



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

IMPACTO DE LOS FACTORES DE CORRECCIÓN DE SALIDA PROPUESTOS
POR EL CÓDIGO DE PRÁCTICA TRS-483 DEL OIEA EN EL CÁLCULO DE
DISTRIBUCIONES DE DOSIS

TESIS
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:
MAURICIO MISSAEL SÁNCHEZ DÍAZ

TUTOR PRINCIPAL

DRA. OLIVIA AMANDA GARCÍA GARDUÑO
INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NUEROCIRUGÍA

MIEMBROS DEL COMITÉ TUTOR

DRA. MARÍA ISABEL GAMBOA DE BUEN
INSTITUTO DE CIENCIAS NUCLEARES-UNAM

DR. LUIS ALBERTO MEDINA VELÁZQUEZ
INSTITUTO DE FÍSICA-UNAM

Ciudad de México, junio 2021



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

DEDICATORIA

Para mi familia y quienes me rodean, por brindarme confianza, el motivo para superar cualquier adversidad y lograr desarrollarme como profesionalista; crecer y sentir como humano, así como alimentar mi espíritu.

“Al fin y al cabo, somos lo que hacemos para cambiar lo que somos”

-Eduardo Galeano

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Nacional Autónoma de México que me ha ofrecido una formación profesional; además de la oportunidad de conocer a su comunidad de estudiantes, profesores, investigadores e institutos durante 10 años de aprendizaje.

Mi más sincero agradecimiento a la Dra. Amanda García por su apoyo, enseñanza y paciencia a lo largo de mi formación como físico médico al confiarme un proyecto innovador, que se traduce en un gran aporte para mi desarrollo y experiencia.

Agradezco al Dr. Luis Medina por su persistencia en mi formación desde el inicio de mi etapa en la física médica; así como por sus consejos, confianza y apoyo.

A la Dra. Isabel Gamboa por sus enseñanzas en las etapas que más necesitaba apoyo para comenzar en esta área del conocimiento.

Al Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía por darme la oportunidad de realizar este proyecto en sus instalaciones. Además, mi más profundo agradecimiento a la unidad de radiocirugía por su hospitalidad. En especial a los Maestros Francisco Laez y Alfredo Herrera, por su ayuda y las numerosas enseñanzas compartidas día a día, que permitieron terminar el proyecto.

Proyecto apoyado por el Fondo Sectorial de Investigación en Salud y Seguridad Social A3-S-37057.

Índice general

Introducción	1
1. Marco Teórico	5
1.1. Antecedentes	5
1.1.1. Radioterapia y aceleradores lineales	5
1.1.2. Dosimetría en radioterapia	7
1.1.3. Códigos de prácticas convencionales TRS 398 y TG-51	12
1.1.3.1. Dosimetría de Referencia	13
1.1.3.2. Dosimetría Relativa	15
1.1.4. Radiocirugía	16
1.2. Radioterapia con campos pequeños y sus desafíos	18
1.2.1. Campos pequeños	19
1.2.2. Pérdida del equilibrio lateral de partículas cargadas	20
1.2.3. Oclusión parcial del haz	22
1.2.4. Detectores	24
1.3. Formalismo para campos pequeños	27
1.3.1. TRS 483	27
1.3.1.1. Dosimetría de Referencia	28
1.3.1.2. Dosimetría Relativa	30
1.3.2. Detectores y equipo	32
1.3.2.1. Diodos	33
1.3.2.2. Diodo Estereotáctico	34

<i>ÍNDICE GENERAL</i>	5
1.3.2.3. Películas radiocrómicas	35
1.3.2.4. Película EBT3	36
1.4. Planeación de tratamiento	37
1.4.1. Sistema de Planeación de Tratamiento	37
1.4.1.1. Sistema de Planeación “iPlan RT Dose”	39
1.4.2. Algoritmos de cálculo de dosis	39
1.4.2.1. Algoritmo “Pencil Beam”	41
1.4.2.2. Histogramas Dosis-Volumen	43
1.4.2.3. Índice gamma	44
1.4.3. Garantía de Calidad	46
2. Materiales y Método	48
2.1. Materiales	48
2.1.1. Acelerador Lineal	48
2.1.2. Sistema de Colimación	50
2.2. Metodología	50
2.2.1. Selección y clasificación de los pacientes	50
2.2.2. Medidas de los TSF con el diodo IBA-SFD	51
2.2.3. Medidas de los tamaños de campo con película EBT3	52
2.2.4. Cálculos de los TSF y de los factores de campo	54
2.2.5. Simulación de tratamientos	55
2.2.6. Comparación de la distribución de dosis y los DVH en pacientes representativos	56
2.2.7. Análisis estadístico	56
2.2.7.1. PTV y Tejido Normal	57
2.2.7.2. Unidades monitor, cobertura y conformidad	58
2.2.7.3. Órganos en riesgo	58
3. Resultados	59
3.0.1. Selección y clasificación de los pacientes	59
3.1. Aplicación del TRS-483 y Comisionamiento del equipo	61

<i>ÍNDICE GENERAL</i>	6
3.1.1. Medidas de los tamaños de campo con película EBT3	61
3.1.2. Cálculos de los TSF y de los factores de campo	64
3.2. Resultados del análisis con la información de los	
pacientes	66
3.2.1. Comparación de la distribución de dosis y los DVH en pacientes representativos	66
3.2.2. Análisis estadístico	70
3.2.2.1. PTV y Tejido Normal	70
3.2.2.2. Unidades monitor, cobertura y conformidad	75
3.2.2.3. Órganos en riesgo	78
4. Discusión	80
4.1. Aplicación del TRS-483 y	
Comisionamiento del equipo	80
4.1.1. Medidas de los TSF con el diodo IBA-SFD	80
4.1.2. Medidas de los tamaños de campo con película EBT3	81
4.1.3. Cálculos de los TSF y los factores de campo	82
4.2. Resultados del análisis con la información de los	
pacientes	83
4.2.1. Comparación de la distribución de dosis y DVH en pacientes representativos	83
4.2.2. Análisis estadístico	84
4.2.2.1. PTV y tejido normal	85
4.2.2.2. Unidades monitor, cobertura y conformidad	85
4.2.2.3. Órganos en riesgo	87
Conclusiones	89
Referencias	91

INTRODUCCIÓN

La radioterapia es parte integral del tratamiento de pacientes con cáncer, cerca del 60% de pacientes diagnosticados con cáncer recibirán radioterapia como parte de su tratamiento. La radioterapia afecta tanto a las células tumorales como a las células sanas; lo primero en beneficio y lo segundo en detrimento de los pacientes [Halperin, 2013]. Desafortunadamente, después de más de 100 años de practicar radioterapia y a pesar del progreso tecnológico reciente, las aplicaciones clínicas están lejos de ser ideales [Halperin, 2013].

El objetivo de la radioterapia es administrar una dosis tan homogénea y exacta como sea posible al tejido enfermo sin causar efectos secundarios no deseados en los tejidos sanos cercanos. El haz de radiación, ya sean fotones o partículas cargadas, como electrones; es dirigido hacia el tumor con el objetivo de causar la muerte celular a través de una respuesta radiobiológica a la radiación [Slotman, 2006].

Los avances en el tratamiento de radioterapia con equipos especializados, por ejemplo: Tomo Therapy[®], CyberKnife[®] o GammaKnife[®]; y aceleradores convencionales con sistemas de colimadores multihojas de alta resolución, han dado lugar al uso de campos pequeños de tratamiento en comparación con el tamaño de campo de radioterapia tradicional de referencia $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ [IAEAAPPM, 2017].

Esto ha causado problemas con la dosimetría de referencia actual propuesta por organismos internacionales como el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA, por sus siglas en inglés) con el código de práctica *Serie de Informes Técnicos No. 398*” y la publicación de la AAPM titulada “*Protocolo TG-51 para la Dosimetría de Referencia Clínica de Fotones de Alta Energía y Haces de Electrones*”.

El aumento en la incertidumbre de las medidas en la dosimetría de equipos clínicos que utilizan campos pequeños está relacionado con pérdidas de las condiciones de equilibrio de acuerdo con la teoría de cavidades; cuyo problema principal es la pérdida del equilibrio de partícula cargada necesario para determinar con precisión el valor de la dosis depositada en un volumen de agua [IAE-AAPPM, 2017].

El problema es debido a que el alcance de los electrones secundarios es comparable al tamaño del campo de tratamiento o de referencia. Además, las condiciones de equilibrio se ven afectadas por las propiedades y la respuesta del detector [IAE-AAPPM, 2017]. Los detectores de radiación introducidos en los campos de radiación pequeños suelen perturbar el nivel de equilibrio; por lo tanto, la precisión dosimétrica alcanzada en campos convencionales ya no es satisfactoria para la determinación de la dosimetría relativa y la dosimetría absoluta [Das, 2007].

En resumen, para campos pequeños los errores prácticos y de incertidumbre han aumentado debido, principalmente a dos razones: en primer lugar, las condiciones de referencia recomendadas por los códigos de práctica convencionales no pueden lograrse en algunos equipos. En segundo lugar, no existe una estandarización de los procedimientos de medición para la determinación de la dosis depositada en el agua en campos pequeños [IAE-AAPPM, 2017]. Por si fuera poco, se han producido accidentes en algunos centros de radioterapia debido a que el uso de métodos y procedimientos recomendados en los códigos de práctica convencionales no son aptos para campos pequeños y sus aplicaciones clínicas.

Para mejorar la dosimetría de referencia en campos pequeños Alfonso et al., 2008 proponen un formalismo que introduce dos campos de calibración intermedios, además de un factor de corrección de salida para las medidas de dosimetría relativas.

Esta iniciativa concluyó en un proyecto internacional con un grupo de trabajo de investigadores de la IAEA en colaboración con la AAPM para desarrollar una guía de recomendaciones estandarizadas para dosimetría en campos pequeños basada en el formalismo convencional de mediciones de dosis absorbida en agua del TRS-398 o el TG-51. El trabajo final es un código de práctica publicado en el 2017 como “Technical Reports Series No. 483 Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy”, que está diseñado para unidades de terapia clínica que utilizan campos pequeños de fotones estáticos con diferencia de potencial menores que o iguales a 10 MV.

En el instituto sede de este proyecto, el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suárez” se llevan a cabo tratamientos de radioterapia con campos pequeños. Por ello, se propone desarrollar un proyecto para probar la influencia que tienen los factores de corrección de salida en el cálculo de distribuciones de dosis, a través de seguir el formalismo del TRS 483 y verificar la importancia de su uso en la práctica clínica en tratamientos de radiocirugía y radioterapia que utilicen campos no convencionales de radiación.

Hipótesis: El aplicar el factor de corrección de salida tiene un impacto estadísticamente significativo en el cálculo de la distribución de dosis en tratamientos de radioterapia al utilizar el algoritmo Pencil Beam.

Objetivo general: Determinar estadísticamente la influencia del factor de corrección de salida del diodo IBA-SFD en el cálculo y distribución de la dosis con el algoritmo Pencil Beam (Iplan Dose v.4.5.5) para tratamientos de radioterapia.

Objetivos Particulares:

1. Recopilación y elaboración de una base de datos de pacientes tratados con campos no convencionales de radiación utilizando el algoritmo Pencil Beam (se dividió en tres grupos acorde con las dimensiones a analizar: longitud de tamaño de campo cuadrado equivalente menores que 1.0 mm , entre 11.0 y 21.0 mm y por último entre 21.0 y 31.0 mm).
2. Aplicar el formalismo TRS 483 para la obtención de los factores de corrección de salida:
 - Medición de los tamaños de campo mediante películas radiocrómicas para calcular los factores de corrección de salida.
 - Aplicación de los factores de corrección de salida de los tamaños de campo medidos para la obtención de los factores de campo (Ω).
 - Comisionamiento del sistema de planeación con los factores de campo (Ω).
3. Simulación de los planes de tratamiento de la base de datos; primero con los factores de salida (TSF) y después con los factores de campo (Ω).
4. Análisis estadístico de los parámetros dosimétricos obtenidos mediante la simulación de planes de tratamiento.

La estructura de la tesis consiste en un primer capítulo con el marco teórico de radioterapia y radiocirugía, mismo que involucra antecedentes como la radioterapia, los códigos de práctica, la física de radiaciones en campos pequeños y el protocolo 483. El segundo capítulo versa sobre el material y el detalle del procedimiento llevado a cabo para lograr los objetivos planteados en el proyecto. En los capítulos tercero y cuarto se encuentran los resultados obtenidos y la discusión del trabajo. Por último, se presentan las conclusiones del presente trabajo de tesis.

Capítulo 1

Marco Teórico

1.1. Antecedentes

1.1.1. Radioterapia y aceleradores lineales

Desde el inicio de la radioterapia, poco después del descubrimiento de los rayos X por Roentgen en 1895, la tecnología de producción de rayos X se enfocó primero en energías e intensidades de haz de fotones y electrones cada vez más altas. Más recientemente, se enfocó hacia el uso de tecnología computacional para optimizar cada etapa del proceso del tratamiento. En los primeros 50 años de radioterapia, el progreso tecnológico fue relativamente lento y se basó principalmente en tubos de rayos X, generadores de Van de Graaff y betatrones [Podgorsak, 2005].

La invención de la unidad ^{60}Co de teleterapia en Canadá a principios de la década de 1950 proporcionó un impulso a la investigación de la radiación y sus aplicaciones terapéuticas. Las unidades de cobalto se convirtieron en el pilar de la radioterapia durante varios años; sin embargo, de forma simultánea se desarrollaban los aceleradores lineales (linac), que pronto sustituyeron a las unidades de cobalto. Además, año con año lograron mejorar los aceleradores lineales hasta convertirse en los generadores de radiación más utilizados en la radioterapia moderna. Con su diseño compacto y eficiente, el linac ofrece una opción excelente para la radioterapia, estos funcionan en su mayoría, con una geometría de tipo isocéntrico y terapia de rayos X o electrones con una gama amplia de energías de acuerdo a la demanda clínica [Podgorsak, 2005].

Actualmente, los generadores de radiación clínicos son capaces de acelerar electrones a energías cinéticas de 4 a 25 MeV. Los electrones se generan al calentar un filamento en el cátodo, después son acelerados en trayectorias rectas a través de las guías de ondas de aceleración, montadas en la columna del equipo, donde son sometidos a pulsos de radiofrecuencia. Si se desea trabajar con fotones, los electrones “golpean” un blanco para producir rayos X. Después de esto, se caracteriza el perfil de rayos X, se moldea a través de uno o más sistemas de colimación y se realiza dosimetría antes del uso clínico [Cherry, Duxbury, 2009].

En la actualidad existe una variedad grande de linac disponibles para uso clínico. Algunos proporcionan rayos X en un intervalo de 4 o 6 MV, mientras que otros proporcionan rayos X y electrones a energías diferentes. Un linac moderno típico de alta energía proporcionará fotones con una diferencia de potencial que va desde los 6 hasta los 18 MV. Además varias energías de electrones, por ejemplo 6, 9, 12, 16 y 22 MeV [Khan, Gibbons, 2014]. En la figura 1.1 se muestra un esquema general de un acelerador lineal, para indagar más en el tema se recomienda consultar las fuentes de The physics of radiations therapy por Khan y Radiation Oncology Physics: a handbook for teachers and students por Podgorsak.

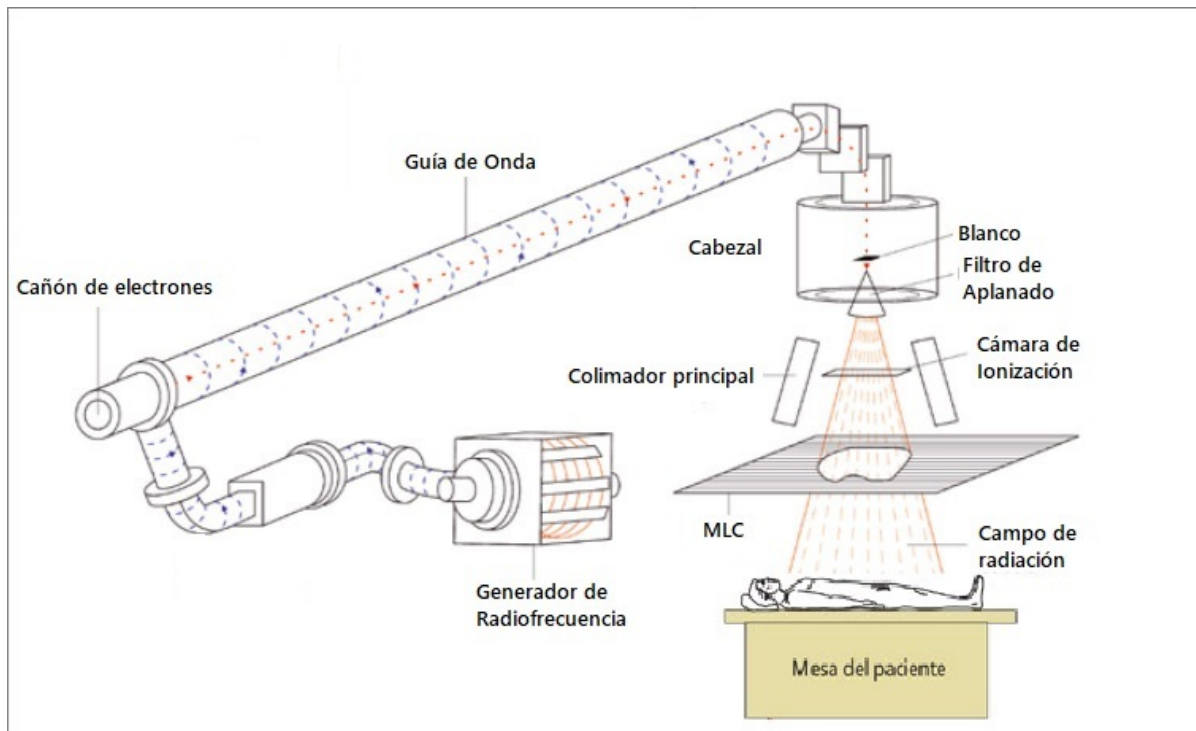


Figura 1.1: Componentes Generales de un Linac, adaptado de Pelayo (2013), Radioterapia Externa

Un acelerador lineal es un equipo complejo que requiere varios meses para su instalación, pruebas de aceptación y puesta en servicio. Mientras que la instalación la lleva a cabo el personal del proveedor, las pruebas de aceptación y la puesta en servicio son responsabilidad del físico de la institución. Los tratamientos para pacientes no comienzan hasta que se haya puesto en servicio la unidad; es decir, una vez que la máquina se ha probado y aceptado, al tiempo que se han adquirido los datos suficientes para el comisionamiento y comenzar con los planes de tratamientos de pacientes [Khan, 2014].

1.1.2. Dosimetría en radioterapia

Para lograr la exactitud y la precisión en el depósito de dosis prescrita al aplicar un tratamiento de radioterapia es importante caracterizar el haz de radiación, y esto se obtiene a través de distintas mediciones dosimétricas que son elaboradas bajo recomendación de los protocolos de dosimetría.

La dosimetría de radiación involucra métodos para una determinación cuantitativa de la energía depositada en un medio dado, por radiación ionizante directa o indirectamente. Se han definido varias magnitudes para describir el haz de radiación; las magnitudes dosimétricas más comúnmente utilizadas son:

Kerma

El kerma [Podgorsak, 2005], es el acrónimo de “kinetic energy released per unit mass”, se define como la energía promedio transferida por la radiación indirectamente ionizante (energía de partículas no cargadas, como fotones o neutrones) a los electrones del medio (dE_{tr}) por unidad de masa (dm), sin considerar qué sucede después.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

Para un haz de fotones que atraviesa un medio, el kerma en un punto es directamente proporcional a la fluencia de energía de los fotones (Ψ) y al coeficiente másico de transferencia de energía $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)$ establecido por la ecuación:

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)$$

Dosis absorbida

La dosis absorbida (D), [Podgorsak, 2005], es una magnitud aplicable para la radiación directa o indirectamente ionizante en un medio de masa (m). Se define como la energía depositada dE , impartida por radiación ionizante a un volumen V .

$$D = \frac{dE}{dm}$$

Para los fotones, la energía es depositada a la materia en dos etapas. Primero sucede la transferencia de energía de los fotones a las partículas cargadas secundarias, después estas partículas transfieren una parte de su energía al medio y otra parte son pérdidas en forma de ondas electromagnéticas. Es decir, la energía dE es la suma de la energía que entra al volumen de interés menos la energía que la abandona. Las unidades de las magnitudes kerma y dosis es el gray ($1Gy = 1J/kg$)

La energía transferida por los fotones a los electrones del medio se lleva a cabo por las interacciones de los electrones liberados, [Podgorsak, 2005]. De tal forma que el kerma es una contribución del kerma de colisión (K_{col}) y el kerma radiativo (K_{rad}):

$$K = K_{col} + K_{rad}$$

El kerma de colisión para fotones de energía E al interactuar con el medio de densidad electrónica Z , está relacionado con la fluencia Ψ en el punto de interés por lo siguiente:

$$K_{col} = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,z}$$

Donde (μ_{en}/ρ) es el coeficiente másico de absorción de energía para fotones monoenergéticos en el medio [Attix, 2004].

Equilibrio de partícula cargada

En fotones, la energía transferida no sucede en el mismo sitio que la absorción de la energía, debido a que los electrones producidos tienen un alcance inversamente proporcional a la densidad del medio. Para fotones acelerados a determinado diferencia de potencial, los electrones secundarios lograrán alcanzar una trayectoria de longitud bien conocida.

El equilibrio de partícula cargada (EPC) en el volumen sensible del detector se alcanza cuando el radio r de la sección transversal del haz en el medio es mayor que el alcance R_{CSDA} de los electrones secundarios (“continuous slowing down approximation”), [Podgorsak, 2005], definido como:

$$R_{CSDA} = \int_0^{E_{max}} \left(\frac{S}{\rho} \right)^{-1} dE$$

donde E_{max} representa la energía máxima de los electrones y (S/ρ) es el poder másico de frenado del medio [Attix, 2004]. Cuando se satisface el EPC, la cavidad donde ocurre la medida se encuentra en equilibrio de cargas por la constante liberación de partículas cargadas sustituidas por partículas con la misma carga generadas dentro de la cavidad o que fueran generadas fuera y entraron a la cavidad. Se define β para establecer el cociente de la dosis absorbida con el kerma de colisión:

$$\beta = \frac{D}{K_{col}}$$

cuando existe EPC el valor de $\beta \approx 1$ [Khan, 2014].

Cuando el haz de fotones ingresa al medio, el kerma de colisión comienza en un máximo en la superficie del medio porque hay más fotones que partículas cargadas generadas. Al aumentar la profundidad en el medio la fluencia de las partículas cargadas aumenta a medida que ocurren más interacciones de los fotones con los electrones del medio, esto causa el aumento en la dosis depositada hasta que se alcanza un máximo a la profundidad de z_{max} , este comportamiento se conoce como la región de “incremento” como se muestra en la figura 1.2.

Debido a la atenuación de los fotones y la dispersión en el medio, se produce una región de equilibrio transitorio de partícula cargada (TCPE, por su siglas en inglés), donde existe una relación constante entre el kerma de colisión y la dosis absorbida. En otras palabras, la energía promedio de los electrones generados y por lo tanto, su alcance, no cambian con la profundidad en el medio y se mantiene el TCPE como se muestra en la figura 1.2.

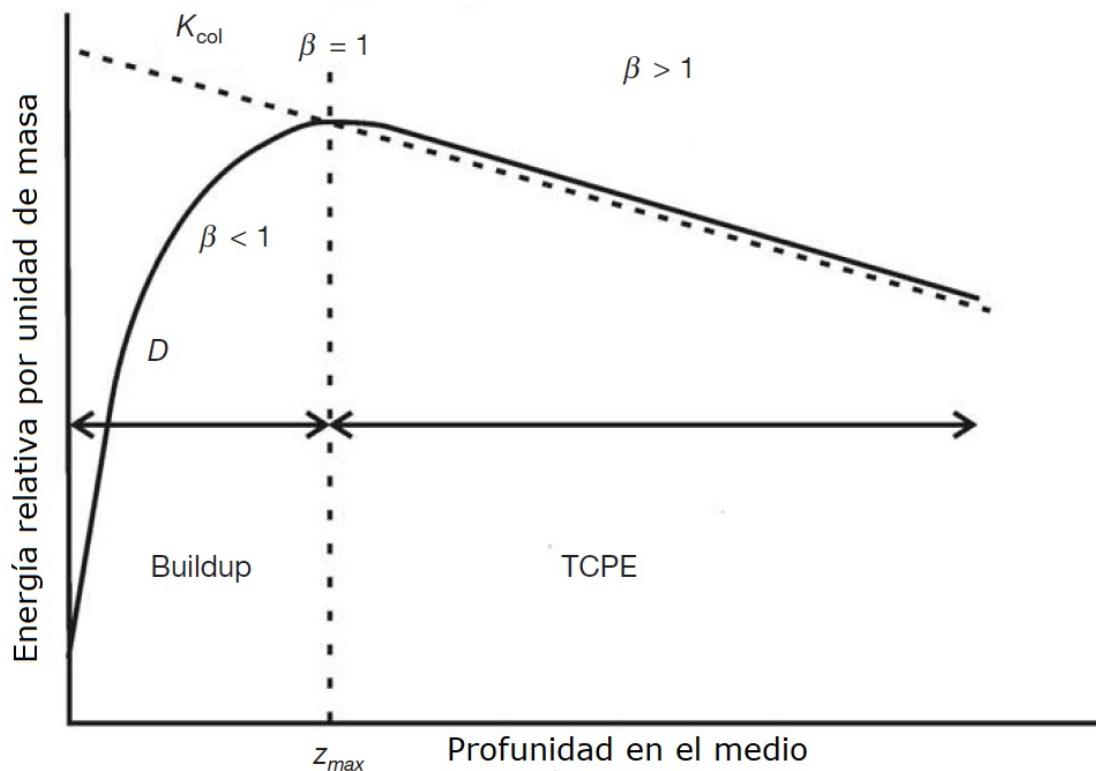


Figura 1.2: Kerma de colisión y dosis absorbida en función de la profundidad del medio para haces de megavoltaje, adaptado de [Khan, 2014](#).

Teoría de Cavidades

Para medir la dosis absorbida en un punto P dentro de un medio m es necesario introducir un detector en el medio. El volumen sensible del detector frecuentemente se denomina cavidad, sin embargo el volumen sensible del detector no es del mismo material que el agua que rodea el detector. La teoría de cavidades relaciona la dosis absorbida en el medio sensible del dosímetro con la dosis absorbida en el medio circundante que contiene la cavidad.

Los tamaños de las cavidades se clasifican en pequeños, intermedios o grandes en comparación con los alcances de partículas cargadas secundarias producidas por los fotones en el medio de la cavidad. El caso en el que el alcance es mayor que la cavidad del dosímetro es de interés para los campos pequeños como se discutirá más adelante [[Podgorsak, 2005](#)].

