



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

**IMPACTO DE LOS FACTORES DE CORRECCIÓN DETECTOR-ESPECÍFICOS
EN EL CÁLCULO DE DISTRIBUCIONES DE DOSIS PARA CAMPOS NO
CONVENCIONALES EN RADIOTERAPIA EXTERNA**

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

PRESENTA:
MANUEL ALEJANDRO RODRÍGUEZ ÁVILA

TUTOR PRINCIPAL
DRA. OLIVIA AMANDA GARCÍA GARDUÑO,
INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA

MIEMBROS DEL COMITÉ TUTOR
DR. JOSÉ MANUEL LÁRRAGA GUTIÉRREZ
INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA

DRA. MERCEDES RODRÍGUEZ VILLAFUERTE
INSTITUTO DE FÍSICA-UNAM

CIUDAD DE MEXICO, ENERO, 2017.



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.

Para mis hermanas Mayis y Gelita...

*“La ciencia, muchacho, está hecha de errores, pero de errores útiles
de cometer, pues poco a poco, conducen a la verdad.”*

Julio Verne

Agradecimientos

Al pueblo de México, que a través del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) me brindaron una beca para estudios de posgrado.

A la UNAM por abrirme sus puertas para formar parte de su comunidad.

Al Instituto de Física y todos los profesores asociados al posgrado en ciencias físicas, por todos los conocimientos compartidos.

Al Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, por el apoyo y acceso a las instalaciones para la realización de todas las medidas y cálculos.

Al proyecto SALUD-2015-1-261405 titulado “Medición de la dosis absorbida en campos pequeños para radiocirugía y radioterapia de intensidad modulada” por el apoyo económico brindado.

A mi tutor principal Dra. Olivia Amanda García Garduño por todo su apoyo y colaboración. Tanto en el ámbito académico como en el personal, agradezco su tiempo por atender a todas mis dudas y preguntas.

Al Dr. José Manuel Lárraga Gutiérrez por todas las opiniones y discusiones sobre mi proyecto. Por las horas invertidas para enseñarme las bases de la simulación Monte Carlo.

A la Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte por su aporte y seguimiento de este trabajo.

A mis compañeros y amigos del posgrado, principalmente a Christian Trujillo, Jimena Villagómez y Katya Vázquez, que me acompañaron en todas las altas y bajas durante el tiempo compartido y que hicieron mi estadía en la Ciudad de México una experiencia verdaderamente satisfactoria.

A los sinodales: M. en C. Miguel Rodríguez Ponce, M. en C. Olga Olinca Galván de la Cruz, M. en C. César Gustavo Ruíz Trejo y Dra. María Ester Brandan Siqués por todos los comentarios para enriquecer este trabajo.

Y, por último, pero no menos importante, a mi familia y amigos, que siempre me apoyan y animan a seguir adelante y que piensan, aunque muy lejos de ser cierto, que soy un genio.

Contenido

1	Introducción.....	3
2	Antecedentes y Marco Teórico.....	7
2.1	Radioterapia convencional.....	8
2.1.1	<i>Dosimetría de referencia</i>	9
2.2	Radiocirugía y Radioterapia Estereotáctica.....	15
2.3	Radioterapia no convencional.....	16
2.3.1	<i>Problemas asociados a los campos no convencionales</i>	16
2.3.2	<i>Formalismo para la dosimetría en campos de radiación no convencionales</i>	20
2.4	Dosimetría Física.....	22
2.4.1	<i>Dosimetría absoluta</i>	22
2.4.2	<i>Dosimetría relativa</i>	23
2.5	Detectores empleados en campos no convencionales.....	27
2.5.1	<i>Diodo SFD</i>	28
2.6	Simulación Monte Carlo.....	28
2.6.1	<i>Código EGSnrc4</i>	29
2.6.2	<i>Código BEAMnrc</i>	30
2.6.3	<i>Código DOSXYZnrc</i>	31
2.6.4	<i>Código DOSRZnrc</i>	31
2.7	Análisis índice y.....	31
3	Materiales y Metodología.....	34
3.1	Materiales.....	34
3.1.1	<i>Acelerador Lineal BrainLAB Novalis</i>	34
3.1.2	<i>Diodo SFD</i>	35
3.1.3	<i>Sistema de planeación (IPlanDose)</i>	36
3.2	Metodología.....	37
3.2.1	<i>Calibración</i>	37
3.2.2	<i>Medidas relativas</i>	38
3.2.3	<i>Simulación Monte Carlo</i>	40
3.2.4	<i>Cálculo de las distribuciones de dosis</i>	44
3.2.5	<i>DoseLAB y análisis de datos</i>	45

4	Resultados	46
4.1	Dosimetría relativa (medidas).....	46
4.2	Dosimetría relativa calculada mediante simulación Monte Carlo.....	48
4.3	Factores de corrección.....	52
4.4	Simulación del tratamiento.....	57
5	Discusión y conclusiones	62
6	Referencias	65

1 Introducción

La radioterapia es una técnica de tratamiento, utilizada principalmente en el área de oncología, en la que se emplean radiaciones ionizantes para lograr una disminución, control o destrucción de lesiones en su mayoría cancerígenas. Su objetivo principal consiste en depositar la dosis en el volumen blanco protegiendo el tejido sano que lo rodea para evitar algún efecto secundario [1].

Un acelerador lineal (linac) es un equipo, utilizado en radioterapia, que emplea ondas electromagnéticas de alta frecuencia con el fin de acelerar partículas cargadas, como los electrones, a altas energías a través de un tubo lineal. Estos electrones de alta energía pueden utilizarse para tratar tumores superficiales, o bien, se pueden hacer interactuar contra un blanco para producir rayos x y tratar lesiones más profundas [2].

En los comienzos la radioterapia utilizaba campos cuadrados para depositar la dosis prescrita en el volumen blanco, sin embargo, no se controlaba de manera eficiente el depósito de dosis a tejido aledaños lo que causaba lesiones y/o consecuencias graves al organismo. A lo largo de los años, han surgido nuevos sistemas de colimación con el fin de alcanzar el objetivo de la radioterapia, reduciendo el tamaño de campo a escalas milimétricas, incluso modificando la geometría del haz de radiación de acuerdo al volumen a tratar, lo que dio origen a la radioterapia conformal. Posteriormente se modificó la fluencia de fotones por unidad de área dando origen a la radioterapia de intensidad modulada. Todo este desarrollo ha derivado en la construcción de nuevos equipos de tratamiento y con ello nuevos retos dosimétricos para la radioterapia, pues campos que en el pasado eran de hasta los 40 cm x 40 cm, en la actualidad llegan a escalas milimétricas.

En un principio se definió a un campo pequeño o no convencional como aquellos campos cuyos tamaños eran menor o iguales que 3 cm x 3 cm [3]. Sin embargo, hoy en día, para definir a este tipo de campos hay que observar más allá de las condiciones del campo *per se*, como el alcance lateral de los electrones en el medio irradiado, su energía y tamaño de la fuente de radiación [4]. Al utilizar campos pequeños, se presentan problemas para realizar una buena dosimetría, entre los cuales destacan: la perturbación del haz de radiación por el detector, falta de equilibrio lateral de partícula cargada, altos gradientes de dosis, penumbras pronunciadas y superpuestas.

El código de práctica utilizado en la actualidad para realizar la dosimetría es el TRS-398 [4], con el cual al realizarlo de manera adecuada es posible obtener una incertidumbre en el cálculo de dosis menor al 2%. Esto es muy importante debido a que se ha observado que variaciones hasta del 1% en la dosis

administrada puede derivar hasta en un 10% de diferencia en la probabilidad de control tumoral [4], lo cual reta directamente al objetivo de la radioterapia. Al utilizarse campos pequeños, con todos los problemas que se han mencionado anteriormente, es cuestionable que esta incertidumbre sea menor al 2%. Por esta razón el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) ha abordado el problema de la dosimetría de campos pequeños y Alfonso *et al.* [5] han propuesto un nuevo formalismo, basado en el código de práctica TRS-398 que se describe brevemente en el segundo capítulo de este trabajo.

El objetivo de este nuevo formalismo es determinar la dosis absorbida en agua utilizando cámaras de ionización en situaciones diferentes de las condiciones de referencia utilizadas convencionalmente por los códigos de práctica [4]. Para lograr este objetivo se trazan dos rutas principales dependiendo el tratamiento a utilizar que son:

1. Dosimetría de campos estáticos pequeños, que introduce una etapa intermedia a través de un campo de máquina específico (*msr*, por sus siglas en inglés) para máquinas de tratamiento que no pueden establecer un campo de radiación de referencia de acuerdo a lo marcado por el protocolo TRS-398.
2. Dosimetría de campos compuestos, trazable a una calibración de haz que puede incluir un campo *msr* si es necesario, así como un campo de clase de referencia específica (*pcsr*, por sus siglas en inglés) y que representa un tipo de campo dinámico o step-and-shoot.

En este trabajo se utilizaron campos estáticos, por lo cual solo se utiliza la ruta número uno, y no se analizará ni discutirá la ruta número dos.

Para realizar la dosimetría de campos estáticos pequeños, el nuevo formalismo realiza una dosimetría de referencia similar a lo propuesto por los códigos de práctica, agregando un nuevo factor $k_{Q_{msr}, Q}^{f_{msr}, f_{ref}}$ que corrige por las diferencias entre las condiciones del tamaño de campo, geometría y calidad de haz en un campo de referencia f_{ref} y el campo de máquina específico f_{msr} . Para realizar la dosimetría relativa, propone un factor de campo $\Omega_{Q_F, Q_{msr}}^{F, f_{msr}}$, que convierte la dosis absorbida en agua en un campo f_{ref} o f_{msr} a la dosis absorbida en un campo clínico F en que no se cumple el equilibrio lateral de partícula cargada. Dicho factor puede calcularse directamente con simulación Monte Carlo pues es el cociente de las dosis absorbidas en agua para los campos F y f_{msr} . Sin embargo, el nuevo formalismo [5] propone una alternativa para el cálculo de los factores de campo, en donde introduce un nuevo factor de corrección detector específico $k_{Q_F, Q_{msr}}$, siendo este el factor que corrige la respuesta del detector en un campo f_{msr} y F . Estos factores se sugieren para corregir las dosis en campos no convencionales de radiación, y

por lo tanto se ve afectada la dosimetría relativa que es el fundamento del cálculo de dosis en algunos sistemas de planeación. Los factores de corrección detector-específico, se obtienen por medio de simulación Monte Carlo y resultan únicos para cada tipo de detector, configuración y equipo de tratamiento utilizado.

Hipótesis

Los factores de corrección detector específico para un diodo de silicio impactan en el cálculo de las distribuciones de dosis en el sistema de planeación en campos no convencionales.

Objetivo

Evaluar el impacto en el cálculo de las distribuciones de dosis debido a los factores de corrección detector específico para el diodo IBA-SFD (Stereotactic Field Dosimeter, por sus siglas en inglés) en campos no convencionales.

Objetivos específicos

- Caracterización del haz de radiación de un acelerador Novalis mediante medidas relativas a isocentro de los colimadores circulares de BrainLAB de 4, 10 y 20 mm mediante un diodo IBA-SFD.
- Cálculo de los factores de corrección detector específico para el diodo IBA-SFD para los diferentes tamaños de campo, mediante simulación Monte Carlo.
- Obtención de las distribuciones de dosis en el sistema de planeación sin corregir y corregidas por los factores de corrección.
- Análisis de las medidas relativas: Razón tejido máximo, perfiles fuera de eje, factor total de dispersión, cada una corregida y sin corregir.
- Análisis de las distribuciones de dosis sin y con corrección mediante pruebas índice gamma (1 %/1 mm, 1 %/ 2 mm, 1 %/ 3 mm, 2 %/2 mm 2 %/3mm y 3 %/3 mm).

Estructura del escrito

Este trabajo se compone de cinco capítulos. En el capítulo dos, se presenta una retrospectiva del desarrollo de la radioterapia, sus consecuencias en la dosimetría y cómo han abordado este problema, se exponen los principales conceptos de dosimetría, cálculos Monte Carlo y se revisa la teoría detrás de

las pruebas índice gamma. En el capítulo tres, se hace una descripción de la metodología y los materiales utilizados durante el desarrollo experimental de este trabajo. En el capítulo cuatro, se presentan, discuten y comparan los resultados obtenidos con respecto a lo reportado en la literatura y, finalmente, en el capítulo cinco se presentan las conclusiones de este trabajo.

2 Antecedentes y Marco Teórico.

Poco tiempo después del descubrimiento de los rayos X por Roentgen en 1895 y de la radiactividad por Becquerel en 1896 empezaron a surgir reportes de curación utilizando radiaciones ionizantes. A la forma de tratamiento en el que se emplea radiación ionizante recibe el nombre de radioterapia. El objetivo de la radioterapia es maximizar la absorción de la radiación dentro del tejido blanco, de modo que la energía originalmente transportada por las partículas se deposite en una zona del cuerpo ocupada por un tumor, ocasionando tanto daño local como sea posible, minimizando el daño a los tejidos normales circundantes [1].

Los tejidos normales y los neoplásicos responden de manera distinta a la radiación; esto se debe principalmente a la distinta capacidad de regeneración de las células y que la proporción de células supervivientes es mucho menor en los tejidos tumorales que en tejido sano, esto debido a que la célula es más radiosensible en ciertas etapas del ciclo celular, y las células malignas tienen un ciclo de reproducción más corto, pero una vez hecho el daño las células normales proliferan a una mayor velocidad [6]. Por esto, al depositar una alta dosis de radiación a un volumen determinado, la capacidad de regeneración, la histología y el oxígeno juegan un papel importante en la destrucción de las células neoplásicas. En la Figura 2.1 se observa la probabilidad de control tumoral y complicaciones en el tejido sano como función de la dosis de radiación. La línea vertical muestra la diferencia en probabilidad, a una misma dosis de radiación, de control tumoral y de complicaciones del tejido sano.

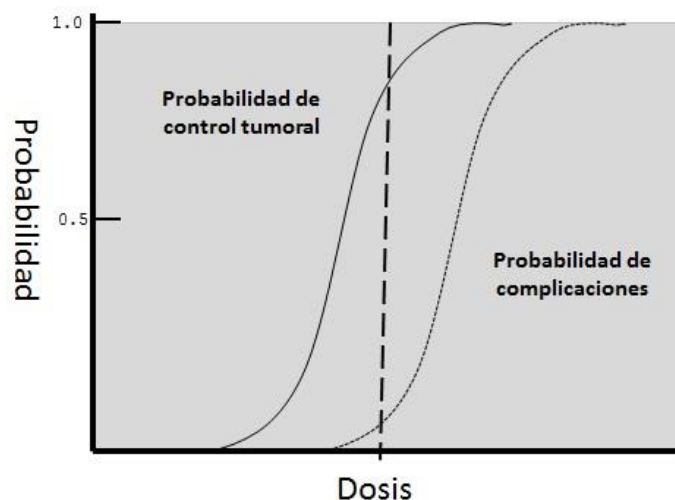


Figura 2.1 Curvas típicas de probabilidad de control tumoral y complicaciones de tejidos circundantes

La radioterapia se puede clasificar en dos modalidades, dependiendo de donde se encuentra la fuente con respecto al paciente.

