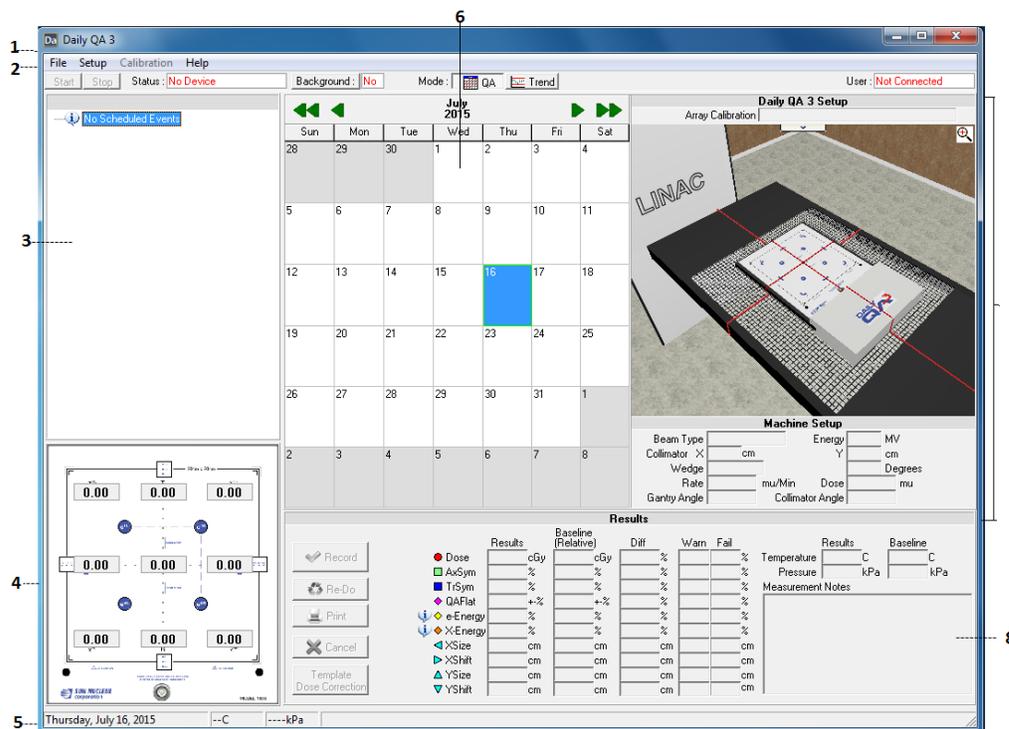


Figura 2.9. Ventana de entrada software Daily QA 3. Fuente: imagen tomada a partir de Daily QA 3.

2.6. ArcCHECK ^(c)

El ArcCHECK es un dispositivo para el aseguramiento de calidad, su función es probar la habilidad de un sistema de radioterapia para entregar satisfactoriamente una plan de tratamiento por medio de la evaluación de arcoterapia y dosimetría, a través de un plan QA.

Su forma es cilíndrica con un área eficaz de un campo cuadrado de $21 \times 21 \text{cm}^2$ respecto de la vista del haz. Está hecho de un material equivalente al agua lo cual al sumarse con su diseño cilíndrico imita la anatomía del paciente. El centro del maniquí es hueco con un espacio de 15 cm de diámetro, en el cual se puede acomodar el inserto CavityPlug™ [9].

Este dispositivo cuenta con un arreglo tridimensional de 1386 detectores de diodos SunPoint™ dispuestos en forma helicoidal, a una profundidad de 2.9 cm, la separación entre cada detector es de 1 cm y cada uno posee un área activa de $0.8 \times 0.8 \text{mm}^2$. La Figura 2.10 muestra la forma del dispositivo QA ArcCHECK.

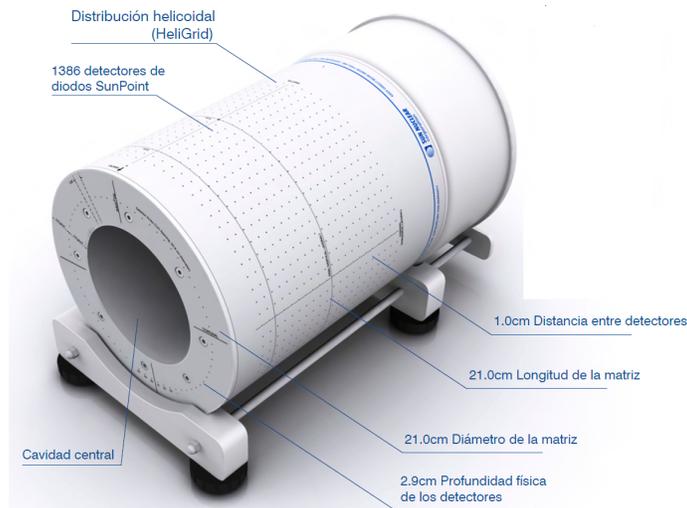


Figura 2.10. Dispositivo de QA ArcCHECK. Fuente: imagen tomada de [9].

La ventaja del uso de este dispositivo se fundamenta en el arreglo de los diodos, lo cual permite menor superposición en la medición de los detectores desde la vista del haz (BEV). Además, para cada campo el ángulo de incidencia permanece coherente con el haz de radiación para cualquier ángulo del gantry es decir que la geometría de los detectores desde el BEV no cambia con el ángulo.

La distribución de dosis que mide el ArcCHECK se obtiene en un plano bidimensional, que es el plano de BEV donde se encuentran los diodos durante la toma de datos. Este plano se obtiene mediante el software SNC Patient como se muestra en la Figura 2.11, que extrae este mapa de isodosis del maniquí utilizado en el TPS. Estas son las mediciones sobre toda el área efectiva de los detectores alrededor del isocentro para cada ángulo. Esta distribución proporciona una visión de la dosis entregada y a partir de esta se analiza la planificación. El mapa de dosis de QA es un recálculo, en un maniquí, del resultado de la dosis a partir de la fluencia proveniente del campo que ha sido definido por el TPS y el cual debe ser entregado por el LINAC y sus accesorios. La medición del ArcCHECK es también una prueba de QA mejor que la del Daily QA 3TM y con mayores funcionalidades. Si una prueba del dispositivo QA como la evaluación gamma indica un problema, es necesaria una investigación y solución inmediata a tal problema.

El ArcCHECK es utilizado en conjunto con un software de interfaz llamado SNC Patient, la ventana de inicio muestra dos conjuntos de ventanas separadas, como se muestra en la Figura 2.11.

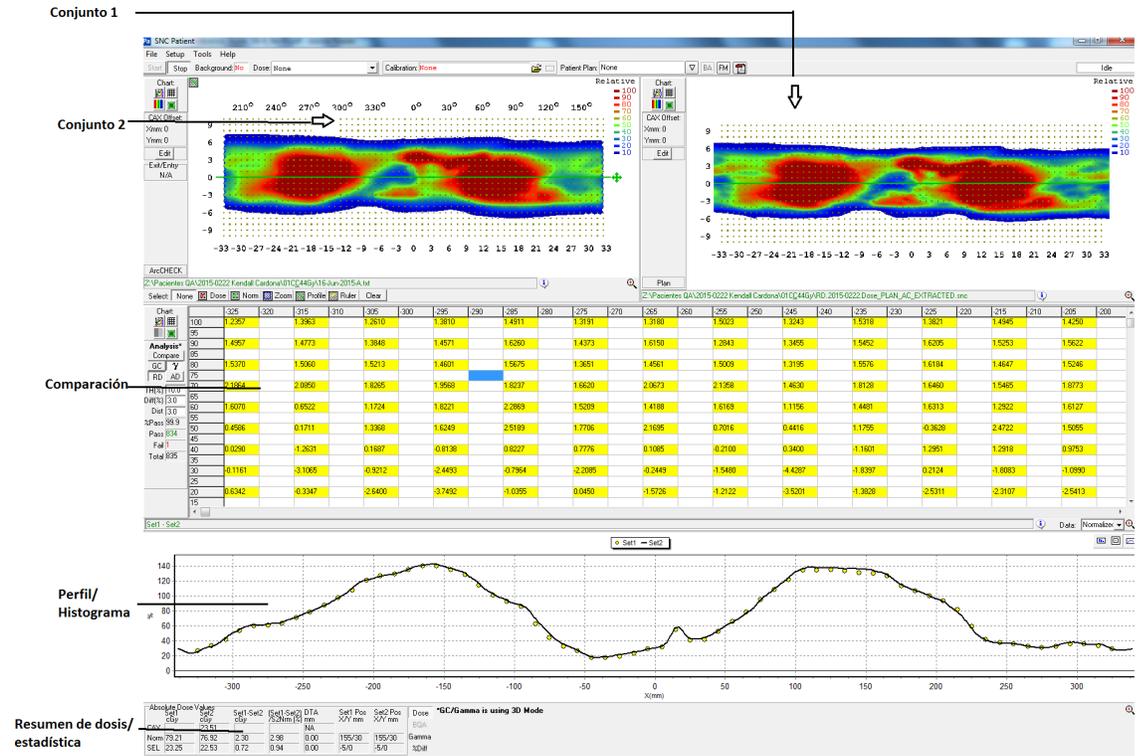


Figura 2.11. Interfaz de ArcCHECK, SNC Patient. Fuente: imagen tomada a partir de SNC Patient.

El software del SNC Patient reconoce los instrumentos conectados automáticamente y configura las opciones de pantalla devolviendo las capacidades de medición de sus instrumentos.

Su pantalla principal contiene los siguientes paneles así como botones y controles para manipular dichos paneles. Estos paneles tienen las siguientes funciones a partir de la Figura 2.11:

- **Conjunto 1** : en este espacio se cargan los datos de la planificación que fueron medidos con el dispositivo ArcCHECK, exportados a partir de la medición como un archivo (Text Document).
- **Conjunto 2** : en este espacio se cargan los datos de la planificación que fueron extraídos del TPS, es decir los datos planificados.
- **Comparación** : en este espacio se realiza la comparación entre conjuntos 1 y 2 a partir de la distribución de dosis como una densidad o como una matriz que representa la medición hecha por cada diodo.
- **Perfil e Histograma** : en este espacio se representa el perfil del haz de radiación, es decir el valor de la radiación en cada posición sobre el plano x & y que forma la distribución del ArcCHECK.
- **Resumen de datos y estadística** : en esta tabla de datos se muestra el resumen de cada conjunto de datos así como la de su comparación tomando en cuenta las diferencias de dosis con el criterio gamma o por diferencia de dosis absolutas.

Esta pantalla de inicio es empleada como principal función para comparar las distribuciones de dosis medidas y planificadas en una planificación IMRT o VMAT. Esta comparación es utilizada como un QA de entrega de tratamiento y posee como herramienta la evaluación gamma como criterio de aceptación, sobre esta evaluación es posible cambiar los parámetros de aceptación al cambiar la DD y la DTA, que en la mayoría de los casos se acepta una tolerancia de 3% de diferencia de dosis y una desviación de 3mm de distancia del blanco definido.

3. Reporte TG-142 y TECDOC-1151

3.1. Reseña histórica

El reporte elaborado por el grupo de trabajo 142 de la AAPM (TG-142), es una guía para el QA de aceleradores para uso médico. Este documento está elaborado con la finalidad de dar una serie de recomendaciones para que el físico médico encargado de la evaluación del equipo pueda acomodar un programa de QA dependiendo de las utilidades clínicas que posea en su institución de trabajo. Como se vió en el capítulo 1 es necesario un programa de QA para cada clínica en donde se realicen tratamientos de RT, es por esto que para este trabajo se utilizó el TG-142 como guía para la implementación del protocolo de QA propuesto.

La utilidad de este reporte proviene de su origen ya que es una recopilación de información para QA de diferentes documentos utilizados a nivel mundial como lo son: el reporte de QA de aceleradores lineales (TG-40) [2], el reporte (TG-100) [4] del método para evaluar necesidades de QA en RT, el reporte (TG-50) [3] para colimación con multiláminas y otros complementos, como el reporte de la AAPM (TG-13) [1], que especifica el cálculo de incertezas utilizando el método de suma en cuadratura sobre los valores de tolerancia para los parámetros de una máquina individual.

El reporte TG-40 de la AAPM publicado en el año 1994, es un documento altamente utilizado dentro de los centros de RT el cual incluye recomendaciones para pruebas de QA para aceleradores lineales de uso médico. Las pruebas de QA de este reporte son representadas en tablas de evaluación, las cuales distinguen pruebas dosimétricas, mecánicas y de seguridad, además de asignar a cada tabla una frecuencia de realización de las pruebas la cual es representada como evaluación de frecuencia: diaria, mensual y anual. Junto a estas frecuencias de evaluación y tipo de prueba se especifican los valores de tolerancia que son considerados aceptados para una buena entrega de tratamiento. La combinación de estas especificaciones en las

tablas asegura la precisión en la entrega del tratamiento, de acuerdo a la capacidad adquirida con este informe de distinguir los cambios pequeños en los parámetros incluidos dentro de la tolerancia y los niveles de acción.

La deficiencia en este reporte se debe a que en el tiempo en que fue publicado el TG-40 únicamente se tenía como tratamiento más complejo el 3DCRT, por lo que en este reporte no se incluyen recomendaciones específicas para las MLC usadas con las técnicas desarrolladas en los últimos años como lo es el IMRT, y SRBT. Además del uso de las tecnologías que complementan estas técnicas que se tienen hoy en día.

Los valores de tolerancias originales del TG-40 fueron adaptadas del reporte 13 de la AAPM. Este reporte 13 está basado en el método de la suma en cuadratura, el cual se describió en el capítulo 1, para establecer los valores de tolerancia para los parámetros de la máquina. Estos valores fueron determinados para obtener una incertidumbre dosimétrica final del 5% y una incerteza espacial final de 5 mm, la cual será el resultado de la suma en cuadratura de las tolerancias individuales.

El reporte TG-100 de la AAPM fue publicado luego del reporte TG-40, con la finalidad de reemplazarlo al contener la estructura ya utilizada en el TG-40 y un estudio basado en los modos de fallo y análisis de efectos lo cual es traducido posteriormente a niveles de tolerancia como se describirá en las secciones siguientes. Además se estableció que deben existir departamentos individuales responsables del desarrollo de los programas de QA.

Posteriormente a estos documentos en el año 2001 se implemento el reporte TG-50 con el cual se obtuvieron una serie de recomendaciones para el comisionamiento, verificación y QA del MLC, la cual no se habia tomado en cuenta en los documentos anteriormente descritos.