La teoría de cavidades por Bragg-Gray fue la primera teoría desarrollada para proporcionar una relación entre la dosis absorbida en el detector con densidad Z_d y la dosis absorbida en el medio que lo contiene con densidad Z_m . Se deben cumplir la condición de que el tamaño de la cavidad sea pequeña comparada con el alcance de las partículas que inciden en ella para que la dosis absorbida sea depositada únicamente por las partículas cargadas que la atraviesan, ambas condiciones implican un EPC o TCPE y fluencia constante [Podgorsak, 2005]. Entonces la relación entre la dosis del medio y la dosis en el volumen sensible del detector o cavidad como:

$$D_{med}(P) = D_{cav} \cdot \left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{med} / \left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{cav}$$

donde $\left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)$ es el poder de frenado del medio o de la cavidad.

En palabras, la dosis absorbida en el punto P del medio puede obtenerse por la medida de la dosis absorbida en la cavidad multiplicado por el cociente de los poderes de frenado $\left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{cav,med}$

La teoría de la cavidad de Bragg-Gray no tiene en cuenta la creación de electrones secundarios (delta) generados como resultado de los electrones primarios en la cavidad que salen con parte de la energía que se supone depositada.

La teoría de cavidades por Spencer-Attix opera con las mismas dos condiciones que se utilizan en la teoría de la cavidad de Bragg-Gray pero estas condiciones se aplican también a la fluencia de los electrones delta. Por otra parte la teoría de Burlin extiende las teorías de cavidad de Bragg-Gray y Spencer-Attix para cavidades de mayor tamaño al introducir un límite de tamaño de cavidad a la ecuación de Spencer-Attix usando una técnica de ponderación. Para indagar más en el tema de teoría de cavidades se pueden consultar las referencias [Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry de Attix \(2004\)](#), [Radiation Oncology Physics:a handbook for teacher and students de Podgorsak, 2005](#) o [The physics of radiaton therapy de Khan, 2014](#).

Un detector de radiación es un dispositivo, instrumento o sistema que mide, directa o indirectamente, las magnitudes de exposición, kerma, dosis absorbida o cualquier otra relacionada con la radiación ionizante al interaccionar con el medio circundante.

En general, los dosímetros de radiación deben poseer varias características; por ejemplo, en radioterapia es necesario conocer la dosis absorbida en agua en un punto específico y su distribución espacial. En este contexto, las propiedades deseables del dosímetro se caracterizarán por la precisión, exactitud, linealidad, independencia de la tasa de dosis, dependencia direccional, dependencia con la energía y resolución espacial [Podgorsak, 2005].

Uno de los dosímetros recomendables para radioterapia son las cámaras de ionización por su dependencia energética baja, mayor precisión y una dosimetría directa. Aunque el uso de otros dosímetros como los de estado sólido y los centelladores son ampliamente utilizados para algunas medidas de dosimetría como se demostrará en las secciones 2.2.2 y 2.2.3.

La medición de una magnitud dosimétrica es el proceso para encontrar el valor experimental de dicha magnitud utilizando un protocolo de dosimetría. El resultado se expresa como un valor numérico y una unidad apropiada. Por ejemplo, en la radioterapia se efectúa una dosimetría de referencia y una dosimetría relativa; para esta dosimetría se establecen magnitudes bien definidas y procedimientos regionales o internacionales para lograr una estandarización de dosimetría.

1.1.3. Códigos de prácticas convencionales TRS 398 y TG-51

Para la radioterapia externa con haz de fotones el Informe No. 50 de la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU, por sus siglas en inglés), recomienda una uniformidad de dosis dentro de -5% y $+7\%$ de la dosis entregada a un punto de prescripción bien definido dentro del tumor.

La radioterapia moderna con haz de fotones se lleva a cabo con una variedad de energías y tamaños de campo, bajo una de las dos configuraciones geométricas: distancia constante de fuente a superficie (SSD, por sus siglas en inglés) o una distancia constante de fuente a eje (SAD, por sus siglas en inglés) [Podgorsak, 2005].

La salida para una máquina de radioterapia generalmente se establece como la tasa de dosis para un punto P a una profundidad de referencia z_{ref} (a menudo la profundidad de la dosis máxima z_{max}) en un maniquí, a SSD o SAD y un tamaño de campo de referencia (a menudo $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$).

La calibración para la salida de un haz de radiación, en función de la tasa de dosis en agua bajo condiciones de referencia específicas, se conoce como dosimetría de referencia o dosimetría absoluta.

La dosimetría de referencia consistente y trazable a los laboratorios metrológicos es clave para el proceso de radioterapia porque permite que se sigan los mismos procedimientos dentro de un país o una región. Para la radioterapia convencional, esto se ha logrado mediante códigos de práctica adoptados, un ejemplo de esto es la publicación de la IAEA titulada “Determinación de la dosis absorbida en radioterapia de haz externo: un código internacional de práctica para la dosimetría basada en los estándares de dosis absorbida al agua ([Serie de Informes Técnicos No. 398](#))” y la publicación de la AAPM titulada “[Protocolo TG-51](#) para la Dosimetría de Referencia Clínica de Fotones de Alta Energía y Haces de Electrones”.

1.1.3.1. Dosimetría de Referencia

Para llevar a cabo la dosimetría absoluta es importante seleccionar el código de práctica que deberá seguirse; después son seleccionados los detectores y el maniquí para adquirir las lecturas.

El formalismo del TRS 398 para la dosimetría de referencia es el siguiente: la dosis absorbida en agua a una profundidad de referencia Z_{ref} para un haz de referencia con calidad Q_0 está determinada por:

$$D_{w,Q_0,z_{ref}} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}$$

Donde M_{Q_0} es la lectura del dosímetro bajo las condiciones de referencia utilizadas en el laboratorio primario, N_{D,w,Q_0} es el factor de calibración del dosímetro en términos de la dosis absorbida en agua y k_{Q,Q_0} es el factor de corrección por la calidad de haz por la diferencia entre la calidad Q y Q_0 .

Las condiciones de referencia son aquellas en las cuales se tomaron las mediciones dentro de un laboratorio de primario o secundario. Estas condiciones son magnitudes que incluyen la calidad del haz (normalmente ^{60}Co), el tamaño de campo, la posición del detector, la presión atmosférica, la temperatura ambiente, la humedad relativa y la geometría.

Entonces, cualquier lectura debe ser corregida empleando el código de práctica y el dosímetro que se haya utilizado en las lecturas para alcanzar las condiciones de referencia.

El factor de corrección por calidad k_{Q,Q_0} es el cociente entre los factores de calibración en términos de dosis absorbida en agua, con cada calidad de haz.

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_0}/M_{Q_0}}$$

Mientras que teóricamente se pueden calcular como:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(S_{w,air})_Q (W_{air})_Q P_Q}{(S_{w,air})_{Q_0} (W_{air})_{Q_0} P_{Q_0}}$$

Donde $s_{w,air}$ son los cocientes de los poderes de frenado agua-aire, W_{air} es la energía promedio necesaria para producir un par de iones en aire y P_Q , P_{Q_0} los factores de perturbación en cada calidad de haz [Khan, 2014].

Unidades Monitor

Una vez que se calcula la dosis del isocentro por medio de la dosimetría de referencia, se puede determinar el tiempo de irradiación o las unidades de monitor (UM) para cada tratamiento. Los aceleradores lineales clínicos tienen una o dos cámaras de ionización en el cabezal permanentemente, cuando los haces de fotones son disparados las cámaras sirven para monitorear la salida del haz continuamente durante el tratamiento del paciente [Podgorsak, 2005].

La cámara de ionización primaria mide las UM. Por lo general en la práctica, la sensibilidad de los circuitos del electrómetro de la cámara de ionización se ajusta de tal manera que 1 MU corresponde a una dosis de 1 cGy administrada en un maniquí de agua bajo la geometría de referencia.

Las UM podrían ser una medida indirecta de la dosis depositada en Gy durante un tratamiento por el haz de fotones del linac con cierto tiempo de irradiación.

$$Salida (Gy/UM) = D_{w,Q,z_{ref}}/UM$$

donde $D_{w,Q,z_{ref}}$ es la dosis absorbida en agua a una profundidad z_{ref} , a partir de la lectura de un dosímetro y corregida por factores establecidos en el código de práctica para llevar la lectura a las condiciones de referencia, incluyendo la calidad del haz, Q [Podgorsak, 2005].

En un tratamiento, una vez que se ha alcanzado el número preestablecido de UM, el circuito de la cámara de ionización primaria apaga el linac y finaliza la administración de la dosis al paciente. Antes de que se pueda iniciar una nueva irradiación, es necesario restablecer las pantallas de UM a cero.

Es de suponerse que cuando la irradiación ocurre en otras condiciones de irradiación, como profundidad o tamaño de campo, se provocan diferentes condiciones de dispersión que podrían afectar la salida del haz, así el TPS realiza una corrección en las unidades monitor para alcanzar la dosis tumoral prescrita.

1.1.3.2. Dosimetría Relativa

La otra parte de la dosimetría para los aceleradores está relacionada con la distribución de la dosis en el volumen de agua y las tres magnitudes básicas para caracterizar un haz de radiación se presentan a continuación.

Razón tejido máximo

La razón tejido máximo (TMR, por sus siglas en inglés) es una magnitud del cociente de dosis sobre el eje central del haz con distintas profundidades. La dosis de referencia es a una distancia SAD donde se fija el dosímetro a cierta profundidad y las otras dosis se miden aumentando la profundidad de agua por arriba del dosímetro sin moverlo [[Manual técnico, BrainLab](#)]. Estas medidas se toman por lo general en un tamaño de campo de referencia de $f_{ref} = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ y se define como el cociente:

$$TMR = \frac{D_{f_{ref},SSD_d}}{D_{f_{ref},SSD_{d_{max}}}}$$

donde $D_{f_{ref},SSD_{d_{max}}}$ es la dosis máxima a la profundidad d_{max} y D_{f_{ref},SSD_d} es la dosis con distintos valores de profundidad en agua sobre el detector d .

Cociente de dosis fuera de eje

Las medidas del cociente entre la dosis de un dado punto fuera del eje respecto de un punto a la misma profundidad sobre el eje central del campo (OAR, por sus siglas en inglés) son tomadas en el plano transversal del haz con el maniquí de agua [Khan, 2014]. Estas medidas se toman en un campo de f de distintos tamaños incluyendo el de $f_{ref} = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$, con una profundidad constante d y se modifica la distancia radial al eje central, r . Se define con el cociente:

$$OAR = \frac{D_{f_{ref},r,SSD_d}}{D_{f_{ref},0,SSD_d}}$$

Donde $D_{f_{ref},0,SSD_d}$ es la dosis en el campo de referencia f_{ref} sobre el eje central 0 cm , mientras que D_{f_{ref},r,SSD_d} es la dosis en el campo de referencia f_{ref} a una distancia r del eje central.

Factores totales de dispersión

Los factores totales de dispersión (TSF, por sus siglas en inglés) se definen como el cociente de la dosis medida para un tamaño de campo f , respecto a un campo de referencia f_{ref} a una profundidad d_{max} [Khan, 2014].

$$TSF = \frac{D_{f,d_{max}}}{D_{f_{ref},d_{max}}}$$

Donde $D_{f_{ref},d_{max}}$ es la dosis en el campo de referencia a una profundidad d_{max} y $D_{f,d_{max}}$ es la dosis con un campo f distinto al de referencia.

Más adelante se profundizará en esta medida relacionada con los objetivos del proyecto.

1.1.4. Radiocirugía

El concepto de radiocirugía estereotáctica fue descrito por primera vez por Lars Leksell en 1951, como una irradiación de una sola fracción que reemplazaría a la cirugía con los efectos de la radiación ionizante. La radiocirugía estereotáctica (SRS, por sus siglas en inglés) se caracteriza por administrar una dosis de radiación alta a un volumen pequeño en poco tiempo, con alta precisión y alta conformidad. El término SRS se utiliza para tratamientos de fracción única, mientras que el término radioterapia estereotáctica (SRT, por sus siglas en inglés) para la radiación estereotáctica fraccionada [Slotman, 2006].

Para lograr esta precisión se utiliza una técnica estereotáctica en la que la ubicación de un volumen de tratamiento está relacionada con un sistema de coordenadas cartesiano tridimensional perfectamente caracterizado en cada paciente. Sobre la base de este sistema, cualquier localización intracraneal puede identificarse fácilmente en relación con el marco, que se fija al cráneo [Slotman, 2006].

Leksell exploró por primera vez la radiocirugía basada en aceleradores a principios de los 80s, al producir haces estrechos colimados para SRS y la descripción de la dosimetría involucrada [Slotman, 2006].

Desde entonces, las tecnologías estereotácticas fueron aún más avanzadas al incorporar dispositivos y métodos de posicionamiento para medir con mayor precisión cualquier volumen. La mayoría de las tecnologías nuevas utilizan colimadores especializados en combinación con técnicas múltiples de isocentro donde la camilla se coloca en diferentes ángulos o posiciones y la fuente de radiación (gantry) recorre un arco sobre el isocentro para administrar la radiación en puntos diferentes.

En la radiocirugía con acelerador se usa un marco que se ajusta a la cabeza del paciente mediante tornillos invasivos, como marco de referencia. Este marco tiene una serie de marcas fiduciales, que permiten la transformación de las coordenadas de la imagen en coordenadas estereotácticas. El sistema rígido permite reposicionar al paciente de forma muy precisa [Slotman, 2006].

El incremento actual del uso de SRS está relacionado con avances en las tecnologías de computación y las imágenes médicas en la última década. Los sistemas de planeación de tratamiento (TPS, por sus siglas en inglés) actuales permiten una integración visual de imágenes con las curvas de isodosis, lo que reduce el tiempo de planificación del tratamiento.

Por otra parte, las versiones de TPS recientes facilitan el uso de la planificación inversa, donde el objetivo es tridimensional y el software, basado en restricciones proporcionadas por el usuario, genera un plan de tratamiento, que luego puede ser mejorado al ajustar y optimizar distintos parámetros [Slotman, 2006].

De manera conjunta, los avances en las técnicas de imagen han mejorado los resultados en radioterapia debido a una mejor definición y localización de blancos. El uso integrado de imágenes de resonancia magnética (MRI, por sus siglas en inglés) ahora se considera estándar debido a su excelente contraste tisular que proporciona un excelente detalle anatómico a los médicos para definir volúmenes en regiones como el cerebro.

La confiabilidad de la MRI para los procedimientos estereotácticos se relaciona con la fusión de los datos de tomografía computarizada (CT, por sus siglas en inglés) que son necesarios para los cálculos de dosis elaborados por el TPS. Técnicas, como la tomografía por emisión de positrones (PET, por sus siglas en inglés) y la espectroscopia de resonancia magnética, proporcionan información adicional para la localización y contorno del tumor. Además las distintas modalidades de imágenes permiten comprender los efectos neurobiológicos de la radiocirugía en diferentes tejidos [Slotman, 2006].

Los tumores del cerebro son candidatos para las técnicas de radioterapia actualmente disponibles debido a que se hacen con la mayor precisión posible para lograr el éxito de la terapia. Estos procedimientos se han una mejorado de forma general por la disponibilidad de modalidades de imagen, como la CT, la MRI y la PET y sus avances [Webb, 2001].

El avance tecnológico de los equipos permite una precisión milimétrica, relacionado con la mecánica del equipo y sus grados de libertad. Por otro lado, los mismos avances han provocado una disminución de los campos de tratamiento, lo que origina una mayor incertidumbre en el depósito de la dosis y problemas de estandarización. En la sección siguiente se plantea a fondo dicho problema.

1.2. Radioterapia con campos pequeños y sus desafíos

La radioterapia moderna ofrece una gamma amplia de técnicas para depósito de dosis más precisas en tumores; estas técnicas son radioterapia de intensidad modulada (IMRT, por sus siglas en inglés), SRS y la radioterapia corporal estereotáctica (SBRT, por sus siglas en inglés) [Bagheri, Soleimani, Nahideh, 2017]. En paralelo se han desarrollado unidades de tratamiento especializadas como TomoTherapy, CyberKnife o Gamma Knife, o los modelos nuevos de aceleradores lineales con un número mayor de grados de libertad, sistema de colimación, sistemas de planeación, entre otras mejoras [Andreo, 2017].

La característica común de todas estas técnicas y equipos es la aplicación de campos pequeños de fotones estáticos o dinámicos, perfilados por la presencia de colimadores multihojas, colimadores circulares o colimadores primarios que permiten adaptar la distribución de dosis deseada en el volumen del tratamiento (PTV, por sus siglas en inglés) [Bagheri et al., 2017].

Sin embargo, la distribución de dosis dentro del PTV no es necesariamente homogénea debido a los cambios de la densidad electrónica del tejido irradiado y las limitaciones del algoritmo de cálculo para resolver dichas diferencias. En radiocirugía existe una complejidad por la cercanía de órganos con el PTV, además del tamaño de las estructuras dentro del cerebro.

Entonces, se requieren más haces o segmentos pequeños e irregulares para lograr distribuciones de dosis precisas. Por lo tanto la precisión de la distribución de dosis planificada, su validación y verificación resultan ser una tarea muy difícil para los físicos que trabajan en radioterapia [Bagheri, et al, 2017].

En el artículo de Bagheri, et al., hacen mención a los distintos estudios que han demostrado que existen cálculos de dosis erróneos en el interior y cercanías del PTV debido, principalmente, a que los medios de densidad son diferentes a la densidad del agua, en específico en las regiones de aire como en la cavidad auditiva, cavidad oral y en general todo el sistema respiratorio, ocasionando menos dosis al PTV y malos resultados para los pacientes.

La dosimetría experimental para campos pequeños ha sido un desafío debido al alcance de las partículas cargadas secundarias definidas por la energía del haz, la oclusión del haz relacionado con el tamaño finito de la fuente y sistema de colimación, y por último con las medidas del detector, que incluyen el tamaño de volumen sensible y el material [Andreo, 2017].

1.2.1. Campos pequeños

Los campos pequeños se definen al satisfacer al menos una de las siguientes tres condiciones físicas en un haz de fotones externo:

- Hay una pérdida del LCPE en el eje del haz.
- Hay una oclusión parcial de la fuente primaria de fotones por los dispositivos de colimación en el eje del haz.
- El tamaño del detector es similar o grande en comparación con las dimensiones del haz.

Es importante notar que las dos primeras características están relacionadas con el acelerador y su energía, mientras que la tercera está relacionada con el detector y sus características.

En resumen, la dosimetría de campos pequeños es un reto debido a la pérdida de las condiciones de equilibrio para la teoría de cavidades; en las aplicaciones clínicas la complejidad aumenta con los cambios de densidad electrónica, debido a inhomogeneidades del tejido; las cuales son difíciles de resolver para cualquier algoritmo de los sistemas de planeación.

Los retos con los campos pequeños, desgraciadamente han llevado a accidentes en algunos centros de radioterapia. Estos accidentes en su mayoría están relacionados con el uso inapropiado de procedimientos de dosimetría e instrumentación en el empleo convencional de radioterapia. Es decir, no existe una estandarización para los procedimientos de la dosimetría relativa; y las condiciones de referencia recomendadas por los códigos de práctica convencionales no pueden llevarse a cabo en algunas máquinas para la dosimetría absoluta.

En la actualidad se ha incrementado el interés en el desarrollo de protocolos de dosimetría para campos pequeños, que ha mejorado las prácticas clínicas y llegó a un punto de estandarización con la publicación del protocolo Technical Reports Series No. 483 “Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy”.

1.2.2. Pérdida del equilibrio lateral de partículas cargadas

La pérdida del equilibrio lateral de partículas cargadas (LCPE, por sus siglas en inglés) es una condición que ocurre en un campo radiación de fotones cuando su extensión lateral es menor que el alcance de los electrones secundarios. Ocurre en haces de fotones cuando la mitad de ancho del campo cuadrado equivalente o el radio, son menores que el alcance lateral máximo de electrones secundarios [Andreo, 2017], [IAEA, 2017].

La falta de LCPE es un problema para la dosimetría, porque no se alcanza el equilibrio considerado en la teoría de cavidades, lo que aumenta la incertidumbre. Por ejemplo, una cavidad con medio cuya densidad es superior a la de los alrededores (generalmente agua), las partículas cargadas serán frenadas con mayor facilidad en la cavidad y habrá mayor dispersión en el exterior.

La relación dosis absorbida y kerma de colisión, $D = K_{col}$, que se utiliza como una medida del grado de CPE no se satisface cuando no ocurre la condición de equilibrio en el campo. El radio de haz mínimo para el cual $D = K_{col} = 1$ es alcanzado se define por el alcance de las partículas cargadas laterales, denotado por r_{LCPE} [Andreo, 2017].

En la figura 1.3 se muestra el cociente $\frac{D_w}{K_{col}}$ en función del radio del tamaño de campo r , para distintas calidades de haz. El equilibrio se pierde en campos pequeños cuando el alcance de las partículas supera las dimensiones del campo. La energía es proporcional al aumento del alcance de las partículas cargadas, a mayor energía mayor alcance.

En el actual código de práctica TRS 483 que se discutirá más adelante, se expresa el rango de equilibrio lateral de partículas cargadas r_{LCPE} en función de la magnitud de dosis a profundidad en radioterapia, en específico el cociente entre un volumen de 20 y 10 cm de agua. $TPR_{20,10}$ medido en un campo de referencia común de $10cm \times 10cm$ [IAEA, 2017].

$$r_{LCPE}[cm] = 8.369 \times TPR_{20,10} - 4.382$$

Donde los coeficientes se obtuvieron de un ajuste a los datos de Monte Carlo calculados por Papaconstadopoulos, 2016.

El TPR (por sus siglas en inglés, Tissue-phantom ratio) al igual que el TMR es una magnitud que caracteriza el cociente de dosis sobre el eje central del haz a una profundidad de interés, respecto a la profundidad de referencia, r_{ref} .

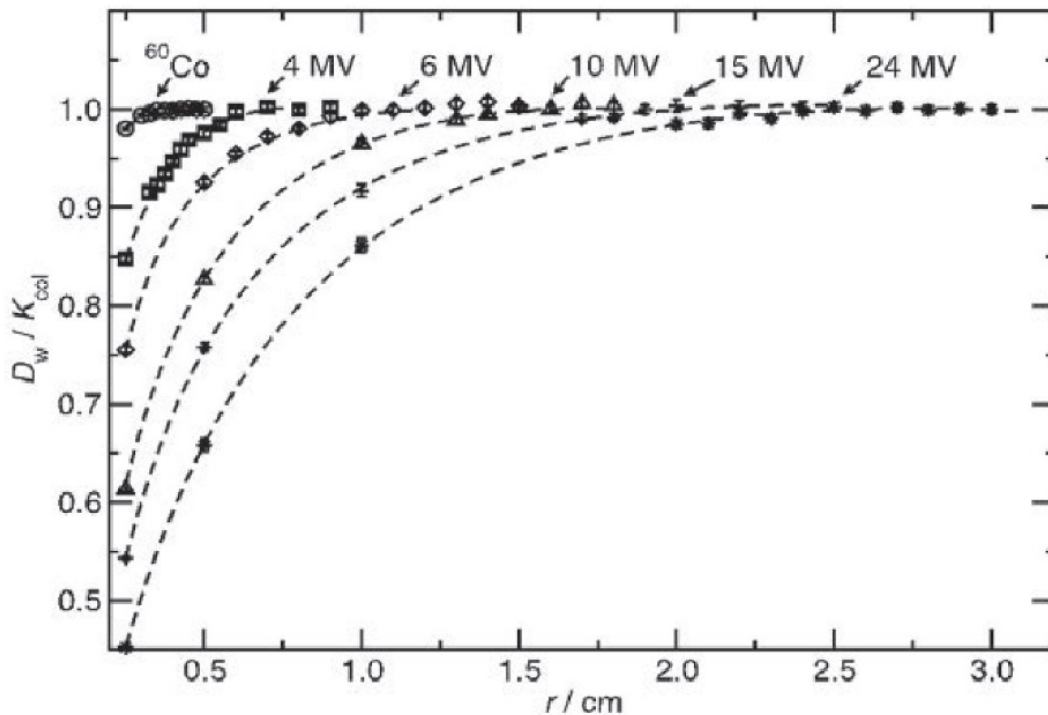


Figura 1.3: Cociente $\frac{D_w}{K_{col}}$ calculado por Monte Carlo, extraído de Papaconstadopoulos, 2016

La condición práctica que se establece para trabajar con un campo pequeño es que, para mediciones en una calidad de haz dada, la distancia desde el límite exterior del detector hasta el borde del campo de radiación es menor que el r_{LCPE} . Se considera que esta condición incluye componentes del detector que rodean el volumen sensible a la radiación, ya que contribuyen sustancialmente a la respuesta de éste [Andreo, 2017].

1.2.3. Oclusión parcial del haz

Los campos pequeños se coliman con colimadores tipo cono o MLC para darle la forma y el tamaño específicos, sin embargo, esto provoca una oclusión parcial de la fuente de radiación primaria y un aumento relativo de la penumbra.

Estos efectos están relacionados con el tamaño de la fuente de radiación, es decir, el “tamaño de la mancha” que dejan los electrones que insiden en el blanco para producir los fotones por el efecto de radiación de frenado [Andreo, 2017].

Como mencionan Garcia et al., las contribuciones al depósito de dosis van disminuyendo a medida que disminuye el campo, ya que no sólo se elimina la radiación dispersa, sino que la radiación del haz primario comienza a disminuir ocasionando una caída de la dosis, que puede llegar hasta un 40 %.

Cuando las penumbras son superpuestas el tamaño de campo determinado por el ancho a media altura máxima (FWHM, por sus siglas en inglés), generalmente no coincide con el valor del tamaño de campo definido por los colimadores, es decir, hay un aparente ensanchamiento del campo. Esto se ilustra en la figura 1.4 donde la altura de los perfiles de dosis resultantes disminuye cuando se reduce el tamaño del campo [Andreo, 2017].

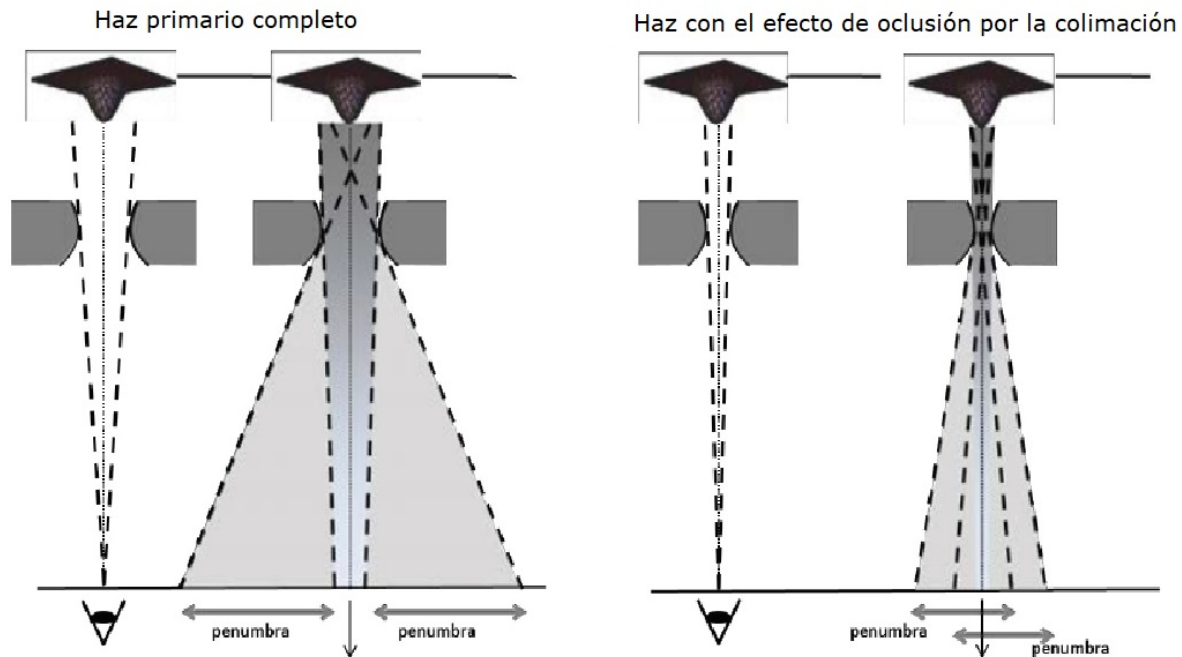


Figura 1.4: Esquema de oclusión del haz, extraído de [IPEM, 2010](#).