Braquiterapia: La fuente de radiación se coloca, de manera temporal o permanente, dentro o muy cerca de la lesión a tratar.

Teleterapia: También conocida como radioterapia con haces externos, La fuente se encuentra fuera del paciente.

La radioterapia se encuentra entre las principales opciones de tratamiento contra el cáncer [7] y se puede utilizar con diferentes objetivos como son curativos, paliativos y complementarios.

2.1 Radioterapia convencional

La radioterapia convencional es aquella que se lleva a cabo utilizando haces de radiación ionizante que abarcan tamaños de campos que van de los $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ hasta los $40\text{ cm} \times 40\text{ cm}$ en los cuales existen condiciones de equilibrio de partícula cargada (se define equilibrio de partícula cargada en la sección 2.1.1.3). Actualmente el formalismo que se utiliza para determinar la dosis absorbida en agua para un campo de alta energía es descrito por el OIEA en el reporte TRS-398 [4].

Los haces de radiación que se utilizan en radioterapia externa son producidos, de manera general, por equipos que contienen una fuente de ^{60}Co o en aceleradores lineales de electrones de uso médico, llamados linac. Los componentes principales de un linac son:

1. Cañón de electrones
2. Guía de aceleración o guía de ondas
3. Blanco
4. Colimador primario
5. Filtro de aplanado
6. Cámaras de ionización
7. Colimadores secundarios
8. Modificadores del haz

Los componentes mencionados del 3 al 8 junto con la energía del haz de electrones son los que determinan las características físicas del haz de fotones en un acelerador lineal.

2.1.1 Dosimetría de referencia

En esta sección se detallan conceptos básicos de la dosimetría de la radiación ionizante que resultan importantes para entender el problema de la dosimetría de haces convencionales.

2.1.1.1 Dosis absorbida y kerma

La dosis absorbida en un medio se define como la energía depositada (dE), impartida por radiación ionizante a un volumen (V) de porción de masa (dm). Esto es:

$$D = \frac{dE}{dm}, \quad 2.1$$

y tiene como unidad el gray ($Gy \equiv J/kg$). Esta cantidad ha sido definida para describir la cantidad de energía absorbida para todos los tipos de radiación ionizante, cualquier material y todas las energías [2].

El kerma (K) (kinetic energy released in the medium) se define como la energía promedio transferida por la radiación indirectamente ionizante a los electrones del medio (dE_{tr}) por unidad de masa (dm).

La expresión es:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}, \quad 2.2$$

donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas ionizantes (electrones y positrones) liberadas por partículas no cargadas (fotones) en un material de masa dm [2].

Para un haz de fotones que atraviesan un medio, el kerma en un punto es directamente proporcional a la fluencia de energía de los fotones (Ψ) y su expresión está dada por:

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right), \quad 2.3$$

donde (μ_{tr}/ρ) es el coeficiente másico de transferencia de energía ponderado sobre el espectro de fluencia de energía de los fotones [2].

La energía cinética de los electrones se imparte en el medio de dos formas:

- a) Por colisiones inelásticas (suaves y/o duras), y
- b) Por interacciones radiativas.

Las colisiones suaves involucran procesos de excitación atómica sin causar ionización mientras que las colisiones duras producen electrones secundarios (rayos delta) que a su vez siguen depositando energía

cinética en el medio [8]. La mayor parte de la energía de los electrones en un medio de bajo número atómico (agua, aire, tejido blando) se transfiere por medio de las colisiones inelásticas, y solo una pequeña fracción se transmite por pérdidas radiativas.

El kerma se puede dividir en dos componentes [2]:

$$K = K_{col} + K_{rad}, \quad 2.4$$

donde K_{col} y K_{rad} son los componentes de colisiones y radiación del kerma, respectivamente. El término de colisión se define como [2]:

$$K_{col} = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right), \quad 2.5$$

donde (μ_{en}/ρ) es el coeficiente másico de absorción de energía en el medio. Si los electrones secundarios generados tienen suficiente energía cinética para abandonar la región de interés, el kerma no se absorbe en la misma región donde se genera [8] y su alcance (R_{CSDA}) de un electrón es definido por:

$$R_{CSDA} = \int_{E_{max}}^0 \left(\frac{S}{\rho} \right)^{-1} dE, \quad 2.6$$

donde E_{max} representa la energía máxima de los electrones y (S/ρ) es el poder másico de frenado del medio. Debido a que los fotones secundarios generados en el medio, generalmente, tienen suficiente energía para escapar de la región de interés, se dice que la dosis absorbida es directamente proporcional a K_{col} [8], siendo:

$$D = \beta K_{col}, \quad 2.7$$

2.1.1.2 Equilibrio de partícula cargada (EPC)

Se cuenta con equilibrio de partícula cargada cuando en la ecuación 2.7 $\beta = 1$ [9] (y por lo tanto $D = K_{col}$), esto es, que cada partícula cargada que abandona a la región de interés de volumen (V) es reemplazada por otra del mismo tipo y energía [9].

Si se considera un campo de radiación indirectamente ionizante incidiendo sobre un medio rectangular en una de sus caras, el K_{col} es máximo en la cara donde incide debido a que la fluencia de partículas primarias es máximo. Sin embargo, se espera que la dosis se incremente en función de la profundidad

hasta alcanzar el equilibrio a una profundidad z_{max} [8], a esta región se le denomina región de buildup (figura 2.2).

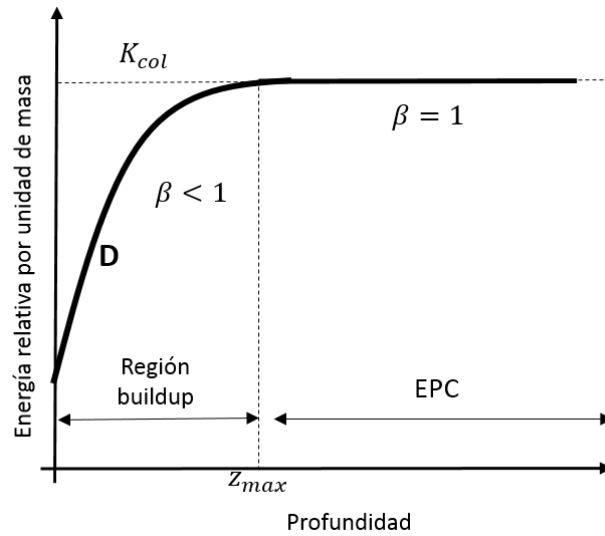


Figura 2.2 Gráfica esquemática que muestra la relación entre K_{col} y la dosis absorbida bajo EPC. Figura adaptada de [11]

Sin embargo, en una situación realista, la razón entre dosis y kerma es mayor que uno ($\beta \geq 1$) debido a la atenuación del campo de radiación, por lo que se pierde el EPC, sin embargo, después de z_{max} existe una relación constante entre el kerma y la dosis (figura 2.3) dando paso al equilibrio transitorio de partícula cargada (ETPC) [8] en donde la dosis puede ser determinada ya que se encuentra relacionada con K_{col} por la constante de proporción β como lo muestra la ecuación 2.7.

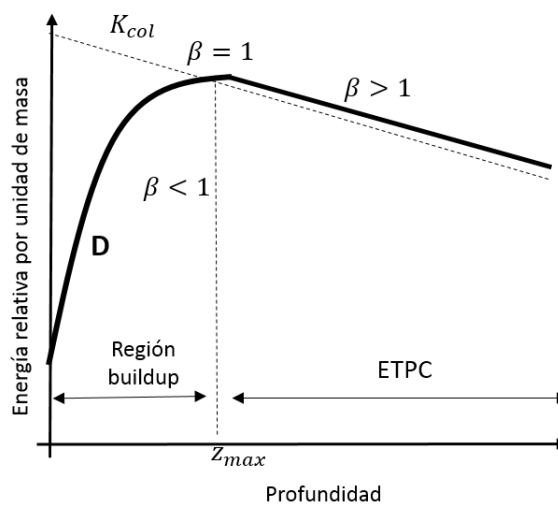


Figura 2.3 Gráfica esquemática que muestra la relación entre K_{col} y la dosis absorbida bajo ETPC. Adaptada de [11]

2.1.1.3 Teoría de cavidades

Para determinar la dosis en un medio es necesario introducir un detector en él. La composición del detector difiere de la composición del medio que lo rodea y por lo tanto la respuesta o la dosis, lo cual dificulta la medición, debido a que no es la misma en el detector y el medio [8]. La teoría de cavidades de Bragg-Gray aborda este problema y permite relacionar la dosis absorbida en el medio con la dosis en el detector bajo las siguientes condiciones [9]:

1. El tamaño de la cavidad (a) debe ser mucho menor que el alcance (R_{CSDA}) de los electrones en el medio de modo que la cavidad no perturbe la fluencia de partículas.
2. La dosis absorbida en la cavidad se deposita enteramente por el flujo de partículas cargadas que cruzan el medio.

Estas condiciones son válidas solamente bajo EPC y ETPC y la dosis absorbida en el medio en función de la dosis en la cavidad se relaciona como:

$$D_{med} = D_{cav} \left(\frac{S}{\rho} \right)_{cav}^{med}, \quad 2.8$$

en donde D_{med} y D_{cav} son las dosis absorbidas en el medio y cavidad respectivamente. $\left(\frac{S}{\rho} \right)_{cav}^{med}$ es la razón de los poderes de frenado en el medio y la cavidad. Los electrones secundarios producidos en la cavidad pueden generar a su vez más electrones en forma de rayos delta. Para corregir los efectos de estos rayos delta se propone una extensión de la ecuación 2.8, conocida como la teoría de cavidades de Spencer-Attix y que resulta equivalente a la de Bragg-Gray salvo que,

$$D_{med} = D_{cav} (s)_{cav}^{med}, \quad 2.9$$

donde $(s)_{cav}^{med}$ es la razón de los poderes de frenado restringidos entre el medio y la cavidad.

2.1.1.4 Medición de la dosis absorbida en agua: Formalismo TRS-398 del OIEA

Uno de los protocolos más utilizado para llevar a cabo la medición de la dosis absorbida en agua utilizando como dosímetros a la cámara de ionización, es el protocolo del OIEA TRS-398 [4]. Cuyo formalismo dosimétrico se basa en la teoría de Spencer-Attix [9]. Este protocolo fue propuesto por el OIEA como una actualización de los protocolos anteriores TRS 277 y 381 [4]. La necesidad y diferencia de este formalismo dosimétrico recae en la importancia de una calibración en términos de dosis absorbida en agua. Anteriormente esta calibración se realizaba en términos de kerma en aire, que al convertir en dosis absorbida en agua introducía incertidumbres no deseadas, debido a diferentes factores de corrección,

llegando a tener una incertidumbre en la dosis absorbida en agua de 3 y hasta 4% [4]. Con la calibración directamente en términos de dosis en agua, se evita la etapa intermedia de conversión de kerma en aire a dosis absorbida en agua, evitando así la propagación de incertidumbres adicionales.

La dosis absorbida en agua a una profundidad de referencia (z_{ref}) para un haz de calidad Q_0 y con ausencia de la cámara está dada por:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D_{w,Q_0}}, \quad 2.10$$

donde M_{Q_0} es la lectura del dosímetro bajo condiciones de referencia utilizadas en un laboratorio primario de calibración. $N_{D_{w,Q_0}}$ es el factor de calibración del dosímetro en términos de dosis absorbida en agua, este factor es proporcionado por el laboratorio de calibración. La aplicación de la teoría de cavidades de Spencer-Attix establece que:

$$N_{D_{w,Q_0}} = p \cdot (s)_{cav}^{med} \cdot \frac{1}{\rho V} \cdot \frac{W_{aire}}{e}, \quad 2.11$$

donde ρ y V son la densidad y el volumen de la masa de aire en la cavidad de la cámara y W_{aire}/e es la función de trabajo de ionización del aire en las condiciones ambientales de calibración [4]. El parámetro p corrige las perturbaciones causadas por la presencia de la cámara en el agua y es el producto de los factores de perturbación que son: la pared de la cámara de ionización, el electrodo, del punto efectivo de medición y recombinación de iones [4].

Al hablar de condiciones de referencia se hace mención a las condiciones bajo las cuales se llevaron a cabo las mediciones para la calibración. Estas son: calidad de haz (^{60}Co), tamaño de campo, posición del detector empleado, distancia fuente-detector, presión atmosférica, temperatura ambiente y humedad relativa. La geometría propuesta por el OIEA se presenta en la figura 2.4.

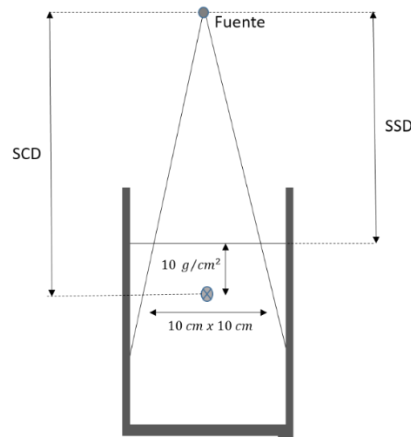


Figura 2.4 Geometría sugerida por el OIEA para calibración de dosímetros y campos convencionales de radioterapia. **SCD**=Distancia fuente detector **SSD**=Distancia fuente superficie. Figura adaptada de [11].

Cuando se utiliza un haz de calidad Q diferente a Q_0 (regularmente ^{60}Co), debe introducirse un factor de corrección por calidad de haz k_{Q,Q_0} , por lo que la ecuación 2.1 se modifica de la forma

$$D_{w,Q} = M_{Q_0} k_{Q,Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad 2.12$$

El factor k_{Q,Q_0} se define como el cociente entre los factores de calibración de la cámara de ionización, en términos de dosis absorbida en agua [4] en las calidades Q y Q_0 :

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_0}/M_{Q_0}} \quad 2.13$$

Idealmente, el factor de corrección por la calidad del haz debería medirse directamente para cada cámara en la misma calidad que el haz del usuario. Sin embargo, esto no se puede hacer en la mayoría de los laboratorios de calibración. El procedimiento requiere la disponibilidad de un sistema dosimétrico independiente de la energía, como un calorímetro, que sea operativo en esas calidades. El TRS-398 [4] propone una expresión general para calcular los k_{Q,Q_0} teóricamente:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,air})_Q (W_{air})_Q P_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} (W_{air})_{Q_0} P_{Q_0}} \quad 2.14$$

donde $s_{w,air}$, W_{air} y P son los poderes de frenado agua-aire, la energía media para producir un par de iones en aire y los factores de perturbación en calidades de haz Q y Q_0 respectivamente.