Con el paso del tiempo surge la necesidad de una guía que contuviera las recomendaciones anteriormente aceptadas y que complementara las tecnologías desarrolladas recientemente. Es de esta forma que se publica el TG-142 en el año 2009, el cual es una guía que contiene la estructura del TG-40 para representar las evaluaciones, complementa su estudio de niveles de tolerancia para realizar acciones del TG-100, agrega nuevas recomendaciones para el QA de tecnologías como lo son: mandíbulas asimétricas, cuñas virtuales o dinámicas y dispositivos electrónicos de

imágenes portales (EPID) y métodos de guiado que se utilizan actualmente como lo es el haz cónico (cone-beam CT) e imagen con kilovoltaje (kV) estático, y mantiene el porcentaje final de incertidumbre para la entrega de un tratamiento RT que recomienda el ICRU (60) [13].

El documento TG-142 contiene recomendaciones que conjuga el trabajo de otros reportes de la AAPM, algunos de estos se muestran en la Tabla 3.1 que se encuentra a continuación.

Tabla 3.1. Reportes contenidos dentro del reporte TG-142. Fuente: tomada de [16].

2001	TG-50	Aplicaciones básicas del colimador multiláminas
2001	TG-58	Uso clínico del porta imágenes electrónico
2006	TG-76	El manejo del movimiento respiratorio en Oncología con radiación
2009	TG-104	El rol de las imágenes con rayos-x de kV en la habitación
2009	TG-119	Comisionamiento de IMRT
2010	TG-148	QA para tomografía helicoidal

Como se puede observar el reporte TG-142 es un documento que surgió de la necesidad de llenar los vacíos de información que no abarcaron los reportes anteriormente descritos, es por esto que contiene nuevas recomendaciones que serán utilizadas para el QA de todo el equipo de RT incluyendo el LINAC y sus herramientas de trabajo, de las cuales se darán más detalles en las secciones siguientes.

3.2. Tipos de pruebas

Como se explicó en el capítulo 1, el QA es una serie de métodos para asegurar que la mayor cantidad de dosis irradie el tumor y de esta forma se disminuya el efecto de la radiación que puede dañar el tejido sano de pacientes y trabajadores. Para cumplir con esta necesidad es que la AAPM formuló el reporte de pruebas TG-142, que como se describió anteriormente incluye recomendaciones para evaluar el funcionamiento del equipo de radiación con el fin de entregar correctamente un tratamiento de RT a los pacientes.

Por este motivo es que el objetivo principal de un programa de QA para el acelerador lineal es asegurar que las características de la máquina no se desvíen significativamente de sus valores iniciales o de referencia dosimétrica que fueron adquiridas durante la puesta en marcha y aceptación del equipo de RT.

En el documento TG-142 se distinguen cuatro tipos de pruebas que se determinan según la característica del equipo que se quiere evaluar, estas son: pruebas dosimétricas, pruebas mecánicas y pruebas de seguridad. Las cuales están contenidas dentro de las evaluaciones diarias, mensuales y anuales. Además se tienen recomendaciones separadas que se distinguen como pruebas de MLC y de imágenes, para las cuales se dan recomendaciones en frecuencias variables. Cada una de estas se describe a continuación.

3.2.1. Pruebas Dosimétricas

La dosimetría en la RT se fundamenta en la determinación de la dosis absorbida o los efectos de la tasa de dosis que surgen de la interacción de la radiación con la materia, al ser entregada durante una planificación de RT. Es por esto que se necesita de un QA de dosimetría que asegure que se está entregando la mayor cantidad de radiación en el área planificada, reduciendo de esta forma los efectos radiológicos en tejidos sanos.

La guía programada para estas pruebas debe estar acoplada a la recomendación de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) para la implementación de este protocolo se basa en el Reporte Número 83 [14], el cual no establece un valor máximo o mínimo de dosis, sino indica los valores del mínimo más cercano como $D_{98\%}$ y el máximo más cercano como $D_2\%$. Esto es el 98 % del volumen reciba una dosis mínima establecida y el 2 % del volumen reciba una dosis máxima establecida según la precisión que se quiere alcanzar en el tratamiento. Estos límites se verán reflejados en el QA del tratamiento así como se determinó en la evaluación gamma del capítulo 1, es por esto que se utiliza esta evaluación como un método para medir la precisión de la distribución de dosis de una planificación de un tratamiento con técnicas como IMRT, SRS y SBRT.

Para la verificación dosimétrica se establecen los valores iniciales o de línea base a partir de los cuales se evaluarán en cada programación de QA las constancias relativas de los haces a los valores iniciales dependiendo de las características que se quieran determinar.

El reporte TG-142 establece que estos procedimientos propuestos para el QA dosimétrico deben ser capaces de distinguir los cambios en los parámetros relativos

a los valores iniciales y que deben ser pequeños en comparación con las tolerancias y de acuerdo a los niveles de acción.

Los parámetros para los que se realizan las principales recomendaciones son para la constancia en la entrega de dosis. Debido a que este parámetro está sujeto a diferentes variables durante la entrega del tratamiento de RT se especifican algunas pruebas que aseguran la constancia de este valor, algunos ejemplos son: la linealidad del haz de radiación y la constancia en el perfil del haz de radiación.

3.2.2. Pruebas Mecánicas

Las pruebas mecánicas en la RT se fundamentan en la determinación precisa de la posición del equipo respecto al paciente durante la entrega del tratamiento RT y la coincidencia del isocentro planificado con la colocación espacial dentro de la habitación durante la entrega de la RT, esas posiciones son afectadas por los movimientos independientes que tiene la camilla, el gantry, las mandíbulas asimétricas, los indicadores visuales que son la luz de campo y los láseres. Este conjunto de características determinan la posición del isocentro del equipo, el cual es un conjunto de tres isocentros independientes siendo estos: el isocentro dosimétrico, el isocentro mecánico y el isocentro de la intersección de los láseres.

Los movimientos independientes determinan la posición del isocentro mecánico del equipo, las características de entrega de radiación determinan la posición del isocentro de radiación y la intersección de los láseres indican la posición del isocentro de los láseres. De estos tres isocentros el más importante es el isocentro dosimétrico, a partir de este se buscan las diferencias de los otros dos al realizar una rutina de QA, y al realizar una serie de ajustes se acoplan estos tres isocentros de tal forma que no se distinga uno del otro.

El reporte TG-142 establece recomendaciones para el QA mecánico, algunos ejemplos de estas pruebas son: la coincidencia con la luz y el haz de radiación, indicadores de la camilla, rotación del gantry y del colimador con respecto al isocentro.

3.2.3. Pruebas de Seguridad

Las pruebas de seguridad son una serie de procedimientos que tienen como finalidad verificar visualmente el funcionamiento del equipo y herramientas durante

la entrega de la RT.

La mayoría de veces estas pruebas son de monitoreos audiovisuales del paciente durante la entrega del RT, y la verificación del apagado del equipo ante un cambio del bloqueo de puerta o el uso del botón de apagado de emergencia del equipo.

3.3. Frecuencia de pruebas

En el TG-142 así como en el TG-40, la pruebas estan distribuidas entre frecuencias diarias, mensuales y anuales. Los principios de evaluación de este reporte siguen los que se tienen en el TG-40 y atienden un balance entre costos, esfuerzo y precisión. En este reporte hay factores adicionales que afectan la frecuencia de las pruebas, ya que toma en cuenta el tipo de tratamiento entregado por la máquina y el diseño inherente de la máquina. Estas se detallan a continuación.

3.3.1. Evaluación diaria

En general las pruebas de QA diarias pueden ser hechas por el técnico de radioterapia que enciende el equipo para comenzar los tratamiento de RT, este debe ser entrenado por un físico médico calificado, de tal forma que pueda encontrar errores en el momento en que realiza las pruebas y determine si estos valores están fuera de la tolerancia, posteriormente estas mediciones deben ser revisadas por el físico médico. Estas pruebas incluyen evaluaciones dosimétricas, mecánicas y de seguridad. Algunos parámetros que se verifican durante estas pruebas son: la constancia dosimétrica de salida, láseres geométricos, indicador de la distancia óptica y tamaño de campo.

Para la realización de las pruebas dosimétricas se recomienda utilizar un equipo que sea portátil y fácil de configurar. Un ejemplo de este equipo es el descrito en el capítulo 1, llamado Daily QA 3, con el cual es posible verificar la salida del haz como su planitud y simetría, además de la tasa de dosis. Las pruebas de seguridad incluyen monitoreo audiovisual del paciente, evaluación de las señales de bloqueo, así como magnitudes del entorno como la temperatura y presión.

Estos parámetros deben ser documentados cuidadosamente teniendo la verificación apropiada del físico médico, ya que indican el comportamiento del equipo.

3.3.2. Evaluación mensual

Las pruebas de QA mensuales deben ser realizadas por el físico médico encargado del QA de la institución, o por alguna persona en supervisión del físico médico. Las evaluaciones mensuales incluyen aquellas que tienen poca probabilidad de cambiar durante un mes, algunos ejemplos son la posición de la bandeja, la constancia del perfil el cual puede servir como una verificación para las energías de los fotones. Estas últimas son más complejas y generalmente son hechas por el físico encargado del QA.

Algunas pruebas mensuales pueden coincidir con las hechas diariamente, ya que en estas también se incluyen pruebas dosimétricas, mecánicas y de seguridad. La diferencia es que estas pruebas mensuales son más rigurosas que las diarias y que al realizar este procedimiento se puede validar el dispositivo que se utiliza a través del análisis de mediciones redundantes así como lo es la evaluación mensual por medio del análisis del historial adquirido después de un mes de evaluaciones diarias.

Así como las pruebas diarias de QA, todos los resultados deben ser documentados ya sea en forma electrónica o con un formato de copia de seguridad y su visualización debe estar habilitada para inspecciones futuras. Estas líneas guías deberían incluir en general verificaciones secundarias y notificaciones hechas por el físico médico, asegurando la evaluación al menos en 15 días después de terminada la evaluación.

3.3.3. Evaluación anual

Las evaluaciones anuales son un subconjunto de las evaluaciones hechas durante los procedimientos en las evaluaciones de aceptación y puesta en marcha del equipo de RT. La rutina elaborada en la evaluación anual propuesta en el reporte TG-142 del AAPM presentan una verificación más extensiva para el rendimiento de la máquina. Estas verificaciones son adoptadas algunas veces por las agencias regulatorias del estado para asegurar una adecuada funcionalidad del LINAC para los pacientes y un medio ambiente.

Por esta razón, es recomendado que las mediciones anuales sean realizadas por el físico encargado del QA con la ayuda de su equipo de personal para QA. Es altamente recomendado que los dispositivos QA y equipos, tal como las cámaras de

ionización y los tanques de agua para escaneo, deban ser verificados adecuadamente para cada medición. Las mediciones deberían ser llevadas a cabo utilizando equipo apropiado para control de calidad utilizado durante la puesta en marcha como el recomendado en el reporte de la AAPM TG-106.

Durante una revisión anual de sistemas dosimétricos, con los factores de constancia ya sea que estén establecidos, reconfirmados o actualizados. Las evaluaciones anuales son más comprensibles, destinadas a descubrir cambios que pueden haber quedado sin detectar durante más evaluaciones pero que son menos rigurosas durante el año, como en las evaluaciones anteriores se debe realizar un informe de las mediciones hechas y ser aprobado por el físico médico.

3.4. Evaluación de dispositivos auxiliares

El reporte TG-142 incluye dispositivos auxiliares que no habían sido abarcados por el reporte TG-40 debido a la fecha en que fue publicado, durante la cual no se habían desarrollado estos dispositivos y que hoy en día complementan el tratamiento de RT.

Estos dispositivos son: cuñas dinámicas, cuñas virtuales, cuñas universales, MLC y sistemas de imágenes.

3.4.1. Cuña dinámica, virtual y universal

Las evaluaciones de QA para la colimación utilizando cuñas dinámicas, virtuales y universales surgen luego de la implementación de las cuñas físicas las cuales estaban destinadas a conformar el haz de radiación al atenuar la radiación en regiones donde no hay tejido. Se tienen estos métodos de conformación: la cuña dinámica mejorada (EDW) y la cuña virtual (VW), implementadas por las empresas VARIAN y SIEMENS respectivamente. Se forma el perfil del haz de radiación semejante al producido por las cuñas físicas al variar la posición de las mandíbulas asimétricas y la tasa de dosis. La conformación con cuña universal (UW) implementada por la empresa ELEKTA, se forma a partir de la combinación lineal de una cuña de 60° motorizada y el campo abierto para reproducir el perfil de un haz colimado con una cuña de diferente ángulo. La mayoría de los casos en donde se aplica esta conformación es para tratamientos cuadrados ya sea en 2D o 3D sin colimación utilizando MLC.

Las recomendaciones presentes en las tablas del documento TG-142 incluye pruebas de QA adaptadas al mecanismo que se utilice para entregar un campo con cuña. Las cuales son especificadas en pruebas sistemáticas que son realizadas diariamente, pruebas operacionales para el control de la computadora en una base mensual, y pruebas dosimétricas anuales. Las cuales se recomienda realizar para la entrega de una cuña de 45° para las cuñas dinámicas y virtuales, y si se tiene un sistema de cuña universal para verificar la cuña de 60° que lo reproduce.

3.4.2. MLC

Las pruebas recomendadas por el TG-142 son utilizadas para mostrar el impacto de las MLC en el tratamiento de IMRT, estas pruebas determinan la precisión del posicionamiento de las láminas, la transmisión entre los bordes donde se superponen las láminas y el tope entre ambos bancos, estas pruebas en conjunto son parámetros de las láminas que afectan la entrega de dosis para un IMRT.

Algunas pruebas que evalúan la precisión de la posición de las láminas cuantitativamente por medio de medir la transmisión secuencial de las láminas, particularmente entre la que se transmite entre las láminas (evaluación del tongue and groove), es el grupo de pruebas llamada picket fence la cuál es descrita por LoSasso [24] . Otras recomendaciones para una expansión de la verificación de la precisión en la posición de las láminas las cuales se dejan para una frecuencia mensual son la verificación de estas posiciones al contar con la rotación del gantry el cual puede afectar el movimiento de las láminas debido a los efectos de la gravitación impuesta por el sistema de movimiento de las láminas.

Otros parámetros que afectan el movimiento del tamaño de campo es la velocidad de las láminas, la cual puede ser evaluada por medio del software o por la evaluación a partir de los archivos Dynalog que contienen las especificaciones de la posición de las láminas.

3.4.3. Imágenes

Las tecnologías de imágenes surgieron como una necesidad para reproducir la entrega del plan es decir guiar el tratamiento a la misma posición durante cada sesión entregada. Entre estos sistemas radiográficos utilizados se encuentran: Mega-

voltaje MV con imágenes planas, kV con imágenes planas y cone-beam CT.