Los resultados de la oclusión parcial de se pueden resumir como:

- Superposición de la penumbra por el tamaño de la fuente.
- Reducción de la dosis relativa del eje central, que disminuye la salida de la máquina.
- Ampliación aparente del campo, lo que provoca una falta de coincidencia entre el tamaño de campo verdadero y el tamaño de campo nominal.

Estos son problemas que tienen una influencia grande en los datos requeridos para los sistemas de planificación del tratamiento de radioterapia, donde a menudo el tamaño del campo está definido por el sistema de colimación de la máquina, es decir, por el tamaño nominal del campo. Y debe ser considerado durante el comisionamiento del equipo [[Andreo, 2017](#)].

FWHM

El tamaño del campo se define para campos pequeños y en general para cualquier tamaño de campo, como el ancho a media altura o FWHM (ver figura 1.5), del perfil del haz medido a una profundidad suficiente para eliminar la contribución por dispersión; 10 cm es la profundidad recomendada en el TRS 483. El tamaño del campo es el par de dimensiones (en el caso de los campos rectangulares) o el diámetro (en el caso de los campos circulares) que definen el área del campo a la distancia de medición o tamaño de campo, S .

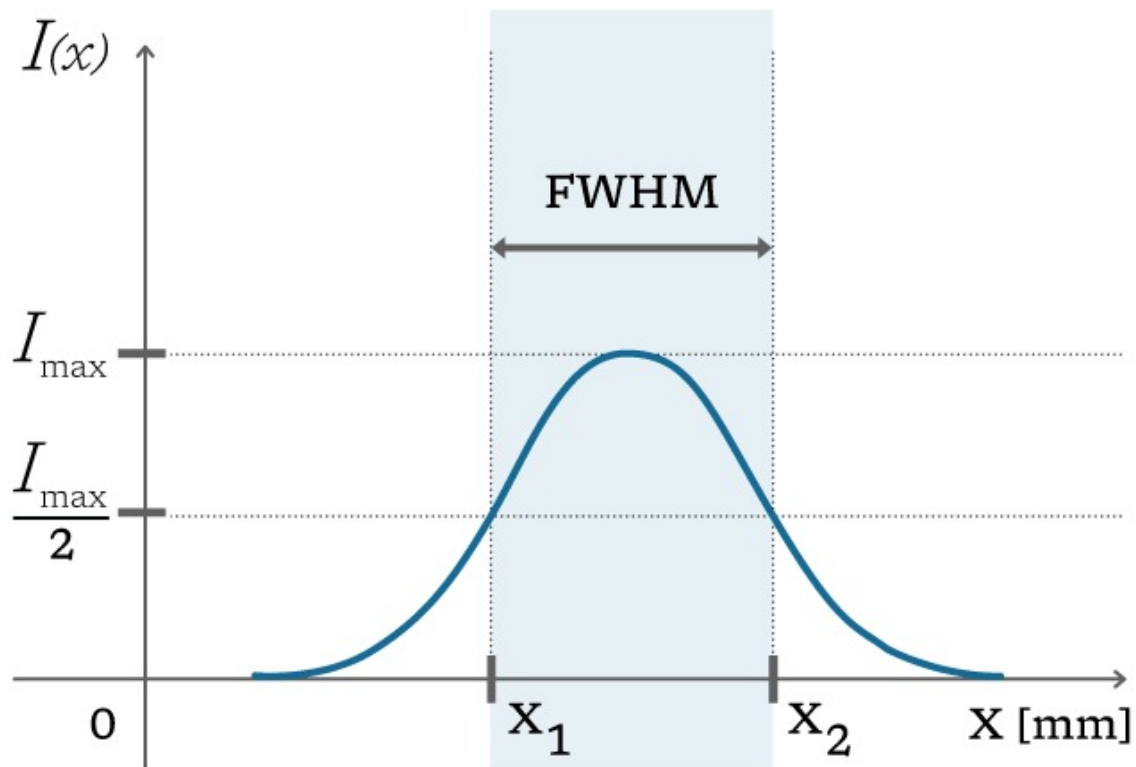


Figura 1.5: Representación del ancho a media altura

1.2.4. Detectores

Hay dos aspectos importantes relacionados con las propiedades del detector al utilizarse en la medición de campos pequeños, éstos son: a) la relación del tamaño del detector con las dimensiones del campo y b) los efectos de perturbación causados por el material del detector y su diseño [Andreo, 2017].

Relación tamaño del detector-tamaño del campo

Las cámaras de ionización han sido la “columna vertebral” de la dosimetría en radioterapia durante años. Sin embargo, las cámaras de ionización no son adecuadas para regiones con altos gradientes de dosis o en haces no uniformes donde existen limitaciones con respecto a su tamaño y sensibilidad. Los efectos del volumen ocurren cuando el tamaño del volumen sensible de la cámara es comparable a las dimensiones del campo o cuando la fluencia sobre el volumen sensible no es uniforme, la figura 1.6 muestra el caso en un perfil lateral [Bouchard, 2015].

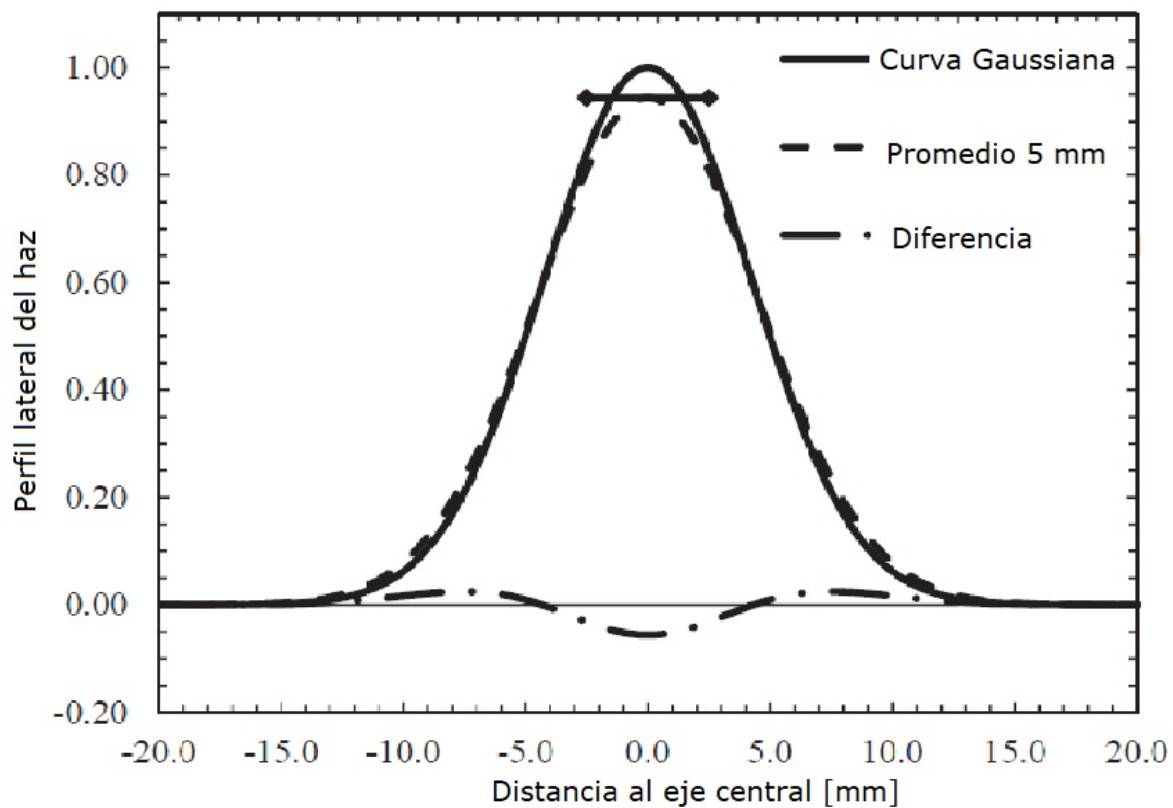


Figura 1.6: Ilustración del efecto parcial del volumen. La curva sólida es una curva Gaussiana que se aproxima a un perfil de campo pequeño; la curva punteada representa la lectura de un detector de volumen sensible de 5 mm. Y la flecha doble representa la dimensión del detector a lo largo del eje de exploración, extraído de IAEA-APPM, 2017.

En una medición el detector genera una señal promediada sobre su volumen sensible, esta señal es proporcional a la energía depositada por la fluencia de partículas que cruza el detector, es decir, existe un promedio del volumen para registrar la lectura. Si el tamaño del campo es menor que las dimensiones de la cámara y las partículas cruzan sólo una fracción del volumen sensible o si la fluencia sobre el detector no es uniforme, la señal del detector promediada sobre su volumen será incorrecta [Bouchard et al., 2015].

Si la dosis varía sobre el volumen del detector, este promedio puede ser distinto en comparación con la señal que un detector pequeño mediría en el punto de interés respecto al detector grande. Esto es conocido como el efecto parcial de volumen que conduce a dos fenómenos: la dosis en el centro de un campo pequeño se subestima y en la penumbra se sobrestima [Bagheri et al., 2017]. Esto se aprecia en la figura 1.6.

Efectos de perturbación

La dosimetría que utiliza las cámaras de ionización se basa en el principio de Bragg-Gray y para establecer las condiciones de equilibrio en la cavidad se requiere del uso de factores de corrección. Estos toman en cuenta la perturbación de la fluencia de partículas introducida por la presencia de la cámara (su volumen lleno de aire, paredes, electrodo, etcétera) en un medio homogéneo [Andreo, 2017].

En haces de fotones de campos anchos, los factores de corrección de perturbación para la mayoría de las cámaras de ionización comerciales son ligeramente diferentes a la unidad y la corrección sólo representa un pequeño porcentaje, mientras que en campos pequeños, los factores de corrección de perturbación pueden ser muy diferentes a la unidad, aumentando la incertidumbre de la medida.

Los problemas principales de las cámaras de ionización en campos pequeños están relacionados con el volumen promedio y las perturbaciones que pueden requerir un factor de corrección considerablemente grande.

El TRS 483 incluye el factor de corrección de volumen promedio en los detectores. Éste se define como la relación de la dosis absorbida al agua en el punto de referencia en ausencia del detector y la dosis absorbida media al agua sobre el volumen sensible del detector. La ecuación genérica para calcular el factor de corrección de volumen promedio es:

$$k_{vol} = \frac{\int \int_A w(x, y) dx dy}{\int \int_A w(x, y) OAR(x, y) dx dy}$$

Donde x y y son las coordenadas en los ejes ortogonales al eje central del haz, A es el área de la proyección del volumen sensible de la cámara en un plano ortogonal al eje del haz, $OAR(x, y)$ es el perfil lateral del haz a la profundidad de medición normalizado a la unidad en el eje central, y $w(x, y)$ es una función de ponderación que representa la extensión de la cavidad de aire de la cámara de ionización a lo largo del eje del haz (z) en función de las coordenadas laterales del haz (x, y) [IAEA-AAPM, 2017].

La necesidad de una corrección del promedio de volumen, se puede minimizar al utilizar un tamaño de cámara pequeño mientras se mantiene la distancia del borde de la cámara al campo más grande que el r_{LCPE} . Cabe señalar que los factores de perturbación global calculados por Monte Carlo actuales ya incluyen los factores de corrección de volumen promedio [Andreo, 2017].

Entonces, para dosimetría de campos pequeños se requiere un detector de alta resolución espacial con un volumen sensible muy pequeño. Actualmente se ha llevado a cabo el desarrollo de dosímetros pequeños y con propiedades que satisfacen la demanda en el área, que en conjunto con mejoras en la precisión de métodos de dosimetría forman un panorama prometedor para obtener mediciones más confiables en los campos pequeños y superar los problemas al respecto.

1.3. Formalismo para campos pequeños

1.3.1. TRS 483

En el 2008, Alfonso propuso un formalismo que consiste en dos rutas para determinar la dosis absorbida al agua en radioterapia externa cuando se utilizan cámaras de ionización en situaciones diferentes de las condiciones de referencia convencionales, para las que se aplican los códigos de práctica como el TRS-398 o el TG-51. Ambas rutas requieren la extensión del concepto de campo de referencia.

Esta extensión consiste en la definición de dos campos de calibración: un campo de referencia estático-específico de la máquina (f_{mrs}) para aquellos equipos que no pueden establecer las condiciones de referencia convencionales, típicamente $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ y un campo específico cercano a los campos utilizados para aplicaciones clínicas, campo clínico f_{clinc} . La primera ruta está enfocada en campos estáticos, misma que es de interés para este trabajo y la segunda ruta es para campos compuestos como los utilizados en tratamientos con técnicas como IMRT y VMAT [Alfonso, 2008].

Después de la propuesta de Alfonso, un grupo de trabajo internacional de la IAEA en colaboración con la AAPM, lograron una guía de recomendaciones estandarizadas para detectores y procedimientos de dosimetría en campos pequeños, basada en la dosis absorbida en agua.

El código de práctica internacional para campos pequeños se llama “Technical Reports Series No. 483 Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy”, está diseñado para la dosimetría de aceleradores clínicos que utilizan campos pequeños estáticos con fotones de diferencia de potencial menor que 10 MV. Este código satisface la necesidad de un enfoque sistemático unificado para la dosimetría de campos pequeños estáticos, que además permite mejorar algunos procedimientos relacionados con las aplicaciones clínicas de campos pequeños.

Para la dosimetría de campos pequeños de fotones, se consideran dos pasos: dosimetría de referencia o absoluta, con el formalismo del TRS 398 como base y la dosimetría relativa que consiste en una guía para corregir los factores de salida o factores totales de dispersión.

1.3.1.1. Dosimetría de Referencia

La determinación de la dosis absorbida en el agua para campos pequeños está basada en el formalismo de los códigos de práctica regionales e internacionales, que ya se ha discutido en la sección 1.1.3.1. Estos utilizan condiciones de referencia comunes para la determinación de la calidad del haz y para la determinación de la dosis absorbida en el agua: un tamaño de campo de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$; el código para campos pequeños se describe a continuación.

Cámara calibrada para un campo de referencia convencional con factores de corrección de calidad de haz genéricos disponibles

En la mayoría de los casos, el coeficiente de calibración de la cámara de ionización se mide en un laboratorio de referencia con una calidad Q_0 para un campo de referencia convencional de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$. En ese caso, se requiere un factor de corrección de la calidad del haz para corregir la lectura de la cámara debido a la diferencia entre las calidades de los haces de calibración y el del usuario. La dosis absorbida en el agua para el campo f_{msr} viene dada por la expresión:

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$$

donde $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es la lectura del detector en el campo f_{msr} corregido por magnitudes de influencia, como: presión, temperatura, recolección de iones, efectos de polaridad, etcétera; $N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}}$ es el coeficiente de calibración en términos de dosis la absorbida en agua de la cámara de ionización medida en un laboratorio estándar para un campo de calibración de referencia convencional de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ y una calidad de haz Q_0 y $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$ es un factor de corrección de calidad del haz.

El factor de corrección de la calidad del haz $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$ se define como la relación de los coeficientes de calibración de la cámara de ionización en los campos de referencia específico de la máquina $N_{D,w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$ y convencionales $N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}}$:

$$k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}} = \frac{N_{D,w,Q_{msr}}^{f_{msr}}}{N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}}} = \frac{D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}/M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}}{D_{w,Q_0}^{f_{ref}}/M_{Q_0}^{f_{ref}}}$$

donde $D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$ y $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ son la dosis en agua del campo de referencia específico de la máquina, con calidad Q_{msr} y la lectura del detector en las mismas condiciones. Mientras que $D_{w,Q_0}^{f_{ref}}$ y $M_{Q_0}^{f_{ref}}$ son las dosis en agua en un campo de referencia, con calidad Q_0 y la lectura del detector en las mismas condiciones. En la mayoría de los casos, Q_0 será un haz de rayos gamma de ^{60}Co , pero también podría ser un haz de rayos X de mega voltaje.

Algunos laboratorios de referencia han desarrollado la capacidad de hacer tales calibraciones en condiciones de máquinas clínicas, pero dichos servicios no están disponibles ampliamente. Sin embargo, por la uniformidad en las características físicas de los generadores de radiación del mismo tipo, los factores de corrección por la calidad del haz pueden determinarse por cálculos de Monte Carlo para un tipo particular de cámara de ionización en cierto equipo, con la ecuación:

$$k_{Q_{msr}, Q_0}^{f_{msr}, f_{ref}} = \frac{D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}} / \bar{D}_{air, Q_{msr}}^{f_{msr}}}{D_{w, Q_0}^{f_{ref}} / \bar{D}_{air, Q_{msr}}^{f_{msr}}}$$

donde todas las magnitudes en el lado derecho de la ecuación se calculan con simulación Monte Carlo, $D_{w, Q}^{f_{msr}}$ y $D_{w, Q_0}^{f_{msr}}$ son las dosis absorbidas en agua en el punto de medición en el campo msr y ref con calidad de haz Q y Q_0 , respectivamente. Mientras que $\bar{D}_{air, Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es el promedio de la dosis absorbida en aire en la cavidad de la cámara de ionización.

La dosimetría de referencia o absoluta en el protocolo para campos pequeños es prácticamente igual a la forma convencional, sólo es importante definir los campos msr en el equipo generador de radiación y utilizar el detector ideal, que puede ser seleccionado con las recomendaciones del mismo protocolo 483.

1.3.1.2. Dosimetría Relativa

Para la dosimetría relativa la única magnitud que será modificada, es la de los factores totales de dispersión o factores de salida; estos factores ahora se denominan factores de campo. El factor de campo $\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ en el campo de referencia específico de la máquina f_{msr} se define como la relación entre la dosis absorbida en agua en el campo clínico f_{clin} con calidad de haz Q_{clin} y la dosis absorbida en agua en el campo de referencia específico de la máquina f_{msr} , con haz calidad Q_{msr} :

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}}}$$

Estos factores de campo se utilizan para convertir la dosis absorbida en agua para el campo de referencia específico de la máquina f_{msr} en la dosis absorbida en agua para el campo clínico f_{clin} . En la mayoría de los aceleradores es posible establecer el campo de referencia convencional de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$. De tal forma que “msr” en la ecuación anterior se reemplaza con “ref”.

Los factores de campo se derivan de una relación de la lectura del detector $[M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}]$ en el campo clínico f_{clin} con calidad de haz Q_{clin} y la lectura del detector $[M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}]$ en el campo de referencia específico de la máquina f_{msr} , con calidad de haz Q_{msr} de acuerdo con:

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$$

Esta ecuación demuestra que la relación entre las lecturas en ambos campos y calidad de haz no es igual a un factor de salida, sino que tal cociente deberá multiplicarse por un factor de corrección de salida para obtener el factor de campo.

El factor de corrección de salida $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ se calcula generalmente por simulaciones Monte Carlo, donde se evalúa la expresión para distintos detectores, calidad de haz y tamaños de campo:

$$k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}} / \bar{D}_{det, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}} / \bar{D}_{det, Q_{msr}}^{f_{msr}}}$$

donde $D_{w, Q}^{f_{clin}}$ son las dosis absorbidas en el punto de medición en los campos msr y ref , respectivamente, con su calidad de haz. Mientras que $\bar{D}_{det, Q_{msr}}^{f_{msr}}$ son los promedios de la dosis absorbida en el detector para la medición en los campos msr y $clin$, respectivamente, con su calidad de haz.

Factores totales de dispersión

Los TSF describen la dosis relativa de salida del acelerador lineal en el punto de calibración para diferentes tamaños del MLC y de los colimadores primarios. Estos representan la contribución de la dispersión en el cabezal y en el maniquí [BrainLab, 2012].

La medida de los TSF se lleva a cabo en el eje central del haz, a una profundidad $d_{cal} = 10 \text{ cm}$ en el maniquí para combinaciones distintas de campos cuadrados de los colimadores primarios y del MLC.

Los TSF se calculan con respecto a la dosis medida para una determinada dimensión de campo de referencia, generalmente se utiliza una dimensión de campos de colimadores MLC y primarios de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$, aunque esta configuración puede variar dependiendo el equipo con el que se trabaja, y este concepto es muy importante en el TRS 483 para trabajar con equipos que no son capaces de trabajar con un campo de referencia de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$.

$$TSF(c_{mlc}, c_{jaw}) = \frac{D(c_{mlc}, c_{jaw}, d_{cal}, SSD_{cal})}{D(c_{mlc=10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}, c_{jaw=10\text{ cm} \times 10\text{ cm}}, d_{cal}, SSD_{cal})}$$

donde:

- c_{mlc} =Tamaño del campo cuadrado del MLC abierto.
- c_{jaw} =Tamaño del campo cuadrado del colimador abierto.
- c_{cal} =Tamaño del campo de calibración.
- d_{cal} =Profundidad utilizada para medir los factores de dispersión y el factor de calibración del acelerador.
- SSD_{cal} = Distancia fuente-superficie de calibración.

1.3.2. Detectores y equipo

El equipo considerado para la dosimetría de un acelerador con el que debe contar una unidad de radioterapia, incluye: variedad de detectores (cámaras de ionización, diodos, películas, etcétera), electrómetros, maniquís, termómetro y barómetro. Sin embargo, en campos pequeños los detectores deben poseer propiedades distintas a las utilizadas para la dosimetría de referencia convencional.

[Wilcox, et al., 2007](#) analizaron con películas EBT la dosimetría en equipos especializados (GammaKnife) con interés en campos pequeños. En la publicación de sus resultados muestran un resumen de las propiedades de un detector ideal para dosimetría de campos pequeños tales como: fluencia uniforme en el volumen sensible, material tejido equivalente, alta resolución espacial, alta sensibilidad, además de una respuesta lineal y reproducible, así mismo, deberá ser independiente de la energía y la tasa de dosis.

Para este proyecto se utilizaron dos tipos de detectores: diodo y película radiocrómica.

1.3.2.1. Diodos

Los detectores de estado sólido como diodos de silicio, diamantes, centelleadores plásticos, MOSFET, entre otros, han tenido mayor interés en radioterapia en los últimos años. El principio de funcionamiento de los diodos se basa el flujo de partículas cargadas liberadas cuando se irradia la zona de agotamiento de un grosor de μm genera un señal proporcional a la energía depositada. Los diodos se pueden operar con y sin polarización y exhiben una dependencia de la temperatura [Podgorsak, 2005].

El interés principal en estos detectores se debe a su densidad de masa, la cual es más alta que la del aire en las cámaras de ionización, lo que se traduce en volúmenes pequeños de detectores con relación señal-ruido alta. Los detectores de estado sólido superan algunas de las limitaciones en el uso de cámaras de ionización pequeñas y sobre todo, optimizan los procedimientos de las medidas relativas [Andreo, 2017].

Los diodos disponibles tienen un volumen sensible lo suficientemente pequeño (típicamente menores que 0.2 mm^3) para que los efectos parciales de volumen sean pequeños; sin embargo, presentan conflictos en la dependencia angular debido a su estructura y los materiales utilizados. En el protocolo TRS 483 se hace hincapié en la orientación con la que se utiliza el diodo [IAEA-APPM, 2017].

En campos pequeños, se recomienda el uso de diodos sin blindaje porque la contribución de fotones de energía baja es menor debido a la reducción de radiación dispersa por el tamaño de campo.

Para mediciones en campos muy pequeños, se utilizan diodos estereotáticos. En general, los diodos tienen una vida útil limitada y su sensibilidad depende de la dosis absorbida acumulada, es por esto que se recomienda evaluar periódicamente la respuesta relativa de los diodos [IAEA-APPM, 2017].

Los diodos tipo p-Si son adecuados para la dosimetría de radioterapia, ya que son menos afectados por el daño de la radiación y tienen una corriente de ruido menor que el tipo n-Si.

1.3.2.2. Diodo Estereotáctico

Los diodos de dosimetría de la compañía IBA son una opción en la medida de dosimetría relativa para campos pequeños, en especial para el parámetro TSF. Su diseño consiste en la tercera generación de semiconductores p-Si.

La precisión, el tamaño y la vida útil de los detectores de diodos son las características más competitivas en la actualidad, respecto a otros dispositivos [IBA, 2015].

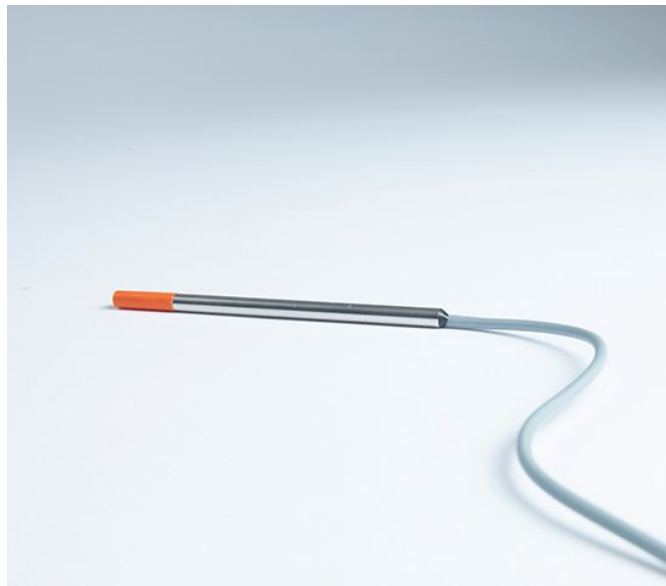


Figura 1.7: Diodo SFD, extraído de IBA

El diodo de campo estereotáctico IBA-SFD (SFD, por su siglas en inglés) es un diodo de silicio de baja resistividad sin blindaje de tipo p (figura 1.7). Tiene un volumen activo de 0.017 mm^3 con un espesor de 0.06 mm y un diámetro de 0.6 mm . En diversos trabajos se ha demostrado que las características de este diodo son suficientes para las medidas de dosimetría relativas con diversos equipos [Reggiori et al, 2016], [Lechner et al, 2013], [Al Shukaili, 2017].

Además es posible encontrar publicaciones de los factores de corrección de salida de este diodo, que corrigen la respuesta excesiva debido a la densidad, la no-equivalencia al agua y los efectos de promedios de volumen para diferentes LINAC y diferentes profundidades en el agua [Al Shukaili, 2017].