El protocolo TRS-398 permite medir la dosis absorbida en agua con una precisión y exactitud aproximada al 2% [4].

2.2 Radiocirugía y Radioterapia Estereotáctica

Con el propósito de cumplir su objetivo la radioterapia ha hecho su enfoque en el desarrollo de nuevos mecanismos que permiten concentrar la dosis prescrita en el volumen deseado, minimizando el riesgo a los tejidos sanos. Los tratamientos iniciales, en donde se utilizaban campos cuadrados de radiación con tamaños que van desde los $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ hasta los $40\text{ cm} \times 40\text{ cm}$, han ido evolucionando. Se han desarrollado nuevos sistemas de colimación que modifican diversos parámetros dosimétricos, como la geometría del haz acorde al volumen a tratar (radioterapia conformal) o la fluencia de fotones por unidad de área (radioterapia de intensidad modulada). Gracias a estos avances han surgido nuevos equipos y técnicas de tratamiento como lo son la tomoterapia, Gamma Knife, CyberKnife, radiocirugía y radioterapia estereotáctica, que coinciden en ser tratamientos altamente colimados, lo cual ocasiona problemas de índole dosimétrico.

La radiocirugía es una modalidad terapéutica que enfoca la radiación ionizante para tratar lesiones cerebrales relativamente pequeñas causando el máximo daño a la lesión de manera muy precisa. La radioterapia estereotáctica es la modalidad de tratamiento en la cual se atacan lesiones, cuyo objetivo es obtener una mayor eficiencia en el control de las lesiones disminuyendo la probabilidad de complicación del tejido sano. El término estereotáctica se refiere a la utilización de un dispositivo, marco o guía estereotáctica, que permite mediante un sistema de coordenadas localizar el tumor y los órganos de riesgo. La diferencia entre ambas técnicas radica en la forma de administrar la dosis; mientras que en radiocirugía se realiza en una sola sesión con una alta dosis de radiación, en radioterapia estereotáctica se suministra durante varias sesiones [10].

El cumplimiento de los objetivos de la radioterapia hace necesario determinar la dosis que se imparte a un volumen, de manera muy precisa, pues, aunque existen una gran variedad de curvas de control tumoral (figura 2.1), existe evidencia que con 1% de mejoría en la precisión y exactitud en la dosis puede dar lugar a un 2% de variación en la tasa de curación de los tumores [11]. Sin embargo, las técnicas modernas en radioterapia desafían los protocolos existentes [4, 12] al utilizar campos de radiación no convencionales, por lo que es cuestionable si el límite de 2% de precisión que proponen sea válido. En la siguiente sección se describen los problemas presentes en la dosimetría de campos no convencionales.

2.3 Radioterapia no convencional

La radioterapia no convencional utiliza campos no convencionales de radiación, ya sea campos pequeños o cualquiera en donde no existan condiciones de EPC [5]. Aunque en un principio se consideraba a un tamaño de campo menor que $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ como un campo pequeño (no convencional), en la actualidad es necesario establecer criterios que consideren la geometría del equipo, la energía del haz de radiación, la composición y la densidad del medio irradiado para definir si un campo es pequeño. Esencialmente se pueden establecer dos factores para determinar si un campo es pequeño [3]:

1. El tamaño de las partes visibles de la fuente de radiación, considerando sus proyecciones desde la posición del detector y a través del sistema de colimación.
2. El alcance de los electrones en el medio irradiado.

A continuación, se describen los problemas presentes al utilizar campos no convencionales de radiación y posteriormente el formalismo propuesto por Alfonso et al. [5] para tratar este tipo de campos.

2.3.1 Problemas asociados a los campos no convencionales

Los puntos descritos anteriormente ocasionan problemas para la realización de una correcta dosimetría para campos pequeños, debido a que estos campos se caracterizan principalmente por la falta de EPC, por lo cual no aplica la teoría de cavidades ni los protocolos existentes. Otros problemas de índole dosimétrico son: la perturbación del haz de radiación por el detector, altos gradientes de dosis, penumbras pronunciadas y superpuestas. A continuación, se detalla sobre estos los factores que determinan si un campo es pequeño y sus consecuencias.

2.3.1.1 Tamaño de la fuente de radiación.

Cada componente de un acelerador lineal contribuye en el depósito de energía por radiación ionizante. La radiación primaria contribuye en un 83% de la dosis total y un 27% de la dosis total se debe a radiación dispersa, estos resultados se obtuvieron para un acelerador Philips SL75-5 en un maniquí de agua a 5 cm de profundidad [13]. Debido a que el haz de electrones que incide sobre el blanco no es un haz infinitamente angosto ni monoenergético, el tamaño de la fuente de fotones llega a ser del orden de milímetros. Por lo tanto al ir disminuyendo el tamaño de campo, las contribuciones se van absorbiendo debido a los colimadores, primeramente la radiación dispersa, la cual provoca una disminución no tan importante en la dosis, sin embargo al seguir disminuyendo el tamaño de campo, no solo bloquea la radiación dispersa, si no que empieza a absorber de la misma manera la radiación directa, por lo que el colimador bloquea parcialmente la fuente de radiación, visto desde la

perspectiva del detector, produciendo caídas abruptas en la dosis, que impacta directamente en la caracterización del haz de radiación [11].

2.3.1.2 Tamaño del detector

Es necesario el uso de detectores para efectuar la caracterización de cualquier campo de radiación. Aunque existen en el mercado diferentes tipos de detectores, las características deseables que deben poseer son: alta resolución espacial, alta sensibilidad, linealidad, reproducibilidad, tejido-equivalencia, independencia con la energía e independencia con la tasa de dosis. Es importante mencionar que no existe un detector universal debido a que cada uno presenta características particulares, por lo que la elección del detector debe de ir relacionada a lo que se quiere medir.

En campos grandes, la presencia del detector no impacta de manera significativa, pero si afecta de manera importante a los campos pequeños debido a sus dimensiones [14]. Por lo tanto, es posible utilizar la mayoría de los detectores, para la caracterización de campos grandes, sin embargo, no todos los detectores pueden utilizarse en campos pequeños debido a que la presencia de este perturba directamente el haz de radiación.

Un perfil de radiación se compone por el haz primario, la penumbra geométrica definida por el filtro de aplanado y la penumbra dosimétrica causada por la propagación de los electrones secundarios. La penumbra 80-20% se define como la distancia entre los niveles 80 y 20% del valor del perfil de dosis. Para campos pequeños existe un efecto denominado superposición de penumbra, en donde el valor de dosis medida en el eje central es inferior a lo que se mide para campos convencionales, esto debido a que el valor de la dosis máxima del eje central se ha reducido y el ancho a media altura (FWHM, por sus siglas en inglés) es determinado en una posición más baja en la curva de penumbra. La figura 2.5 presenta la ejemplificación de este efecto. Cuando el tamaño de campo es lo suficientemente largo que alcanza el equilibrio de partícula cargada (EPC) el FWHM del perfil de dosis determina correctamente el tamaño de campo, figura 2.5 (a). En el caso en el que el alcance lateral de los electrones sea del mismo orden que el tamaño de campo, las penumbras de los bordes opuestos se sobreponen causando un pequeño error a la hora de determinar el FWHM, figura 2.5 (b). Sin embargo, para campos muy pequeños la zona central del haz se encuentra por debajo del máximo real y por lo tanto el valor de FWHM es empujado hacia afuera causando una sobreestimación en el tamaño de campo medido a través del FWHM, Figura 2.5 (c). Además, la penumbra se estrecha cada vez más cuando se reduce el colimador dando origen a altos gradientes de dosis que decaen en pocos milímetros, por lo cual debe emplearse un detector con alta resolución espacial, pues al emplear detectores cuyas dimensiones se aproximan al tamaño de campo la

medición se ve afectada en las regiones donde el gradiente varía a lo largo del detector, produciéndose el denominado efecto parcial de volumen.

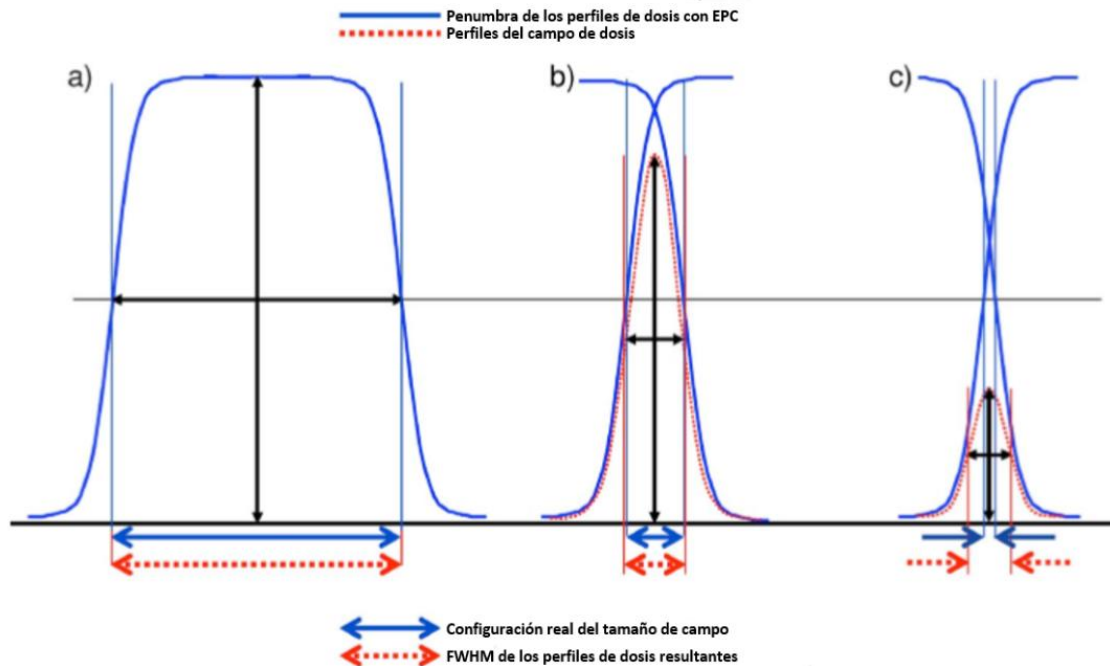


Figura 2.5 Efecto de superposición de penumbra. (a) Tamaño de campo lo suficientemente grande para producir equilibrio de partícula cargada (EPC). (b) Tamaño de campo del mismo orden que el alcance lateral de las partículas cargadas. (c) Tamaño de campo más pequeño que el alcance lateral de las partículas cargadas. Figura adaptada de [3].

2.3.1.3 Alcance de los electrones en el medio: Equilibrio lateral de partícula cargada (ELPC)

La falta de equilibrio lateral de partícula cargada en un haz de fotones ocurre para altas energías y/o haces angostos cuando el radio del haz de radiación resulta pequeño en comparación con el alcance R_{CSDA} máximo de los electrones secundarios en el plano transversal del campo, presentándose falta de ELPC [15]. Li et al [16], presentan una relación lineal entre la calidad de haz (medido a partir de TPR_{10}^{20}) la distancia mínima (r_{ELPC}) para que exista ELPC, esta es,

$$r_{ELPC}[cm] = 5.973 \cdot TPR_{10}^{20} - 2.688, \quad 2.15$$

En la tabla 2.1 se presentan los valores calculados por Li et al [16] de los r_{ELPC} para diferentes calidades de haz, se observa que mientras menor sea la energía menor radio se necesita para alcanzar el ELPC.

Haz de radiación	TPR_{10}^{20}	r_{ELPC} [cm]
^{60}Co		0.6
6 MV	0.670	1.3
10 MV	0.732	1.7
15 MV	0.765	1.9
24 MV	0.805	2.1

Tabla 2.1 Calculo Monte Carlo realizados por Li et al [16] para determinar r_{ELPC} de diferentes haces de radiación

A pesar que bajo las condiciones descritas anteriormente, no es posible determinar un factor de calibración y/o un k_{Q,Q_0} para diferentes calidades de haz, es posible calcular la dosis absorbida en agua para un campo desconocido F con calidad de haz Q , de la forma:

$$D_{w,Q}^F = TSF_Q^F \cdot D_{w,Q_{ref}}^{f_{ref}} \quad 2.16$$

siendo

$$TSF_Q^F = \frac{M_Q^F}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} \quad 2.17$$

donde M son las lecturas de la cámara para un campo de interés F y f_{ref} respectivamente. El factor descrito por la ecuación 2.17 recibe el nombre de factor total de dispersión o factor de salida. Este factor, definido en 2.17, supone que la perturbación que produce la cámara es igual en ambos campos de radiación, en caso contrario el TSF tiene la forma:

$$TSF_Q^F = \left(\frac{k_{QF,Q_0}}{k_{Qf_{ref},Q_0}} \right) \frac{M_Q^F}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}}, \quad 2.18$$

En donde el factor entre paréntesis ha sido calculado, mediante simulación Monte Carlo, y reporta variación de hasta el 20% para campos de $3 \text{ cm} \times 3 \text{ cm}$, debido a la calidad del haz de radiación y a la perturbación del detector en el medio [17].

A pesar de los problemas y retos dosimétricos que presentan los campos pequeños, no ha sido obstáculo su uso en aplicaciones médicas, lo cual hace necesario una metodología que determine la dosis absorbida en agua cuya precisión sea comparable con los protocolos para campos convencionales.

2.3.2 Formalismo para la dosimetría en campos de radiación no convencionales

Alfonso et al. [5] han abordado el problema de los campos pequeños a partir del formalismo TRS-398, en donde la dosis absorbida en agua en un campo de referencia de máquina específico de tamaño f_{msr} está dada por:

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \cdot k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}, \quad 2.19$$

donde Q , Q_{msr} y Q_0 hacen referencia a las calidades de haces para un campo de radiación de referencia estándar (marcado en los protocolos), el campo f_{msr} y el de calibración del detector (^{60}Co), respectivamente. $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es la lectura del dosímetro en el campo f_{msr} corregida por todas las magnitudes de influencia, como presión, temperatura, humedad etc. N_{D,w,Q_0} es el coeficiente de calibración del dosímetro trazable a un laboratorio estándar en condiciones de referencia. k_{Q,Q_0} es el factor de corrección por calidad del haz entre la calidad de haz Q_0 y Q . $k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$ es el factor que corrige por las diferencias entre las condiciones del tamaño de campo, geometría y calidad de haz en un campo de referencia f_{ref} y el campo f_{msr} .