La implementación de una rutina de QA para estas tecnologías fue hecha en el reporte TG-58 para uso clínico de imágenes portables electrónicas, sin embargo, los detalles de estas pruebas, tales como la verificación de la tasa de dosis para la calidad de las imágenes, la energía y la calibración de las distancias, que deben ser determinadas específicamente por cada tipo de EPID, se encuentran en el reporte TG-142, en la cual se recomiendan las verificaciones de la calidad de las imágenes (contraste, resolución y ruido), las cuales se determinan para los modos de calibración y energías a utilizar por las imágenes.

Por lo que se observa que en el reporte TG-142 se incluye la evaluación de la dosis de la imagen, la cual puede ser considerada requerida con mayor frecuencia por cada usuario basado en la utilización clínica y observando la estabilidad del sistema.

Cada uno de estos dispositivo de imagen radiográfica, ya sea que se obtenga en 2D o 3D, tiene su propio sistema de coordenadas, similar al sistema con el cual es entregado.

Por ejemplo las recomendaciones básicas para el QA de los sistemas axiales y de CB, incluyen ambos kV y MV, son encontrados en el documento TG-142 donde se incluye la evaluación de imágenes según las distintas frecuencias recomendadas. Estas herramientas son usadas principalmente para la localización del blanco de radiación, la cual provee buena información sobre el tejido blando y las estructuras internas.

Para la frecuencia diaria, los procedimientos de QA incluyen características de seguridad, como lo es la integridad del mecanismo y los bloqueos de colisión. Esto permite una evaluación rápida de la operabilidad y la calidad de la imagen.

Las frecuencias mensuales de QA incluyen verificaciones detalladas de seguridad e integridad mecánica. Una revisión de los resultados de QA diarios para determinar tendencias y degradaciones en la calidad de la imagen debe ser hecha. La recalibración de los sistemas de imágenes son determinados por el vendedor y establecidos en la puesta en marcha del equipo y pueden ser cambiados durante la observación de la tendencia de la calidad de la imagen.

Para la frecuencia anual del QA se recomienda hacer una verificación del rendimiento del software para mediciones cuantitativas. Esto puede implicar un ensayo general usando un maniquí antropomórfico o utilizando un maniquí geométrico.

3.5. Tolerancias y niveles de acción

Las tolerancias listadas en las tablas deben ser interpretadas como el significado de la medición de un parámetro de línea base durante un QA excede los valores que están tabulados, entonces es requerida una acción. Por lo tanto, si cuando se realizan las mediciones de un QA, estas están fuera de la desviación de las tablas permitidas por los niveles de tolerancia, entonces el equipo debe ser ajustado para obtener unos valores de medición que nuevamente estén en conformidad. Las tolerancias son niveles de acción una heraquía de pasos tomados por el físico médico y su equipo de QA.

Estas tolerancias son además refinadas en este reporte y aquellas colocadas en las tablas son especificadas según el tipo de tratamiento entregado con las unidades del tratamiento. Por ejemplo, la coincidencia de los ejes del colimador, gantry, y camilla con el isocentro es recomendado que este en un margen de 1 mm y en los casos en que la máquina entregue tratamientos con marcos estereotáxicos debe estar en un margen de 2 mm.

Existen parámetros que miden la necesidad de tomar una acción durante la reproducción de un QA, se toman tres tipos de acciones, las cuales están ordenados de menor a mayor como se muestra a continuación:

- **Nivel 1** : Acción de inspección. A partir de repetidos procedimientos QA, hay valores de mediciones que son obtenidos fuera de lo que se espera bajo condiciones de operación normalmente. El cambio también puede ser el indicativo que hay un problema con la máquina que aún no está fuera de la tolerancia de acuerdo al QA pero sin embargo indica un cambio. En este caso el tratamiento debería continuar, pero la causa debe ser investigada durante la rutina del QA.
- **Nivel 2** : Acción programada. En esta se encuentran dos ejemplos en los cuales se requiere una acción programada. Primero, resultados consecutivos de un QA que están dentro o cerca de los valores de tolerancia, debe ser causa de

investigación o de programación de mantenimiento para encontrar el problema, se puede necesitar de uno o mas días de trabajo. Segundo, un solo resultado que excede el valor de tolerancia, pero no exclusivamente, debe ser causa de investigación o la programación de mantenimiento. En este caso el tratamiento debe continuar, pero debe ser programada una mitigación de la causa puede tomar uno o dos días de trabajo.

- **Nivel 3** : Acción inmediata, detención del tratamiento o acción de corrección. Un resultado en la medición podría requerir una suspensión del tratamiento en funcionamiento relacionada con el parámetro dosimétrico medido. Ejemplos podrían ser el no funcionamiento seguro de la señal de bloqueo (interlock) o como un caso extremo un error excesivo en un parámetro de dosimetría. Para este caso las funciones del tratamiento especificado no deben continuar hasta la corrección del problema.

Aunque, si ciertos parámetros de línea base escasamente satisfaga repetidamente el valor de la tolerancia, una acción apropiada debe ser tomada para corregir el equipo. Estas acciones deben ser tomadas por el físico médico en terminos del nivel de acción, ya sea de inspección, calendarización o detención inmediata a ser tomadas bajo todas la circunstancias.

3.6. TECDOC-1151

Es un documento elaborado por la OIEA que proporciona fundamentalmente recomendaciones para los aspectos físicos de QA en los tratamientos de radioterapia, es decir aspectos de dosimetría que tienen que ver con controles hechos por el físico médico.

Este se basa en recomendaciones dadas por el AAPM TG-40 y su propósito es la elaboración de un programa o protocolo de QA en radioterapia para su uso en países con menor equipamiento al encontrado en el TG-40 con énfasis en los aspectos físicos y técnicos apropiados al equipo en estos países.

El TECDOC-1151 establece una tabla con recomendaciones para controles garantía de calidad (QC) dosimétricas de un acelerador lineal, esta se muestra en la Tabla 3.2 de acuerdo a la frecuencia de realización.

Tabla 3.2. Pruebas dosimétricas de garantía de calidad para un LINAC. Fuente: tomada a partir del TECDOC-1151 [19].

Diario	
PRUEBA	TOLERANCIA
Constancia de la Dosis de Referencia (fotones y electrones)	3 %
Mensual	
PRUEBA	TOLERANCIA
Constancia de la Dosis de Referencia (fotones y electrones)	2 %
Constancia del monitor secundario	2 %
Constancia de calidad del haz:	
Fotones (PDD _{20,10} o TPR _{20,10})	2 %
PDD de electrones o (J1/J2)	2mm (4 %), región terapéutica
Constancia de:	
Planitud:	
Fotones	2 %
Electrones	3 %
Simetría (fotones y electrones)	3 %
Anual	
PRUEBA	TOLERANCIA
Dosimétricos:	
Constancia de la Dosis de Referencia	2 %
Reproducibilidad de la Dosis de Referencia	1 %
Constancia de factores de campo	2 %
Constancia de parámetros sobre el eje del haz (PDD, TMR, etc.)	2 %
Constancia de factores fuera del eje del haz	2 %
Constancia de los factores de transmisión de todos los accesorios	2 %
Constancia de los factores de transmisión de las cuñas	2 %
Linealidad de respuesta de cámaras monitoras	1 %
Dependencia de la Dosis de Referencia con la tasa de dosis	1 %
Constancia de la Dosis de Referencia con la angulación del brazo	2 %
Constancia de los factores fuera del eje del haz con la angulación del brazo	2 %
Modo Rotacional	Funcional

4. Controles Dosimétricos

En el presente capítulo se detallan los controles dosimétricos que serán evaluados utilizando la plataforma SNC Patient [23].

4.1. Reproducibilidad del sistema de entrega del haz de radiación

Para realizar este control de calidad se comparan dos tratamientos entregados para un mismo plan de un paciente. Estos son medidos utilizando el maniquí ArcCHECK y el software SNC Patient reproduciendo las mismas condiciones, pero entregados en distinto tiempo.

Esta comparación provee un QA para examinar la estabilidad de la unidad en el transcurso del tiempo.

El procedimiento para su análisis será el siguiente:

- Abrir en el software SNC Patient el control de Reproducibilidad del sistema de entrega del haz de radiación.
- Cargar los datos de comparación, el archivo (.acm) que es la medición que en ese momento se quiere evaluar, y fue hecha con el ArcCHECK.
- Cargar los datos de comparación, el archivo (.acm) que fue la primera medición con el ArcCHECK.
- Seleccionar el criterio a evaluar, en este caso será en base al Análisis de Gamma-Tiempo¹.
- Pulsar Comparar.
- Generar el reporte de resultados.

¹La diferencia entre esta evaluación y la explicada en la Sección 1.5 es que se utiliza tiempo en lugar de la variable distancia [9].

4.2. Gantry QA

Este control es realizado a partir de una planificación en arco. Los datos a medir para análisis dosimétrico para el gantry se tomarán con el ArcCHECK siguiendo el procedimiento que aparece a continuación:

- Posicionar el ArcCHECK a distancia fuente isocentro, tomando como isocentro el centro del fantoma.
- Establecer un campo de: $y = 25cm$ y $x = 1cm$.
- Comenzar la medición del software SNC Patient.
- Entregar el plan en un arco de 360 grados (Planificar el arco con al menos 1200 UM de entrega de máquina).
- Finalizar la medición en el software SNC Patient y guardar el archivo de la película creada.

Los controles a realizar con el QA del Gantry son:

- Velocidad del Gantry
- Rotación del Gantry
- Ángulo del Gantry

4.2.1. Velocidad del Gantry

Este control de calidad se utiliza para determinar la velocidad del gantry con respecto al ángulo durante su trayectoria, en este caso se evalúa la precisión en la velocidad del Gantry durante su movimiento.

El procedimiento para su análisis será el siguiente:

- Importar el archivo generado con los pasos de Gantry QA.
- Seleccionar en la pestaña de Gantry QA la opción de Velocidad de Gantry.
- Determinar la velocidad media del giro y la desviación estándar de esta medida.
- Generar el reporte de resultados.

4.2.2. Rotación del Gantry

Este control de calidad se utiliza para localizar el centro de cada haz entregado en relación al isocentro calculado.

El procedimiento para su posterior análisis será el siguiente:

- Importar el archivo generado con los pasos de Gantry QA.
- Seleccionar en la pestaña de Gantry QA la opción de Rotación del Gantry.
- Determinar la desviación del isocentro calculado respecto al centro del Gantry.
- Generar el reporte de resultados.

4.2.3. Ángulo de Gantry

En este control de calidad se evalúa la distancia entre el promedio del centro calculado, para cada haz o punto de entrega durante el movimiento en arco del Gantry, y el centro geométrico del maniquí.

El procedimiento para su posterior análisis será el siguiente:

- Importar el archivo generado con los pasos de Gantry QA.
- Seleccionar en la pestaña de Gantry QA la opción de Ángulo del Gantry.
- Determinar el radio promedio de los puntos de entrega.
- Determinar la distancia al centro geométrico del fantoma.
- Generar el reporte de resultados.

4.3. Sistema de colimación MLC y colimadores secundarios

Este procedimiento es entregado con una planificación de un haz estático. Los datos a medir para análisis dosimétrico para el sistema de colimación MLC se tomarán con el ArcCHECK siguiendo el procedimiento que aparece a continuación:

- Posicionar el ArcCHECK a distancia fuente isocentro, tomando como isocentro el centro del fantoma.
- Seleccionar el tamaño de campo de acuerdo a la guía de tamaño de campo en la interfaz de QA Máquina ²

²El procedimiento será el siguiente: SNC Patient, Herramientas y QA de Máquina.

- Ajustar las mandíbulas al tamaño de campo seleccionado.
- Comenzar la medición del software SNC Patient.
- Entregar el haz estático (Planificar con al menos 50 UM).
- Devuelva las mandíbulas y ajuste el banco de láminas MLC al tamaño de campo seleccionado.
- Comenzar la medición del software SNC Patient.
- Entregar el haz estático (Planificar con al menos 50 UM).
- Repetir el procedimiento anterior para los diferentes tamaños de campo o ángulos del gantry requeridos, guardar cada medición por separado.

El control de colimadores MLC y secundarios tiene la opción de incluir la penumbra³, por lo que el procedimiento a seguir para medir los datos para encontrar la función de penumbra es la siguiente.

- Posicionar el ArcCHECK a distancia fuente isocentro, tomando como isocentro el centro del fantoma.
- Ajustar el tamaño de campo a: $y = 25cm$ y $x = 6cm$, utilizando únicamente las mandíbulas.
- Comenzar la medición con el software SNC Patient.
- Entregar un arco completo (Planificar con al menos 1200 UM).
- Detener la medición en el software SNC Patient y guardar el archivo de la película creada.
- Repetir los pasos anteriores utilizando ahora el sistema MLC.

Los controles de colimador MLC y secundarios se utilizan para encontrar la diferencia que hay entre la distancia de las hojas del MLC y las mandíbulas del colimador secundario con una precisión milimétrica. El procedimiento para analizar los datos obtenidos es el siguiente:

³Región en el borde del haz de radiación sobre el cual la tasa de dosis cambia rápidamente en función a la distancia al eje central [19].

- Seleccionar en el menú de SNC Patient la opción de herramientas y luego QA de máquina.
- Seleccionar en ArcCHECK la opción de QA de colimador MLC.
- Generar el listado de posiciones permitidas para las hojas MLC y las mandíbulas del colimador secundario.
- Cargar la función de penumbra.
- Cargar los archivos generados durante la medición con el ArcCHECK.
- En el panel de análisis de resultados que se muestra en pantalla pulsar para ver el Porcentaje de Diferencia y la Distancia de Diferencia.
- Generar el reporte de resultados.

4.4. Perfil del haz de radiación

Este control es realizado a partir de una planificación de un haz estático. Los datos a medir para análisis dosimétrico del perfil del haz de radiación se tomarán con el ArcCHECK siguiendo el procedimiento que aparece a continuación:

- Posicionar el ArcCHECK a distancia fuente isocentro, tomando como isocentro el centro del fantoma.
- Ajustar el tamaño de campo a: $y = 25cm$ y $x = 25cm$, ya sea con mandíbulas o MLC.
- Comenzar a medir con el software SNC Patient.
- Entregar el haz estático (Planificar con al menos 50 UM)
- Detener la medición con el software SNC Patient y guardar el archivo creado.

El control del perfil del haz de radiación se realiza con el fin de cuantificar la planitud y la simetría en la dirección del eje X y el eje Y del paciente, según especificaciones de la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC) que aparecen en la guía del usuario del ArcCHECK [9].