1.3.2.3. Películas radiocrómicas

El principio del funcionamiento de las películas radiocrómicas consiste en la polimerización o cambio de la estructura química de los componentes sensibles a la radiación en la capa activa de la película. El grado de cambios químicos que sean producidos por la radiación será proporcional a la energía depositada en la capa sensible de la película.

La dosimetría de películas radiocrómicas para mediciones de campo pequeño presenta ventajas debido a sus propiedades físicas. Las películas cuentan con una resolución espacial de hasta 1200 líneas/mm, aunque es dependiente de la calidad del sistema óptico con el que se escaneen las películas [García, 2014].

Las películas presentan una respuesta óptima en un intervalo de diferencia de potencial del orden de kV y MV, además algunos modelos tienen una dependencia con la orientación debido a la polimerización. El control cuidadoso del procesamiento de la película radiocrómica y los procedimientos de lectura son esenciales para una dosimetría precisa. En haces de megavoltaje, las películas radiocrómicas tienen la propiedad de ser equivalentes a los tejidos, muestran poca dependencia energética y son resistentes al agua, en caso de utilizar un maniquí distinto al de agua sólida [IAEA-APPM, 2017].

Las películas radiocrómicas se leen en general con un escáner adecuado (cama plana). Los procedimientos de lectura requieren comúnmente una calibración precisa de la dosis absorbida en agua, incluida una investigación cuidadosa de la uniformidad espacial de la respuesta de la película (uniformidad local y uniformidad regional), la respuesta del escáner y la dependencia de la señal con la orientación de la película [García, 2014].

La señal de la película continúa desarrollándose durante varias horas después de la irradiación; por lo tanto, el escaneo de la película se debe hacer después de unas horas de reposo. Algunas desventajas reportadas por varios autores incluyen el oscurecimiento de la película y los efectos de sensibilidad a la temperatura [Bagheri, 2017].

El protocolo TRS 483 recomienda películas radiocrómicas para mediciones de perfiles de haces pequeños, penumbras y factores de salida de campo.

1.3.2.4. Película EBT3

La película EBT3 es elaborada por Ashland Specialty Ingredients (Ashland Inc., NJ, USA).

Se encuentra formada por una sola capa activa que conserva la misma composición de su predecesora EBT2, con un espesor de $28 \mu m$, que se encuentra entre dos capas idénticas de poliéster de $120 \mu m$ de espesor cada una y un poliéster mate para evitar la formación de anillos de Newton y tener mayor precisión en la respuesta; además de tener un colorante amarillo para disminuir la sensibilidad a la luz ultravioleta, con el objetivo de mejorar su manipulación en ambientes iluminados, comparado con su predecesora EBT2 [León-Marroquín et al., 2017]. En la figura 1.8, se muestra una película EBT3 escaneada después de irradiar, utilizada en este trabajo.

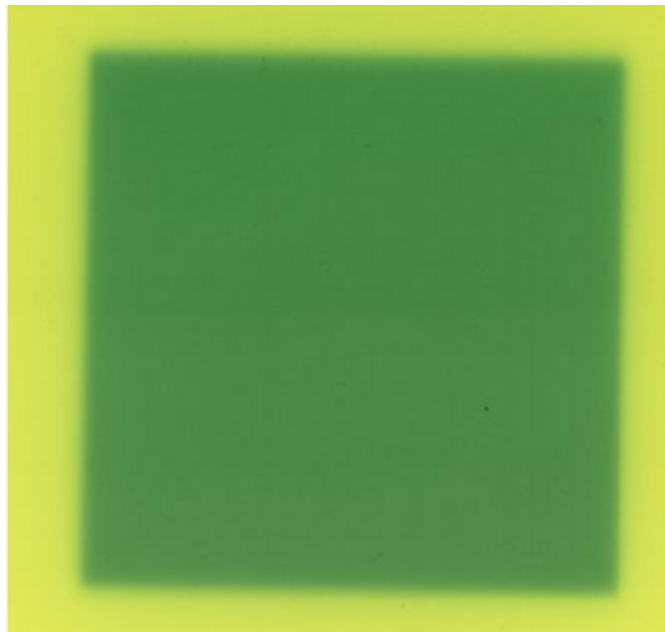


Figura 1.8: Película EBT3 escaneada

Una de las propiedades más importantes de la película GafChromic EBT es su composición química que es casi equivalente al tejido ($Z_{eff} = 6.98$) lo que produce una dependencia energética limitada, además la respuesta de la dosis no requiere un procesamiento de revelado.

Además, tiene una alta resolución espacial y su rango dinámico con la componente roja en una imagen tipo RGB es entre 1 y 800 cGy . Esto permite un alto nivel de precisión para la evaluación de la dosis en presencia de gradientes pronunciados [García-Garduño, et al, 2010].

1.4. Planeación de tratamiento

El proceso de planificación del tratamiento consiste en una serie de etapas de trabajo multidisciplinario, que comienzan con la adquisición de datos dosimétricos del haz y el comisionamiento del sistema de planeación de tratamiento (TPS, por sus siglas en inglés). La cadena continúa con la valoración y diagnóstico médico; además de la adquisición de una tomografía computarizada con la información anatómica del paciente con una simulación del tratamiento donde se replican la posición y la geometría del acelerador. Con esta información se diseña un plan personalizado de tratamiento de radioterapia. Con el objetivo de depositar la dosis de prescripción y lograr los objetivos de la terapia, el TPS proporciona una serie de herramientas para ajustar el tratamiento y evaluar el plan que proporciona la mejor manera de satisfacer la demanda clínica [Syamods, 2012].

El proceso de planificación garantiza que el tratamiento sea reproducible a diario con estándares de calidad altos, como por ejemplo; la inmovilización del paciente durante el tratamiento. La especificación de un dispositivo de este tipo depende del área del cuerpo para el que se requiere. Los tamaños de campo utilizados en la cabeza y el cuello para radiocirugía, en comparación con los planes pélvicos o de tórax, requieren un grado alto de precisión posicional debido a la proximidad a órganos críticos (por ejemplo: ojos, cocleas, tallo cerebral, entre otros), que depende de la inmovilización de la cabeza. Para lograr inmovilizar al paciente se pueden utilizar máscaras de distintos materiales que satisfagan la necesidad clínica del tratamiento [Syamods, 2012].

El diseño de un plan de tratamiento depende en gran medida del tamaño y la forma de los PTV la dosis límite o tolerancia a estructuras críticas u organos en riesgo; la reproducibilidad posicional del linac y los grados de libertad de la camilla, las técnicas con las que cuenta la unidad de terapia, el algoritmo y los equipos.

1.4.1. Sistema de Planeación de Tratamiento

Los sistemas computarizados de planeación del tratamiento son los que llevan a cabo el proceso de planeación para generar campos a partir de técnicas de radioterapia y lograr distribuciones de dosis con la intención de maximizar el control del tumor y minimizar las complicaciones normales del tejido.

Todo el proceso de planificación del tratamiento implica muchos pasos y el físico médico es responsable de la integridad general del TPS para producir de manera precisa y confiable distribuciones de dosis y cálculos asociados para la radioterapia de haz externo.

A partir de la década de 1970, los avances de la informática condujeron al desarrollo de la planificación del tratamiento basado en CT que proporciona la capacidad de ver digitalmente las distribuciones de dosis sobre la anatomía del paciente. Además, las mejoras continuas en el equipo y en la programación del TPS han sido apreciables en los aspectos gráficos, de cálculo y de optimización, que incluye la planificación inversa, utiliza criterios específicos del usuario para la dosis del blanco y las estructuras críticas.

Los componentes principales del equipo de un TPS incluyen una unidad central de procesamiento (CPU), pantalla gráfica de alta calidad, memoria, dispositivos de digitalización, dispositivos de salida y comunicación de red. La CPU debe tener al menos la memoria y la velocidad de procesador requeridas por el sistema operativo y el programa de planificación del tratamiento. En particular, se deben considerar las especificaciones para la velocidad del sistema, la memoria de acceso aleatorio (RAM) y la memoria libre, así como las capacidades de red [Podgorsak, 2005].

El almacenamiento de la información clínica puede llevarse a cabo a través de una red en una computadora; la información incluye datos y parámetros del haz, datos relacionados con el paciente, como tomografías computarizadas y distribuciones de dosis; datos utilizados para ejecutar el tratamiento como posicionamiento y verificación [Podgorsak, 2005].

El uso de campos pequeños de radiación, normalmente en presencia de sustancias heterogéneas de baja densidad, puede convertirse en un escenario complicado para el TPS ya que no logra resolver la distribución de dosis de forma satisfactoria [Bagheri et al, 2017].

Algunos algoritmos han demostrado no ser capaces de modelar el transporte secundario de electrones, especialmente en las inhomogeneidades existentes en el cuerpo del paciente. La presencia de inhomogeneidades, como la cavidad oral, la cavidad auditiva, y en general la vía respiratoria también modifica la uniformidad de la dosis. Para un haz de fotones puede existir equilibrio lateral de partícula cargada en medios equivalentes a los tejidos, pero puede fallar al ingresar a un volumen con inhomogeneidad [Bagheri et al, 2017]. Esa inhomogeneidad se considera no sólo por la falta de equilibrio electrónico, sino también por el movimiento anatómico e involuntario del paciente.

1.4.1.1. Sistema de Planeación “iPlan RT Dose”

El Instituto elabora los planes de tratamiento de radiocirugía y radioterapia con los sistemas de planeación “iPlan RT 4.5.5 Dose” y “Eclipse 16” de BrainLab y Varian Medical System, respectivamente.

El sistema de planificación de tratamiento Eclipse se aplican tratamientos con técnicas como: IMRT, IGRT y VMAT. Utiliza los algoritmos AAA y Acurus para el cálculo de dosis.

Por otra parte, en el sistema “iPlan RT 4.5.5 Dose” se elaboran cerca de la mitad de los tratamientos del centro y en su mayoría en radiocirugía. Este TPS desarrolla los cálculos de dosis con los algoritmos de “Pencil Beam” y “Clarkson”. Este trabajo se enfocó con cálculos de dosis obtenidos con el algoritmo “Pencil Beam”.

1.4.2. Algoritmos de cálculo de dosis

El algoritmo con el que el TPS calcula la distribución de la dosis debe predecir en cualquier punto del paciente la dosis correcta, tanto para cada fracción individual como para el tratamiento general. La precisión en la dosis se ve afectada directamente por el algoritmo de cálculo al resolver dificultades como inhomogeneidades, geometría y accesorios del tratamiento [IAEA, 2004].

Estas dificultades aumentan la diferencia entre la dosis depositada en el paciente y la prescrita. Actualmente existen muchos tipos diferentes de algoritmos en los TPS. Los primeros modelos de cálculo de dosis se basaron en una representación tabular simple de la distribución de dosis que se obtenía directamente de las mediciones del haz. Con los años, a medida que los modelos de cálculo se han vuelto más elaborados y la potencia de la computadora ha crecido, los algoritmos de cálculo de los TPS han evolucionado progresivamente hacia modelos más exactos [IAEA, 2004].

Para los cálculos de dosis en la planificación del tratamiento se han utilizado de forma estándar dos grupos: basados en correcciones y basados en modelos. Existen numerosos algoritmos de cálculo de dosis utilizados por TPS computarizados y debido al cambio constante del sistema de cómputo, la incorporación de algoritmos es un proceso en constante evolución. Los detalles específicos de los algoritmos de dosis de planificación del tratamiento se pueden encontrar en: el informe [No. 42 del ICRU](#), donde se enumera el desarrollo cronológico de los algoritmos de cálculo de dosis para haces de fotones y electrones.

Los primeros TPS generaron distribuciones de dosis a través de la manipulación de datos dosimétricos del haz bidimensionales relativamente simples para un rango de campos cuadrados adquiridos en un maniquí de agua. Estos conjuntos de datos se comprendían por magnitudes como el porcentaje de dosis en profundidad y varios perfiles fuera de eje en distintas profundidades. Los datos podían manipularse rápidamente con tablas de búsqueda para generar distribuciones de dosis. Este tipo de algoritmo se utilizó para la planificación del tratamiento tanto en haz de fotones como de electrones y condujo a cálculos de dosis muy rápidos. Sin embargo, en general, no eran representativos de las condiciones de dispersión tridimensional en el paciente y de las inhomogeneidades [Podgorsak, 2005].

El enfoque de algunos algoritmos de cálculo es descomponer el haz de radiación en componentes primarios y secundarios o dispersos y manejar cada componente de forma independiente. De esta manera, se pueden incorporar cambios en la dispersión debido a cambios de forma e intensidad del haz, la geometría del paciente y las inhomogeneidades de los tejidos en la distribución de dosis. Uno de estos modelos utiliza métodos de convolución donde la dosis en cualquier punto del medio puede expresarse como la suma de los componentes primarios y dispersos. Estos modelos utilizan principios de superposición para tener en cuenta tanto los cambios locales en la fluencia primaria como los cambios en la propagación de energía debido a la dispersión local causada por el paciente y la geometría del haz [Podgorsak, 2005].

Las técnicas de muestreo aleatorio o Monte Carlo se utilizan para generar distribuciones de dosis conforme al historial de una gran cantidad de partículas a medida que se generan en la fuente de radiación y experimentan múltiples interacciones, tanto dentro como fuera del paciente. Las técnicas de Monte Carlo son capaces de modelar con precisión la física de interacciones de partículas con el medio, al tener en cuenta la geometría específica de los linacs y dispositivos de colimación. Para lograr un resultado estadísticamente aceptable, las técnicas de Monte Carlo requieren la simulación de un gran número de historias de partículas. Actualmente, el algoritmo de cálculo por Monte Carlo se está volviendo común en las prácticas para la planificación del tratamiento ya que la potencia informática reduce el tiempo de cálculo al orden de unos minutos [IAEA, 2004].

Los algoritmos de haz tipo lápiz son comunes para calcular la dosis del haz de electrones. En estas técnicas, la energía dispersa o el núcleo de dosis en un punto se suma a lo largo de una línea en un espectro para obtener un haz tipo lápiz o distribución de dosis. Al integrar el haz sobre la superficie del paciente para considerar los cambios en la intensidad primaria y la modificación del haz tipo lápiz con la profundidad y la densidad del tejido, se puede generar una distribución de dosis [Podgorsak, 2005].

Los modelos de cálculo semiempíricos de dosis, calculan la dosis en un punto, considerando la contribución de la radiación primaria y dispersa de forma independiente. Basados originalmente en la técnica de integración de dispersión Clarkson, estos modelos se han refinado combinando el formalismo de la física de radiaciones con los datos de la dosimetría del equipo [Podgorsak, 2005].

Los métodos de integración 3D representan el transporte de electrones y fotones lejos del sitio primario de interacción para tener una descripción precisa de la dosis absorbida, mientras se consideran la geometría y la composición de todo el volumen que se irradia.

Para cada algoritmo, la calidad del cálculo la dosis depende en gran medida de los datos, los parámetros utilizados por el algoritmo o el comisionamiento del equipo. Por lo general, para los modelos basados en correcciones se requieren muchas tablas de medidas, mientras que para los algoritmos basados en modelos sólo pueden ser necesarios algunos parámetros dosimétricos.

1.4.2.1. Algoritmo “Pencil Beam”

El algoritmo “Pencil Beam” consiste en un modelo basado en la división del haz incidente en numerosos haces pequeños. Para cada uno se efectúa una corrección de la longitud de camino, esto para solucionar los problemas de las inhomogeneidades en la densidad del tejido que se representan con la magnitud de las unidades Hounsfield de la CT en cada paciente. El algoritmo utiliza una trayectoria rápida y calcula la dosis con la matriz de la región de interés, lo cual reduce el tiempo en el cálculo de la dosis en 2D y en 3D [BrainLab, 2012]. Este algoritmo es utilizado en tratamientos con haces conformados, arcos conformados e IMRT.

Para calcular la dosis total de un haz en un punto del tejido se evalúa la siguiente expresión:

$$D(x, y, d) = UM \times NL_{out} \times TSF_t(c_{cml}, c_{jaw}) \times TPR(l_{rad}, c_d, coll) \times \left(\frac{SSD_{cal} + d_{cal}}{SSD + d} \right)^2 \times IDD(x_{SID}, y_{SID}, l_{rad}) \quad (1.1)$$

Donde cada variable representa:

- UM = Unidades monitor.
- NL_{out} = Factor de calibración.
- C_{jaw} = Tamaño del campo cuadrado equivalentes del colimador primario. .
- c_{mlc} = Tamaño del campo cuadrado euivalente del MLC.
- l_{rad} = Longitud radiológica del haz desde la superficie del tejido hasta el punto de observación, corregido por las inhomogeneidades.
- SSD = Distancia fuente- superficie del haz central.
- SID = Distancia fuente-isocentro.
- d = Profundidad en el tejido del punto de observación.
- d_{cal} = Profundidad del cálculo de NL_{out} y los factores de dispersión.
- $TSF_t(c_{mlc}, c_{jaw})$ = Factor de dispersión total que indica el factor de calibración relativo para un campo cuadrado de colimadores primario y colimador secundario MLC.
- $TPR(l_{rad}, c_d, coll)$ = TPR en el punto de d_{cal} .
- $c_d = c \times \frac{SSD+d}{SSD}$ es el tamaño del campo de los colimadores c_d a la profundidad d .
- $IDD(x_{SID}, y_{SID}, l_{rad})$ = Distribución ideal de la dosis a una profundidad l_{rad} .
- $(x_{SID}, y_{SID}) = (x, y) \times \frac{SID}{SSD+d}$ es la distancia transversal al haz medida desde el isocentro transversal, mientras que y es la distancia a profundidad desde el isocentro.

La distribución ideal de la dosis (*IDD*) es la convolución bidimensional de un kernel “Pencil Beam” polienergético con la fluencia de fotones en el punto de interés. Este además describe la distribución de la dosis en el maniquí de agua [BrainLab, 2012].

La convolución de los kernels del haz con el mapa de fluencia de fotones asume que los kernels son invariables frente a traslaciones en el plano, lo que significa que se encuentra en un medio homogéneo. Esta suposición no es válida para el cálculo de la dosis en puntos cercanos a inhomogeneidades; como consecuencia el cálculo puede ser incorrecto. Esto es tomando en cuenta en la práctica al realizar un plan de tratamiento por el físico médico para evitar ingresar por cavidades de aire como las fosas nasales y oídos. [BrainLab, 2012].

1.4.2.2. Histogramas Dosis-Volumen

Un plan de tratamiento tridimensional consiste en la información de la distribución de dosis en una matriz tridimensional de puntos sobre la anatomía del paciente generados por la técnica y especificaciones de dicho plan. Los histogramas dosis volumen (DVH, por su siglas en inglés) resumen la información contenida en la distribución de dosis en 3D y son herramientas útiles para la evaluación cuantitativa de los planes de tratamiento.

Un DVH representa una distribución de frecuencia de valores de dosis dentro de un volumen definido que puede ser el volumen blanco (PTV) o un OAR. En lugar de mostrar la frecuencia, las DVH generalmente se muestran en forma de “porcentaje de volumen total” en la ordenada contra la dosis en la abscisa [Podgorsak, 2005].

Se utilizan dos tipos de DVH: DVH directos (o diferenciales) y DVH acumulativos (o integrales). El DVH acumulativo es un gráfico del volumen de una estructura dada que recibe una dosis determinada. Cualquier punto en la curva de DVH acumulativa muestra el volumen que recibe la dosis indicada o superior. Por otra parte el DVH diferencial es un gráfico del volumen que recibe una dosis dentro de un intervalo de dosis especificado en función de la misma. La forma diferencial del DVH muestra el grado de variación de la dosis dentro de una estructura dada. El inconveniente principal de los DVH es la pérdida de información espacial que resulta de la condensación de datos cuando se calculan [Khan, Gibbson, 2014].

Los DVH muestran la proporción de la distribución dosis sobre un volumen de alguna estructura anatómica o de interés. En la planificación del tratamiento tridimensional, esta información es esencial para las estructuras, por ejemplo, los blancos y las estructuras críticas. Un DVH no sólo proporciona información cuantitativa con respecto a la dosis absorbida en la cantidad de volumen, sino también resume la distribución de dosis completa en una sola curva para cada estructura anatómica de interés. En la figura 1.9 se muestra un ejemplo del DVH en plan de tratamiento. Donde todo el volumen del PTV recibe una dosis alta, mientras que los órganos en riesgo recibe una dosis baja en un mayor volumen y poco volumen del órgano recibe altas dosis para evitar el detrimento.

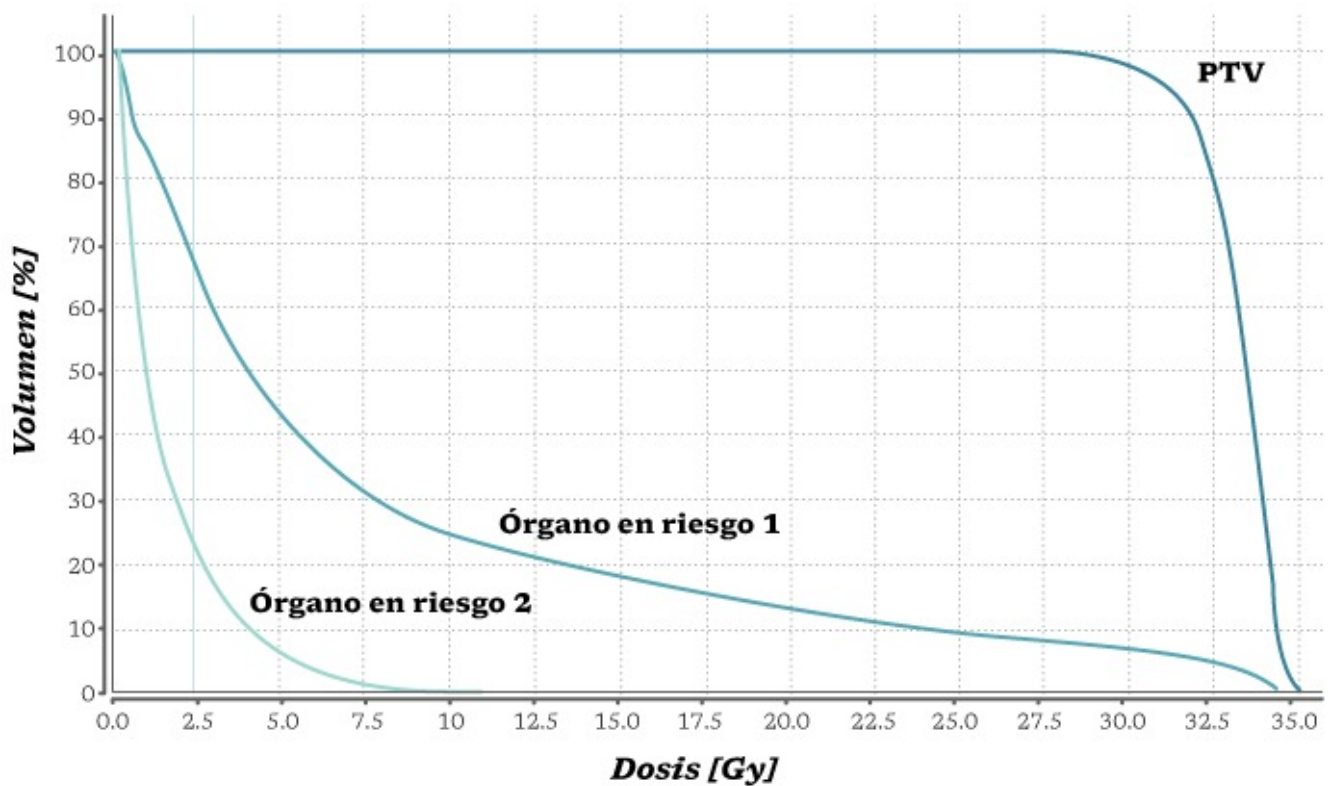


Figura 1.9: DVH acumulativo

1.4.2.3. Índice gamma

Esta herramienta, desarrollada por Van Dyk, incorpora la magnitud “distance to agreement” (DTA, por sus siglas en inglés) y las isodosis para analizar diferencias en las distribuciones de las dosis [Li, Dong, Zhang, 2011].

En la figura 1.10 se muestra el diagrama que representa el índice gamma.

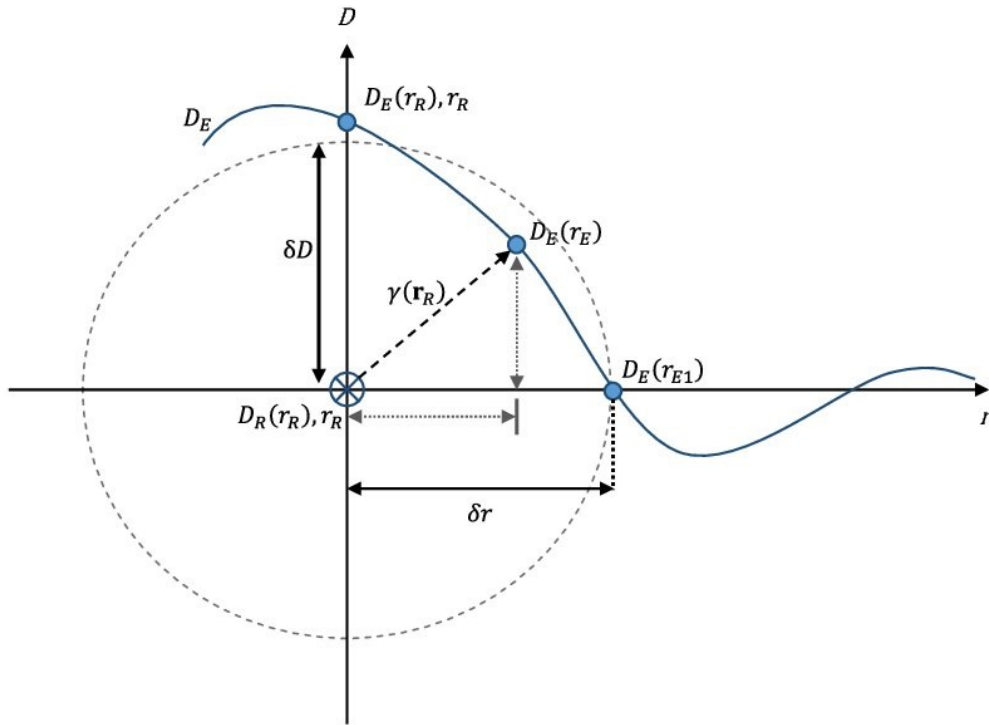


Figura 1.10: Esquema del volumen generado por el índice gamma, adaptado de Hussein, et al., 2017

La diferencia de dosis es δD mientras que la diferencia en DTA es δr . Los ejes representan la localización en el espacio de los puntos donde se calculó la dosis de interés $D(r_E)$ respecto a la dosis de la distribución calculada relativa a ese punto $D(r_R)$. El eje vertical representa la diferencia de dosis y el eje horizontal la diferencia en DTA.