Con respecto a la dosimetría relativa, la dosis absorbida en agua para un campo clínico F en un punto de referencia es:

$$D_{w,Q}^F = \Omega_{Q_F,Q_{msr}}^{F,f_{msr}} \cdot D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} \quad 2.20$$

donde factor de campo $\Omega_{Q_F,Q_{msr}}^{F,f_{msr}}$ convierte la dosis absorbida en agua en un campo f_{msr} a la dosis absorbida en un campo (F) fuera del equilibrio lateral de partícula cargada (campo clínico). Es oportuno hacer notar que si el campo f_{msr} es tomado como el campo de referencia (10 cm x 10 cm) entonces $\Omega_{Q_F,Q_{msr}}^{F,f_{msr}}$ resulta ser el TSF . Este factor de campo puede calcularse directamente por simulación Monte Carlo mediante el cociente de la dosis en un campo F y uno f_{msr} . Una forma alternativa es propuesta en el mismo formalismo para calcular $\Omega_{Q_F,Q_{msr}}^{F,f_{msr}}$, partiendo de la ecuación 2.4 es posible deducir:

$$\Omega_{Q_F, Q_{msr}}^{F, f_{msr}} = \frac{M_{Q_F}^F}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \left(\frac{D_{Q_F}^F / M_{Q_F}^F}{D_{Q_{msr}}^{f_{msr}} / M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \right) \quad 2.21$$

o

$$\Omega_{Q_F, Q_{msr}}^{F, f_{msr}} = \frac{M_{Q_F}^F}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \cdot k_{Q_F, Q_{msr}} \quad 2.22$$

En donde $M_{Q_F}^F$ y $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ son las lecturas del dosímetro para un campo F y f_{msr} respectivamente, y $k_{Q_F, Q_{msr}}$ es el factor de corrección que toma en cuenta las diferencias en la respuesta del detector entre un campo de calidad Q_F y $Q_{f_{msr}}$. De las ecuaciones 2.21 y 2.2 los factores de corrección se expresan como:

$$k_{Q_F, Q_{msr}} = \frac{D_{Q_F}^F / M_{Q_F}^F}{D_{Q_{msr}}^{f_{msr}} / M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \quad 2.23$$

Si los $k_{Q_F, Q_{msr}}$ son valores muy cercanos a la unidad, basta con determinar el cociente de las lecturas del detector para obtener el $\Omega_{Q_F, Q_{msr}}^{F, f_{msr}}$; en caso contrario, hay que tomar en cuenta el valor de los $k_{Q_F, Q_{msr}}$, estos factores se calculan vía simulación Monte Carlo.

El nuevo formalismo hace mención de equipos que utilicen modificadores de haz removibles, como las micro multihojas de BrainLAB, en donde al quitarlos se pueda establecer el campo f_{ref} , por lo que para estos equipos no existe la necesidad de un campo intermedio; entonces, la dosis en agua en un campo de referencia f_{ref} se determina de acuerdo a lo establecido por el TRS-398 mediante la ecuación 2.12.

Por otra parte, para realizar la dosimetría relativa se necesita un factor de campo $\Omega_{Q_F, Q_{ref}}^{F, f_{ref}}$, que convierte la dosis absorbida en agua en el campo f_{ref} a dosis absorbida en agua en el campo F . Este factor de campo puede ser considerado como el producto de dos factores de campo, esto es:

$$\Omega_{Q_F, Q_{ref}}^{F, f_{ref}} = \Omega_{Q_{msr}, Q}^{f_{msr}, f_{ref}} \cdot \Omega_{Q_F, Q_{msr}}^{F, f_{msr}} \quad 2.24$$

Para aquellos equipos en los cuales, por condiciones de diseño y fabricación, no sea posible establecer de ninguna manera el campo f_{ref} , el campo de referencia convencional se vuelve entonces un campo hipotético. En la figura 2.6. se presenta un gráfico en donde se resume el procedimiento dosimétrico en campos pequeños.

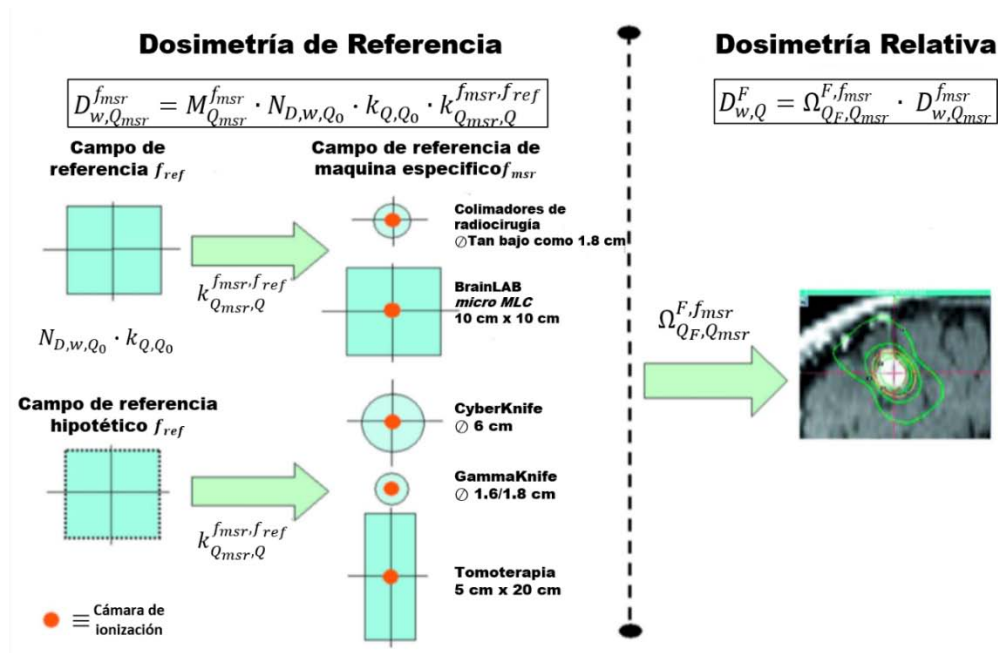


Figura 2.6 Esquema de la dosimetría para campos pequeños estáticos pasando del campo de referencia a campo de referencia de máquina específico como establece el formalismo. Figura adaptada de [5]

Con lo propuesto en este formalismo, los factores de corrección detector específico $k_{Q_F,Q_{msr}}$ se sugieren para modificar las dosis en campos no convencionales de radiación, además, son característicos de cada detector, es decir, que estos factores son diferentes para cada tipo de detector empleado.

2.4 Dosimetría Física

De la misma manera que se realiza una dosimetría para campos convencionales se debe realizar para campos no convencionales, es decir, de manera relativa y absoluta.

2.4.1 Dosimetría absoluta

Antes de realizar cualquier tipo de medición, es importante verificar que el acelerador lineal se encuentre bien calibrado, es decir, que dicho equipo imparta la cantidad de dosis correcta (regularmente 1 cGy por unidad monitor en la profundidad de calibración [4]), o de no ser así, realizar la calibración. La dosimetría absoluta (llamada también calibración) es la técnica que registra la información sobre la dosis absorbida directamente en Gy. Todas las mediciones siguientes se comparan con esta medición en condiciones de referencia, esencialmente, esta técnica permite determinar la dosis absorbida en un punto de referencia.

Las unidades monitor (UM) es la unidad de medida de dosis impartida durante un tratamiento por el acelerador lineal, estas unidades deben ser calibradas en dosis absorbida, en gray (Gy). Las unidades

monitor son medidas por cámaras monitor, que son cámaras de ionización que registran la ionización causada en ellas y se encuentran en el cabezal del linac. Utilizando el protocolo TRS-398 [4], las unidades monitor se miden generalmente a la profundidad de calibración d_{cal} en un maniquí de agua, con energía nominal de 6 MV en modo de fotones y con un tamaño de campo de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$. Para el acelerador Novalis utilizado en este trabajo el factor de calibración es definido como:

$$M[Gy/UM] = D(10\text{ cm} \times 10\text{ cm}, 0, d_{cal}, SSD_{cal})/UM \quad 2.25$$

en donde D es la dosis absorbida en agua para un campo de referencia de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$, medida en el eje central del haz, a una profundidad de referencia d_{cal} (figura 2.7). SSD_{cal} es la distancia fuente superficie de referencia y esta es

$$SSD_{cal} = SID - d_{cal} \quad 2.26$$

siendo SID la distancia de la fuente al isocentro. En un linac, $SID=100\text{ cm}$.

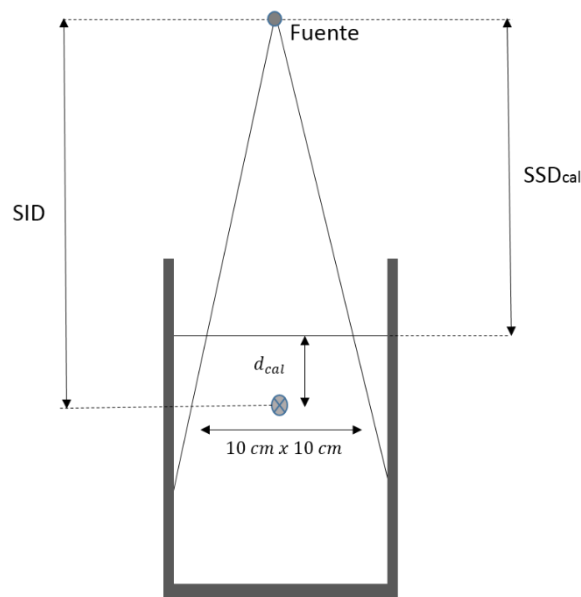


Figura 2.7 Geometría para realizar la calibración de un equipo de tratamiento.

2.4.2 Dosimetría relativa

La dosimetría relativa se lleva a cabo para relacionar la dosis bajo condiciones de no referencia con la dosis bajo condiciones de referencia, por lo cual se requieren al menos dos mediciones: lectura donde la dosis es conocida y la lectura donde se quiere determinar la dosis.

El cálculo dosimétrico de diversos sistemas de planeación está determinado en función de tres parámetros básicos (medidas relativas): Porcentaje de dosis en profundidad (PDD por sus siglas en inglés) o razón tejido máximo (TMR por sus siglas en inglés), perfiles fuera de eje (OAR por sus siglas en inglés) y factores de dispersión total (TSF por sus siglas en inglés).

2.4.2.1 Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD)

El PDD se mide con una configuración experimental donde el maniquí de agua y la SSD se mantienen fijos. Las lecturas se toman cambiando de posición el detector a lo largo del eje central de radiación. Los PDD se definen como [18]:

$$PDD(d, c, SSD) = \frac{PDD(d, c, SSD)}{PDD(d_{max}, c, SSD)} \quad 2.27$$

Donde (d) es la profundidad en agua y (d_{max}) es la profundidad en donde la dosis obtiene su mayor valor.

2.4.2.2 Razón Tejido Máximo (TMR)

Para este tipo de medidas los detectores se deben colocar en el eje central del haz ($r=0$). La distancia entre la fuente y el detector (SDD por sus siglas en inglés) se mantiene constante mientras que la distancia fuente-superficie varía (SAD por sus siglas en inglés). Los TMR son medidos para diferentes tamaños de campo y dependen del tamaño de campo (c), de la profundidad en agua (d), de la distancia del eje central de haz (r) y de la distancia fuente superficie (SSD). Por lo cual, los TMR son definidos con la siguiente expresión [18]:

$$TMR(c, d, SID, SSD) = TMR(c, d, SSD, r)$$

$$TMR(c, d, SID, SSD_d) = \frac{D(c, 0, d, SSD_d)}{D_{max}(c, 0, d_{max}, SSD_{dmax})} \quad 2.28$$

Esto es, la razón de dosis (D) a una profundidad (d) en un maniquí relativa a una dosis de referencia a una profundidad d_{max} para un tamaño de campo c , el punto de referencia d_{max} indica la profundidad en donde la dosis sea tenga su mayor valor, esta es aproximadamente 1.5 cm para un haz de fotones de 6 MV. Todas estas medidas deben realizarse a isocentro en el eje central del haz ($r=0$), en la figura 2.8 se observa la geometría para la medición de los TMR. SSD_d hace mención a la distancia fuente superficie que cambia al variar la profundidad en agua.

Como los TMR son difíciles de medir en la práctica, es posible calcular los TMR a partir de medidas de dosis en profundidad (PDD, por sus siglas en inglés), en este caso las medidas son realizadas con una

distancia fuente superficie constante (SSD) y el detector se va moviendo a lo largo del eje central. La ecuación de la transformación estándar es la siguiente:

$$TMR(c, d) = \frac{1}{100} \cdot \left[\frac{SSD + d}{SSD + d_{max}} \right]^2 \cdot PDD(c, d, SSD) \quad 2.29$$

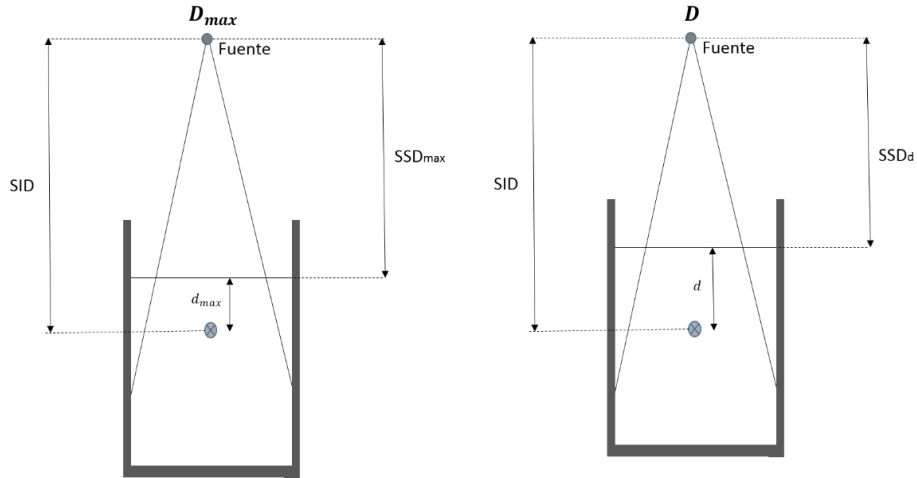


Figura 2.8 Geometría para obtener el parámetro dosimétrico TMR.