La planitud se puede especificar como la variación porcentual máxima permisible de la dosis dentro del 80 % del perfil del campo (medido en un maniquí de agua)

y definida a una determinada profundidad. La simetría se puede especificar como la desviación porcentual máxima entre la dosis a ambos lados del campo en el 80 % de su ancho total [19].

El procedimiento para analizar los datos obtenidos es el siguiente:

- Seleccionar en el menú de SNC Patient la opción de herramientas y luego QA de máquina.
- Seleccionar en ArcCHECK la opción de Planitud y Simetría.
- Cargar el archivo generado al momento de medir con el ArcCHECK.
- Analizar la gráfica de Dosis Relativa (%) versus Distancia al centro del haz (cm) en la dirección x.
- Analizar la gráfica de Dosis Relativa (%) versus Distancia al centro del haz (cm) en la dirección y.
- Determinar los porcentaje de planitud y simetría obtenido.
- Generar el reporte de resultados.

5. Análisis de Resultados

Los resultados se analizaron a partir del reporte obtenido en cada una de las pruebas dosimétricas utilizando la sección de QA de máquina correspondiente al programa SNC Patient, estos datos corresponden a mediciones hechas con el sistema de arreglo de diodos ArcCHECK con una frecuencia mensual, para cada una de las mediciones se siguió el procedimiento que se describió en el capítulo anterior sobre como tomar los datos y generar el reporte.

El programa SNC Patient está diseñado para calcular los puntos de entrada y salida y el ángulo del haz. El error de la posición reportada de cada haz en relación al ángulo del gantry es de ± 0.5 grados.

A continuación se muestran los datos obtenidos en relación a las pruebas hechas con el arreglo de diodos.

5.1. Resultados de la Reproducibilidad del sistema de entrega del haz de radiación

El archivo escogido como referencia(primer mes) junto al de comparación(el de cada mes siguiente), son importados al programa SNC Patient, en éste se muestra la evaluación Gamma-Tiempo de la evolución del plan durante su entrega. Para su evaluación el programa devuelve el histograma de índice Gamma-Tiempo diferencial absoluto, en la gráfica se tiene la frecuencia de detectores analizados versus el índice Gamma-Tiempo para cada uno. Esta gráfica se genera a partir del criterio seleccionado para el análisis. El criterio utilizado para el análisis es de: Umbral¹ (10%), Dosis (2%), Tiempo (2s) y Normalización (Global²), según las necesidades por las técnicas avanzadas de tratamiento utilizadas en la clínica.

¹Los detectores tomados en cuenta para el análisis deberán tener una dosis mayor a este porcentaje respecto al valor de referencia.

²La normalización global establece para el análisis la dosis máxima de los datos de referencia como la dosis de normalización.

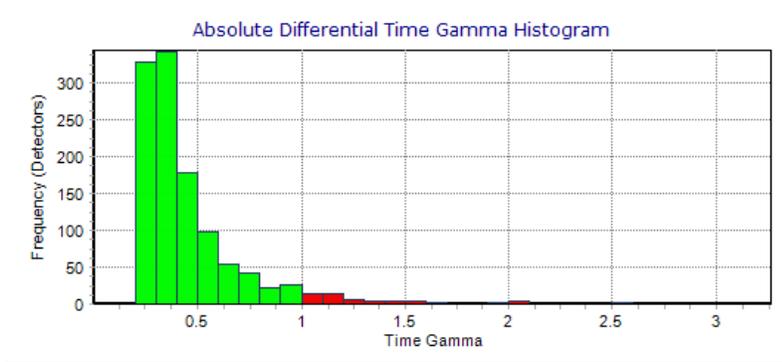


Figura 5.1. Histograma de frecuencia (detectores) vs. índice de Gamma-tiempo para la comparación 1.

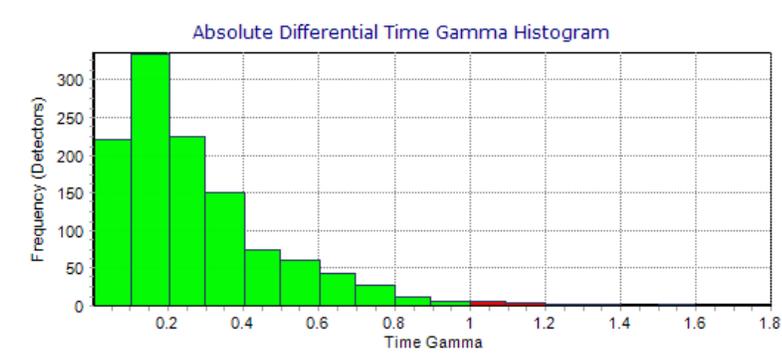


Figura 5.2. Histograma de frecuencia (detectores) vs. índice de Gamma-tiempo para la comparación 2.

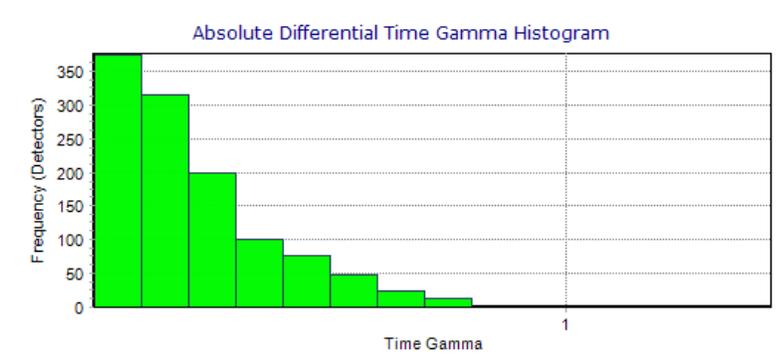


Figura 5.3. Histograma de frecuencia (detectores) vs. índice de Gamma-tiempo para la comparación 3.

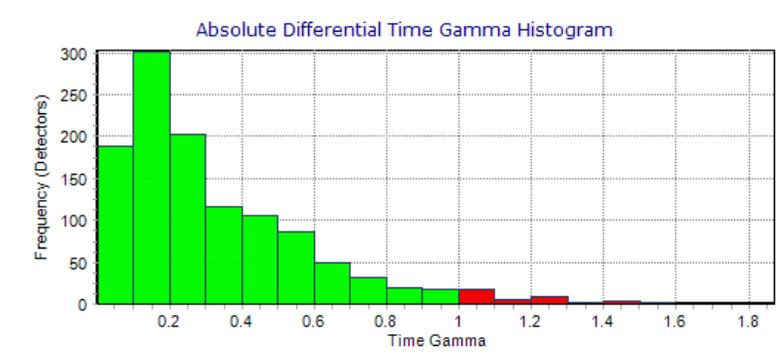


Figura 5.4. Histograma de frecuencia (detectores) vs. índice de Gamma-tiempo para la comparación 4.

Los histogramas que se observan en las Figuras 5.1 - 5.4, muestran una distribución alta de frecuencia de los detectores para los valores más pequeños del índice de Gamma-tiempo, esto concuerda con los datos obtenidos que se muestran en la Tabla 5.1, en donde se observa un porcentaje de aprobación de los detectores promedio del 97 ± 2 % con un índice Gamma-tiempo promedio de 1.8 ± 0.7 .

Tabla 5.1. Resultados del QA Reproducibilidad del haz.

	Comp. 1	Comp. 2	Comp. 3	Comp. 4	Prom.
Detectores Evaluados	1157	1163	1154	1154	1157 ± 4
Detectores ($T_\gamma \leq 1$)	1093	1150	1116	1153	1130 ± 20
Tasa de aprob. ($T_\gamma \leq 1$)	94.47 %	98.88 %	96.71 %	99.91 %	97 ± 2 %
T_γ Máxima	2.97	1.5	1.57	1.13	1.8 ± 0.7
Duración comparación (s)	164.45	164.85	164.85	165.05	164.8 ± 0.2

5.2. Resultados del QA de Gantry

5.2.1. Ángulo del Gantry

Los archivos del arco para QA de Gantry que se obtienen con el ArcCHECK y son importados al programa SNC Patient devuelven un gráfico representando el ángulo del punto de control donde se obtuvo una de las 17 mediciones, estas mediciones se superponen para formar un isocentro calculado (punto amarillo) junto a un círculo azul que delimita el radio mínimo de error y respecto a este se compara el isocentro del detector ArcCHECK (cuadrado verde).

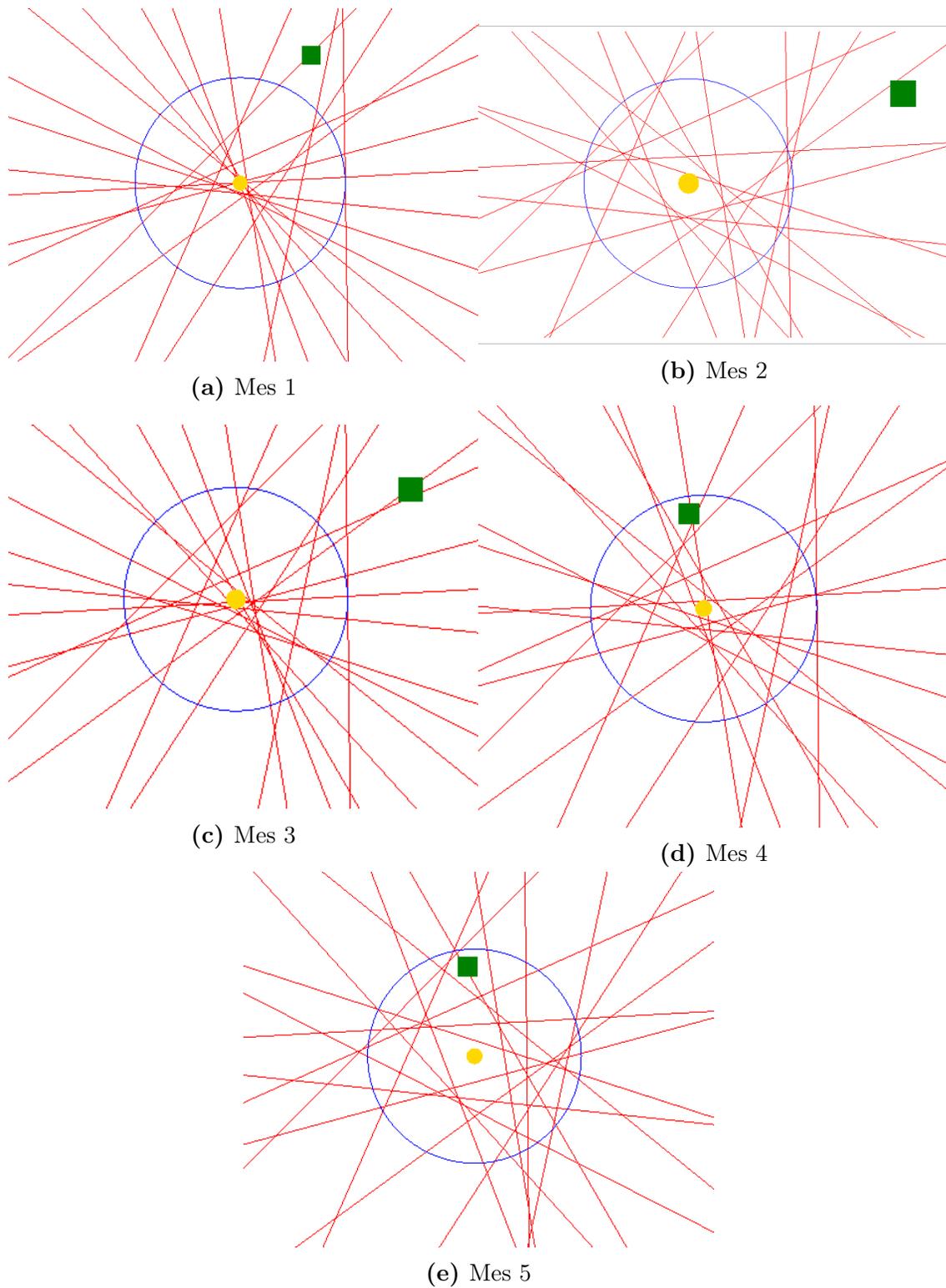


Figura 5.5. Separación entre el isocentro calculado (círculo amarillo) y el isocentro del detector (cuadrado verde) para cinco meses.

En la Tabla 5.2 se muestran los datos obtenidos del SNC Patient para la distancia hacia el centro calculado, para cada uno de los 17 haces analizados.

Tabla 5.2. Distancias hacia el eje calculado para los 17 ángulos de medición en cinco meses.

Ángulo del haz (°)	Mes1 d (mm)	Mes 2 d (mm)	Mes 3 d (mm)	Mes 4 d. (mm)	Mes 5 d. (mm)
179.2	0.6	0.4	0.5	0.5	0.3
159.0	0.0	0.1	0.1	0.0	0.2
137.8	0.0	0.1	0.0	0.1	0.2
116.9	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2
95.8	0.1	0.1	0.0	0.1	0.2
75.0	0.0	0.1	0.0	0.1	0.1
53.9	0.1	0.2	0.1	0.1	0.2
32.8	0.2	0.2	0.1	0.3	0.4
11.9	0.3	0.4	0.3	0.4	0.5
351.0	0.0	0.1	0.1	0.0	0.1
329.9	0.0	0.1	0.0	0.1	0.2
308.9	0.0	0.1	0.0	0.1	0.2
288.0	0.0	0.0	0.1	0.0	0.1
267.0	0.0	0.1	0.0	0.0	0.2
246.0	0.1	0.2	0.1	0.2	0.3
224.9	0.2	0.3	0.3	0.3	0.4
203.8	0.1	0.2	0.1	0.2	0.3

Como observa en la Figura 5.5, en los meses analizados se tiene una separación mayor al círculo azul que contiene la incerteza, esto se obtuvo para tres de los cinco meses, en la tabla 5.3 se muestran los datos estadísticos obtenidos, donde se determina que en promedio la distancia entre los dos centros (0.6 ± 0.2 mm) está contenido dentro del círculo de desviación calculado (0.50 ± 0.06 mm) .

Tabla 5.3. Localización del centro y radio del círculo calculado para cinco meses.

	Mes 1	Mes 2	Mes 3	Mes 4	Mes 5	Prom.
Localización del centro (mm)	$x = -0.4$ $z = -0.7$	$x = -0.8$ $z = -0.3$	$x = -0.7$ $z = -0.4$	$x = 0.1$ $z = -0.4$	$x = 0.0$ $z = -0.4$	0.6 ± 0.2
Radio del círculo (mm)	0.6	0.4	0.5	0.5	0.5	0.50 ± 0.06

5.2.2. Rotación del Gantry

Los archivos del arco para QA de Gantry que se obtienen con el ArcCHECK y son importados al programa SNC Patient devuelven una medición cada 50 ms, con estas se forman dos gráficas. La primera demuestra con cada punto la localización del centro de cada haz en relación al isocentro del ArcCHECK con coordenadas (0, 0). La segunda muestra la distancia mas corta de cada haz al isocentro calculado con respecto al ángulo del gantry. La distribución de los puntos de esta última gráfica

muestra la tendencia que ocurre durante la rotación del gantry, como se acerca al centro.