Se utiliza como modelo un elipsoide para representar la superficie del criterio de aceptación entre ambos parámetros (DTA, dosis). Dicho modelo se representa matemáticamente como:

$$\gamma(r_R, r_E) = \sqrt{\frac{\Delta r^2(r_R, r_E)}{\delta r^2} + \frac{\Delta D^2(r_R, r_E)}{\delta D^2}}$$

donde $\Delta r(r_R, r_E)$ es la diferencia entre el punto de referencia la punto de evaluación y $\Delta D(r_R, r_E)$ es la diferencias en distancia de dosis en dichos puntos. De tal forma que el criterio de es:

Si $\gamma(r_R, r_E) < 1$ El punto pasa la prueba

Si $\gamma(r_R, r_E) > 1$ El punto no pasa la prueba

1.4.3. Garantía de Calidad

El término garantía de calidad (QA, por sus siglas en inglés) consiste en un programa diseñado para controlar y mantener el estándar de calidad establecido para el programa de radioterapia de los centros hospitalarios. En radioterapia, un programa de garantía de calidad es un conjunto de políticas y procedimientos que buscan mantener la calidad de la atención al paciente y el éxito en los tratamientos.

Los criterios o estándares de calidad generalmente son establecidos colectivamente por el gremio de la física médica y médicos especialistas. Se espera que un programa de control de calidad diseñado específicamente para una institución cumpla con esos estándares regionales o internacionales [Khan, Gibbson, 2014].

Las organizaciones profesionales como el Colegio Americano de Radiología (ACR, por sus siglas en inglés), la Sociedad Estadounidense de Oncología Radioterápica (ASTRO, por sus siglas en inglés) y la AAPM han propuesto programas modelo de garantía de calidad en radioterapia. Estos programas incorporan muchos de los estándares y criterios desarrollados por otras organizaciones relacionadas con la física de radiaciones y su uso en aplicaciones tecnológicas y médicas como el Consejo Nacional de Protección y Mediciones de Radiación (NCRP, por sus siglas en inglés), la Comisión Internacional de Unidades y Mediciones de Radiación (ICRU, por sus siglas en inglés), la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP, por sus siglas en inglés) y la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC, por sus siglas en inglés). Además cada país propone sus propios estándares de control de calidad [Khan, Gibbson, 2014].

A pesar de los muchos organismos normativos y agencias reguladoras, los estándares de la práctica de radioterapia en México y Latinoamérica son muy variados. Si bien, se ha demostrado la correlación entre el resultado del tratamiento paciente y un programa de control de calidad bien ejecutado, existe una falta de compromiso con la QA por parte de muchas instituciones, debida en mayor medida a temas financieros [Khan, Gibbson, 2014].

Un programa de control de calidad adecuado requiere una mayor dotación de personal y equipos actualizados, los cuales pueden ser costosos. Debido a que los programas de control de calidad son en su mayoría voluntarios, el único incentivo para establecer estos programas es el deseo de practicar una radioterapia adecuada, precisa y exitosa.

El programa de garantía de calidad debe estar relacionado con la estructura, el proceso y el resultado. La estructura incluye al personal, el equipo y las instalaciones. Y aún más importante, el proceso debe cubrir las evaluaciones previas y posteriores al tratamiento y la aplicación real del tratamiento, lo que se denomina control de calidad paciente específico [Khan, Gibbson, 2014].

Para que un programa de control de calidad sea efectivo todo el personal involucrado en el servicio de oncología debe estar bien coordinado y comprometido con él.

Los controles de calidad en SRS son un procedimiento especial que requieren de un programa de control de calidad riguroso para mantener sus especificaciones de precisión milimétrica. Se han publicado varios protocolos de control de calidad relacionados con SRS, mismos que proporcionan pautas para que una institución diseñe su propio programa de control de calidad [Hartmann, 1995].

El control de calidad involucra los aspectos clínicos y físicos del SRS. La parte de física se puede dividir en el control de calidad del tratamiento y el control de calidad de rutina en la unidad de radiocirugía. El primero implica la verificación de los procedimientos y parámetros de tratamiento pertenecientes a pacientes individuales; mientras que el segundo está diseñado para inspeccionar periódicamente el rendimiento del equipo y el programa para garantizar el cumplimiento de las especificaciones originales del equipo de tratamiento [Podgorsak, 2005].

Los protocolos de garantía de calidad para radiocirugía se dividen en tres categorías [Podgorsak, 2005]:

- Los protocolos básicos de garantía de calidad que cubren el rendimiento de los equipos utilizados para la localización de blancos, la planificación del tratamiento en 3D y la radiocirugía.
- Los protocolos de aseguramiento de la calidad del tratamiento que se ocupan de la calibración y preparación del equipo para el tratamiento;
- Los protocolos de aseguramiento de la calidad del tratamiento durante el procedimiento de los pacientes.

El éxito de una radiocirugía sólo se alcanzará si existe una colaboración estrecha entre los miembros del equipo de radiocirugía, compuesto por: un neurocirujano, un radio-oncólogo y un físico médico, pero también un estricto cumplimiento de los protocolos de garantía de calidad por enfermeros, técnicos, médicos y los mismos pacientes [Hartmann, 1995].

Capítulo 2

Materiales y Método

El presente capítulo señala el material utilizado en la elaboración de este proyecto; así mismo, detalla el procedimiento llevado a cabo para el logro de los objetivos particulares planteados en la introducción.

2.1. Materiales

2.1.1. Acelerador Lineal

El generador de radiación utilizado para el desarrollo de este trabajo es el modelo “TrueBeam STx” (No. Serie: 2425) de la compañía “Varian” (Varian Medical Systems, Palo Alto Ca, USA) ubicado en el instituto sede que fue puesto en operación en el año 2016 (ver figura 2.1). El equipo opera a 6 MV con filtro de aplanado (WFF, por sus siglas en inglés) y sin filtro de aplanado (FFF, por sus siglas en inglés) (6MV-WFF, 6MV-FFF).



Figura 2.1: Acelerador TrueBeam STx

El “TrueBeam STx” produce radiación en pulsos, de hasta 360 pulsos de haz por segundo, que le permiten alcanzar una tasa de dosis de $1400 \text{ UM}/\text{min}$ para 6 MV-FFF. Mientras que para la modalidad con filtro de aplanado tiene una tasa de dosis máxima de $600 \text{ UM}/\text{min}$. El acelerador tiene una geometría de referencia con un campo de tamaño de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$, con isocentro a 100 cm .

El equipo cuenta con las siguientes modalidades de de imagen para verificar el posicionamiento del paciente en le tratamiento:

Tomografía computarizada de haz conico (CBCT, por sus siglas en inglés).

Imágenes de kilo voltaje (kv)

Dispositivo de imagen electrónica (EPID, por sus siglas en inglés).

Monitoreo de posición del paciente “ExacTrac®”.

Cada una de estas modalidades de imagen permite garantizar una precisión en la posición incluso submilimétrica durante los tratamientos de radioterapia y radiocirugía en el instituto.

2.1.2. Sistema de Colimación

El acelerador lineal “True Beam STx” tiene dos sistemas de colimación para satisfacer la demanda clínica. El primero es el sistema de conos del fabricante “BrainLab” cuyos diámetros a isocentro son: 4, 6, 7.5, 10, 12.5 y 15 mm. Este sistema es adaptable al equipo. El segundo sistema de colimación es el sistema micro-multihojas modelo HD120 (HD120 MLC) que consiste en 60 pares de hojas con 2.5 mm de ancho por hoja en la región central (32 pares de hojas que abarcan 8 cm) y 5 mm de ancho por hoja en la periferia.

En conjunto con ambos sistemas de colimación, la unidad de radioterapia ofrece y aplica tratamientos con las técnicas: 3D-conformal, IMRT, IGRT y RapidArc. Cabe aclarar que el acelerador cuenta con dos pares de quijadas que funcionan como colimador primario. Para este trabajo se enfocó en el colimador primario y el colimador secundario HD120 MLC debido a que se seleccionaron únicamente tratamientos con la técnica “3D-conformal”.

2.2. Metodología

2.2.1. Selección y clasificación de los pacientes

El instituto sede cuenta con una base de datos de pacientes tratados con radiocirugía o radioterapia. A partir de esta base se hizo una búsqueda de aquellos pacientes cuyo tratamiento involucraban tamaños de campo menores que $30\text{ mm} \times 30\text{ mm}$, sin importar patologías, edades y género.

Al tratarse de un proyecto propuesto para campos estáticos se escogieron aquellos con la técnica de haces conformales 3D. Posteriormente, los pacientes fueron clasificados por el tamaño de campo cuadrado equivalente promedio que se utilizó durante sus tratamientos.

2.2.2. Medidas de los TSF con el diodo IBA-SFD

Los valores de los factores totales de dispersión (TSF) fueron adquiridos con la siguiente geometría en el acelerador de la unidad: campo de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ y a una profundidad de referencia $Z_{ref} = 10\text{ g/cm}^2$ en agua con el maniquí de barrido MP3-M, PTW-Freiburg.

Las medidas se tomaron con el diodo IBA-SFD. Se colocó el detector en la orientación sugerida por el protocolo TRS 483 con una configuración a isocentro como se observa en la [figura 2.7](#).



Figura 2.2: Orientación del Diodo, TRS 483

Primero se tomó la medida con el campo de referencia, $f_{ref} = 10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ con una irradiación de 100 UM. Posteriormente se midieron combinaciones distintas de campos cuadrados definidos por los colimadores primarios y el MLC, con base en la matriz de registro del manual técnico de “Brain-Lab” para el comisionamiento de los TSF.

Para este trabajo se tiene interés en las combinaciones colimador primario y colimador secundario MLC que sean cercanas y menores que un cuadrado equivalente de 30 mm . Esto es una combinando el colimador principal a un tamaño de cuadrado equivalente de 8, 12, 22 y 32 cm ; con el colimador MLC a 5, 10, 20, 30 cm .

2.2.3. Medidas de los tamaños de campo con película EBT3

Para determinar el tamaño de campo nominal en cada medida de TSF se siguió el siguiente protocolo de dosimetría con película radiocrómica [García, 2014].

Además, se siguieron las recomendaciones de la sección “**6.5.2 Determination of the equivalent square small field size**” del TRS 483 para determinar el tamaño de campo S_{clin} en cada combinación.

Para cada configuración de colimación definida por un tamaño del colimador primario y del colimador secundario mlc se irradiaron con 580 UM dos cuadros de $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ de película radiocrómica EBT3 con una tasa de dosis de 600 UM/min. La geometría de irradiación fue a $SSD = 100\text{ cm}$ con una profundidad de 10 cm de agua sólida.

Después de 24 h de la irradiación se digitalizó la imagen en formato TIFF con el escaner Epson Expression 11000XL, en modo transmisión con 150 ppp a 48 bits RGB.

Con el programa MatLab se elaboró un algoritmo que calcula el valor de la longitud de un tamaño de campo cuadrado equivalente S_{clin} , que se calcula como lo sugiere el TRS 483 con la ecuación:

$$S_{clin} = \sqrt{A \cdot B} \quad (2.1)$$

donde A y B corresponden al ancho de los campos dosimétricos en el plano (*in-plane*) y en el plano cruzado (*cross-plane*) definidos como FWHM al nivel del 50% de la respuesta de la película radiocrómica evaluada con un escáner de cama plana, en la figura 2.3 se muestra la orientación de cada perfil.

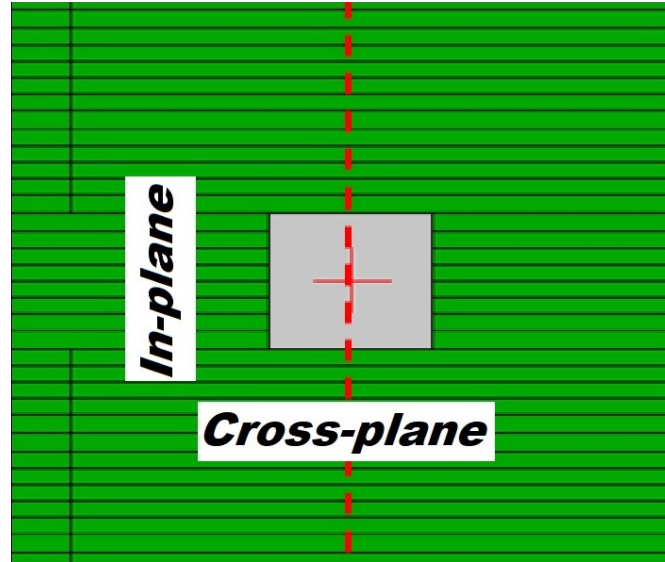


Figura 2.3: Geometría “In-plane” y “Cross-plane” cuando el colimador MLC está a 0° , adaptado de Zwan, et al., (2016)

La respuesta de las películas radiocrómicas utilizando un escáner de cama plana se define como la densidad óptica o grado de opacidad por la luz transmitida:

$$R_{red} = \log_{10} \left(\frac{I_{f_{red}}}{I_{i_{red}}} \right)$$

donde $I_{f_{red}}$ es el valor promedio de una región sin irradiar sobre la película radiocrómica en el canal rojo y $I_{i_{red}}$ es el valor de pixel de interés de la película radiocrómica irradiada a cierta dosis en el canal rojo [García, 2014]. La incertidumbre de la respuesta se calcula como:

$$\sigma(R_{red}) = \frac{1}{\ln(10)} \sqrt{\left(\frac{\sigma(I_{f_{red}})}{I_{f_{red}}} \right)^2 + \left(\frac{\sigma(I_{i_{red}})}{I_{i_{red}}} \right)^2}$$

donde $\sigma(I_{f_{red}})$ y $\sigma(I_{i_{red}})$ son la incertidumbre en la región irradiada o de interés ($I_{f_{red}}$) y la región sin irradiar ($I_{i_{red}}$), respectivamente.

Se tomaron las lecturas A y B sobre cada película en el canal rojo. Posteriormente se obtuvo un promedio de cada duplicado de película por configuración de colimadores y por último se aplicó la ecuación S_{clin} para obtener el valor de tamaño de campo clínico nominal.

La incertidumbre del tamaño de campo se tomó como la suma en cuadratura del radio del círculo que circunscribe a un pixel y la desviación estándar de las cuatro películas para medir el tamaño de campo en cada configuración de colimación:

$$\sigma(S_{clin}) = \sqrt{\sigma_{pixel}(r)^2 + \sigma(X)^2}$$

donde

$$\sigma_{pixel}(r) = \frac{25.4 [mm]}{\sqrt{2} \times 150 \text{ pixeles}}$$

,

$$\begin{aligned} \sigma(X) &= \sqrt{Var(S_{clin})} = \sqrt{Var(\sqrt{A} \cdot \sqrt{B})} = \\ &= \sqrt{\left[Var[\sqrt{A}] + E[\sqrt{A}]^2\right] \left[Var[\sqrt{B}] + E[\sqrt{B}]^2\right] - E[\sqrt{A}]^2 \cdot E[\sqrt{B}]^2} \end{aligned}$$

Las medidas A y B , de cada película son independientes.

2.2.4. Cálculos de los TSF y de los factores de campo

Para determinar los valores de los factores de corrección de salida se aplicó una interpolación lineal

$$Y_i = Y_1 + \frac{Y_2 - Y_1}{X_2 - X_1} \times (X_i - X_1) \quad (2.2)$$

Donde Y_i es el valor del factor de corrección de salida de interés para el tamaño de campo X_i , y los valores X_1, X_2, Y_1, Y_2 son los valores más cercanos, en tamaño de campo y factor de corrección de salida, respectivamente.

En este trabajo se utilizaron los factores de corrección de salida proporcionados por la tabla 26 del capítulo 6 en el TRS-483, para corregir la sobrerrespuesta del detector IBA-SFD en los TSF. (ver [tabla 3.3](#)).

Los valores de esta tabla muestran que la tendencia de los puntos es una curva con un máximo en el cuadrado equivalente a 20.0 mm y posiblemente la interpolación lineal no es la más adecuada para esta tendencia. Sin embargo por el principio de parsimonia esta aproximación lineal es la más sencilla y por experiencia se ajusto igual que una aproximación cubida o cuadrada a cada par de puntos.

Del protocolo TRS 483, y las especificaciones de la dosimetría relativa descritos en capítulos previos, los factores de campo (Ω) se calcularon al multiplicar los TSF con el valor del factor de corrección de salida.

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = TSF \cdot k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \quad (2.3)$$

Posteriormente, se comisionó el equipo con los valores de los factores de campo calculados como se describe en el formalismo 483 para tener una máquina de cálculo con esta información dosimétrica.

2.2.5. Simulación de tratamientos

A partir de la base de datos elaborada con los pacientes del Instituto se simularon los planes de tratamiento replicando el plan de original, para calcular la distribución de la dosis con el algoritmo “Pencil Beam”; primero la máquina que tiene la información dosimétrica con los TSF obtenidos con el diodo, es decir, omitiendo la aplicación del factor de corrección de salida como lo sugiere el protocolo TRS 483. Después con la máquina con la información de los factores de campo (Ω), se simuló nuevamente cada plan de tratamiento para calcular la distribución de la dosis con el mismo algoritmo de “Pencil Beam”.

En cada simulación se extrajo la información de los planes de tratamientos: información clínica (fecha, ID paciente, nombre y patología) dosimétrica (técnica, número de campos, UM por campo y la matriz del cálculo de dosis en un plano axial en el isocentro) además de los DVH del PTV y OAR (dosis prescrita, dosis máxima, dosis promedio, dosis mínima, conformidad, cobertura, volumen, y localización, DVH). Esta recopilación se repitió con cada paciente seleccionado.

2.2.6. Comparación de la distribución de dosis y los DVH en pacientes representativos

Se extrajo una distribución de dosis en el plano axial del PTV con el cálculo de ambos enfoques. Es decir, con los TSF y con los Ω .

Con el programa “DoseLab” se ejecutó un análisis del índice gamma, de un paciente representativo por grupo, se utilizó una condición de 3%/3mm como se hace de forma habitual en la unidad de radiocirugía del Instituto para controles de calidad paciente específico. De manera que pueda ser posible evaluar el impacto del factor de corrección de salida sobre la distribución de dosis.

Con la distribución extraída del PTV de un paciente representativo por grupo se hizo una comparación en los DVH para determinar la influencia del factor de corrección de salida.

2.2.7. Análisis estadístico

La siguiente sección desglosa el análisis estadístico que se hizo para demostrar el impacto que tiene el uso del factor de corrección de salida para el diodo IBA SFD en el cálculo de dosis con el algoritmo de “Pencil-Beam” y complementar los análisis de la sección previa con los pacientes representativos de cada grupo para cada esquema dosimétrico, es decir, sin factor de corrección de salida (solo TSF) y utilizando el factor Ω . Se utilizó el programa de computadora “R-Gui” para el análisis estadístico.

Población: Planes de tratamiento de aquellos pacientes del instituto sede con tratamiento de radioterapia, cuyos campos de tratamientos son estáticos y con una dimensión cuadrado equivalente menor que 30 mm².

Marco de muestra: Expedientes completos y almacenados en las instalaciones del instituto sede.

Muestras: Planes de tratamiento completos en el disco duro de la unidad de radiocirugía y que pudieron reproducirse en el sistema de planeación “iPlan RT 4.5.5 Dose”, que cumple con la definición de población. (Muestra1=TSF) (Muestra2= Ω)

Diccionario de Variables

Dosis máxima: Variable continua de intervalo con unidades de Gy. Magnitud de dosis puntual máxima que se deposita en el volumen de interés.

Dosis promedio: Variable continua de intervalo con unidades de Gy. Magnitud de dosis promedio que se deposita en el volumen de interés.

Dosis mínima: Variable continua de intervalo con unidades de Gy. Magnitud de dosis puntual mínima que se deposita en el volumen de interés.

Cobertura: Variable continua en el intervalo $[0, 1]$, expresada en porcentaje. Establece el nivel de precisión de la dosis prescrita en el PTV.

Conformidad: Variable continua en el intervalo $[0, 1]$, expresada en porcentaje. Proporciona el grado de homogeneidad en el PTV a través de las isodosis.

Volumen que reciben 12 Gy en Tejido Sano (V12): Variable continua de razón con unidades de cm^3 . Establece la magnitud del volumen que recibe 12 Gy en el tejido sano.

Unidades Monitor: Variable discreta de conteo. Establece una relación técnica con la dosis depositada con una proporción de $1 \text{ UM} = 1 \text{ cGy}$.

2.2.7.1. PTV y Tejido Normal

El PTV y el tejido normal contienen la misma información dosimétrica, es decir dosis máxima, dosis promedio y dosis mínima por lo que el análisis es el mismo en cada volumen y sus respectivas variables.

Se propone un factor para cada paciente que multiplique a la dosis de cada volumen de interés. Este factor se calcula como el cociente de la suma de las unidades monitor del enfoque con TSF entre la suma de la unidades monitor del enfoque Ω para cada paciente:

$$F_{UM} = \frac{\sum UM(TSF)}{\sum UM(\Omega)}$$

Lo siguiente consiste en una prueba de normalidad Shapiro-Wilk para cada variable, así como estadística descriptiva que permita conocer la información de cada grupo. Con base en los resultados de la prueba Shapiro-Wilk, se ejecutaron pruebas de T (t-test Student [[NCSS](#)]) o U (Wilcoxon-Mann-Whitney test [[data library virginia](#)]) en cada caso, es decir, si la distribución tiende a una distribución normal se utiliza la prueba T para mostrar la diferencia de las medias muestrales entre ambos esquemas (TSF y Ω), mientras que si la distribución no demostraba seguir una forma normal se escogió el uso de la prueba U, que proporciona una estimación de la diferencia de dos distribuciones semejantes a partir de su mediana.

Para las pruebas U y T de dos colas, se tomó como hipótesis nula: ambas muestras pertenecen a la misma población, por lo tanto sus parámetros son iguales ($H_0 : \mu_{TSF} = \mu_{\Omega}$) [NCSS]. Ambas pruebas se realizaron con un intervalo de confianza de 95 % (significancia, $\alpha - value = 0.05$). Además, se utilizó el argumento de independencia entre ambas muestras y con la misma varianza para el caso de la prueba-t. Lo anterior se repitió con cada una de las dosis. [R-companion], [R-companion].

2.2.7.2. Unidades monitor, cobertura y conformidad

Las variables de cobertura, conformidad y V12, junto con las distribuciones de dosis son utilizadas por los médicos para evaluar un plan de tratamiento y escoger la mejor opción. Las unidades monitor están completamente relacionadas con la dosis depositada por cada campo de irradiación del plan de tratamiento, por la ecuación del cálculo de dosis del algoritmo “PencilBeam” de iPlan RT 4.5.5 Dose.

Para este análisis se tomaron las muestras de conformidad, cobertura y V12 para cada grupo. Posteriormente se hizo la prueba Shapiro-Wilk para identificar con qué prueba se podrían observar diferencias (prueba T o prueba U), con un intervalo de confianza del 95 % ($\alpha - value = 0.05$). Además se utilizó el argumento de independencia entre ambas muestras, y con la misma varianza para el caso de la prueba-t.

Para el caso de las unidades monitor se tomaron todas las muestras de cada campo de un mismo grupo. Por tratarse de una variable discreta se realizó una prueba de Kolmogorov-Smirnov, para probar si los dos grupos de datos discretos provienen de la misma distribución ($H_0 : \mu_{TSF} = \mu_{\Omega}$), con un intervalo de confianza de 95 % ($\alpha - value = 0.05$) [APPS], [RDRR].

2.2.7.3. Órganos en riesgo

Los órganos en riesgo se les aplicó el factor F_{UM} y fueron agrupados en un solo grupo. Después de los resultados de la prueba Shapiro-Wilk, se ejecutaron pruebas de T o U en cada caso, con un intervalo de confianza de 95 % ($\alpha - value = 0.05$). Además se utilizó el argumento de independencia entre ambas muestras, y con la misma varianza para el caso de la prueba-T.

Capítulo 3

Resultados

El presente capítulo expone los resultados después de utilizar la metodología planteada para evaluar la influencia del factor de corrección de salida del formalismo 483 para el diodo IBA-SFD en el cálculo y distribución de la dosis con el algoritmo “PencilBeam” de BrainLab.

3.0.1. Selección y clasificación de los pacientes

En la figura 3.1, 3.2 y 3.3 se muestran los histogramas del tamaño de campo cuadrado equivalente promedio por cada plan de tratamiento, agrupados en la clasificación propuesta de: Grupo 1 (menor que 11 mm , $n = 20$), grupo 2 (11 – 20 mm , $n = 20$) y grupo 3 (21 – 30 mm , $n = 19$), respectivamente.

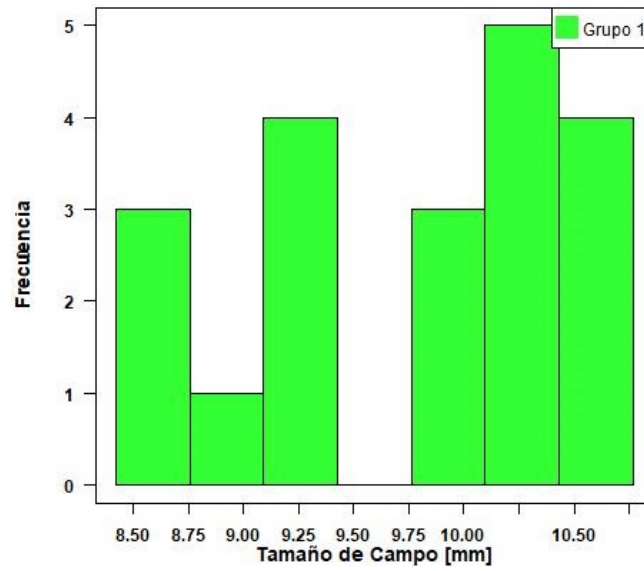


Figura 3.1: Histograma grupo 1, (n=20)

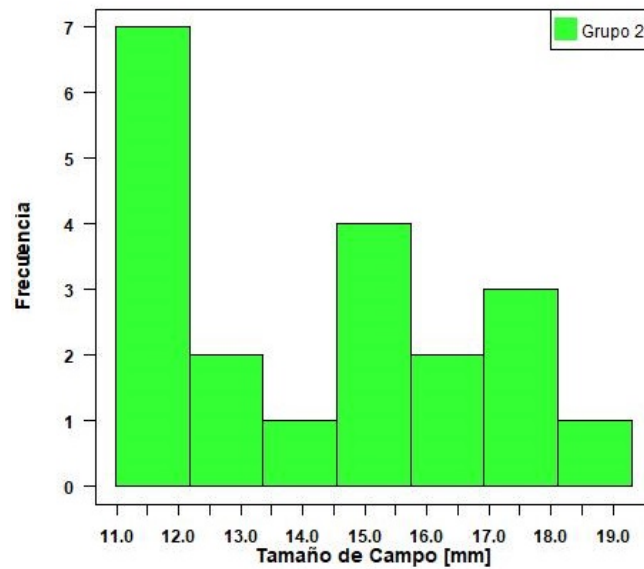


Figura 3.2: Histograma grupo 2, (n=20)

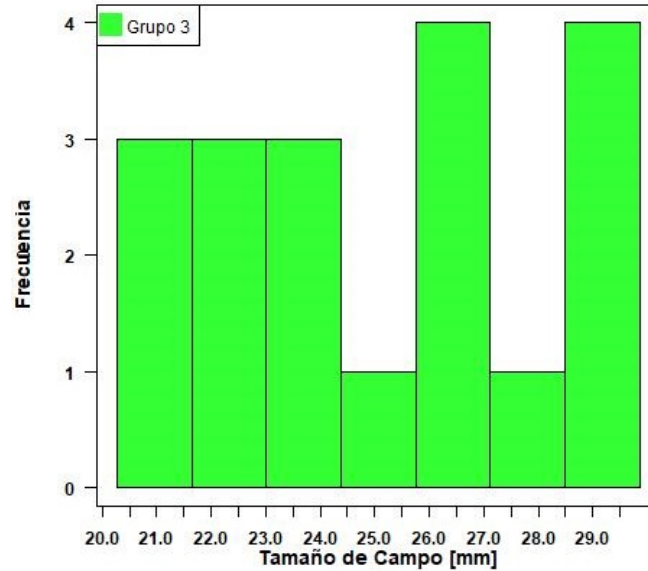


Figura 3.3: Histograma grupo 3, (n=19)

3.1. Aplicación del TRS-483 y Comisionamiento del equipo

3.1.1. Medidas de los tamaños de campo con película EBT3

A continuación, a manera de ejemplo, se muestra el caso para una configuración de 22 mm para el colimador primario y 20 mm para el colimador MLC. Las películas fueron irradiadas con 580 UM con una tasa de dosis de 600 UM/min . La geometría de irradiación fue a una $SSD = 100\text{ cm}$ con una profundidad de 10 cm de agua sólida.