2.4.2.3 Perfil fuera de eje (OAR)

El perfil fuera del eje es determinado mediante la medición de un perfil cruzado que intersecta el eje central del haz en dirección perpendicular. Los valores de OAR dependen del tamaño de campo c , de la distancia del eje central r , de la profundidad en tejido d , y de la distancia fuente-superficie SSD (ver figura 2.9). Los OAR están definidos como [18]:

$$OAR(c, r, d, SSD) = \frac{D(c, r, d, SSD)}{D(c, 0, d, SSD)} \quad 2.30$$

Las medidas deben ser efectuadas a nivel isocéntrico y a una profundidad d constante en el maniquí. La profundidad usualmente seleccionada debe ser mayor que d_{max} .

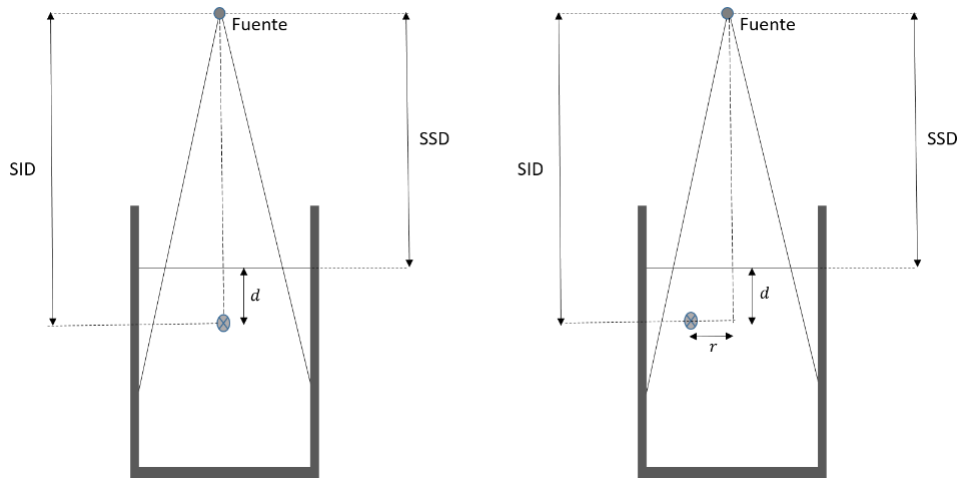


Figura 2.9 Geometría para obtención de los OAR.

2.4.2.4 Factor total de dispersión (TSF)

El factor total de dispersión está definido como el cociente de la dosis medida para un tamaño de campo c referido a un tamaño de campo de referencia $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$. El TSF está definido como [18]:

$$TSF(c) = \frac{D(c, 0, d_{max}, SSD)}{D(10\text{ cm} \times 10\text{ cm}, 0, d_{max}, SSD)} \quad 2.31$$

Esta razón de dosis es medida a la profundidad de d_{max} en el eje central del haz para un colimador de diámetro c relativa a una medida en dosis en el mismo punto a un campo cuadrado de referencia $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ (ver figura 2.10). Todas las medidas TMR, OAR y TSF obtenidos en este trabajo se efectuaron los colimadores cónicos de tamaño de campo de 4.0, 10.0 y 20.0 mm a isocentro colocando los colimadores primarios (quijadas) a $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$.

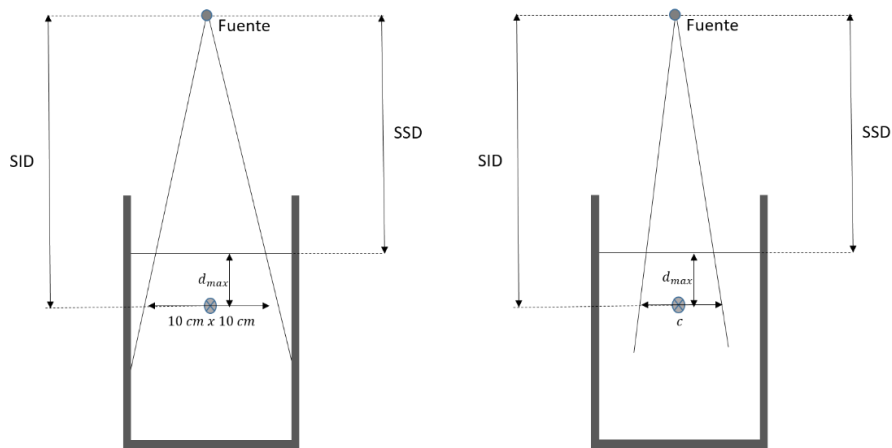


Figura 2.10 Geometría para obtención de los TSF.

2.5 Detectores empleados en campos no convencionales

Para realizar una buena dosimetría en campos pequeños es necesario utilizar detectores cuyo tamaño, en el área activa de detección, sea menor que un tercio del tamaño de campo a estudiar [19], de no cumplirse esta condición se tendría una imprecisión en regiones de alto gradiente [19, 20]. Por estas razones han sido utilizados diferentes dosímetros para caracterizar campos pequeños de radiación como son: cámaras de ionización, detectores de estado sólido, detectores tipo diamante, dosímetros TLD, películas radiográficas y películas radiocrómica. Cada tipo de dosímetro posee ciertas cualidades que otorgan a cada uno ventajas y desventajas, las cuales han sido ampliamente discutidas en la literatura.

Wilcox et al [21] realizaron un análisis de las propiedades que debe cumplir un detector ideal en la dosimetría de campos pequeños, los dosímetros analizados en su trabajo y sus resultados se pueden observar en la tabla 2.2.

Detector	Precisión y Reproducibilidad	Sensibilidad	Respuesta Lineal	Independencia de la tasa de dosis	Independencia energética	Resolución espacial	Equivalencia de agua	Facilidad de uso
<i>Cámara de ionización</i>	XXX	XXX	XXX	XXX	XXX	X	X	XXX
<i>Diodo</i>	XX	XXX	XX	XX	XX	XXX	X	XXX
<i>Diamante</i>	XX	XX	XX	X	XXX	XXX	XXX	X
<i>TLD</i>	XX	XX	XX	XXX	XX	XX	XX	X
<i>MOFSET</i>	X	XX	XXX	XXX	XX	XXX	X	X
<i>Centellador plástico</i>	X	X	XXX	XXX	XX	XX	XXX	X
<i>Alanina</i>	X	X	XX		X	XXX	XX	X
<i>Película Radiográfica</i>								
<i>XV</i>	XX	XXX	XX	XXX	X	XXX	X	XX
<i>EDR2</i>	XX	XXX	XX	XXX	XX	XXX	X	XX
<i>Película Radiocrómica</i>								
<i>MD-55</i>	X	XX	XX	XXX	XXX	XXX	XXX	XXX
<i>EBT</i>	XXX	XXX	XX	XXX	XXX	XXX	XXX	XXX

Tabla 2.2 Propiedades de los detectores usados en la dosimetría de campos pequeños. A mayor número de 'X' mayor la ventaja del dosímetro en ese parámetro (Tabla adaptada de [21])

De la tabla anterior se evidencia que las películas radiocrómicas muestran una gran ventaja en sus propiedades con respecto a los demás dosímetros. En este tipo de detector destacan las características de precisión y reproducibilidad, independencia con la energía, tejido equivalencia. Sin embargo, el diodo presenta también altas características para emplearse en la dosimetría de campos pequeños debido a su alta sensibilidad y a no necesitar un posterior procedimiento de datos y han sido ampliamente usados en campos no convencionales. En este trabajo el detector utilizado para realizar la dosimetría del acelerador lineal es un detector tipo diodo, cuyas características se detallan en la siguiente sección.

2.5.1 Diodo SFD

Los diodos son detectores que poseen una gran sensibilidad con respecto a su volumen (tabla 2.2), lo cual es una gran ventaja al fabricarse en dimensiones pequeñas para el uso en dosimetría de campos pequeños pues permite tener una buena resolución espacial sin perder sensibilidad; además los diodos cuentan con un tiempo de respuesta muy rápido y la respuesta es lineal, sin embargo, algunos detectores tipo diodo muestran dependencia con la temperatura, tasa de dosis, energía e incidencia angular [22]. Debido a estas dependencias este tipo de detector no es recomendable para realizar medidas absolutas, pero resultan ser una opción altamente recomendable para llevar a cabo la caracterización de haces pequeños, siempre y cuando las medidas que se hagan con este detector se comparen con un detector de referencia.

El diodo SFD es considerado como un detector estándar en la dosimetría de campos pequeños [23]. Consiste en un disco de p-Si con un diámetro de 0.6 mm, un espesor del volumen activo de 0.06 mm y un volumen sensible total de 0.017 mm³.

Debido a las características descritas anteriormente para los detectores tipo diodos, en este trabajo se utiliza un detector diodo IBA-SFD para obtener las medidas relativas del acelerador lineal, además que los factores de corrección se calculan para este mismo detector.

2.6 Simulación Monte Carlo

El método Monte Carlo es la mejor alternativa disponible en la actualidad para simular el problema del transporte de la radiación en la materia cuando se trata con geometrías complejas, tales como las que se encuentran en las diversas aplicaciones médicas que utilizan radiaciones ionizantes. En estas, la más relevante es la simulación de transporte de radiación, haciendo énfasis en el transporte de fotones y electrones [24]. Entre 1970 y 1980 aparecieron los primeros programas de conjunto capaces de simular

el transporte acoplado de fotones y electrones. En la actualidad existen varios sistemas capaces de realizar este método entre los cuales destacan: EGS4nrc [25], GATE[26], PENELOPE [27].

La simulación Monte Carlo tiene la ventaja de calcular el depósito de energía directamente en una geometría dada, eliminando la necesidad de convertir las mediciones hechas por cualquier detector en dosis absorbida en agua como sucede en la práctica [28]. Por ello, el problema principal consiste en determinar, para una fuente de radiación y una geometría dadas, el flujo de partículas en cada punto del espacio y en cada instante de tiempo. Para llevar a cabo el transporte de partículas en una geometría compleja, se requieren los detalles de la misma así como los materiales que los componen.

2.6.1 Código EGSnrc4

El código EGSnrc4 (Electron Gamma Shower National Research Council of Canada) [25] es un sistema para la simulación Monte Carlo del transporte en la materia de electrones y fotones en geometrías arbitrarias, para partículas con energía desde unos cuantos keV hasta varios cientos de GeV. En este código es posible simular el transporte de electrones o fotones en cualquier elemento, compuesto o mezcla ya que usa secciones transversales para elementos con números atómicos desde 1 hasta 100. Tanto los fotones como las partículas cargadas son transportados en pasos de longitudes aleatorias en lugar de pasos discretos iguales. El intervalo dinámico de la energía cinética de las partículas cargadas y la energía de los fotones va desde unas decenas de keV hasta cientos de GeV.

Los procesos físicos tomados en cuenta por este sistema son[25]:

- Producción de Bremsstrahlung utilizando secciones transversales (Bethe-Heitler o NIST).
- Aniquilación de positrones en vuelo y en reposo (cuantos de aniquilación).
- Dispersión múltiple de partículas cargadas (dispersiones Coulombianas, de Rutherford, por efectos relativistas, de espín)
- Pérdida continua de energía aplicada a trayectorias de partículas cargadas entre interacciones discretas.
- Producción de pares.
- Dispersión Compton.
- Dispersión Coherente (Rayleigh).
- Efecto Fotoeléctrico.
- Relajación de átomos excitados después de la creación de vacancias (por ejemplo después de un evento fotoeléctrico o dispersión Compton).
- Producción de electrones Auger.

Los procesos de transporte de partículas simulados con técnicas Monte Carlo depende de las partículas generadas que describen la fuente, las cuales viajan ciertas distancias determinadas por distribuciones de probabilidad que dependen de la sección transversal de interacción y el lugar en el que ocurre una colisión, lo cual provoca que se dispersen cambiando de energía y/o dirección de acuerdo con las secciones transversales diferenciales correspondientes y produciendo nuevas partículas que también tienen que ser transportadas. Este es un proceso continuo hasta que todas las partículas son absorbidas o abandonan la geometría bajo consideración. A este proceso se le conoce como “historia” de las partículas. Por ello, para determinar una cantidad de interés se calculan un N conjunto dado de historias de partículas. Matemáticamente cada historia de partícula es un punto en el espacio sujeta a una incertidumbre estadística que depende de N , el número de historias simuladas, y obedece a la siguiente expresión:

$$s_{\bar{x}} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \left(\frac{\sum_{i=1}^N X_i^2}{N} - \left(\frac{\sum_{i=1}^N X_i}{N} \right)^2 \right)}$$

Donde X representa la cantidad registrada en un voxel (dosis, fluencia etc.), estimando de esta manera las cantidades de interés [25].

2.6.2 Código BEAMnrc

Este código fue diseñado para simular haces de radiación de cualquier fuente de radioterapia (rayos X de baja energía, ^{60}Co , aceleradores lineales) y está basado en PRESTA una extensión del código Monte Carlo EGS4, el cual simula el transporte de electrones en regiones cercanas a interfaces con gran precisión [30]. El código produce un espacio fase (PHSP, por sus siglas en inglés) a la salida del haz en cualquier plano que se requiera. Dicho espacio fase es un archivo de datos en el que se encuentra toda la información de 7 cada una de las partículas que se simulan, es decir su tipo, carga, energía, dirección, posición [31]. Con este código es posible obtener a su vez las características del haz simulado, por ejemplo, su distribución espectral, energía promedio, distribución angular, fluencia de partículas y fluencia de energía.

En el código se simulan todas las componentes de una fuente de radioterapia, en nuestro caso para un acelerador lineal se consideran el blanco, colimadores primarios, filtro de aplanado, cámaras de ionización, colimadores secundarios, colimadores cónicos [32, 33 y 34].

Para la simulación de un acelerador es necesario conocer la geometría y los materiales de cada una de las componentes del cabezal del acelerador, así como la forma del haz de electrones que incide en el blanco para la generación de los rayos X [35].

2.6.3 Código DOSXYZnrc

Este código se basa en EGSnrc [35] y es empleado para calcular las distribuciones de dosis en geometrías rectangulares mediante voxeles, en donde la densidad y material en cada voxel puede variar [36]. El programa DOSXYZnrc permite la incidencia de haces de fotones o electrones monoenergéticos o polienergéticos (espectros) así como espacios fase generados con BEAMnrc para cualquier fuente de radioterapia, con ello se calcula la dosimetría necesaria para simulación las cantidades de interés.