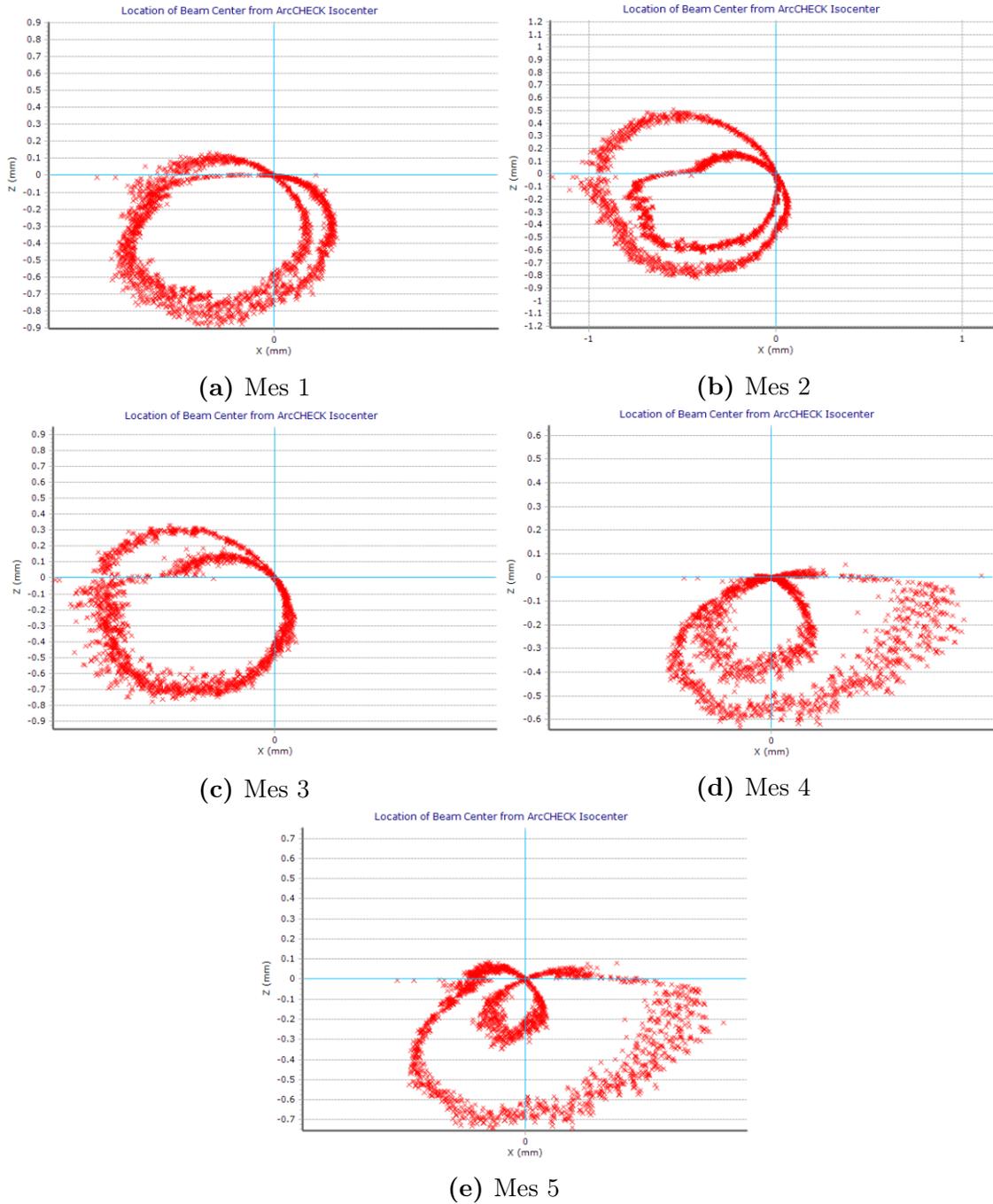


Figura 5.6. Localización del isocentro del ArcCHECK durante la entrega del plan para cinco meses.

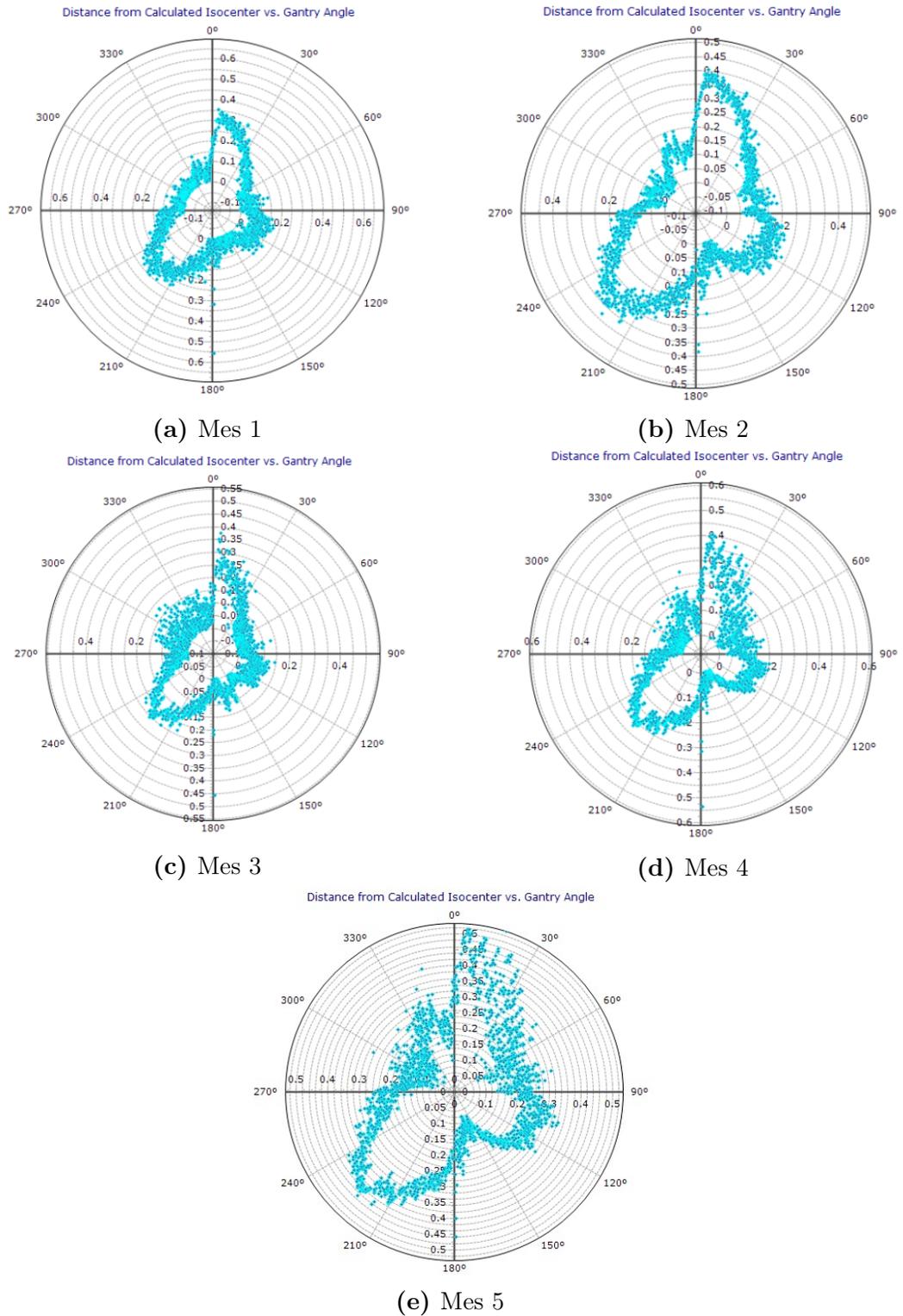


Figura 5.7. Distancia mas corta al isocentro calculado de cada haz respecto al ángulo del gantry durante la entrega del plan para cinco meses.

5.2.3. Velocidad del Gantry

Los archivos del arco para QA de Gantry que se obtienen con el ArcCHECK y son importados al programa SNC Patient despliegan una gráfica de la velocidad del gantry respecto al ángulo del gantry. Se puede analizar en la componente vertical la dispersión de la gráfica respecto a un valor medio (línea amarilla) y de esta forma determinar si la velocidad del gantry fue precisa durante la entrega de este campo. En el reporte se incluyen los ángulos de inicio y fin durante la entrega del haz de radiación, la duración del haz, el promedio de la velocidad del gantry en grados por segundo y la desviación máxima respecto al valor medio.

Cada punto en la gráfica representa una medición cada 50 ms.

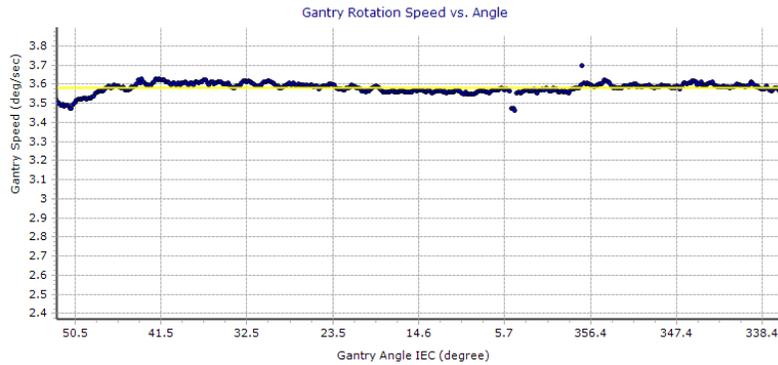


Figura 5.8. Gráfica de la velocidad del gantry respecto al ángulo del gantry, Mes 1.

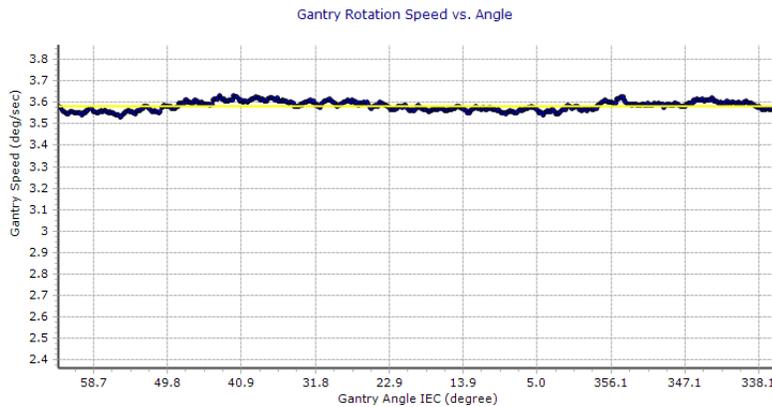


Figura 5.9. Gráfica de la velocidad del gantry respecto al ángulo del gantry, Mes 2.

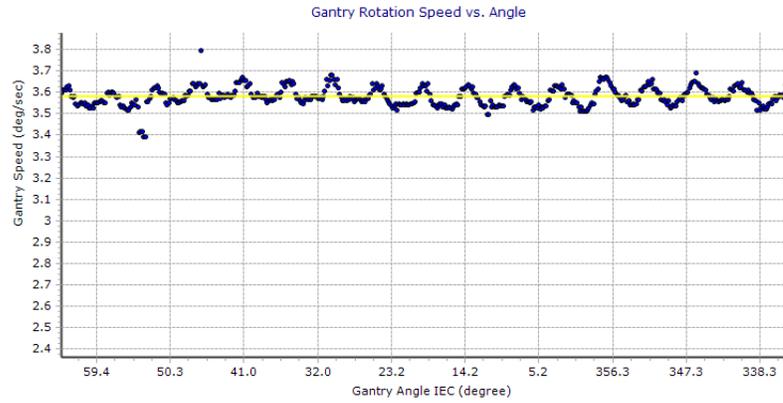


Figura 5.10. Gráfica de la velocidad del gantry respecto al ángulo del gantry, Mes 3.

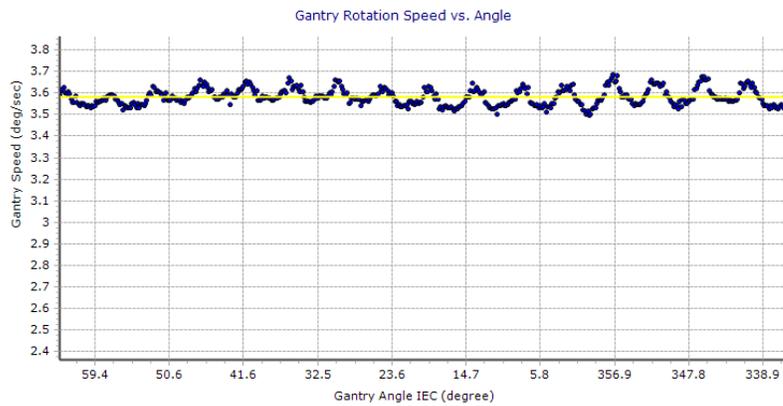


Figura 5.11. Gráfica de la velocidad del gantry respecto al ángulo del gantry, Mes 4.

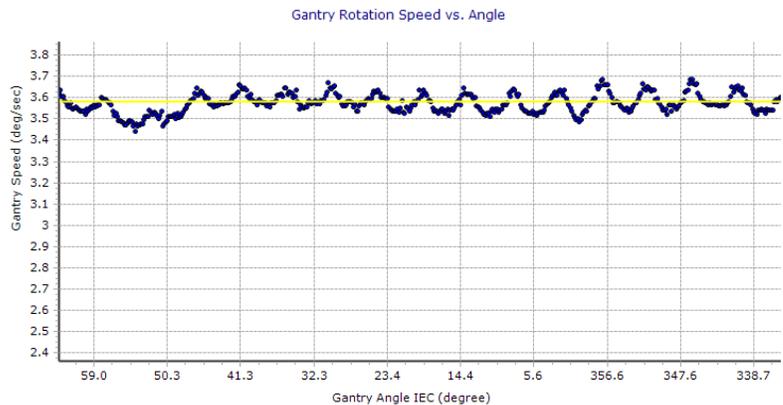


Figura 5.12. Gráfica de la velocidad del gantry respecto al ángulo del gantry, Mes 5.