La [figura 3.1](#) muestra los perfiles normalizados “in-plane” y “cross-plane” del canal rojo, además del valor del FWHM con la interpolación de los valores más cercanos al 50% del valor máximo. Cada FWHM son los valores A y B para determinar el tamaño de campo S_{clin} .

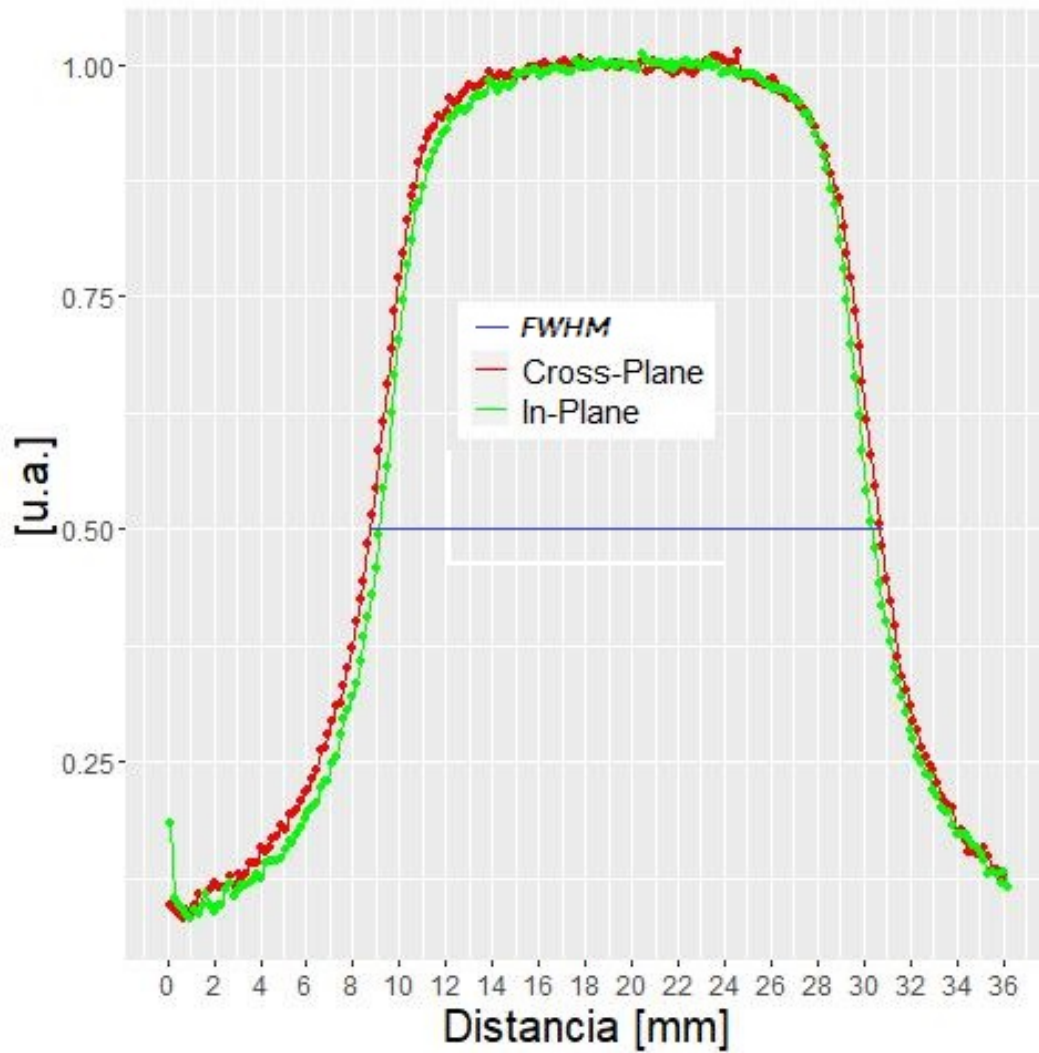


Figura 3.4: Ejemplo del FWHM en el canal rojo para una película con un tamaño de campo nominal equivalente de 20 mm.

Se repitió este proceso en cada película irradiada para medir el tamaño de campo de acuerdo al formalismo.

En la [tabla 3.1](#) se muestran los tamaños de campo calculados por la [ecuación 2.2](#) para cada configuración. Los valores de NA (no aplica) no fueron medidos porque los valores de los TSF no se modifican a lo largo de la columna en esos espacios porque el tamaño del colimador primario se mantiene constante, y a pesar de que el tamaño del colimador MLC se abre, no afecta los TSF ([ver la tabla 3.5](#)). De tal forma que bastaría con determinar el factor de corrección de salida de aquellos valores en los que el colimador primario y MLC son similares para cumplir con los objetivos de este trabajo.

		Ajuste colimador primario [mm]			
		8	12	22	32
Tamaño de campo de MLC [mm]	5	6.2 ± 0.1	6.3 ± 0.1	6.4 ± 0.1	6.4 ± 0.1
	10	9.4 ± 0.3	11.3 ± 0.3	11.6 ± 0.1	11.6 ± 0.2
	20	NA	13.0 ± 0.1	21.6 ± 0.1	21.8 ± 0.1
	30	NA	NA	23.4 ± 0.1	31.8 ± 0.2

Tabla 3.1: Tamaños de campo S_{clin} [mm]

En la [tabla 3.2](#) se muestra la diferencia entre el valor del tamaño de campo medido respecto al nominal del equipo, es decir, el cuadrado equivalente más pequeño para dicha configuración.

		Ajuste colimador primario [mm]			
		8	12	22	32
Tamaño de campo de MLC [mm]	5	+23.78 %	+26.98 %	+28.68 %	+28.86 %
	10	+17.22 %	+12.63 %	+15.58 %	+15.92 %
	20	NA	+8.77 %	+7.90 %	+9.25 %
	30	NA	NA	+6.38 %	+6.16 %

Tabla 3.2: Diferencia porcentual con el tamaño de campo nominal

3.1.2. Cálculos de los TSF y de los factores de campo

Los factores de corrección de salida se tomaron de la tabla 26 del capítulo 6 en el TRS-483, en específico en la [tabla 3.3](#) se muestran los valores de interés en función del tamaño de campo cuadrado para el diodo IBA-SFD:

	Tamaño de campo cuadrado equivalente [<i>cm</i>]									
	3.0	2.5	2.0	1.5	1.2	1.0	0.8	0.6	0.5	0.4
IBA SFD	1.029	1.031	1.032	1.030	1.025	1.018	1.007	0.990	0.978	0.963

Tabla 3.3: Factores de corrección de salida del diodo IBA-SFD, tabla 26 del capítulo 6 en el TRS-483

Con los tamaños de campo de la [tabla 3.1](#) se realizó una interpolación lineal con los valores de la tabla anterior para obtener los factores de corrección de salida, que se observan en la [tabla 3.4](#)

Cabe destacar que únicamente se muestran aquellos valores de la matriz requeridos por el comisionamiento del equipo en los que se aplicará el factor de corrección de salida, que son campos menores que $30\text{ mm} \times 30\text{ mm}$. A partir de ahora, las tablas ya no tendrán valor de NA porque se sustituye con el valor del TSF correspondiente, además la incertidumbre se agregó por valores de de la tabla 37 del TRS 483. Cada valor fue sustituido en la propagación de incertidumbre del ajuste lineal para cada valor del tamaño de campo equivalente.

		Ajuste colimador primario [<i>mm</i>]			
		8	12	22	32
Tamaño de campo de MLC [<i>mm</i>]	5	0.992 ± 0.007	0.993 ± 0.006	0.994 ± 0.005	0.994 ± 0.005
	10	1.015 ± 0.005	1.019 ± 0.004	1.019 ± 0.005	1.019 ± 0.005
	20	1.015 ± 0.005	1.020 ± 0.004	1.032 ± 0.005	1.032 ± 0.004
	30	1.015 ± 0.005	1.020 ± 0.004	1.031 ± 0.005	1.028 ± 0.006

Tabla 3.4: Factores de Corrección de Salida

A cada valor de los TSF que se midieron con el diodo IBS-SFD se les aplicó su respectivo factor de corrección de salida, de la tabla anterior, definido por la ecuación 2.3. En la tabla 3.5 se muestran los TSF y los Ω , así como su diferencia porcentual para cada configuración de interés. Esta diferencia está relacionada con el valor de los factores de corrección de salida de la tabla 3.3.

		Ajuste colimador primario [mm]				
			8	12	22	32
Tamaño de campo de MLC [mm]	5	TSF	0.616	0.621	0.623	0.625
		Ω	0.611	0.617	0.619	0.621
		%	-0.81 %	-0.64 %	-0.64 %	-0.64 %
	10	TSF	0.659	0.760	0.770	0.775
		Ω	0.669	0.774	0.785	0.790
		%	+1.52 %	+1.84 %	+1.95 %	+1.93 %
	20	TSF	0.659	0.782	0.843	0.854
		Ω	0.669	0.797	0.870	0.881
		%	+1.52 %	+1.92 %	+3.20 %	+3.16 %
	30	TSF	0.659	0.782	0.860	0.883
		Ω	0.669	0.797	0.887	0.908
		%	+1.52 %	+1.92 %	+3.14 %	+ 2.83 %

Tabla 3.5: TSF, Ω y su diferencia porcentual

3.2. Resultados del análisis con la información de los pacientes

3.2.1. Comparación de la distribución de dosis y los DVH en pacientes representativos

Para realizar una comparación en las dosis, con TSF y Ω , en pacientes representativos, se mostrarán los resultados en la distribución de dosis en tres pacientes, uno de cada grupo.

En las figuras 3.2, 3.6 y 3.7 se muestran las distribuciones de dosis en ambos enfoques, el lado izquierdo muestra las distribuciones con los TSF, mientras que la columna derecha es la distribución con los Ω para cada paciente representativo del grupo.

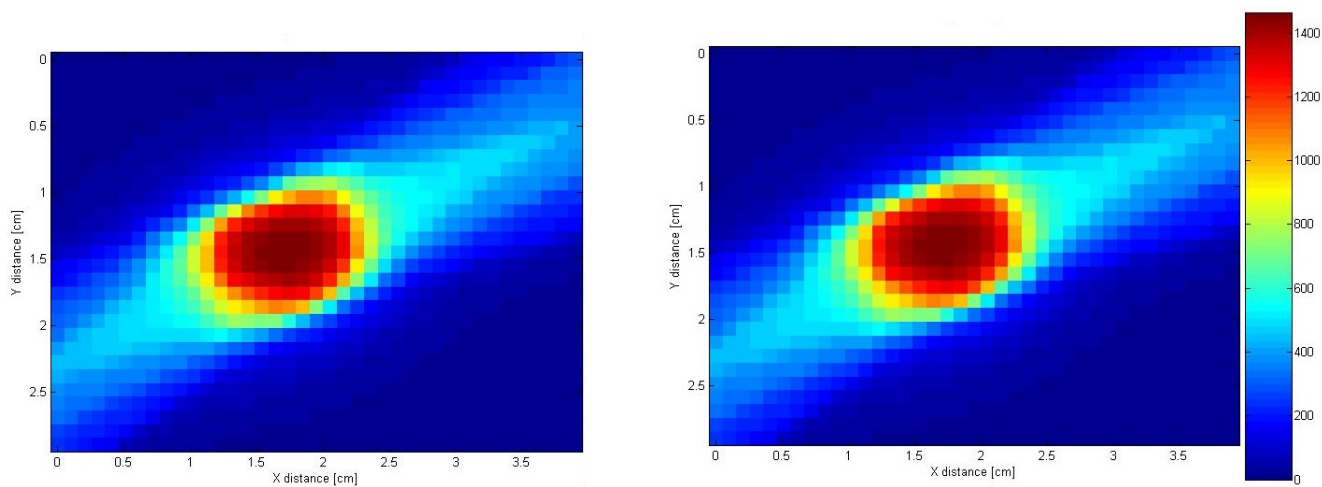


Figura 3.5: Distribución de dosis del paciente representativo del grupo 1. Izq (TSF), Der (Ω)

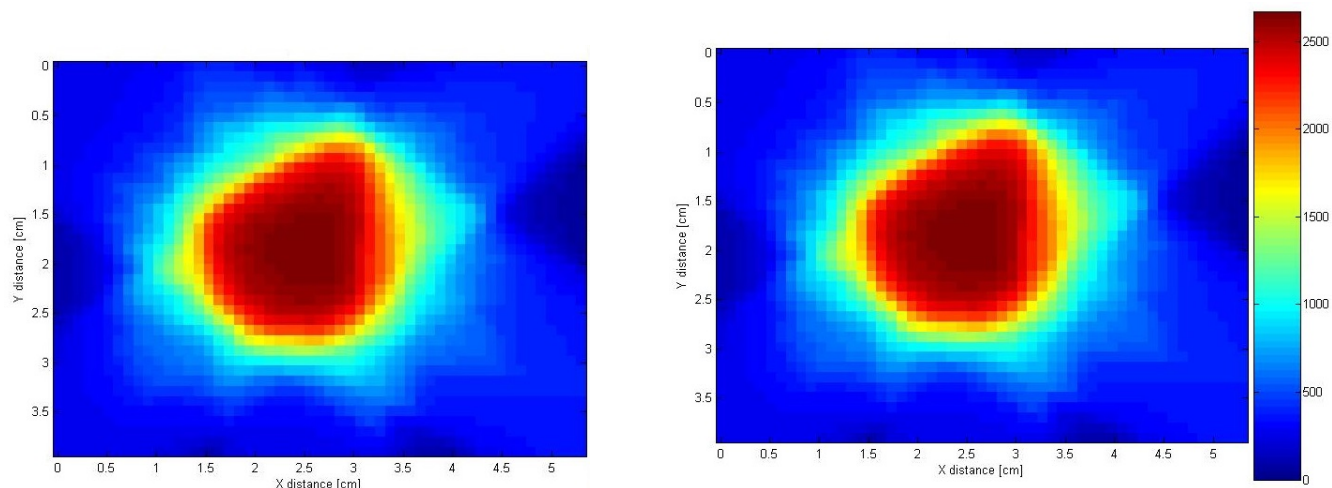


Figura 3.6: Distribución de dosis del paciente representativo del grupo 2. Izq (Tzq), Der (Ω)

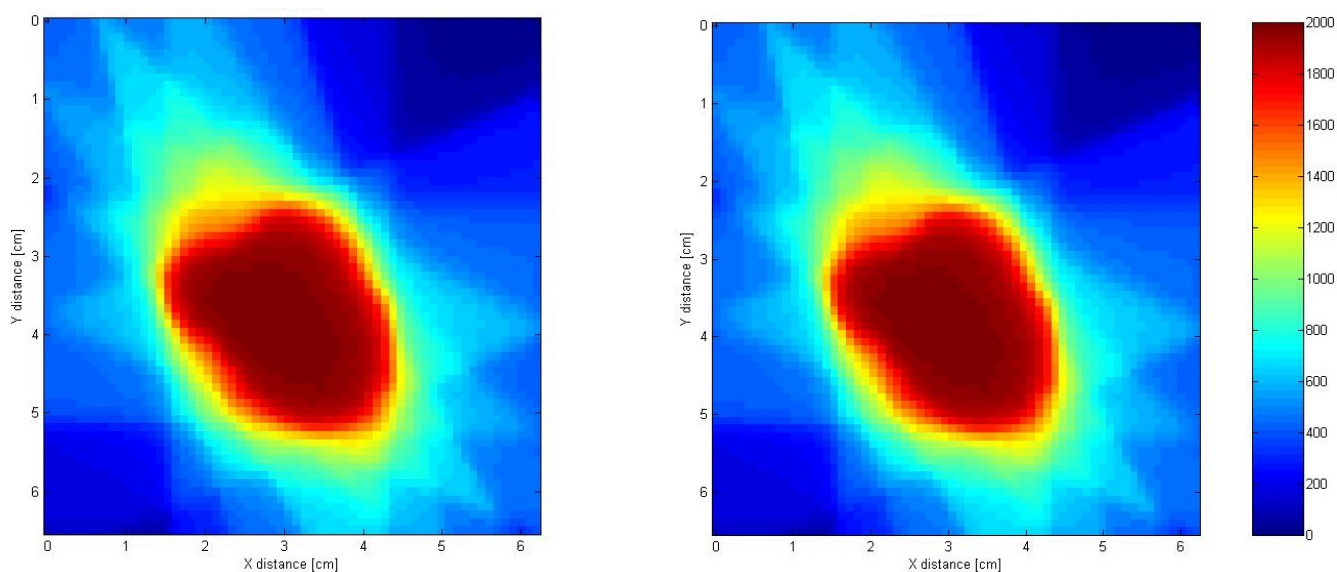


Figura 3.7: Distribución de dosis del paciente representativo del grupo 3. Izq (Tzq), Der (Ω)

Los resultados del análisis gamma con el criterio $3\%/3mm$ en la distribución de dosis en el plano axial del isocentro muestran que el 100% de los puntos cumplen con el criterio para los tres pacientes seleccionados, es decir que no existe una diferencia entre las distribuciones de dosis utilizando los Tzq y los Ω como se observa en las figuras 3.2, 3.6 y 3.7. Estos resultados son solo comparativos y no son definitivos. Sería necesario variar el criterio y el número de pacientes para concluir que no existe alguna diferencia.

De la misma forma que entre las distribuciones de dosis, no existe una diferencia entre los DVH utilizando los TSF y los Ω para los pacientes de los tres grupos. En las figuras 3.5, 3.9 y 3.10 se muestran los DVH en ambos enfoques, el subíndice 1 representa la distribución con los TSF, mientras que el subíndice 2 representa la distribución con los Ω , para cada paciente representativo por grupo.

Los DVHs de cada uno de los pacientes muestran que el PTV tiene el comportamiento que se espera en un tratamiento de radioterapia, es decir, la dosis se distribuye con homogeneidad y el PTV recibe la dosis prescrita en la mayor proporción del volumen. Los órganos en riesgo tienen su curva característica que representa una baja dosis a la totalidad del órgano. Cabe destacar que en todos los pacientes y para todos los volúmenes, las curvas de ambos enfoques se sobreponen.

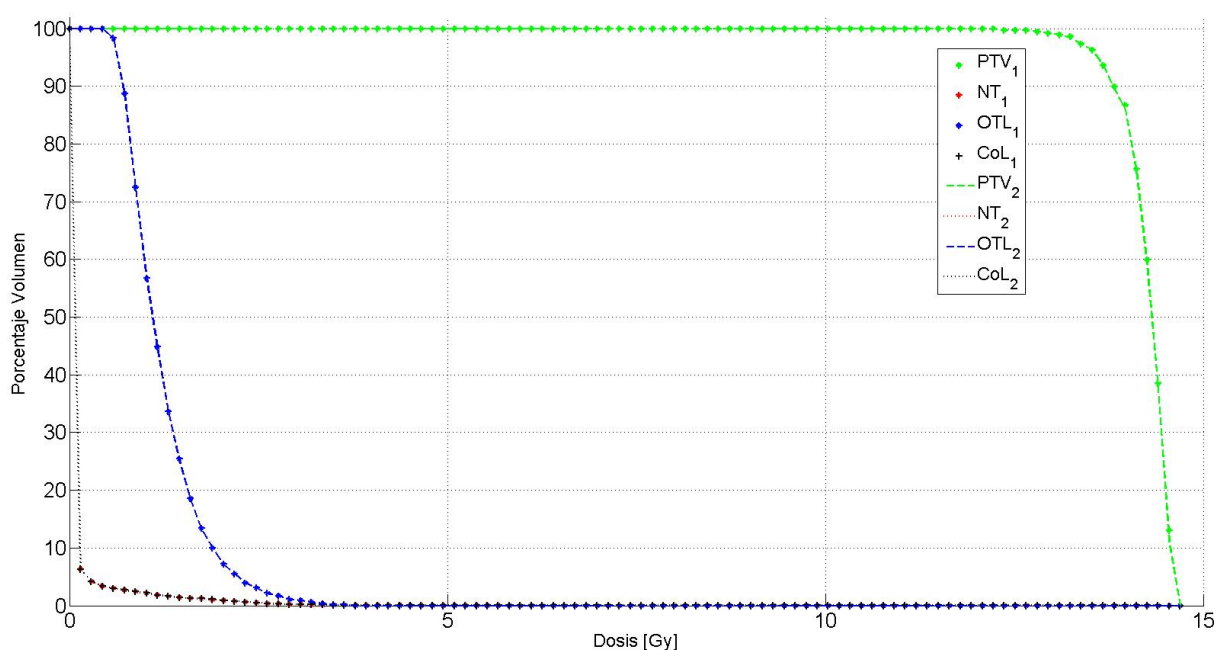


Figura 3.8: DVH del paciente representativo del grupo 1

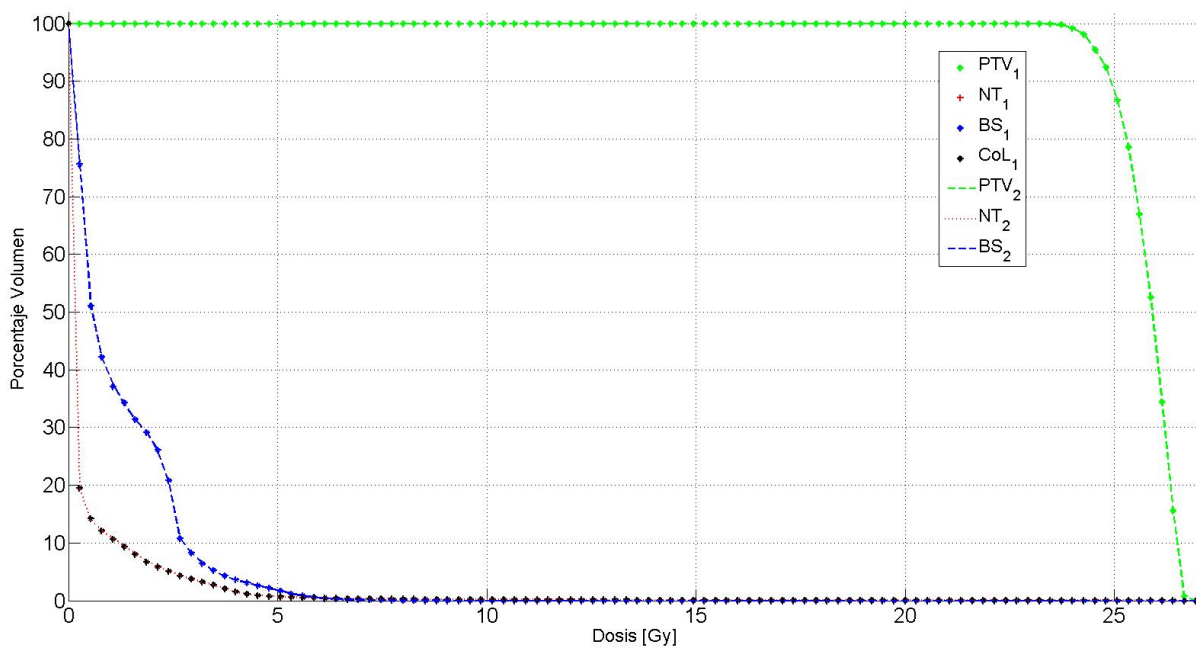


Figura 3.9: DVH del paciente representativo del grupo 2

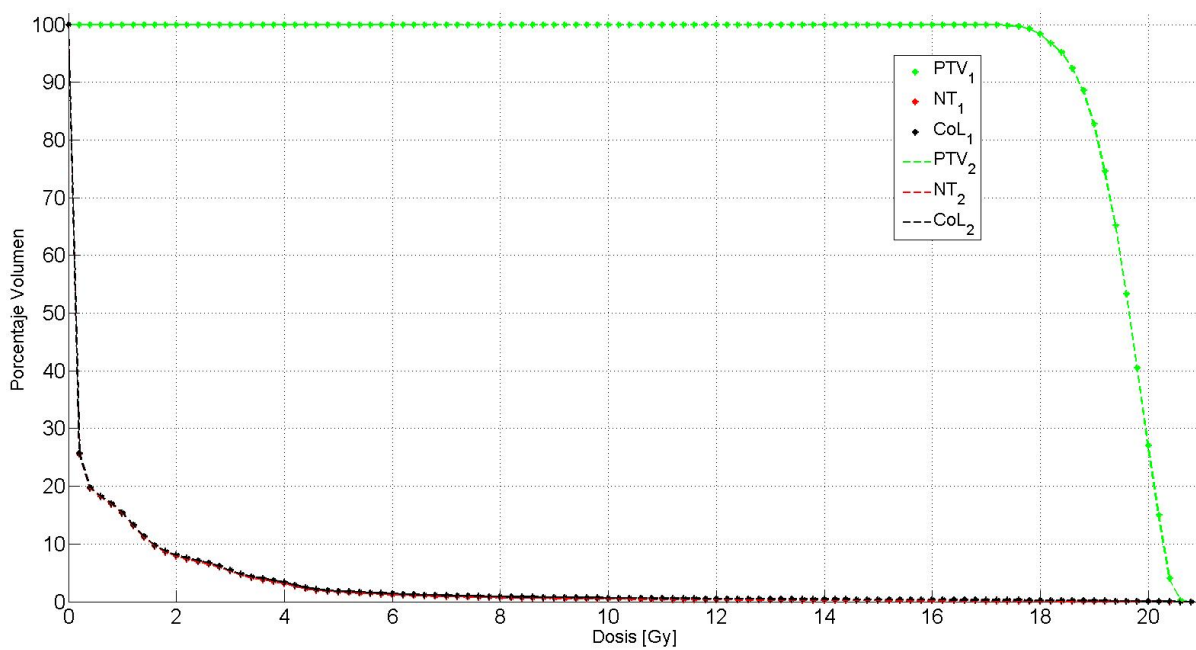


Figura 3.10: DVH del paciente representativo del grupo 3

3.2.2. Análisis estadístico

En la sección siguiente se muestran los resultados del análisis estadístico aplicado para conocer la influencia que tiene el uso del factor de corrección de salida para el diodo IBA-SFD en el cálculo de dosis con el algoritmo de “PencilBeam”.