2.6.4 Código DOSRZnrc

Este código simula el paso de un electrón o de fotones en una geometría cilíndrica finita[37]. La energía depositada dentro de las diversas regiones definidas por el usuario se almacena y se analiza estadísticamente después de la simulación al igual que DOSXYZnrc, el código DOSRZnrc permite la incidencia de haces de fotones o electrones monoenergéticos o polienergéticos o incluso espacios fases.

2.7 Análisis índice γ

El control de calidad (QA, por sus siglas en inglés) del sistema de planeación (TPS, por sus siglas en inglés) requiere de comparar las distribuciones de dosis medidas y calculadas. Un método cuantitativo desarrollado por Harms *et al* [38, 39] es la prueba índice gamma. Van Dyk [40] describe el control de calidad de un sistema de planeación y divide la comparación de las distribuciones de dosis en regiones de alto y bajo gradiente. En regiones de bajo gradientes la dosis es comparada directamente, con una tolerancia aceptada entre las dosis medidas y calculadas, se construye una distribución de diferencias de dosis para identificar aquellas regiones en donde las distribuciones en comparación discrepan. Por otra parte, en regiones de alto gradiente un pequeño error espacial (en cualquiera de las distribuciones en cuestión) resulta en una diferencia de dosis considerable, es por eso que esta diferencia de dosis en regiones de alto gradiente no es suficiente para determinar el grado de afinidad entre las distribuciones. Por lo tanto, se introduce el concepto de distancia de aceptación (DTA, por sus siglas en inglés) que es usada para determinar la aceptabilidad en el cálculo de dosis. La DTA, es la distancia entre un punto medido y el punto más cercano en la distribución de dosis calculada que tiene la misma dosis. La diferencia de dosis y DTA se complementan unas a otras cuando son usadas para determinar la calidad de las distribuciones de dosis. Sin embargo, existe un criterio que unifica estos dos conceptos: el índice gamma.

En la figura 2.12 se muestra un diagrama que representa el análisis combinado para la evaluación de las distribuciones de dosis en dos dimensiones con un solo punto de medición r_m que se encuentra en el origen. El criterio de diferencia de dosis es ΔD_M , mientras que el criterio de distancia de aceptación es

Δd_M . Los ejes 'x' y 'y' definen la localización en el espacio del punto r_c de la distribución calculada relativa al punto de medición. El tercer eje (δ) representa la diferencia de dosis entre la medida $D_m(r_m)$ y la calculada $D_c(r_c)$. El criterio DTA, Δd_M , se encuentra representado por un disco $r_m - r_c$ con un radio igual a Δd_M . Si la superficie de la distribución calculada $D_c(r_c)$ intersecta el disco, la distancia de aceptación se encuentra dentro del criterio de aceptación y pasa la prueba DTA en ese punto. La línea vertical (punteada en la figura 2.12) representa la diferencia de dosis, su longitud es $2\Delta D_M$. Si la superficie de la distribución calculada cruza la línea $|D_c(r_m) - D_m(r_m)| \leq \Delta D_M$ la distribución calculada pasa la prueba de diferencia de dosis en el punto de medición. La figura 2.12(b) muestra el análisis análogo en una dimensión de la figura 2.12(a) [41].

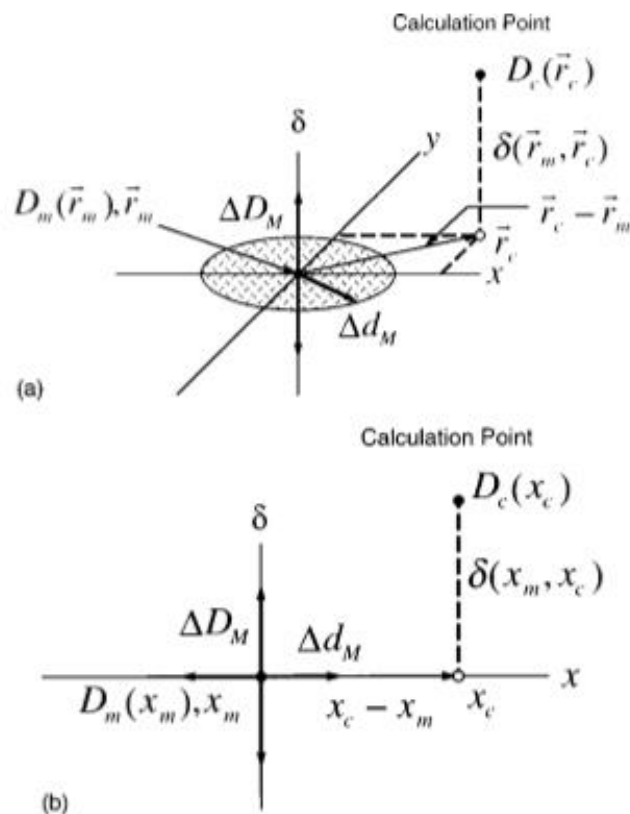


Figura 2.12. Representación geométrica del criterio de evaluación de distribuciones de dosis para la prueba de diferencia de dosis y la distancia de aceptación (DTA). (a) Representación en dos dimensiones. (b) Representación en una dimensión. Figura adaptada de [41].

Se selecciona un elipsoide como la superficie que representa el criterio de aceptación. La ecuación que define esta superficie es:

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r)}{d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r)}{D_M^2}} \quad 2.32$$

donde

$$r(r_m, r) = |r - r_m|$$

y

$$\delta(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m)$$

que es la diferencia de dosis en r_m .

Si cualquier porción de la superficie $D_c(r_c)$ intersecta el elipsoide definida por la ecuación 2.32, el cálculo pasa la prueba en r_m .

La cantidad en la parte derecha de la igualdad puede utilizarse como un índice de calidad y en cada punto en el plano evaluado y se toma este valor como

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\} \quad 2.33$$

En donde

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{D_M^2}} \quad 2.34$$

$$r(r_m, r_c) = |r_c - r_m|$$

$$\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m)$$

El criterio de aceptación se vuelve entonces en

$$\gamma(r_m) \leq 1 \quad \text{El cálculo pasa la prueba.}$$

$$\gamma(r_m) > 1 \quad \text{El cálculo no pasa la prueba.}$$

Esta prueba será de gran utilidad en este trabajo, debido a que se necesita realizar la comparación de distribuciones de dosis, generadas por un mismo sistema de planeación, el cual se alimentará con parámetros dosimétricos con y sin aplicar los factores de detección detector específico.

3 Materiales y Metodología

3.1 Materiales

3.1.1 *Acelerador Lineal BrainLAB Novalis*

El equipo de tratamiento utilizado en la obtención de las medidas absolutas y relativas de este trabajo fue el acelerador lineal LINAC Novalis que perteneció a la unidad de Radioneurocirugía del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía hasta el 30 de agosto del 2015 (figura 3.1)



Figura 3.1 (a)Acelerador lineal dedicado Novalis perteneciente al Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía (b) Sistema de colimadores circulares (conos de 4, 10 y 20 mm a isocentro).

Este es un acelerador lineal dedicado exclusivamente a tratamientos de radiocirugía y radioterapia estereotáctica fraccionada, el cual trabaja exclusivamente en la modalidad de fotones con una energía nominal de 6 MV y una tasa de dosis máxima de 800 unidades monitor por minuto y un máximo tamaño de campo en isocentro clínicamente útil de 9.8 cm x 9.8 cm.

El equipo cuenta con dos sistemas de colimación para radiocirugía, uno consiste en un sistema de colimación cónica de la compañía BrainLab de diámetros a isocentro de 4, 6, 7.5, 10, 12.5, 15, 17.5 y 20 mm mientras que el segundo es un sistema de colimación micro-multi-láminas m3-mMLC el cual se encuentra instalado de manera permanente en el acelerador. La distancia fuente isocentro es de 100 cm. La distancia entre el extremo inferior del cono de colimación y el isocentro del equipo es de 29 cm mientras que la distancia entre el m3-mMLC e isocentro es de 41 cm. En este trabajo se utilizaron los conos con diámetro al isocentro de 4, 10 y 20 mm.

Este acelerador es utilizado regularmente para dar tratamientos de radiocirugía de cabeza y cuello con cinco diferentes técnicas que son [18]:

- Haces conformados: se utilizan haces estáticos adaptados al volumen blanco mediante los colimadores multiláminas.
- Arcos estáticos: la forma del campo mantiene su forma durante todo el arco basado en un promedio del volumen blanco a partir de todos los ángulos del arco.
- Arcos dinámicos: en este tipo de tratamiento el campo de irradiación se adapta a la forma real del volumen blanco en intervalos de 10° con el gantry de rotación.
- Radioterapia de intensidad modulada (IMRT, con el sistema de colimación de multihojas): Con esta técnica se conforma el volumen blanco como en los haces estáticos, diferenciándose en que modula la intensidad del haz de radiación en volúmenes pequeños.
- Arcos circulares: en esta técnica se utiliza los colimadores cónicos adaptados al gantry para proveer un campo circular de diámetro de hasta 20 mm en un arco.

3.1.2 Diodo SFD

El diodo SFD (*IBA-SFD Stereotactic Diode*, nombre comercial) consiste en un disco de p-Si con un diámetro de 0.6 mm, un grosor en su volumen activo de 0.06 mm y un volumen sensible total de 0.017 mm^3 [42], ver figura 3.2. Siguiendo las especificaciones del fabricante todas las medidas realizadas con este detector, fueron hechas colocando el eje del dosímetro paralelo al eje del haz de radiación.

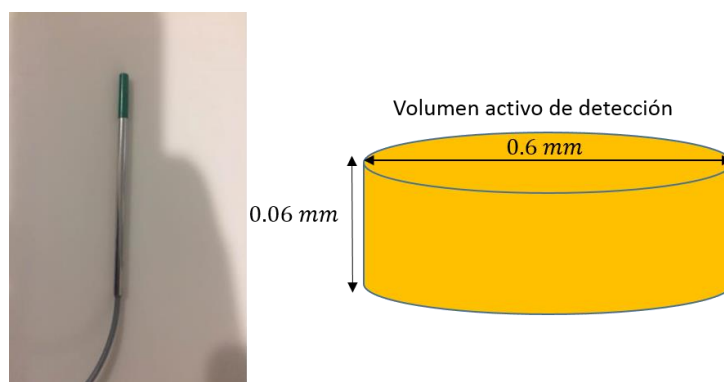


Figura 3.2 Diodo IBA-SFD utilizado en el desarrollo de este trabajo.

La caracterización del detector IBA-SFD se realizó en un trabajo independiente reportado por Larraga et al. [43]. La linealidad del diodo fue evaluada irradiando con dosis de 50 a 1500 cGy. Larraga et al [43] reporta una respuesta lineal del detector dentro de la incertidumbre asociada, que va del 0.13% hasta 2.31%. Muestra, además, una variación del 2% en la respuesta del detector para campos de hasta 3 cm x

3 cm. La variación se debe a la dependencia con la energía que tiene el SFD, el cual sobrerresponde a los fotones de baja energía que están presentes en estos campos, ya que, al disminuir el tamaño de campo el espectro de energía del haz de radiación se endurece [44, 45].

3.1.3 Sistema de planeación (IPlanDose)

El sistema de planeación empleado en el desarrollo de este trabajo fue el IPlanDose 4.0 el cual utiliza el algoritmo de Clarkson para el cálculo de las distribuciones de dosis, y que en esta sección se describe brevemente.

El método o algoritmo de Clarkson es un algoritmo basado en correcciones [46], es decir, que el cálculo de dosis se fundamenta en la medida para un maniquí de agua en condiciones de referencia; mediante factores de corrección se determina la dosis para una situación en particular. Este tipo de algoritmos, ciertamente, no consideran las variaciones presentadas en la intensidad del haz debido a las inhomogeneidades, sino que utilizan una aproximación utilizando distancias radiológicas.

El algoritmo de Clarkson utiliza datos anatómicos del paciente, datos de la máquina de tratamiento e información de la configuración de los campos para simular la distribución de dosis. Los datos del paciente consisten en una serie de secciones transversales del paciente, que guardan la información a la densidad electrónica relativa (asignadas por el usuario o realizando una conversión de unidades Hounsfield a densidades electrónicas relativas). Los datos de la máquina de tratamiento requeridos por este algoritmo, para este sistema de planeación, consisten en un conjunto de valores como medidas TMR, OAR y TSF. La dosis D en un punto arbitrario P en un plano que atraviese el isocentro de un haz de rayos X fijo, se calcula con la siguiente ecuación [18]:

$$D(c, d, r, R) = MU \cdot M \cdot TMR(d, c) \cdot OAR(c, r') \cdot TSF(c) \cdot \left(\frac{SID}{R}\right)^2 \quad 3.1$$

Donde c es el diámetro (mm) del colimador en el isocentro, medido perpendicular al eje del haz, d es la profundidad (mm) en el punto del tejido, r es la distancia radial desde el eje central del punto objeto de interés (mm), R es la distancia entre el punto y la fuente, MU son las unidades monitor del haz fijo, M es la calibración del acelerador lineal (Gy/MU) y SID es la distancia fuente-isocentro, para este acelerador $SID = 100\text{cm}$. $OAR(c, r')$ es el OAR para el colimador c a una distancia radial r' desde el eje central en el nivel del isocentro (figura 3.3) siendo:

$$r' = r \cdot SID/R \quad 3.2$$

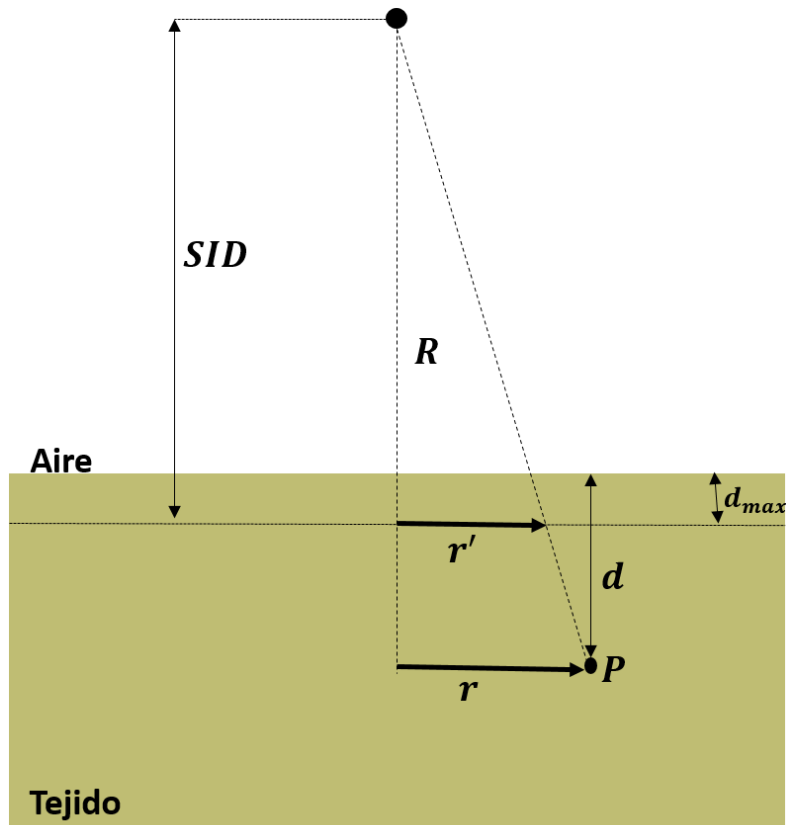


Figura 3.3 Configuración geométrica para el cálculo de dosis.