En las Figuras 5.8 - 5.12, se observa que se obtuvo poca dispersión entre la velocidad promedio calculada, esto se resume en la Tabla 5.4, la velocidad promedio

del gantry fue de $3.6 \text{ }^\circ/s$ con una desviación de $0.18 \text{ }^\circ/s$.

Tabla 5.4. Resultados del análisis de velocidad del gantry versus el ángulo del gantry para cinco meses.

	Mes 1	Mes 2	Mes 3	Mes 4	Mes 5	Prom.
Ángulo de inicio ($^\circ$)	179.2	179.0	179.3	179.3	179.4	179.4 ± 0.1
Ángulo de fin ($^\circ$)	181.8	181.6	181.7	181.7	181.7	181.70 ± 0.06
Ángulo ($^\circ$)	-357.4	-357.4	-357.6	-357.6	-357.7	-357.5 ± 0.1
Velocidad del Gantry ($^\circ/s$)	3.6	3.6	3.6	3.6	3.6	3.6
Desviación Máx. de la Velocidad ($^\circ/s$)	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.18 ± 0.04
Tiempo del encendido (s)	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100

5.3. Resultados del Sistema de colimación MLC y colimadores secundarios

Los archivos de los campos conformados con Mandíbulas y con MLC para un ángulo de Gantry específico que se obtienen con el ArcCHECK y son importados al programa SNC Patient se evalúan haciendo una superposición de ambos en una gráfica de Coincidencia/diferencia, en esta gráfica se muestra la desviación máxima ya sea positiva o negativa en la coincidencia de conformación de ambos haces, estas diferencias se pueden evaluar con las distancias o con los porcentajes, así como se muestra en las siguientes gráficas las líneas verticales representan la orilla de la coincidencia, el color de la línea indica la coincidencia entre las mandíbulas y las MLC, si el MLC está perfectamente alineado con la mandíbula, la diferencia será cercana a cero (línea en verde), en la parte inferior de la gráfica se muestra una comparación entre la intensidad de la diferencia y el valor de la desviación en porcentaje.

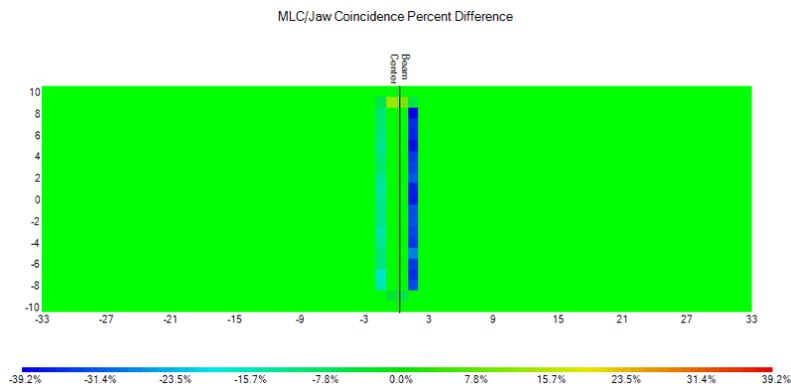


Figura 5.13. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de $2 \times 16 \text{ cm}^2$ Gantry 0° , Mes 1.

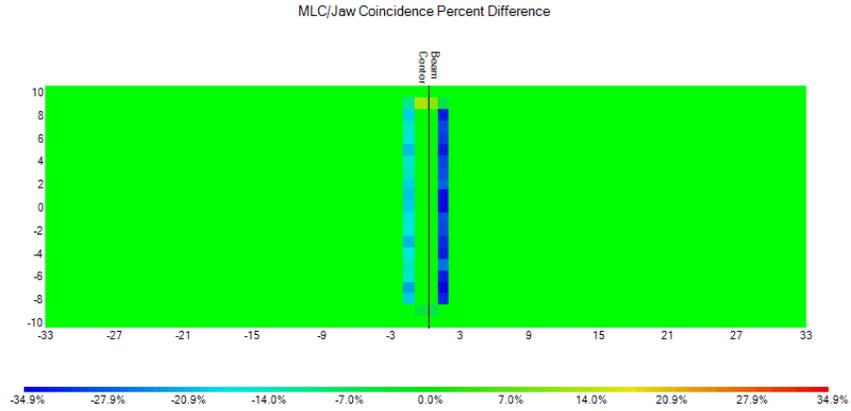


Figura 5.14. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 2x16 cm² Gantry 0°, Mes 2.

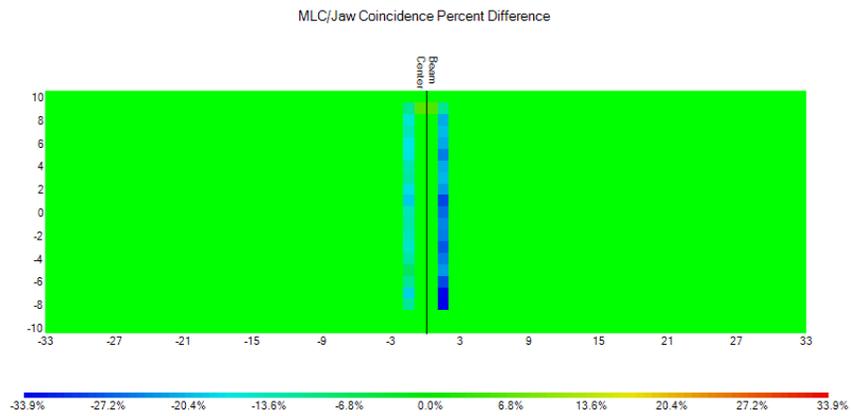


Figura 5.15. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 2x16 cm² Gantry 0°, Mes 3.

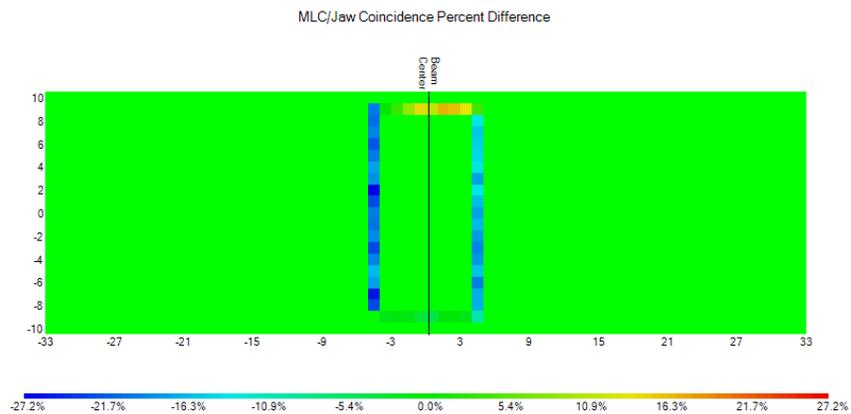


Figura 5.16. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 8x16 cm² Gantry 0°, Mes 1.

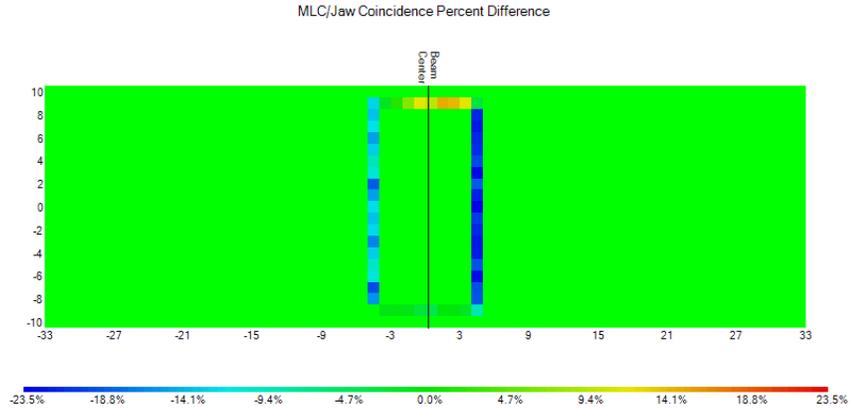


Figura 5.17. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 8x16 cm² Gantry 0°, Mes 2.

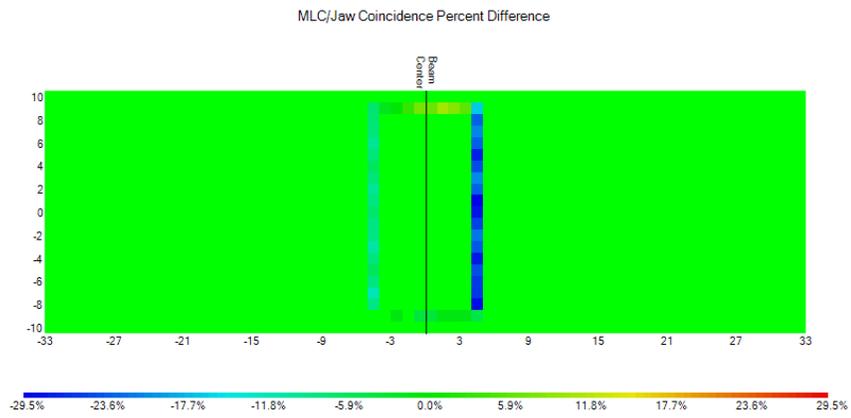


Figura 5.18. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 8x16 cm² Gantry 0°, Mes 3.

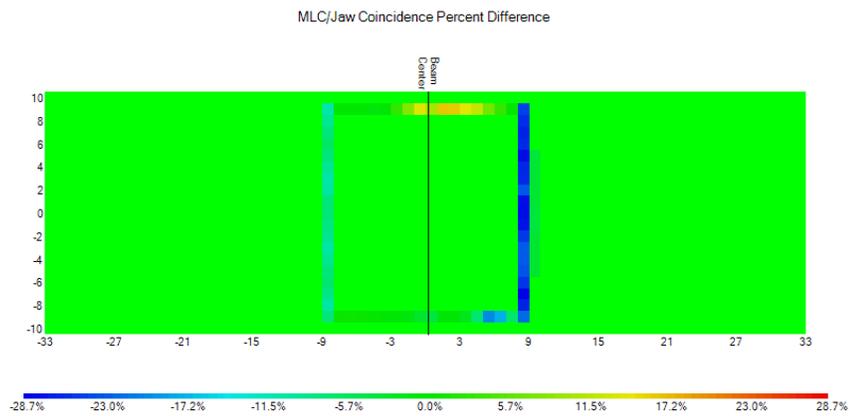


Figura 5.19. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 16x16 cm² Gantry 0°, Mes 1.

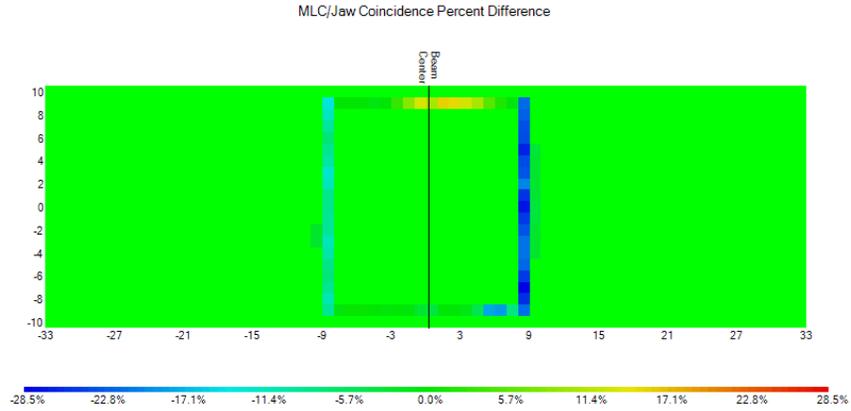


Figura 5.20. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 16x16 cm² Gantry 0°, Mes 2.

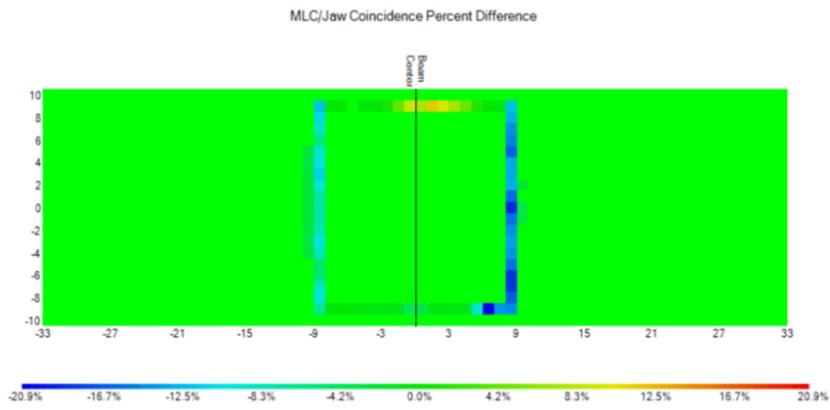


Figura 5.21. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 16x16 cm² Gantry 0°, Mes 3.

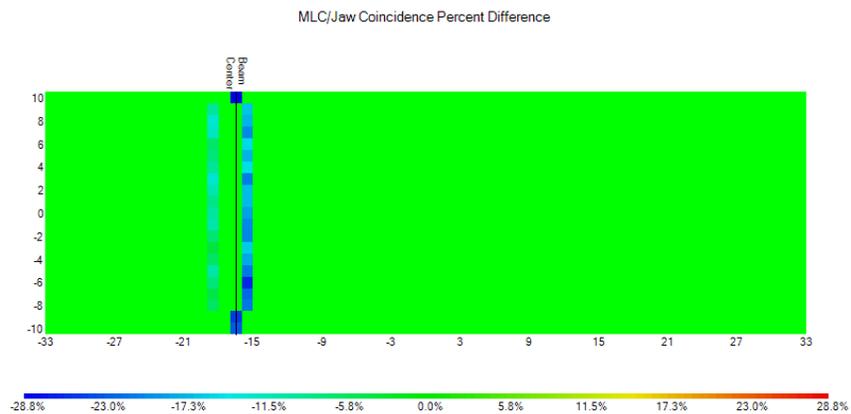


Figura 5.22. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 2x16 cm² Gantry 270°, Mes 1.

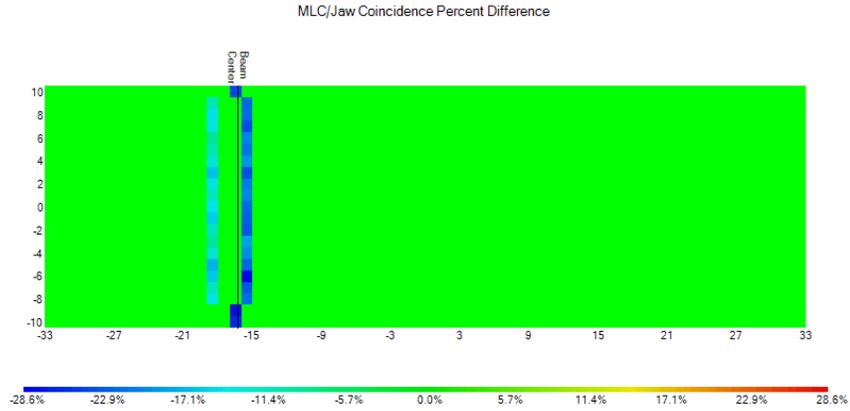


Figura 5.23. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 2x16 cm² Gantry 270°, Mes 2.