3.2.2.1. PTV y Tejido Normal

La estadística descriptiva en las variables de dosis máxima, dosis promedio y dosis mínima del PTV no presentan una diferencia apreciable en sus características de tendencia central y variabilidad entre ambas muestras (TSF y Ω), en ninguno de los tres grupos. Es evidente que la variabilidad de los datos es debido a las diferentes dosis prescritas en cada plan de tratamiento.

Para evidenciar esta tendencia, en la [figura 3.8](#) se muestran los histogramas y diagramas de cajas de la dosis máxima en el PTV para el grupo 3, donde no se aprecian diferencias entre ambas muestras (TSF y Ω), esta nula diferencia se observó en todas las variables del PTV para los tres grupos.

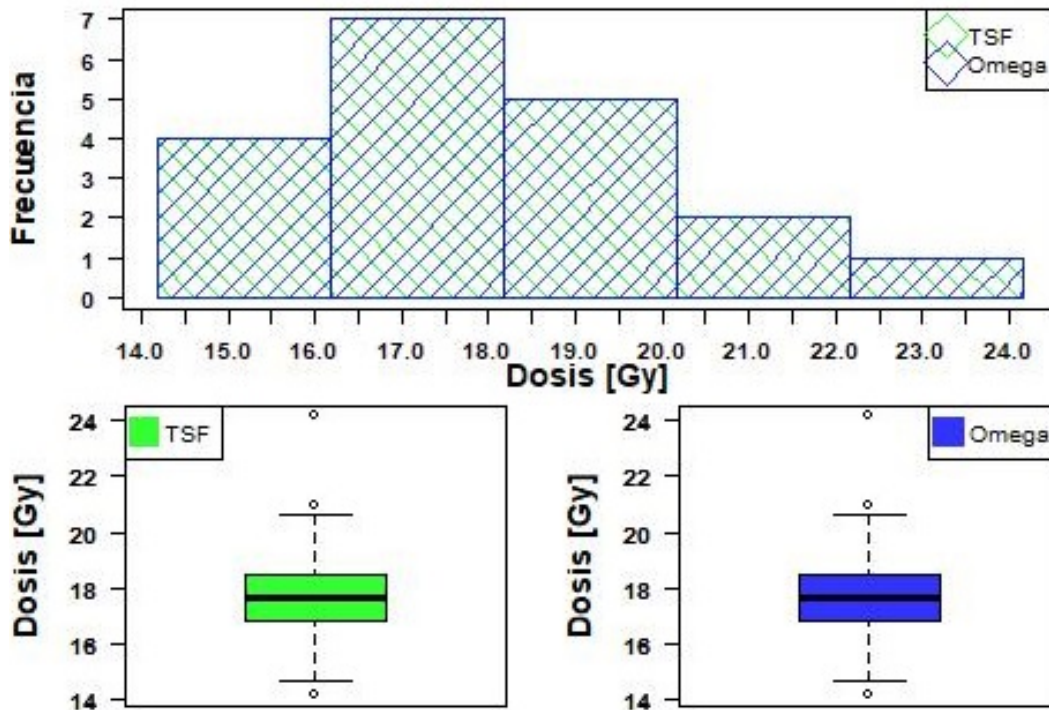


Figura 3.11: Histogramas y diagramas de caja para la dosis máxima del PTV del grupo 3

Para el tejido normal, la estadística descriptiva muestra que las variables de dosis máxima tienen un comportamiento similar a la dosis del PTV, es decir tienden a ser centrales y su variabilidad es debido a las dosis prescritas. Por otra parte las variables de dosis promedio, dosis mínima y V12, tienen un comportamiento de tendencia hacia el cero, porque el objetivo en todos los planes de radioterapia es reducir la dosis al tejido sano.

Para ejemplificar el caso en la [figura 3.9](#) muestra los histogramas y el diagrama de caja para el V12 del grupo 1. Se aprecia que las distribuciones tienden a la izquierda y no se observan diferencias entre ambas muestras.

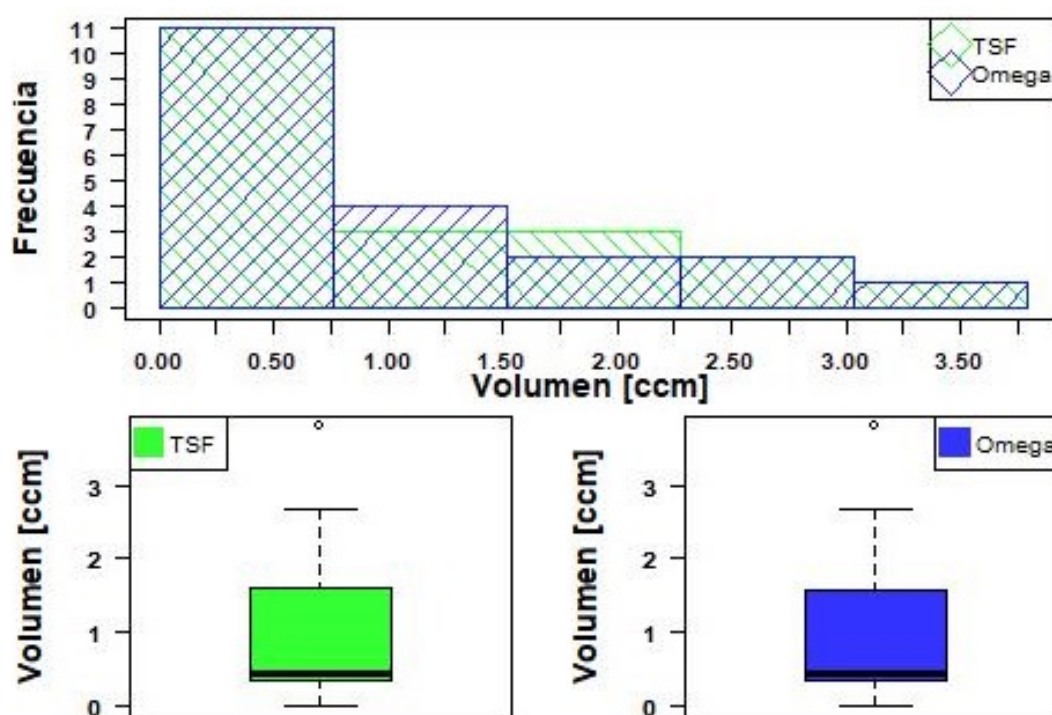


Figura 3.12: Histograma y diagrama de caja del V12 en el grupo 1

Los resultados de las pruebas que se realizaron para corroborar la hipótesis estadística entre ambas muestras ($H_0 : \mu_{TSF} = \mu_{\Omega}$ vs $H_A : \mu_{TSF} \neq \mu_{\Omega}$) se muestran en la [tabla 3.6](#). Además se observan el valor-p de los resultados en la prueba de normalidad y en la última columna se observa dos valores que representan la diferencia de medias entre ambos esquemas con un intervalo de confianza del 95 % y la diferencia porcentual entre ambas medias.

	Variable	Prueba Shapiro Wilk (valor-p)	Prueba seleccionada	Resultado (valor-p)	Diferencia de medias (Intervalo 95 % / Porcentaje) [Gy]
Grupo 1 (n=20)	Dosis máxima (<i>TSF</i>)	0.0066	Prueba U	0.9568	0.0005 ± 3.8678
	Dosis máxima (Ω)	0.0065			0.00 %
	Dosis promedio (<i>TSF</i>)	0.0062	Prueba U	0.9676	0.0005 ± 3.7258
	Dosis promedio (Ω)	0.0062			0.00 %
	Dosis mínima (<i>TSF</i>)	0.0239	Prueba U	1.0000	0.0096 ± 3.4287
	Dosis mínima (Ω)	0.0219			0.06 %
Grupo 2 (n=20)	Dosis máxima (<i>TSF</i>)	0.0209	Prueba U	1.0000	0.0000 ± 3.9549
	Dosis máxima (Ω)	0.0209			0.00 %
	Dosis promedio (<i>TSF</i>)	0.0221	Prueba U	1.0000	0.0000 ± 3.8324
	Dosis promedio (Ω)	0.0221			0.00 %
	Dosis mínima (<i>TSF</i>)	0.1444	Prueba T	1.0000	0.000 ± 3.9105
	Dosis mínima (Ω)	0.1444			0.000 %
Grupo 3 (n=19)	Dosis máxima (<i>TSF</i>)	0.1315	Prueba T	0.9989	0.0011 ± 1.5717
	Dosis máxima (Ω)	0.1306			0.00 %
	Dosis promedio (<i>TSF</i>)	0.1036	Prueba T	0.9994	0.0005 ± 1.5422
	Dosis promedio (Ω)	0.1065			0.00 %
	Dosis mínima (<i>TSF</i>)	0.6737	Prueba T	1.0000	0.0000 ± 2.1627
	Dosis mínima (Ω)	0.6766			0.00 %

Tabla 3.6: Inferencia estadística de la dosis en el PTV

Los resultados de las prueba de normalidad (Shapiro Wilk) determinan el tipo de prueba para evaluar la hipótesis, es importante recordar que si $p - value < 0.05$ no hay evidencia para sustentar que las variables tiene una tendencia normal.

De tal forma que entre mayor sea el número $p - value$ es mayor la tendencia a una distribución normal, estos resultados permiten resumir la estadística descriptiva, ya que como se argumento anteriormente, las variables siguen una tendencia similar entre ambas muestras, TSF y Ω .

En cuanto a la hipótesis de interés para las variables del grupo 1 se escogió la prueba U para las tres variables, los resultados aceptan la hipótesis nula. Además no se aprecian diferencias porcentuales entre muestras en ningún caso.

Para el grupo 2 la dosis mínima es la única variable que se distribuye normal y entonces se utiliza la prueba T, mientras que para la dosis máxima y la dosis promedio, se utilizó la prueba U. En cuanto al grupo 3 las tres dosis se distribuyen de forma normal, entonces se realizó las prueba T, donde los resultados demuestra que no existe evidencia para justificar que ambas muestras pertenecen diferentes poblaciones, entonces se acepta la hipótesis nula, $H_0 : \mu_{TSF} = \mu_{\Omega}$.

Por último, la [tabla 3.7](#) muestra los resultados de la inferencia estadística para las tres variables del tejido normal en cada uno de los tres grupos. Además se observan el valor-p de los resultados en la prueba de normalidad y en la última columna se observa la diferencia de medias entre ambos esquemas con un intervalo de confianza del 95% y la diferencia porcentual entre ambas medias.

Al igual que el PTV, el tejido normal tiene la misma conducta en su distribución en los grupos. Las variables del grupo 3 se distribuyen de manera normal, para el grupo 2 solo la variable dosis mínima se distribuye de forma normal, mientras que en el grupo 1 sus variables no tienen evidencia suficiente para justificar que se distribuyen de forma normal.

Nuevamente las variables entre muestras TSF y Ω no tienen diferencias en las pruebas de Shapiro Wilk, en concordancia con los resultados de la estadística descriptiva.

En cuanto a la hipótesis de interés, para ninguna de las variables existe evidencia suficiente para rechazar la hipótesis nula, por lo que las variables pertenecen a una misma población, $H_0 : \mu_{TSF} = \mu_{\Omega}$.

	Variable	Prueba Shapiro Wilk (valor-p)	Prueba seleccionada	Resultado (valor-p)	Diferencia de medias (Intervalo 95 % / Porcentaje) [Gy]
Grupo 1 (n=20)	Dosis máxima (<i>TSF</i>)	0.0131	Prueba U	0.9138	0.0026 ± 3.8224
	Dosis máxima (Ω)	0.0131			0.01 %
	Dosis promedio (<i>TSF</i>)	0.0039	Prueba U	1.0000	0.0000 ± 0.0594
	Dosis promedio (Ω)	0.0039			0.00 %
	V12 (<i>TSF</i>) [cm^3]	0.0007	Prueba U	0.8816	0.0003 ± 0.6522
	V12 (Ω) [cm^3]	0.0007			0.00 %
Grupo 2 (n=20)	Dosis máxima (<i>TSF</i>)	0.0205	Prueba U	0.9568	0.0026 ± 3.9812
	Dosis máxima (Ω)	0.0205			0.00 %
	Dosis promedio (<i>TSF</i>)	0.0730	Prueba T	1.0000	0.0000 ± 0.0923
	Dosis promedio (Ω)	0.0730			0.00 %
	V12 (<i>TSF</i>) [cm^3]	0.0073	Prueba U	0.9784	0.0057 ± 1.7044
	V12 (Ω) [cm^3]	0.0074			0.00 %
Grupo 3 (n=19)	Dosis máxima (<i>TSF</i>)	0.1287	Prueba T	0.9983	0.0016 ± 1.5299
	Dosis máxima (Ω)	0.1281			0.00 %
	Dosis promedio (<i>TSF</i>)	0.6414	Prueba T	1.0000	0.0000 ± 0.0986
	Dosis promedio (Ω)	0.6414			0.00 %
	V12 (<i>TSF</i>) [cm^3]	0.1836	Prueba T	0.9839	0.0207 ± 2.0296
	V12 (Ω) [cm^3]	0.1728			0.26 %

Tabla 3.7: Inferencia estadística de la dosis en el tejido normal

3.2.2.2. Unidades monitor, cobertura y conformidad

La estadística descriptiva de las variables de cobertura y conformidad muestran que no existe una diferencia significativa entre las distribuciones de las muestras (TSF y Ω) en los tres grupos, ya que tiene el mismo comportamiento central y variabilidad.

Ambos índices representan una proporción que idealmente deberían acercarse a la unidad. La cobertura se define como la proporción de dosis que cumple con la dosis prescrita y la conformidad representa la proporción de dosis prescrita que es depositada dentro del PTV en términos de las isodosis.

La distribución de la cobertura tiende más hacia la derecha y tiene poca variabilidad lo que indica que en el instituto se asegura que se cubra con la dosis prescrita en todos los planes de tratamiento. Mientras que la conformidad se distribuye en un valor más central y la variabilidad debida a las diversas geometrías con las que se satisface en cada uno de todos los planes de tratamiento.

Las unidades monitor es una variable que relaciona en la práctica la cantidad de dosis que se deposita cuando la sensibilidad del electrómetro de la cámara de ionización se calibra para que se cumpla que $1 \text{ UM} = 1 \text{ cGy}$ en una geometría y profundidad de referencia. En los tres grupos de estudio se aprecia que las UM son diferentes, la muestra de TSF es hasta un 2.45% mayor que la muestra Ω , esto se puede apreciar en los histogramas para las unidades monitor de los tres grupos de la [figura 3.10](#). Es evidente un desfase de los histogramas, donde la muestra Ω se encuentra desplazada a la izquierda de la muestra TSF aunque su distribución es similar, lo que muestra que hay una reducción.

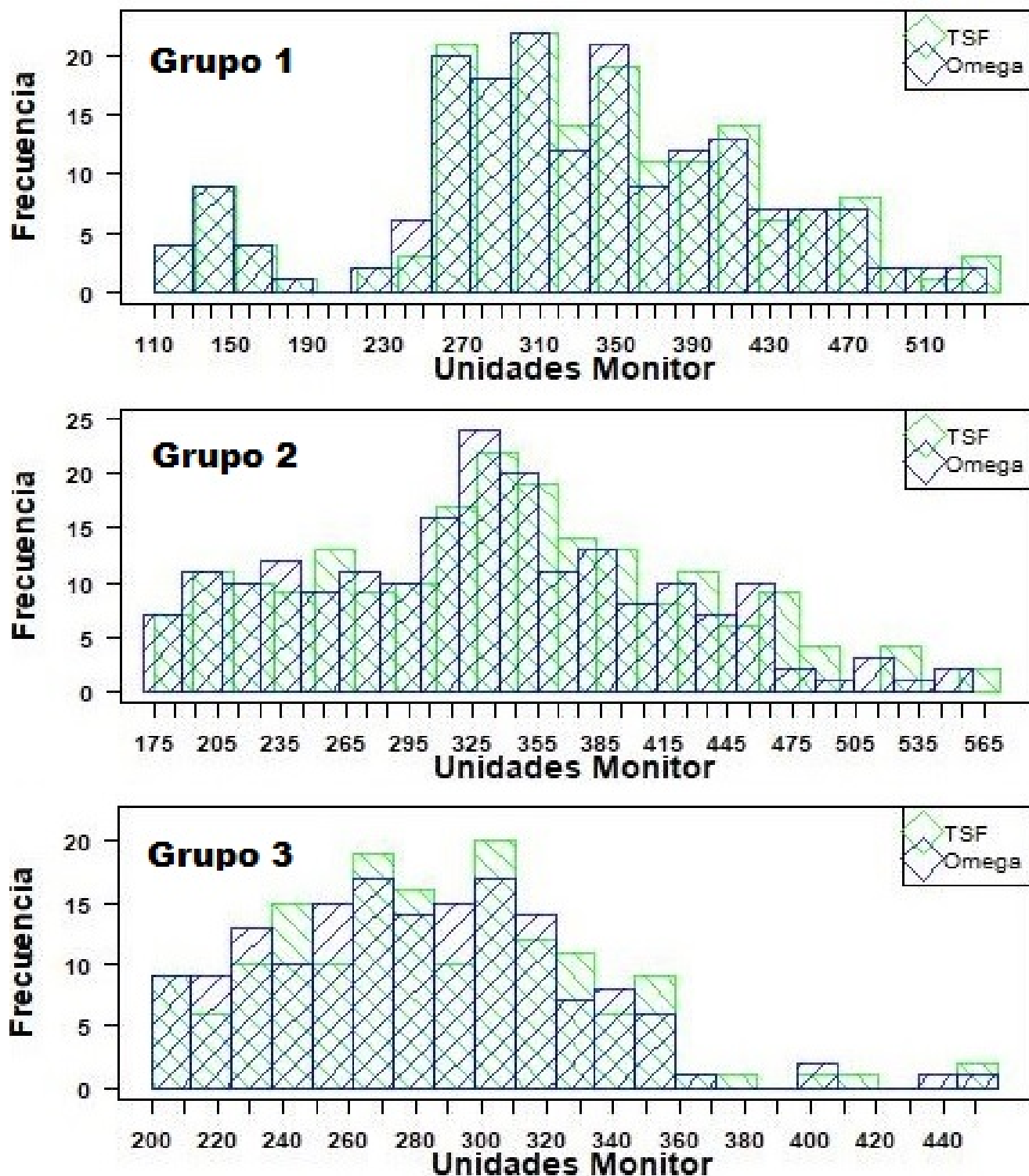


Figura 3.13: Histogramas de las unidades monitor de ambos enfoques (TSF y Ω) para los tres grupos

La [tabla 3.8](#) muestra los resultados de la inferencia estadística de las variables unidades monitor, cobertura y conformidad para cada uno de los tres grupos. Además se observan el valor-p de los resultados en la prueba de normalidad y en la última columna se observa dos valores que representan la diferencia de medias entre ambos esquemas con un intervalo de confianza del 95 % y la diferencia porcentual entre ambas medias.

	Variable	Prueba Shapiro Wilk (valor-p)	Prueba seleccionada	Resultado (valor-p)	Diferencia de me- dias (Intervalo 95 % / Porcentaje)
Grupo 1 (n=20)	UM (<i>TSF</i>)	0.0031	Prueba KS	0.8899	5.9444 ± 19.0676
	UM (Ω)	0.0035			1.82 %
	Cobertura (<i>TSF</i>)	0.0000	Prueba U	0.9676	0.125 ± 7.9104
	Cobertura (Ω)	0.0000			0.13 %
	Conformidad (<i>TSF</i>)	0.2475	Prueba T	0.9895	0.0600 ± 9.1967
	Conformidad (Ω)	0.2556			0.14 %
Grupo 2 (n=20)	UM (<i>TSF</i>)	0.0189	Prueba KS	0.7054	8.3384 ± 16.9336
	UM (Ω)	0.0167			2.47 %
	Cobertura (<i>TSF</i>)	0.0000	Prueba U	1	0.0650 ± 0.4350
	Cobertura (Ω)	0.0000			0.07 %
	Conformidad (<i>TSF</i>)	0.9606	Prueba T	0.9672	0.155 ± 7.5849
	Conformidad (Ω)	0.9503			0.29 %
Grupo 3 (n=19)	UM (<i>TSF</i>)	0.0016	Prueba KS	0.9609	3.9245 ± 10.4295
	UM (Ω)	0.0010			1.39 %
	Cobertura (<i>TSF</i>)	0.0019	Prueba U	0.8266	0.0300 ± 4.5700
	Cobertura (Ω)	0.0020			0.03 %
	Conformidad (<i>TSF</i>)	0.0444	Prueba U	0.9069	0.1800 ± 5.8200
	Conformidad (Ω)	0.0430			0.27 %

Tabla 3.8: Inferencia estadística del plan de tratamiento

Las pruebas de normalidad de la inferencia estadística para el plan de tratamiento del grupo 1 muestra que la conformidad es la única variable que sigue una distribución normal. En el grupo 2 la conformidad es la única variable que sigue una distribución normal y en el grupo 3 ninguna variable sigue una distribución normal. Esto se relaciona con la estadística descriptiva, la distribución de la cobertura tiende hacia los valores máximos por lo que pierde toda posibilidad de ser normal ($valor - p \sim 0$). Mientras que la conformidad mantiene una distribución más central por la variabilidad de los tumores en cada plan de tratamiento. Por último las UM no tienen una distribución normal pues es una variable discreta.

Los resultados de la hipótesis muestran que en ninguna de las variables existe evidencia suficiente para rechazar la hipótesis nula, por lo que las unidades monitor, la cobertura y la conformidad de ambos enfoques pertenecen a una misma población, $H_0 : \mu_{TSF} = \mu_{\Omega}$. Cabe destacar que el $valor - p$ para las unidades monitor demuestra que es la variable que más se diferencia entre ambas muestras, ya que tiene un valor de 0.890 para el grupo 1, 0.705 para el grupo 2 y 0.961 para el grupo 3, lo que sugiere que hay un mayor impacto en las unidades monitor del factor de corrección de salida para los grupos de campos pequeños.

3.2.2.3. Órganos en riesgo

La estadística descriptiva en los órganos en riesgo sugiere que no existen diferencias apreciables entre ambas muestras para las dosis máximas en cada órgano. Es decir, tiene el mismo comportamiento central y variabilidad, que está muy relacionada con las diferentes dosis prescritas en cada plan de tratamiento. Las dosis promedio y dosis mínimas tienden a 0 porque los planes de tratamiento deben asegurar que no ocurra detrimento en los órganos por efectos de la radiación, sin embargo esto puede ser favorecido porque los órganos en riesgo están a una distancia segura del PTV y las proporciones del volumen permite que haya una mejor conformación.

Por último la [tabla 3.9](#), muestra que las dosis máximas del tallo cerebral, cocleas y nervios ópticos tiene una distribución normal, aunque su respectiva prueba T demuestra que no existe evidencia suficiente para rechazar la hipótesis nula, por lo que las variables pertenecen a una misma población, $H_0 : \mu_{TSF} = \mu_{\Omega}$. Lo mismo para la dosis máxima del quiasma óptico que se evaluó con la prueba U.

Órgano	Variable	Prueba Shapiro Wilk (valor-p)	Prueba seleccionada	Resultado (valor-p)	Diferencia de medias (Intervalo 95 % / Porcentaje) [Gy]
Tallo cerebral	Dosis máxima (<i>TSF</i>)	0.0588	Prueba T	0.9972	0.0045 ± 2.6479 0.0372 %
	Dosis máxima (Ω)	0.0582			
Cocleas	Dosis máxima (<i>TSF</i>)	0.3101	Prueba T	0.9996	0.0006 ± 7.9320 0.0077 %
	Dosis máxima (Ω)	0.3181			
Quiasma	Dosis máxima (<i>TSF</i>)	0.0005	Prueba U	0.9698	0.0110 ± 1.2684 0.1335 %
	Dosis máxima (Ω)	0.0005			
Nervios ópt	Dosis máxima (<i>TSF</i>)	0.6420	Prueba T	0.9971	0.0064 ± 3.6552 0.0931 %
	Dosis máxima (Ω)	0.6485			

Tabla 3.9: Inferencia estadística de los órganos en riesgo, tallo cerebral (n=18), cocleas (n=17), quiasma óptico (n= 10), nervios ópticos (n=8)

Capítulo 4

Discusión

En este capítulo se discutirá la influencia del factor de corrección de salida del diodo IBA-SFD en el cálculo de la distribución de dosis ejecutado por el algoritmo “PencilBeam” del sistema de planeación iPlan RT 4.5.5 Dose.

4.1. Aplicación del TRS-483 y Comisionamiento del equipo

4.1.1. Medidas de los TSF con el diodo IBA-SFD

Las lecturas de los TSF son parte de las medidas de la dosimetría relativa que, junto con la dosimetría de referencia, es el pilar de los cálculos del algoritmo del TPS, después del comisionamiento. Cabe recordar que la medida y su incertidumbre de las magnitudes dosimétricas depende del equipamiento de dosimetría y de la experiencia del físico médico.

El objetivo del trabajo se centra en la propuesta del factor de corrección de salida por el formalismo 483 sobre los TSF, aunque el protocolo propone distintas recomendaciones para la dosimetría de campos pequeños. El resto de las magnitudes de dosimetría relativa y absoluta se miden de forma habitual en el instituto con las recomendaciones de organizaciones internacionales como la IAEA o AAPM para campos pequeños.

Entonces este trabajo puede considerarse como una evaluación del protocolo 483, en específico al utilizar el diodo IBA-SFD para las medidas de los TSF y un TPS con algoritmo el “Pencil Beam” con un acelerador lineal “True-Beam STx” porque comparar dos muestras, una que calcula la ecuación 1.4.2.1 utilizando los valores de TSF mientras que otra muestra es obtenida con modificando los TSF por Ω en la misma ecuación 1.4.2.1.

Es importante recordar que el protocolo 483 sólo se aplica en tratamientos cuyos campos de radiación sean estáticos y con diferencias de potencial menores que 10 MV, es decir, con técnica de haz conformal.

4.1.2. Medidas de los tamaños de campo con película EBT3

Los resultados de esta sección muestran los valores del tamaño de campo medidos con la película radiocrómica EBT3 para las distintas combinaciones del colimador primario y el colimador MLC, ver la tabla 3.1. Es evidente que los tamaños de campos tienen un valor mayor al tamaño nominal definido por el colimador con el campo más pequeño. En la tabla 3.2 se observa que la diferencia de los valores del tamaño de campo medidos y nominal, aumenta al disminuir el tamaño de campo. La razón de la diferencia está relacionada con el efecto de transmisión y fuga que ocurre entre el colimador primario y el colimador MLC en las distintas configuraciones de ambos colimadores.

Es importante recordar que la recomendación con los campos pequeños clínicos es ajustar el colimador primario con el tamaño más pequeño al tamaño de campo definido por el colimador MLC para reducir los efectos de transmisión y fuga en las hojas del MLC.

Cabe destacar que los valores de 9.378 ± 0.310 cm, 13.053 ± 0.138 cm y 23.404 ± 0.120 cm de la tabla 3.1 calculados con la metodología y el algoritmo aquí desarrollados son suficientes para conocer el comportamiento del tamaño de campo en la misma columna porque el colimador primario permanece constante y el área del colimador MLC se va incrementando, lo que no afecta el tamaño de campo de la configuración, además los objetivos del proyecto de tesis está relacionada con tamaños de campo equivalentes menores que 30.0 mm.