3.2 Metodología

3.2.1 Calibración

La calibración del acelerador lineal utilizado en este trabajo se realiza de manera que 1 cGy sea depositado por cada unidad monitor para una profundidad de 5 cm en agua utilizando un campo de referencia de 10 cm x 10 cm, $SID=100$ cm y $SSD=95$ cm (figura 3.4). Empleando una cámara de ionización PTW 300013 tipo Farmer Ion Chamber conectado a un electrómetro PTW 10005 UWIDOS Serie 5213.

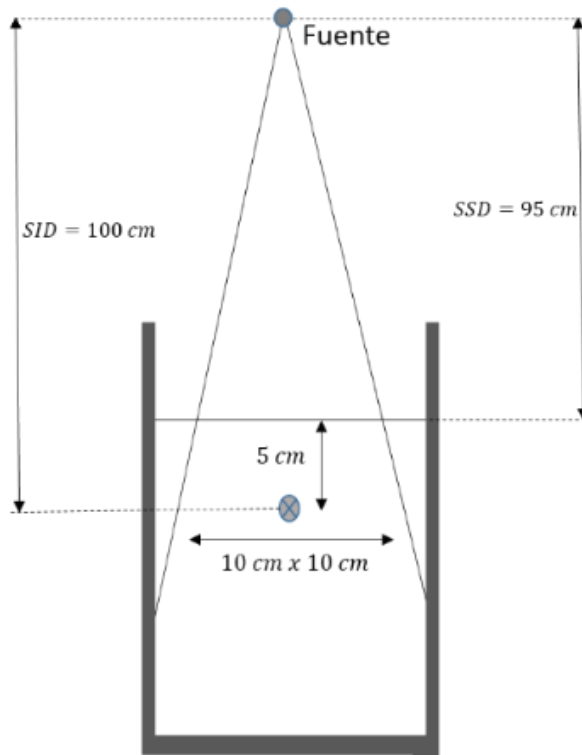


Figura 3.4 Configuración experimental para llevar a cabo la calibración del linac.

3.2.2 Medidas relativas

Las medidas relativas que se describen en esta sección fueron realizadas para los tamaños de campo de 4.0, 10.0 y 20 mm. El sistema de colimación cónico se colocó, de acuerdo al manual de procedimientos [18], ajustando los colimadores primarios del acelerador en 4 cm x 4 cm.

3.2.2.1 Medición de TMR

Para realizar las mediciones de los TMR (ver definición en la sección 2.4.2.1), se llenó con agua un maniquí de dimensiones 30 cm x 30 cm x 30 cm de largo, ancho y profundidad respectivamente, fijando el detector en el isocentro del equipo dentro del maniquí. Para construir la curva de TMR se tomaron lecturas a las profundidades de agua de 0, 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 5.0, 10.0, 15.0, 20.0 y 25.0 cm normalizando las lecturas con respecto al valor tomado en 1.5 cm de profundidad en agua. Estas medidas se tomaron con el detector fijo en isocentro como se muestra en la figura 3.5.

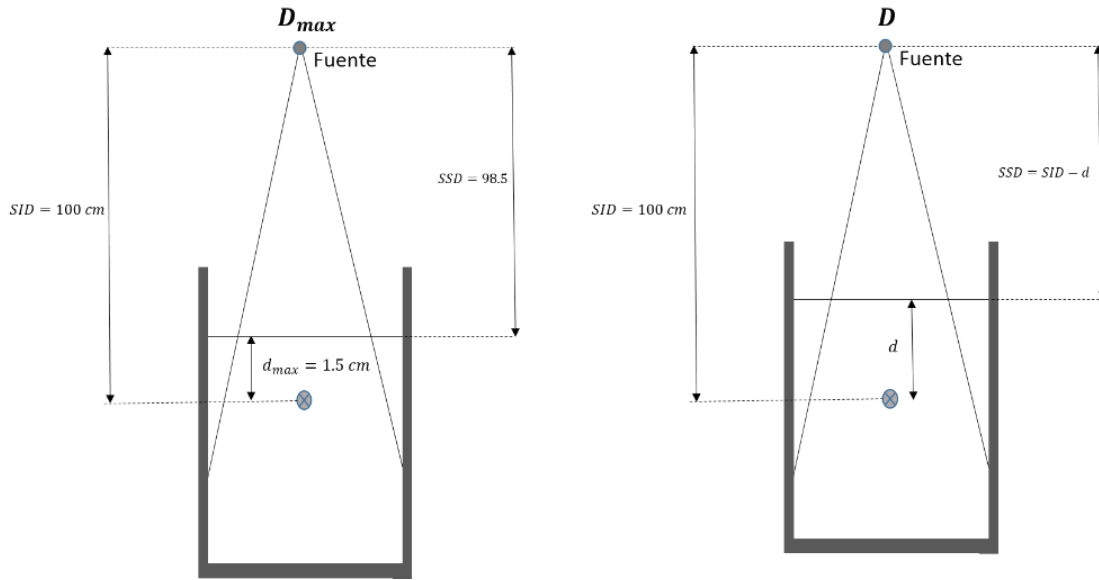


Figura 3.5 Configuración experimental para llevar a cabo las medidas de las curvas TMR.

3.2.2.2 Medición de OAR

La configuración para la medición de los OAR (ver definición en sección 2.4.2.2) se muestra en la figura 3.6. Con el maniquí lleno de agua se ajustó el detector en isocentro 7.5 cm debajo de la superficie de agua de acuerdo a las recomendaciones del manual de operaciones [18] y una distancia fuente- superficie SSD de 92.5. Se tomaron lecturas para los tamaños de campo de 4, 10 y 20 mm variando la distancia entre el detector y el eje central del haz de radiación. Las lecturas se normalizaron con la lectura del dosímetro colocado en el eje central.

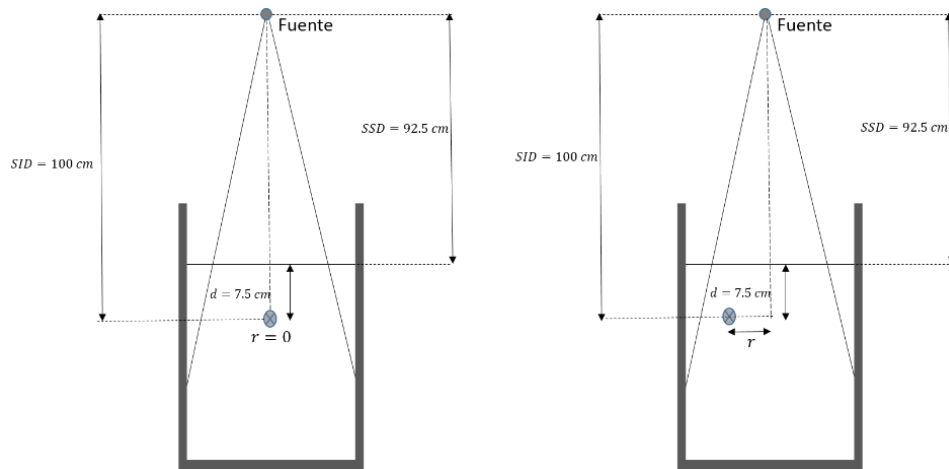


Figura 3.6 Configuración experimental para llevar a cabo las medidas de las curvas OAR.

3.2.2.3 Medición de TSF

Los TSF (ver definición en sección 2.4.2.3) se midieron colocando el detector en el isocentro, a una profundidad de 1.5 cm y una distancia SSD de 98.5 cm. Se administraron 100 UM (Unidades monitor). Se tomó una lectura en un campo de referencia de tamaño 10 cm x 10 cm bajo las mismas condiciones antes mencionadas con el fin de normalizar las medidas obtenidas de los campos de 4.0, 10.0 y 20.0 mm con respecto a este campo de referencia obteniendo así los TSF. En la figura 3.7 se muestra la configuración utilizada para medir los TSF.

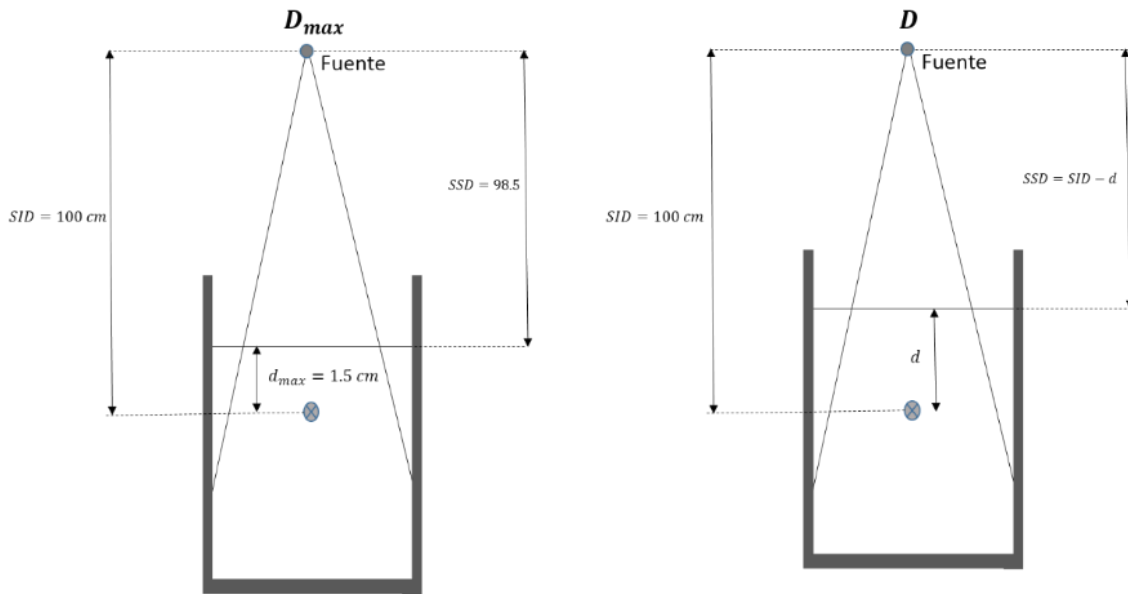


Figura 3.7 Configuración experimental para llevar a cabo las medidas de los factores de dispersión.

3.2.3 Simulación Monte Carlo

El uso de simulación Monte Carlo en este trabajo está enfocado en el cálculo de los factores de corrección $k_{Q_F, Q_{MSR}}$ (ver definición en sección 2.3.2) para el detector *IBA-SFD stereotactic diode*. Se creó un modelo del acelerador Novalis® utilizando el código BEAMnrc. En la figura 3.8 se presenta la estructura y diseño del acelerador lineal utilizado en sus componentes principales, la composición y configuración de estos componentes fue proporcionado por el fabricante [47].

Se simula una fuente de electrones monoenergéticos de 6.1 MeV con una distribución gaussiana espacial de FWHM=1.5 mm, de acuerdo a lo reportado en la literatura, los cuales resultan en la mejor coincidencia entre los cálculos y mediciones para el acelerador Novalis [47]. Con el fin de optimizar el tiempo de computo utilizado para la simulación se generó un espacio fase (ver sección 2.6.2) a la salida de las

quijadas del linac (figura 3.6a), este PHSP se utilizó como fuente al colocar los diferentes conos utilizados, obteniendo un espacio fase justo a la salida del colimador cónico (figura 3.6b)

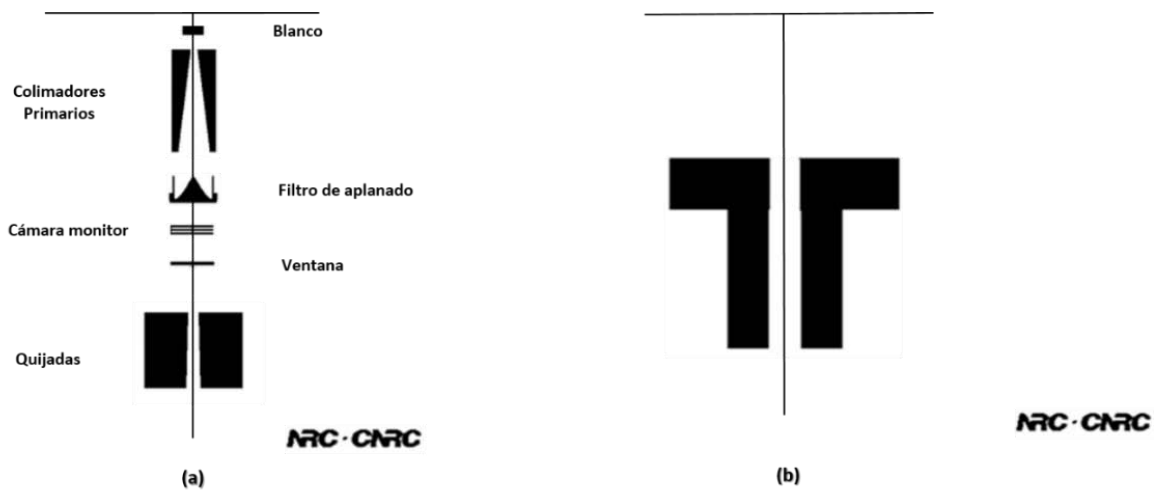


Figura 3.8 Esquema de acelerador lineal Novalis® en (a) componentes principales del acelerador (b) colimador cónico a la salida de quijadas

Las dimensiones del modelo de los colimadores cónicos se pueden observar en la figura 3.9 y tabla 3.1 los cuales tienen una composición de plomo. El número de cuentas para generar los espacios fase, se ajustó de tal manera que en el espacio fase se tuvieran al menos 4 millones de partículas, esto con el fin de obtener una distribución de las partículas lo más uniformemente posible dentro del espacio fase.