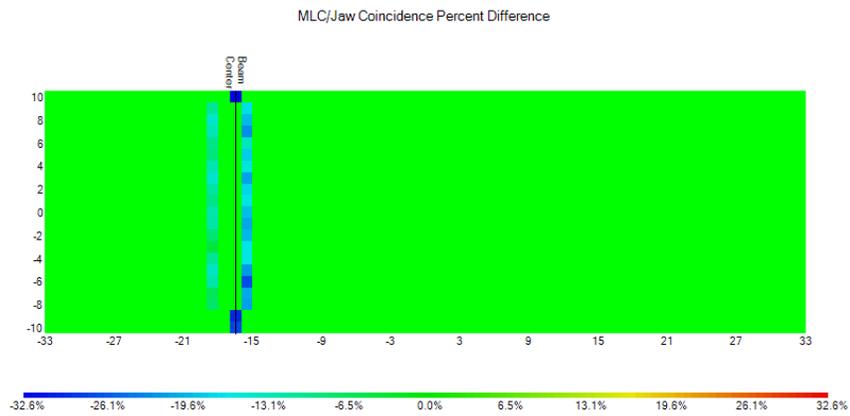


Figura 5.24. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 2x16 cm² Gantry 270°, Mes 3.

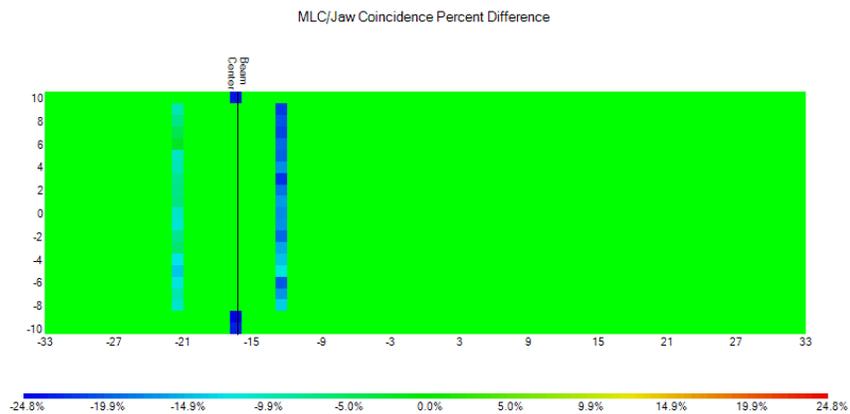


Figura 5.25. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 8x16 cm² Gantry 270°, Mes 1.

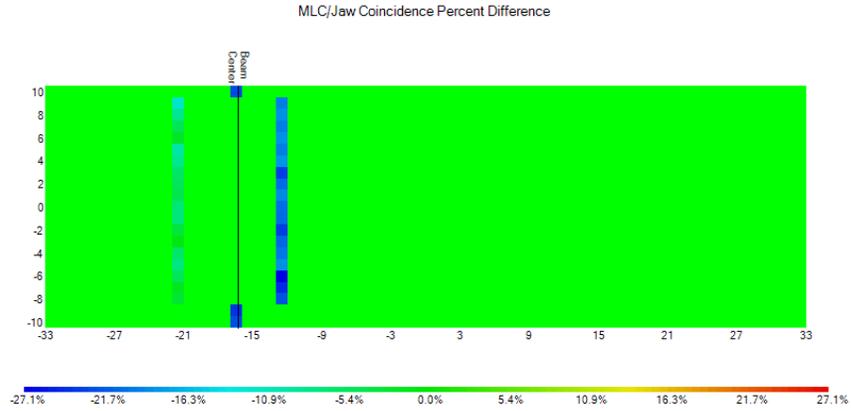


Figura 5.26. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 8x16 cm² Gantry 270°, Mes 2.

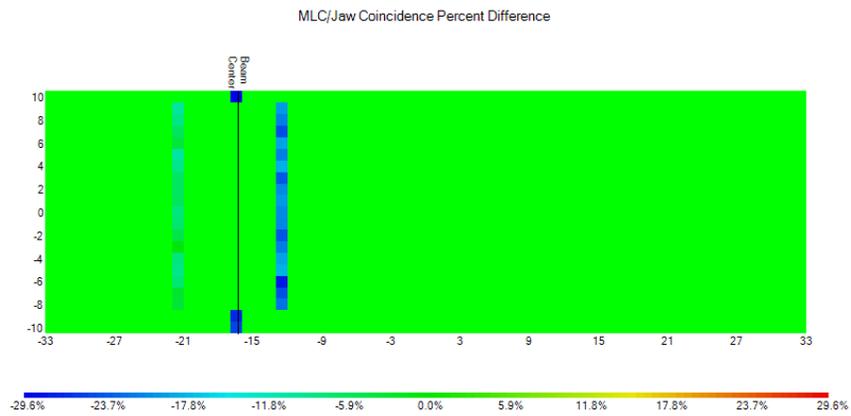


Figura 5.27. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 8x16 cm² Gantry 270°, Mes 3.

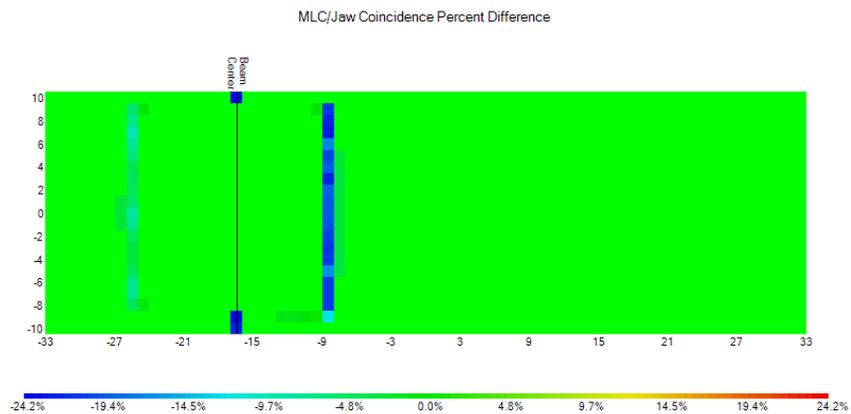


Figura 5.28. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 16x16 cm² Gantry 270°, Mes 1.

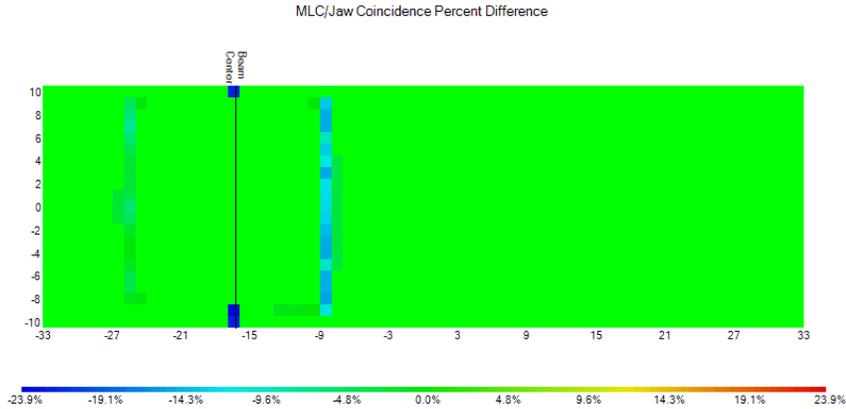


Figura 5.29. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 16x16 cm² Gantry 270°, Mes 2.

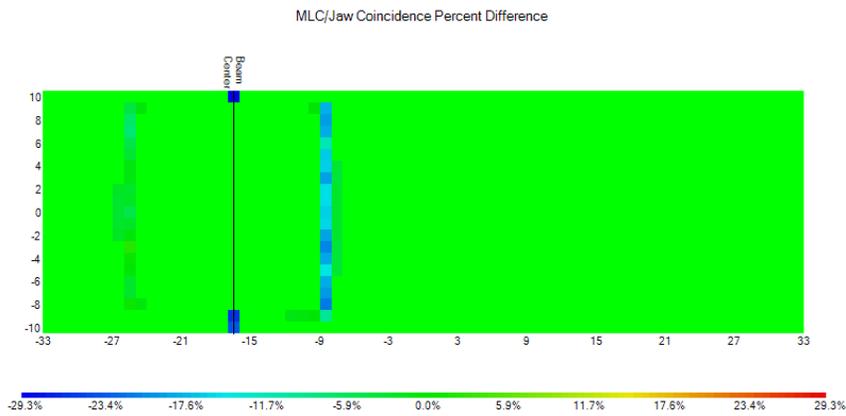


Figura 5.30. Diferencias porcentuales del QA MLC/Colimador, Campo de 16x16 cm² Gantry 270°, Mes 3.

En las Figuras 5.13 - 5.30, se muestran las diferencias entre la colimación hecha con colimadores secundarios y MLC, el porcentaje de diferencia de dosis se observa mayor en las orillas de los campos y en mayor porcentaje para el centro del eje donde se juntan las láminas del MLC, los valores de estas diferencias se encuentran en la Tablas 5.5 y 5.6, para los ángulos de gantry 0° y 270° respectivamente.

Tabla 5.5. Valores de diferencia porcentual para QA de MLC/Colimador, Gantry 0°.

	2x16cm ²			8x16cm ²			16x16cm ²					
	Mes 1	Mes2	Mes3	Prom	Mes1	Mes2	Mes3	Prom.	Mes1	Mes2	Mes3	Prom.
Diferencia Máx. Positiva (%)	13.2	13.0	6.4	11±3	16.4	14.5	10.5	14±2	16.2	15.3	11.6	14±2
Diferencia Máx. Negativa (%)	-39.2	-34.9	-33.9	-36±2	-27.2	-23.5	-29.5	-27±2	-28.7	-28.5	-20.9	-26±4
Diferencia Máx. Positiva (mm)	0.5	0.5	0.2	0.4±0.1	0.7	0.6	0.4	0.6±0.1	0.7	0.6	0.5	0.60±0.08
Diferencia Máx. Negativa (mm)	-2.3	-2.2	-2.4	-2.30±0.08	-3.5	-2.6	-1.4	-2.5±0.9	-1.8	-1.6	-1.4	-1.6±0.

Tabla 5.6. Valores de diferencia porcentual para QA de MLC/Colimador, Gantry 270°.

	2x16cm ²			8x16cm ²			16x16cm ²					
	Mes 1	Mes2	Mes3	Prom	Mes1	Mes2	Mes3	Prom.	Mes1	Mes2	Mes3	Prom.
Diferencia Máx. Positiva (%)	0	0	0	0	0	0	0	0	0.4	0.1	2.2	0.9±0.9
Diferencia Máx. Negativa (%)	-28.8	-28.6	-32.6	-30±2	-24.8	-27.1	-29.6	-27±2	-24.2	-23.9	-29.3	-26±2
Diferencia Máx. Positiva (mm)	65.9	63.1	71.9	67±4	0	0	0	0	0.5	0.5	0.4	0.50±0.05
Diferencia Máx. Negativa (mm)	-18.4	-18.0	-16.4	-17.6±0.9	-7.3	-7.2	-7.2	-7.20±0.05	-4.9	-5.0	-5.0	-5.00±0.05

5.4. Resultados del Perfil del haz de radiación

Con los archivos del campo estático para Planitud y Simetría (Sección 4.4), que se obtienen con el ArcCHECK y son importados al programa SNC Patient se evalúa el Perfil del haz de radiación en una gráfica de la Dosis Relativa (%) vs. Distancia al centro del haz (cm). Estas gráficas se muestran para el eje horizontal (color rojo) y el eje vertical (color azul), en donde el programa devuelve el porcentaje Planitud en (IEC - y), simetría en (IEC - x) y simetría en (IEC - y). En las gráficas siguientes se muestra el perfil del haz de radiación en dirección x.



Figura 5.31. Perfil del haz de radiación en el eje x, Mes 1.

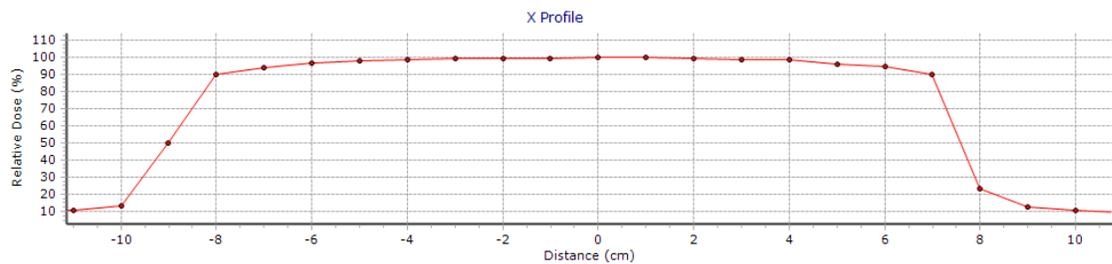


Figura 5.32. Perfil del haz de radiación en el eje x, Mes 2.

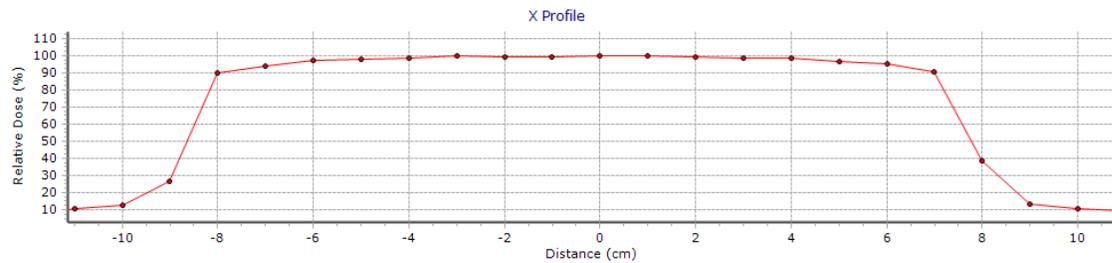


Figura 5.33. Perfil del haz de radiación en el eje x, Mes 3.