Por ejemplo, para un tamaño equivalente de 5 *mm* para el cuadrado equivalente del MLC la diferencia es de 23.78 %. Cuando el tamaño definido por el colimador primario es de 8 *mm*, la diferencia alcanza un valor de hasta 28.86 %, cuando el colimador primario es de 32 *mm*, con el mismo tamaño de 5 *mm*.

Esto demuestra el efecto de la transmisión y fuga que ocurre en el colimador MLC. Este efecto aumenta cuando el cuadrado equivalente del colimador primario es mayor que el cuadro equivalente de la MLC, lo que ocasiona una mayor transmisión, porque las hojas reciben en una mayor área el haz primario, y disminuye su capacidad de atenuar fotones. El comportamiento es el mismo en todas las configuraciones, entonces es importante adquirir los perfiles A y B como sugiere el TRS 483 e incorporarlos a la ecuación 2.1 para determinar el tamaño de campo con exactitud.

Por último es importante mencionar que se deben adquirir los tamaños de campo con la mayor exactitud para efectuar cualquier cálculo y no tomar el valor del tamaño de campo nominal del equipo. Tal como lo sugiere Das et al. en el [TG-106 de la AAPM](#), o como se recomienda en el documento [ICRU Vol. 14 No.2](#).

Esto es una parte fundamental de la dosimetría correcta de campos pequeños porque aumenta la exactitud en cálculos que involucren tamaño de campo y disminuye las probabilidades de accidentes.

4.1.3. Cálculos de los TSF y los factores de campo

En la [tabla 3.4](#) se observan los valores del factor de corrección de salida. Se aprecia que cuando el MLC tiene un tamaño equivalente de 5 *mm*, los factores son menores que la unidad. Esto indica que el diodo IBA-SFD sobrestima el valor de la lectura para medir los factores de salida cuando el tamaño de campo equivalente es de 5 *mm*. Por otra parte cuando el MLC es mayor que 10 *mm* y para cualquier tamaño definido por el colimador primario, el valor del factor de corrección es mayor que la unidad, demostrando que el diodo IBA-SFD subestima el valor de la lectura; por lo que el factor compensa dicho efecto.

Corregir el valor de las lecturas del diodo-IBA con el factor de corrección de salida es consecuencia del error en la respuesta del diodo en relación a sus propiedades con la calidad y dimensiones del haz de radiación. Es importante mencionar que los factores de corrección de salida se tomaron del TRS-483; donde se utilizó la ecuación 2.2 con los valores más cercanos a los definidos en la tabla 3.3.

En la primera fila de la tabla 3.5 se muestran los valores de los TSF, mientras que en la segunda fila se muestran los factores de campo de cada configuración de MLC que son calculados por la ecuación 2.3, definida en el código de práctica 483. La diferencia porcentual entre los TSF y los Ω se muestra en la tercer fila de cada tamaño. Es posible observar que la diferencia entre ambos factores es desde 0.63% en configuraciones de tamaño de campo con el colimador MLC en 5 mm y alcanza hasta 3.07% en campos de 20 mm. Esta diferencia sugiere que el impacto más grande del factor de corrección de salida del diodo IBA-SFD es sobre campos de tamaño 20 mm y 30 mm definidos por el colimador MLC y para tamaños 22 mm y 32 mm con el colimador primario.

4.2. Resultados del análisis con la información de los pacientes

4.2.1. Comparación de la distribución de dosis y DVH en pacientes representativos

Los resultados del análisis gamma en las distribuciones de dosis de los tres pacientes representativos muestran que no existe una diferencia en la distribución de dosis en ambos enfoques (TSF , Ω), con un criterio de 3%/3mm, tal como se lleva a cabo en el instituto de forma habitual para la evaluación de las distribuciones de dosis en los controles de calidad, aunque no son resultados concluyentes porque no se modificó el criterio y no se realizó con más pacientes.

El formalismo propuesto por Alfonso et al. permite corregir la respuesta de los detectores cuando son utilizados para medidas con campos pequeños; es decir soluciona el problema de la pérdida de las condiciones de equilibrio de partícula cargada lateral. El formalismo propone correcciones a los factores de salida para mejorar la precisión de la dosimetría, mientras que el resto de las medidas relativas son adquiridas como se sugiere en protocolos convencionales

Por otra parte, el antecedente del grupo con el trabajo de tesis del M. en C. Rodríguez Ávila [Alejandro, 2017] muestra que el uso del factor de corrección de salida en TMR y OAR no presenta diferencias y en consecuencia no se ve una influencia en la distribución de dosis.

Cabe decir que estas magnitudes están relacionadas con la distribución de dosis en el volumen a profundidad y en planos tangenciales al haz de radiación.

Entonces no es sorpresa la influencia nula en la distribución de dosis en cada uno de los tres pacientes representativos por grupo después del uso del factor de corrección de salida para el diodo IBA-SFD como lo sugiere el formalismo TRS 483. Lo más valioso es que, con este trabajo, se confirma clínicamente que no se modifica la distribución de dosis a través de la comparación de estos pacientes representativos.

Los histogramas de dosis-volumen no presentan cambios en ningún de los tres casos presentados. Esto se observa en las figuras 3.6, 3.9 y 3.10, donde las curvas de ambos enfoques (TSF , Ω) se sobrepone en cada variable de todos los grupos. Cabe decir que este análisis se aplicó únicamente a tres pacientes, posiblemente no sea concluyente los resultados aquí mostrados y más adelante se podrán complementar con el análisis estadísticos.

La nula diferencia en los DVH está relacionada con el hecho de que las magnitudes que relacionan la distribución de dosis en el volumen no son modificadas, como se propone en el formalismo TRS 483. Es decir, el perfil de dosis en profundidad, los perfiles transversales y los perfiles radiales no son modificados y por lo tanto, no hay efecto en las distribuciones de dosis.

4.2.2. Análisis estadístico

En la siguiente sección se discuten los resultados del análisis estadístico aplicado para evaluar la influencia del factor de corrección de salida del diodo IBA-SFD propuesto por el formalismo 483.

Para todas las pruebas utilizadas sobre las variables estudiadas no existe evidencia suficiente para concluir que la diferencia entre las muestras TSF y Ω de los grupos 1, 2 y 3 es estadísticamente significativa para sugerir un impacto del factor de corrección de salida para el diodo IBA-SFD. Sin embargo, a continuación, se desglosa y discuten resultados importantes.

4.2.2.1. PTV y tejido normal

Los resultados de la estadística inferencial del PTV y del tejido normal para los grupos 1, 2 y 3, (ver la [tabla 3.6](#) y [3.7](#)) muestran que en ningún caso se cumple que el *valor* $-p < 0.05$, en los resultado de las pruebas U o T. Esto se entiende como que no se rechaza la hipótesis nula sobre que ambas muestras pertenecen a la misma población, es decir (TSF, Ω) . Es decir no hay diferencia estadísticamente significativa entre utilizar los factores totales de dispersión y los factores de campo al aplicar el factor de corrección de salida a los TSF para el diodo IBA-SFD.

La diferencia de medias en las dosis del PTV para todos los grupos (ver [tabla 3.6](#)) es 0.0 dentro de su respectivo intervalo de confianza del 95 %. Cabe destacar que existe una congruencia en las tres variables (máxima, promedio y mínima), porque tienen un intervalo de confianza similar para cada grupo.

La magnitud de los intervalos de todas las variables demuestra la dispersión de la dosis máxima, la dosis promedio y la dosis mínima en el PTV de los pacientes; y con ello la variabilidad en las dosis prescritas de los pacientes de cada grupo.

Por otra parte la diferencia de medias de las dosis del tejido normal es 0.0 dentro de un intervalo de confianza del 95 % (ver [tabla 3.7](#)).

El tejido sano demuestra que la dosis promedio y la dosis mínima no tienen dispersión de datos, mientras que la dosis máxima, al igual que las dosis del PTV presentan variabilidad debido a las dosis prescritas en los tratamientos.

4.2.2.2. Unidades monitor, cobertura y conformidad

Las variables de cobertura y conformidad no presentan una diferencia entre los parámetros de su distribución. Además se observa que la variabilidad es similar en ambas muestras (TSF, Ω) , en los tres grupos. Lo que pone en evidencia que no hay un efecto por el uso de los factores de correcciones de salida en estas variables.

Por otra parte las UM presentan una diferencia. Los parámetros de la distribución de la muestra Ω son menores que la muestra TSF en los tres grupos. Cabe destacar que la variabilidad permanece similar entre ambas muestras, ya que los valores de desviación estándar, curtosis y asimetría permanecene similar en las unidades monitor de cada uno de los tres grupo.

La [figura 3.10](#) muestra que los histogramas de la muestra Ω están desplazados a la izquierda respecto a la muestra TSF , demostrando que la tendencia central es menor en Ω que TSF , mientras que permanece la variabilidad en ambas muestras. El grupo 3 es el que menor influencia presenta, seguido del grupo 1 y el grupo 2 es el de mayor impacto.

Los resultados de la inferencia estadística de los grupos 1, 2 y 3 se muestran en la [tabla 3.8](#). Las pruebas T, U y KS de cada variable muestran que en ningún caso se cumple que el *valor-p* < 0.05 . Se acepta la hipótesis nula sobre que ambas muestras (TSF , Ω) pertenecen a la misma población, es decir no hay diferencia estadísticamente significativa entre utilizar los factores totales de dispersión y los factores de campo para la cobertura, conformidad y unidades monitor.

A pesar de los resultados de las hipótesis estadísticas es importante considerar la bondad e importancia de seguir las recomendaciones del protocolo 483 al aplicar tratamientos con campos clínicos pequeños, porque resume el estudio de los fenómenos que ocurren al oclucionar el haz primario, propiedades de los detectores, pérdida del equilibrio de partícula cargada y sus respectivas dificultades clínicas.

La diferencia de medias con un intervalo de confianza del 95% en la cobertura y en la conformidad es 0.0, para el grupo 1, 2 y 3. No existe una diferencia entre ambas muestras, que se complementa con las pruebas de hipótesis previas, donde se aceptó que las muestras pertenecen a la misma población. Sin embargo, es importante mencionar que el médico es el profesional de la salud que emite un juicio a partir de su conocimiento y experiencia, para decidir la mejor elección para cada plan de tratamiento con base en las variables de conformidad, cobertura de la dosis prescrita.

Las unidades monitor representan una variable importante, ya que está relacionada con el cálculo de dosis por la ecuación [1.4.2.1](#) y su discusión es fundamental para comprender la influencia de los factores de corrección de salida. Con la prueba de hipótesis Kolmogorov-Smirnov se demostró que no existe evidencia suficiente para rechazar la hipótesis nula sobre que ambas muestras tiene una misma media poblacional. Es decir, estadísticamente no hay diferencia entre utilizar el factor de corrección de salida para el diodo IBA-SFD en las unidades monitor.

Sin embargo, para aumentar la discusión, es posible estimar una magnitud de la diferencia de medias de las unidades monitor con una prueba T, que no es completamente válido por no ser una distribución continua. Esta prueba arroja que la diferencia de unidades monitor es de 6 ± 19 , 8 ± 17 , 4 ± 10 , para el grupo 1, 2 y 3, respectivamente (ver [tabla 3.8](#)) entre ambos esquemas. Para este caso, los valores positivos, se entiende que la muestra de los TSF es mayor, por ejemplo para el grupo 2 la diferencia es de 8 UM con un intervalo del 95 %.

Estos 8 cGy, representan 0.5 % de la dosis prescrita en un tratamiento de 1600 cGy (media de la muestra) y, por lo tanto, clínicamente se refleja en una valor más alto de dosis cuando no se utiliza el factor de corrección de salida para el diodo IBA-SFD, de acuerdo con el protocolo 483.

Organismos internacionales como el [ICRU](#) proponen una precisión de $\pm 5\%$, en la administración de la dosis absorbida al PTV. Sin embargo, existen situaciones clínicas que son más exigentes con los límites como los tratamientos de radiocirugía. Por ejemplo suponiendo un valor de límite de precisión en la dosis es $\pm 2\%$, el valor de 0.5 % que se encontró como la diferencia de dosis entre utilizar o no el factor de corrección de salida para las condiciones en este trabajo en el grupo 2, representan una cuarta parte del límite permitido para la dosis.

Este valor es considerablemente importante en situaciones de radiocirugía donde se encuentran órganos cercanos con riesgo y el depósito de dosis se realiza en una sola fracción. Entonces a partir de los resultados de este trabajo se sugiere utilizar el factor de salida para medidas con el diodo IBA-SFD y el procedimiento del protocolo 483 para lograr una mayor precisión en la dosis y lograr un servicio de radioterapia de alta calidad.

4.2.2.3. Órganos en riesgo

La estadística descriptiva de las dosis máximas de los órganos en riesgo estudiados demuestra que no existe una diferencia entre los parámetros de ambas muestras y tienen una distribución similar.

La [tabla 3.9](#) contiene los resultados de la estadística inferencia para lo órganos en riesgo. En todos los casos las pruebas U o T no se encontró evidencia suficiente para rechazar la hipótesis nula sobre que ambas muestras pertenecen a la misma población.

Además la diferencia de medias con un intervalo del 95 % entre las muestras con el esquema *TSF* y Ω es de $0.0 \pm 2.6 Gy$ para el tallo cerebral, $0.0 \pm 7.9 Gy$ para las cocleas, $0.0 \pm 1.3 Gy$ quiasma óptico y $0.0 \pm 3.6 Gy$ para los nervios ópticos. De la misma manera que las dosis del PTV y el tejido normal, no se aprecian cambios aparentes.

Es importante recordar que los órganos en riesgo son estructuras con una gran atención e interés del médico porque el resultado favorable de la radioterapia para el paciente está relacionada con nulo detrimento de estos órganos sanos. En algunos planes de tratamiento de casos neurológicos la posición de los órganos está próxima al PTV y es necesario que el plan se adapte para que los efectos sean los menos adversos posibles.

En este trabajo no hubo un registro ni análisis estadístico que involucren el valor de la distancia entre el PTV y los órganos en riesgo de cada paciente. Entonces algunos planes de tratamiento de la base de datos contiene órganos en riesgo que están en una posición segura de la radiación y otros que fueron más irradiados por su cercanía, que en principio durante su tratamiento el médico evaluó dicho órganos, dosis depositada y gradientes de dosis par aceptar el plan.

Sin embargo como se ha mencionado en este trabajo, no hay diferencia en la distribución de la dosis en las muestras *TSF* y Ω , entonces incorporar al análisis una clasificación de los órganos por su posición respecto al PTV no afectaría las conclusiones del trabajo, porque no se obtendría diferencias.

Conclusiones

Después de estudiar la influencia del factor de corrección de salida para el diodo IBA-SFD en la distribución de la dosis calculadas con el algoritmo “Pencil Beam” en el sistema de planeación iPLan RT 4.5.5, se presentan las siguientes conclusiones.

No existe evidencia suficiente para concluir que hay diferencias estadísticamente significativas entre las variables definidas al utilizar el factor de corrección de salida y no utilizarlo, en el diodo IBA-SFD.

Este trabajo utiliza las películas radiocrómicas EBT3 y sus propiedades para medir los tamaños de campo pequeños ($< 10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$) con las sugerencias del protocolo 483 y el código de Matlab que se realizó para medir los tamaños de campo. Se hace énfasis en llevar a cabo las lecturas del tamaño de campo para cálculos de dosimetría que los involucren; tal es el caso de los factores de corrección de salida, donde se debe omitir el uso del tamaño de campo nominal para cualquier cálculo.

La comparación de la distribución de dosis de los pacientes representativos a través del índice gamma e histogramas dosis-volumen son congruentes con los resultados del análisis estadístico de las dosis en el PTV, tejido normal y órganos en riesgo. No hay evidencia suficiente para sugerir que existe una diferencia al seguir el código de práctica TRS 483, en específico del factor de corrección de salida del diodo IBA-SFD en el algoritmo “Pencil Beam”.

La diferencia nula en las distribuciones de dosis en el PTV, tejido normal y órganos en riesgo está relacionado con que las magnitudes de dosimetría relativas, en específico la dosis a profundidad y la dosis fuera de eje, no fueron modificadas como se sugiere en el TRS 483.

Las UM es la variable que pone en evidencia el impacto del formalismo del TRS 483 con el diodo IBS-SFD. Si bien en este trabajo con las condiciones propuestas no hay información suficiente para concluir que existen diferencias estadísticas, sí existe una variación dosimétrica importante.

Los resultados de las unidades monitor muestran clínicamente que los grupos de la variable Ω son ligeramente menores en magnitud que los grupos de la variable TSF lo que demuestra el impacto del factor de corrección de salida, como lo recomienda el protocolo. Entonces con base en los resultados en este trabajo se sugiere el uso del protocolo TRS 483 para dosimetría de campos clínicos pequeños porque mejora la precisión de la dosis y además ofrece una estandarización para el procedimiento de dosimetría.

Se sugiere continuar con la investigación del impacto clínico que tiene el protocolo TRS 483, a través de la ejecución de estudios estadísticos con muestras de pacientes igual o mayores a este trabajo, utilizar distintos detectores recomendados por el protocolo 483 para las lecturas de los TSF y lecturas del tamaño de campo, además de diferentes algoritmos para el cálculo de dosis, relacionados con campos estáticos menores a cuadrado equivalente de 5 mm y diferencia de potencial menor que 10 MV. Se hace énfasis en realizar análisis únicamente en las unidades monitor o variables que sean afectadas directamente con cambiar los TSF por los factores de campo Ω .

Referencias

1. AAPM (1999) AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, *Medical Physics*, 26, 1847-1870.
2. Alfonso, R. et. al (2008) A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields *Medical Physics* 35, 5179
3. Allen, Mark Edward (1976) Kolmogorov-Smirnov test for discrete distributions. Extraído en nov 2020 de: <https://apps.dtic.mil/dtic/tr/fulltext/u2/a024845.pdf>
4. Andreo, P. (2017) The physics of small megavoltaje photon beam dosimetry, *Radiotherapy and Oncology* 126 (2018) 205-213
5. Aspradakis, M.M. Byrne J.P., Palmans H. (2010) IPEM Report 103. Small Field MV photon dosimetry. International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry, Vienna
6. Attix F. H. (2004) Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. WILEY-VCH Verlag GmbH and Co. KGaA, Weinheim.
7. Bagheri, H. Soeimani, A., Mesbahi, A. (2017) An overview on small-field dosimetry in photon beam radiotherapy: Developments and challenges. *J Can Res Ther* 2017;13:175-85.
8. Besa De C. Pelayo (2013) Radioterapia externa: lo que el médico general debe saber. *Revista Médica Clínica Las Condes*, Volume 24, Issue 4; Pages 705-715, ISSN 0716-8640.
9. Bouchard, H., Seuntjens, J., Duane, S., Kamio, Y. and Palmans, H. (2015) Detector dose response in megavoltage small photon beams. I. Theoretical concepts. *Med. Phys.*, 42: 6033-6047. doi:10.1118/1.4930053

10. BrainLab Physics (2012) Manual Tecnico Edición 1.5. Germany
11. Cherry, P., Duxbury, A. M., (2009) Practical Radiotherapy; physics and equipment. Second Edition, John Wiley and Sons Ltd, Singapore
12. Das, Indra, et. al (2007) Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. Medical Physics 35, 206
13. Das, I.J., Cheng, C.W., Watts, R.J., Ahnesjö, A., Gibbons, J., Li, X.A., Lowenstein, J., Mitra, R.K., Simon, W.E. and Zhu, T.C. (2008) Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. Med. Phys., 35: 4186-4215. doi:10.1118/1.2969070
14. Ford, Clay (2017) The Wilcoxon Rank Sum Test. Extraído en nov 2020 de: <https://data.library.virginia.edu/the-wilcoxon-rank-sum-test/#:~:text=The%20alternative%20hypothesis%20is%20stated,%2C%E2%80%9D%20which%20implies%20different%20medians.>
15. García-Garduño Olivia A., Lárraga-Gutiérrez M, Rodríguez-Villafuerte Mercedes, Martínez-Dávalos Arnulfo Celis Miguel A. (2010) Small photon beam measurements using radiochromic film and Monte Carlo simulations in a water phantom. Radiotherapy and Oncology, Volume 96, Issue 2, 250 - 253
16. Garcia, A. (2014) Dosimetría de Campos pequeños con Película Radiocrómica. Tesis de Doctorado, Instituto Politécnico Nacional.
17. Halperin, E. C., Wazer, D. E. (2013) Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology. Sixth Edition, China, Lippincot Wilkinks, a Wolters Kluwer business.
18. Hartmann, G., et al., (1995) Quality Assurance Program on Stereotactic Radiosurgery, Springer, Berlin.
19. Hussein M., C.H. Clark, A. Nisbet (2017). Challenges in calculation of the gamma index in radiotherapy ? Towards good practice. Associazione Italiana di Fisica Medica, vol.36. Published by Elsevier. ResearchGate. Extraído en nov 2020 de: <https://www.researchgate.net/>

[figure/Schematic-representation-of-the-gamma-index-method-in-1D-Adapted-from-Low-et-al-1998_fig1_315065579](#)

20. IAEA (2000) Technical Reports Series No. 398. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, Vienna
21. IAEA (2004) Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. Vienna
22. IAEA-APPM (2017) Technical Reports Series No. 483 Dosimetry of Small Fields used in external beam Radiotherapy an international code of practice for reference and relative dose determination, Vienna.
23. IBA (2015) Detectors for Relative and Absolute Dosimetry Ionization Chambers and Diode Detectors. Germany
24. ICRU (1987) International Commission on Radiation Units and Measurements, Use of Computers in External Beam Radiotherapy Procedures with High-Energy Photons and Electrons, ICRU Report 42. (International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington).
25. ICRU, Bethesda MD. (1999) Prescripción, Registro y Elaboración de Informes en la Terapia con Haces de Fotonos. Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación. ICRU REPORT 50.
26. ICRU 14 (2014) Journal of the ICRU Vol 14 No. 2. Report 91. Oxford University Press, doi:10.1093/jicru/ndx012
27. Khan, F.M, Gibbson, J. P. (2014) The physics of radiaton therapy, fifth edition, USA, Lippincot Wilkinks, a Wolters Kluwer business.
28. Lee, S., Cao, Y. J., and Kim, C. Y. (2015). Physical and Radiobiological Evaluation of Radiotherapy Treatment Plan. Evolution of Ionizing Radiation Research. doi:10.5772/60846

29. Lechner Wolfgang, Palmans Hugo, Sölkner Lukas, Grochowska Paulina, Georg Dietmar(2013) Detector comparison for small field output factor measurements in flattening filter free photon beams Lechner, Radiotherapy and Oncology, Volume 109, Issue 3, 356 - 360
30. León Marroquín, E.Y., Lárraga Gutiérrez, J.M., Herrera González, J.A., Camacho López, M.A., Villarreal Barajas, J.E. and García Garduño, O.A. (2018) Investigation of EBT 3 radiochromic film's response to humidity. J Appl Clin Med Phys, 19: 283-290. doi:10.1002/acm2.12337
31. León-Marroquín Espectro de las películas EBT3 y EBT2 (2017) León-Marroquín, E.Y., Camacho-López, Migul, García-Garduño Olivia, Herrera-González J.A., Villarreal-Barajas José, Martínez-Quiroz C.A., Cruz-Pérez D., Jiménez-Avilés G., (2017) Analysis of the absorption spectra of EBT2 and EBT3 radiochromic films. Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica p.p. 363-371. 10.17488/rmib.38.1.32
32. Li, H., Dong, L., Zhang, L. (2011) Toward a better understanding of the gamma index: Investigation of parameters with a surface-based distance method. Med. Phys. 38 (12)
33. Minitab Express Support (2019) Interpret the key results for 2-Sample t. Extraído en nov 2020 de: <https://support.minitab.com/en-us/minitab-express/1/help-and-how-to/basic-statistics/inference/how-to/two-samples/2-sample-t/interpret-the-results/key-results/>
34. NCSS (-) Two-Sample T-Test. Extraído en nov 2020 de: https://ncss-wpengine.netdna-ssl.com/wp-content/themes/ncss/pdf/Procedures/NCSS/Two-Sample_T-Test.pdf
35. Papaconstadopoulos, P., (2016) On the Detector Response and the Reconstruction of the Source Intensity Distribution in Small Photon Fields, PhD Thesis, McGill Univ.
36. Wilcox E.E., Dakov, G. M., (2007) Evaluation of GAFCHROMIC EBT film for CyberKnife dosimetry, Med Phys. 34, 1109-174.
37. Podgorsak (2005) Radiation Oncology Physics:a handbook for teacher and students. Viena, IAEA.

38. Reggiori Giacomo, Mancosu Pietro, Suchowerska Natalka, Stravato Antonella, Tomatis Stefano, Scorsetti Marta (2016) Characterization of a new unshielded diode for small field dosimetry under flattening filter free beams. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, Volume 32, Issue 2, 408 - 413
39. Rodríguez Ávila Manuel Alejandro (2017) Impactos de los factores de corrección detectr-específicos en el cálculo de distribuciones de dosis para campos no convencionales en radio-terapia externa. Tesis de Maestría, Universidad Nacional Autónoma de México
40. rdrv (2019) ks.test: Kolmogorov-Smirnov Tests. Extraído en nov 2020 de: <https://rdrr.io/cran/dgof/man/ks.test.html>
41. Salvatore S. Mangiafico (2016) Two-sample Mann-Whitney U Test. Extraído en nov 2020 de: https://rcompanion.org/handbook/F_04.html
42. Salvatore S. Mangiafico (2016) Two-sample t-test. Extraído en nov 2020 de: https://rcompanion.org/handbook/I_03.html
43. Shukaili, K.A., Corde, S., Petasecca, M., Pereveratylo, V., Lerch, M., Jackson, M. and Rosenfeld, A. (2018) ‘Characterization of ELEKTA SRS cone collimator using high spatial resolution monolithic silicon detector array. *J Appl Clin Med Phys*, 19: 114-124.
44. Slotman, B. J. (2006) Extracranial stereotactic radiotherapy and radiosurgery. New York: Taylor y Francis.
45. Symonds, P. (2012) Walter and Miller’s textbook of radiotherapy: Radiation physics, therapy and oncology. Elsevier.
46. V. Hogg Robert, Elliot Tanis, Dale Zimmerman (2014) Probability and Statistical Inference (9th Edition)
47. Webb, S. (1997) The physics of conformal radiotherapy: Advances in technology. Bristol Institute of Physics Publishing.
48. Webb, S. (2001) The physics of three-dimensional radiation therapy: Conformal radiotherapy, radiosurgery, and treatment planning. Bristol, UK: Institute of Physics Pub

49. Zwan Benjamin, Barnes Michael, Fuangrod Todsaporn, Stanton Cameron, O'Connor John, Keall Paul, Greer Peter (2016) An EPID-based system for gantry-resolved MLC quality assurance for VMAT. Journal of applied clinical medical physics. Vol 17 DOI: 10.1120/jacmp.v17i5.6312Resea
Extraído en nov 2020 de: https://www.researchgate.net/figure/MLC-defined-fields-used-to-determine-the-sag-characteristics-as-a-function-of-gantry_fig1_308763351