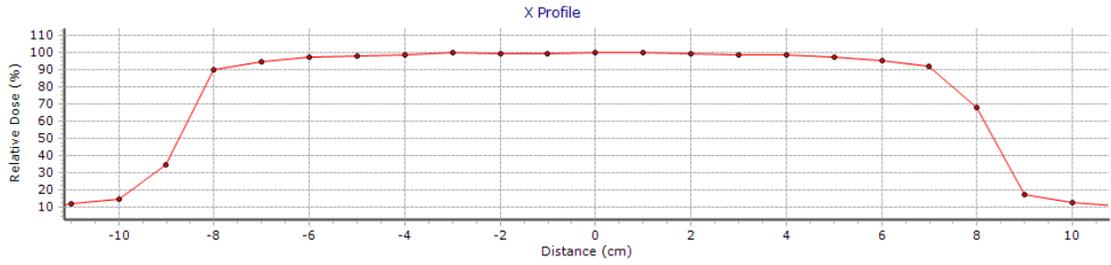


Figura 5.34. Perfil del haz de radiación en el eje x, Mes 4.

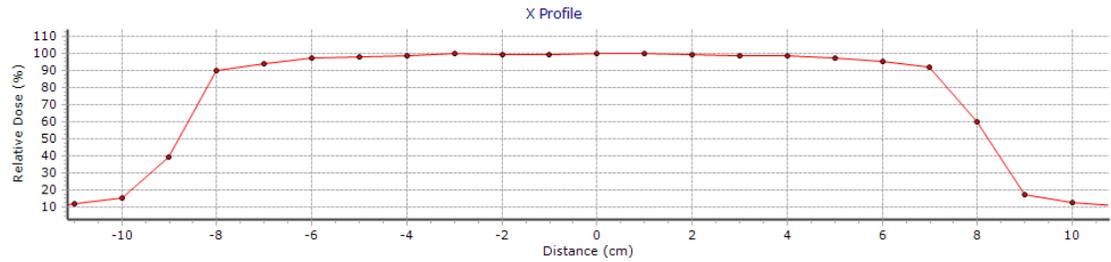


Figura 5.35. Perfil del haz de radiación en el eje x, Mes 5.

En las gráficas siguientes se muestra el perfil del haz de radiación en dirección y.

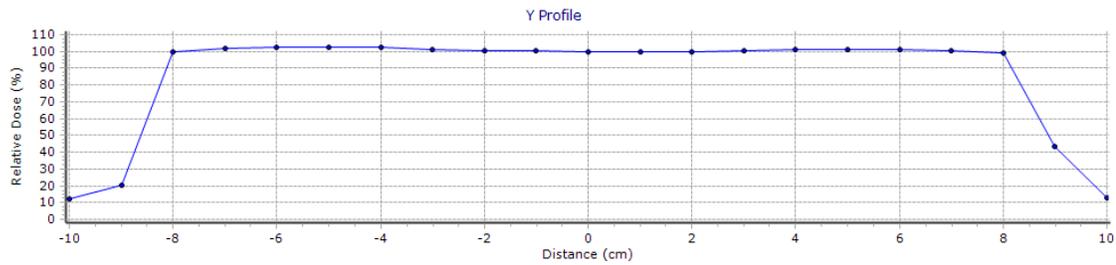


Figura 5.36. Perfil del haz de radiación en el eje y, Mes 1.

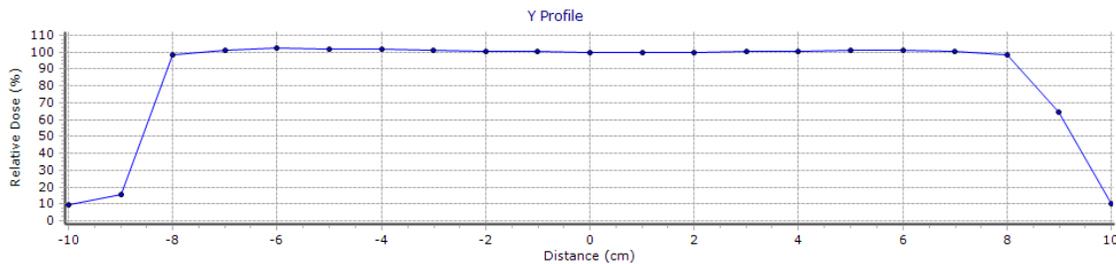


Figura 5.37. Perfil del haz de radiación en el eje y, Mes 2.

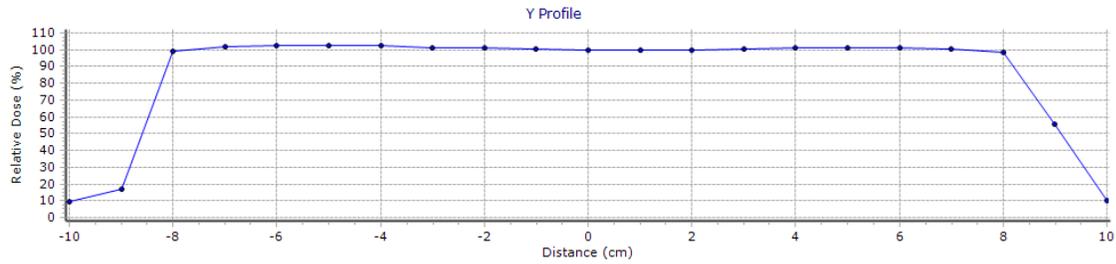


Figura 5.38. Perfil del haz de radiación en el eje y, Mes 3.

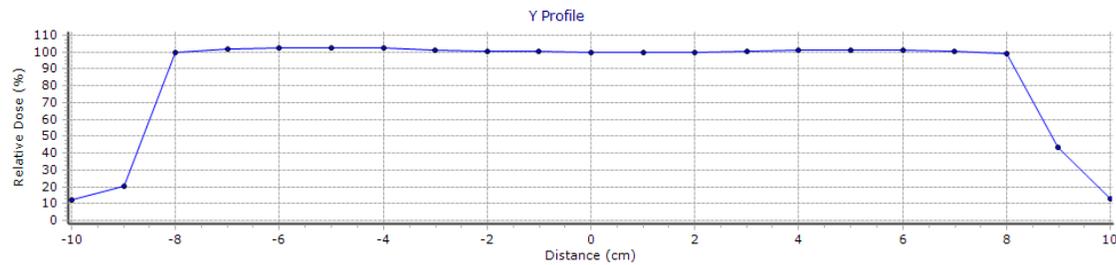


Figura 5.39. Perfil del haz de radiación en el eje y, Mes 4.

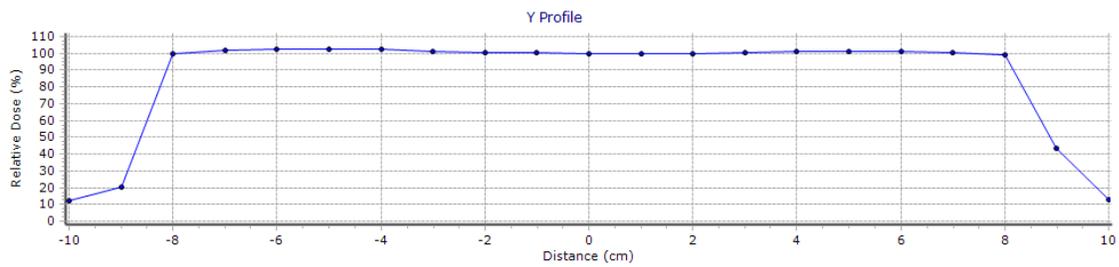


Figura 5.40. Perfil del haz de radiación en el eje y, Mes 5.

En la Tabla 5.7, se muestran los resultados de los porcentajes de planitud y simetría de las Figuras 5.31 - 5.40.

Tabla 5.7. Resultados del QA Perfil del haz de radiación.

	Mes 1	Mes 2	Mes 3	Mes 4	Mes 5	Prom.
Planitud (%)	1.4	1.4	1.4	1.4	1.3	1.38±0.04
Simetría en x (%)	1.1	1.0	1.1	1.3	1.4	1.2±0.2
Simetría en y (%)	1.4	1.4	1.4	1.5	1.6	1.46±0.08

CONCLUSIONES

1. El QA de reproducibilidad del haz se evaluó con una planificación de arco, en esta se obtuvo un porcentaje de aprobación de 97 ± 2 % para el criterio Dosis 2 % y Tiempo 2s, esto establece una aprobación muy significativa en las comparaciones hechas.
2. Se determinó que el radio promedio del error obtenido en la comparación entre el centro calculado dosimétricamente y el centro físico del ArcCHECK es de 0.50 ± 0.06 mm.
3. Se determinó que durante la rotación del gantry, en la entrega del plan en arco, no se obtuvieron variaciones mayores a 1mm respecto al centro físico del ArcCHECK, estas están dentro de la tolerancia de distancia para tratamientos con técnicas avanzadas en radioterapia.
4. La velocidad del giro del gantry se mantuvo constante con un valor de 3.6 °/s y una desviación de 0.18 °/s durante la entrega del tratamiento con un arco completo, esto establece uniformidad en el giro del gantry y su precisión en la modulación de los haces de radiación.
5. La evaluación de la colimación del haz de radiación demostró diferencias significativas entre colimar con las mandíbulas secundarias y con las multiláminas. Estos errores se mostraron en los bordes de las láminas en donde existe mayor penumbra y en la transmisión que estas tienen incluso estando cerradas al modelar el campo, teniendo un aumento al momento de inclinar el gantry al hacerlo girar en varias direcciones.
6. El análisis del perfil del haz devolvió valores de Planitud de 1.38 %, Simetría en el eje x de 1.2 % y Simetría en el eje y de 1.46 %, las cuales están dentro de las tolerancias especificadas en los documentos descritos anteriormente. El tamaño de campo evaluado se especificó más pequeño al recomendado por SNC Patient. Esto debido a la necesidad de la clínica CROSA en donde mayormente

se trabaja con planificaciones de técnicas avanzadas en radioterapia con haces pequeños.

RECOMENDACIONES

1. El plan utilizado para evaluar la reproducibilidad del haz debe ser complejo para así forzar al máximo el equipo a establecer la garantía de reproducir la entrega de un tratamiento en diferente tiempo, esto se obtiene para planes con arcos completos y optimización en su conformación.
2. Para obtener mejores resultados en el cálculo del centro dosimétrico del equipo se debe estar seguro que el arreglo de diodos ha sido correctamente centrado valiéndose de los accesorios de marcas que indican el isocentro geométrico del maniquí, los cuales pueden hacerse coincidir con los láser (los cuales deben ser evaluados según su periodicidad recomendada) para el correcto posicionamiento.
3. La evaluación de colimación del haz fue hecha para dos ángulos de gantry, para un estudio más detallado podrían utilizarse más posiciones de gantry y mas variaciones de tamaños de campo.
4. En el análisis de perfil del haz se utilizó un único tamaño de campo, aunque en la evaluación anual del equipo se establece que deben utilizarse diferentes tamaños de campo (en un maniquí de agua), por lo que se recomienda extender este análisis a diferentes tamaños de campo de tal forma que se evalúe el desempeño en campos pequeños y grandes para compararlos con los valores anuales.
5. El estudio anteriormente descrito se recomienda como un control de calidad con frecuencia mensual, debido al tiempo de máquina que se requiere para el centrado del equipo y la obtención de los datos.
6. El uso del ArcCHECK para evaluación rutinaria no debe ser exclusiva, es necesario que se realicen pruebas rutinarias en paralelo a los equipos más robustos, principalmente si se utiliza una cámara de ionización Farmer de 0.125cm^3 en maniquí con agua haciendo barrido y/o películas calibradas.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] AAPM, *Physical aspects of quality assurance in radiation therapy*, (TG-13). United States of America, 1984.
- [2] AAPM, *Comprehensive QA for radiation oncology*, (TG-13). United States of America, 1994.
- [3] AAPM, *Basic applications of multileaf collimators*, (TG-50), First edition. United States of America, 2001.
- [4] AAPM, *The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management*, (TG-100). United States of America, 2000.
- [5] AAPM, *Accelerator beam data commissioning equipment and procedures*, (TG-13). United States of America, 2008.
- [6] AAPM, *Quality assurance of medical accelerators*, (TG-142), First edition. United States of America, 2009.
- [7] Adradra, Jorge, *Análisis dosimétricos mediante películas radiocrómicas en tratamientos IMRT*, Instituto Balseiro, Argentina, 2011.
- [8] Arráns, R., et al., *Dosimetría con películas Radiocrómica*, 2009.
- [9] ArcCHECK user's guide: The ultimate 4D QA solution. SunNuclear Corporation. Revisión D, 10, 2010
- [10] Attix, Frank Herbert. (Cuarta Edición). (2004). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Alemania: Editorial WILEY-VCH
- [11] Depuydt T, Van Esch A, Huyskens DP. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. **62** 309–319, 2002

- [12] Hyperphysics, *El Espectro Electromagnético*, <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbaseees/ems1.html>. Visitado en noviembre de 2016.
- [13] International Commission on radiation units and measurements, *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*, report 60.
- [14] International Commission on radiation units and measurements, *Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)*, report 83, 2010.
- [15] Khan, Faiz M. (Cuarta Edición). (1984). *The Physics of Radiation Therapy*. U.S.A.
- [16] Klein Eric E. *linear accelerator quality assurance tg40 to tg142* Washington University 7 de abril de 2011 <http://chapter.aapm.org/seaapm/meetings/2011/S2-T1-Klein-TG-142-Linac-QA.pdf>
- [17] Knoll, Glenn F., *Radiation Detectibn and Measurement*, third edition, University of Michigan, 2000 USA.
- [18] Low DA, Harms WB, Sasa Mutic, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998;25:656– 661.
- [19] OIEA, *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad*,(TECDOC-1151) Viena 2000
- [20] OMS, *Quality Assurance in Radiotherapy*, Geneva, 1988.
- [21] PODGORSK, E.B. *Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students*. Primera edición, Austria, International Atomic Energy Agency (IAEA), 2005
- [22] Sanchez Galiano, Pedro , *Introducción a la física de la radioterapia*.
- [23] SNC Patient User's Guide. SunNuclear Corporation. Versión 6.2.0.27712, 2012
- [24] T. Losasso, *IMRT delivery performance with a varian multileaf collimator*, *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 71,(2008).
- [25] Trujillo García, Guillermo *Control dosimétrico in vivo en radioterapia externa usando diodos semiconductores*, Instituto Nacional de Oncología y Radiobiología, Cuba 1998.

- [26] Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;26:261–273.
- [27] Varadharajan Ekambaram, Ramasubramanian Velayudham *Analysis of low dose level volumes in intensity modulated radiotherapy and 3-D conformal radiotherapy*
- [28] Varian Medical Systems, *Clinac iX System*, <https://www.varian.com/oncology/products/treatment-delivery/clinac-ix-system>. Visitado en octubre de 2016.