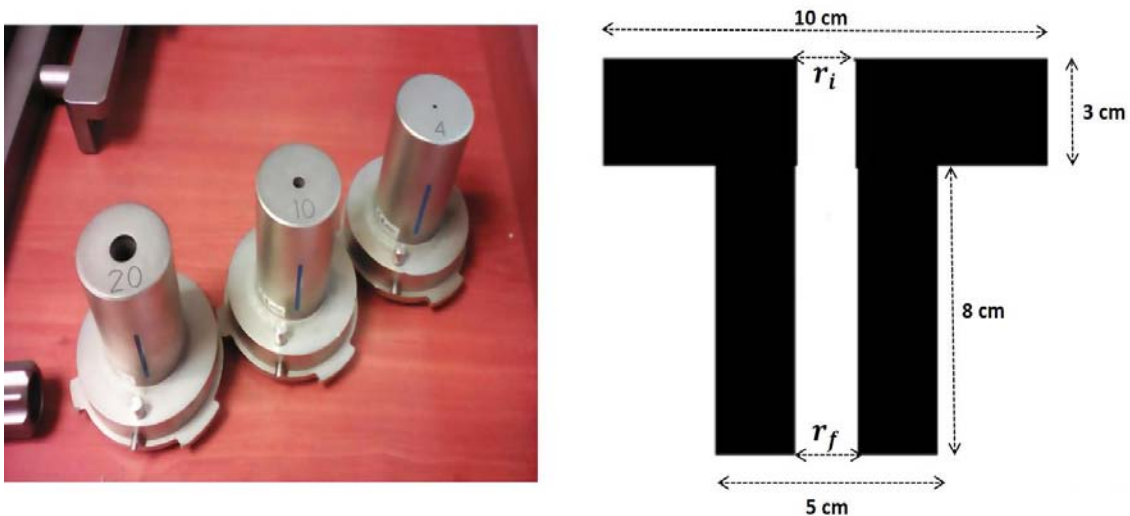


Figura 3.9 Modelo de cono utilizado en las simulaciones Monte Carlo para generar los PHSP.

<i>Tamaño de campo</i>	r_i [mm]	r_f [mm]
4 mm	1.14	1.60
10 mm	3.15	3.55
20 mm	6.51	7.10

Tabla 3.1 Configuración de los diámetros de entrada y salida de colimadores cónicos.

Para el cálculo de la dosis absorbida en agua se utilizó el código DOSXYZnrc en donde se construyó un maniquí de agua de dimensiones 30 cm x 30 cm x 30 cm dividiendo la zona de interés en voxeles de 0.05 cm x 0.05 cm x 0.05 cm. De esta manera obtuvieron las dosis en función de la profundidad y distancia al eje central del haz para posteriormente construir las curvas TMR, OAR y TSF en donde se mantuvo la configuración y punto de referencia de los valores medidos experimentalmente.

Utilizando el código DOSRZnrc se construyó el detector de acuerdo a lo reportado por el fabricante y trabajos independientes [48]. El modelo del diodo SFD utilizado en este trabajo, se observa en la figura 3.10. El detector cuenta con una cubierta cilíndrica cuyo material es Plástico ABS (Acrlonitrilo butadieno estireno) de una densidad de 1.05 g/cm³, el diámetro de este cilindro es de 1.5 mm (cilindro gris de la figura 3.10). El detector cuenta con un disco de silicio puro de 1 mm de diámetro y 2.4 mm de espesor, en el centro de este disco se encuentra el volumen activo de detección el cual tiene un diámetro de 0.6 mm y un espesor de 0.06 mm, este volumen activo se encuentra a una distancia de 1 mm de la superficie del detector. Otro disco de material EPOXY se encuentra en la parte inferior del detector, el cual tiene 1 mm de diámetro, 0.5 mm de espesor y una densidad de 1.04 g/cm³.

Los principales parámetros de transporte EGSnrc utilizados en las simulaciones fueron ECUT=0.521 MeV, PCUT=0.01 MeV, la base de datos de sección eficaces XCOM, EXACT cruce de límites y se fijó un número de historias para cada simulación con el fin de obtener una precisión en el cálculo de 0.6%, El valor de las magnitudes ECUT y PCUT fueron elegidas de acuerdo a lo reportado en la literatura para el cálculo de factores de corrección y dosis absorbida [49, 50, 51].

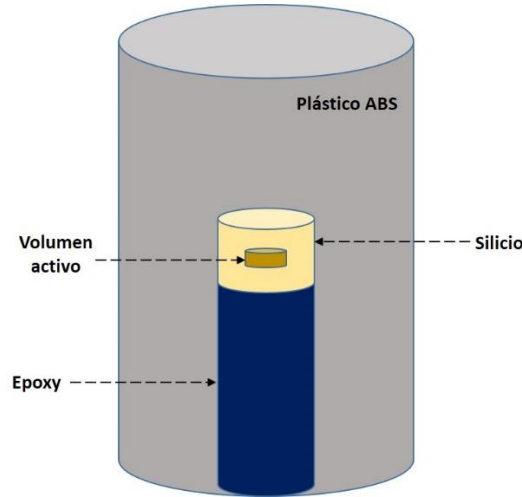


Figura 3.10 Modelo del detector IBA-SFD utilizado en las simulaciones Monte Carlo. Figura representativa que no mantiene las proporciones originales.

3.2.3.1 Cálculo de los factores de corrección

El cálculo de los factores de corrección (ver ecuación 2.23) se realizó de acuerdo a lo reportado por Francescon et al. [52] en donde la simulación Monte Carlo se realiza para encontrar los factores de corrección definidos como:

$$k_{Q_F, Q_{msr}}(0, z, f_{msr}, f_{clin}, TMR) = \frac{D(0, z, f_{clin})_w \cdot D(0, z_{ref}, f_{msr})_{det}}{D(0, z, f_{clin})_{det} \cdot D(0, z_{ref}, f_{msr})_w} \quad (3.3)$$

$$k_{Q_F, Q_{msr}}(r, z, f_{msr}, f_{clin}, OAR) = \frac{D(r, z, f_{clin})_w \cdot D(0, z, f_{msr})_{det}}{D(r, z, f_{clin})_{det} \cdot D(0, z, f_{msr})_w} \quad (3.4)$$

$$k_{Q_F, Q_{msr}}(0, z, f_{msr}, f_{clin}, TSF) = \frac{D(0, z_{ref}, f_{clin})_w \cdot D(0, z_{ref}, f_{msr})_{det}}{D(0, z_{ref}, f_{clin})_{det} \cdot D(0, z_{ref}, f_{msr})_w} \quad (3.5)$$

Donde $D(r, z)$ representa la dosis total por partícula incidente registrada en el volumen sensible del detector modelado (det) y agua (w) a una profundidad z y distancia r del eje central del haz.

Se ajustaron curvas a las medidas obtenidas de TMRs y OARs con el software OriginPRO 9.0. Para las curvas de dosis en profundidad obedece a la ecuación $y = e^{a+bx+cx^2}$ en donde a, b y c son parámetros

de ajuste. Para la dosis en función de la distancia con respecto al eje central el ajuste tiene la forma $y = \frac{A_1 - A_2}{1 + e^{(x-x_0)/dx}} + A_2$ donde A_1, A_2, x_0 y dx son las constantes de ajuste correspondientes. Utilizando las ecuaciones 3.1, 3.2 y 3.3 se realizó el cálculo de los factores de corrección para el detector IBA-SFD en los tamaños de campo al isocentro de 4.0, 10.0 y 20.0 mm. Estos factores se usaron para corregir los parámetros dosimétricos que alimentan al Sistema de planeación y que son la base para el cálculo de las distribuciones de dosis de un tratamiento.

3.2.4 Cálculo de las distribuciones de dosis

En el cálculo de las distribuciones de dosis se utilizó el sistema de planeación IPlanDose 4.0 el cual fue alimentado, de manera independiente, con los parámetros dosimétricos obtenidos experimentalmente y los corregidos por los $k_{Q_F, Q_{msr}}$. Se utilizaron las imágenes de un paciente diagnosticado con neuralgia del trigémino para simular tres lesiones esféricas a tratar (figura 3.11). La razón por la cual se eligió a un paciente con este padecimiento, es debido a que anatómicamente no posee ninguna lesión y/o tumor, que en caso de que así fuera, modificaría las unidades Hounsfield de esa parte del tejido.

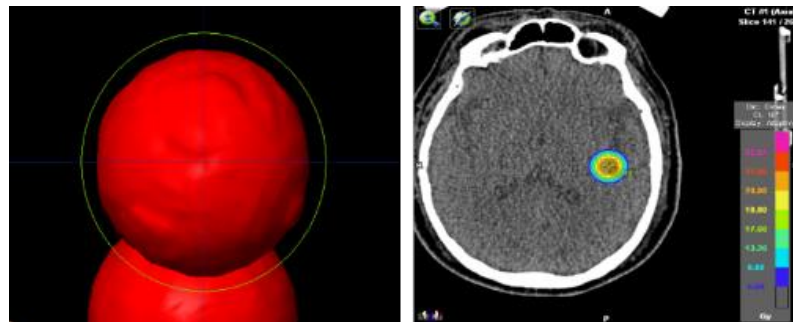


Figura 3.11 Simulación de lesiones en imágenes obtenidas de un paciente diagnosticado con neuralgia del trigémino

Los tamaños de las lesiones fueron ajustados de acuerdo al tamaño de campo a utilizar, en la tabla 3.2 se reporta el diámetro de la lesión y el tamaño de campo utilizado.

No. Lesión	Diámetro [mm]	Volumen [cm ³]	Tamaño de campo [mm]
1	2	0.004	4
2	5.8	0.106	10
3	16.7	2.548	20

Tabla 3.2 Diámetro y volumen de las distintas lesiones simuladas.

Se prescribió una dosis a la lesión de 21 Gy al isocentro, en una sola fracción utilizando una técnica de arcos dinámicos con cinco arcos cuya configuración se mantuvo constante para cada tratamiento simulado (Tabla 3.3).

No. Arco	Mesa [°]	Gantry [°]	
		Inicio	Final
1	330	210	330
2	300	210	330
3	90	30	150
4	60	30	150
5	30	30	150

Tabla 3.3 Configuración de arcos en el sistema de planeación para el cálculo de las distribuciones de dosis

Las distribuciones de dosis que se obtuvieron al alimentar al TPS con los parámetros dosimétricos medidos cumplieron que el 100% del volumen de la lesión reciba al menos el 90% de la dosis prescrita. Posteriormente se alimentó al sistema de planeación con los parámetros dosimétricos corregidos por los factores de corrección $k_{Q_F, Q_{msr}}$ y se obtuvieron de manera similar las distribuciones de dosis correspondientes, así como los histogramas dosis volumen para cada campo de tratamiento.

3.2.5 DoseLAB y análisis de datos

Una vez exportadas las distribuciones de dosis por del sistema de planeación, se utilizó el software libre DoseLAB versión 4.11 para obtener las curvas de isodosis y realizar una prueba índice gamma (definido en la sección 2.7) entre las distribuciones medidas y las corregidas por los factores de corrección con una resolución de 50.8 dpi (puntos por pulgada), las condiciones de la prueba fueron 1 %/1 mm, 1 %/ 2 mm, 1 %/ 3 mm, 2 %/2 mm 2 %/3mm y 3 %/3 mm para los cortes axial, sagital y coronal de los tamaños de campo utilizados. Con ayuda del software se obtuvieron los perfiles en diferentes regiones de la distribución de dosis, específicamente en el centro de la distribución de dosis con un perfil horizontal, uno vertical y uno en la periferia de la misma. De manera simultánea se obtuvieron las unidades monitor para cada arco de tratamiento en el plan simulado.

4 Resultados

En este capítulo se detalla y discuten los resultados obtenidos en este trabajo. Estos consisten en la caracterización del haz de radiación del acelerador Novalis, detalles y dosimetría obtenida mediante simulación Monte Carlo, simulación del plan de tratamiento y análisis de resultados finales.

4.1 Dosimetría relativa (medidas)

En la figura 4.1 y 4.2 se reportan los parámetros dosimétricos medidos en el acelerador lineal Novalis con el detector IBA-SFD para tamaños de campos de 4, 10 y 20 mm de diámetro a isocentro. En la figura 4.1 se presenta las medidas TMR en un intervalo de 0 a 250 mm de profundidad. Las lecturas del detector se normalizaron con la lectura a 1.5 cm de profundidad en agua. La figura 4.2 muestran los perfiles fuera de eje para los tamaños de campos similares a la curva 4.1 en un intervalo de 0 a 20 mm de distancia al eje central de radiación. Las lecturas de la figura 4.2 se normalizaron con respecto a la lectura tomada en el eje central de radiación.

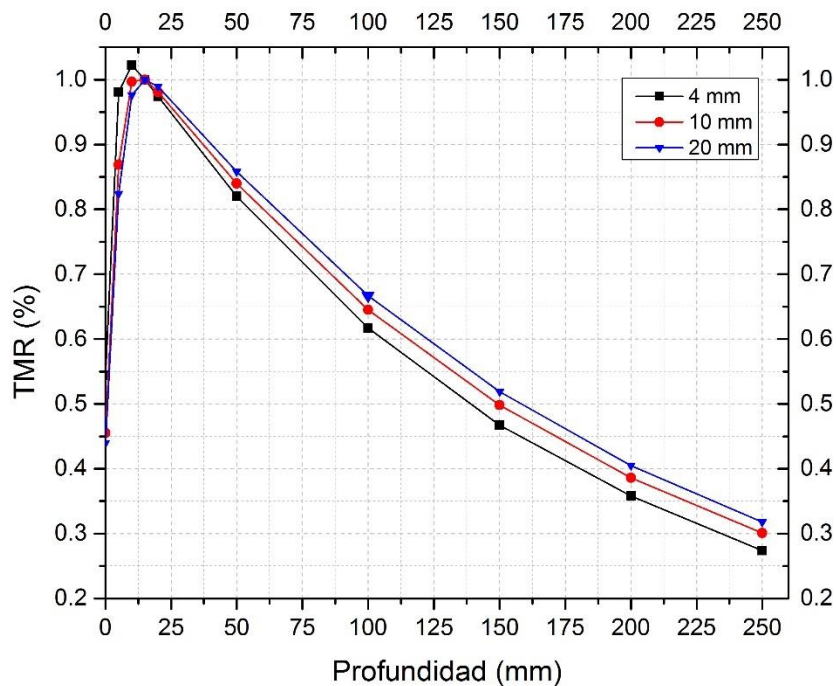


Figura 4.1 Medidas TMR obtenidas para un acelerador novalis para campos circulares de 4.0, 10.0 y 20.0 mm. La incertidumbre asociada a cada medida es de 0.5%.

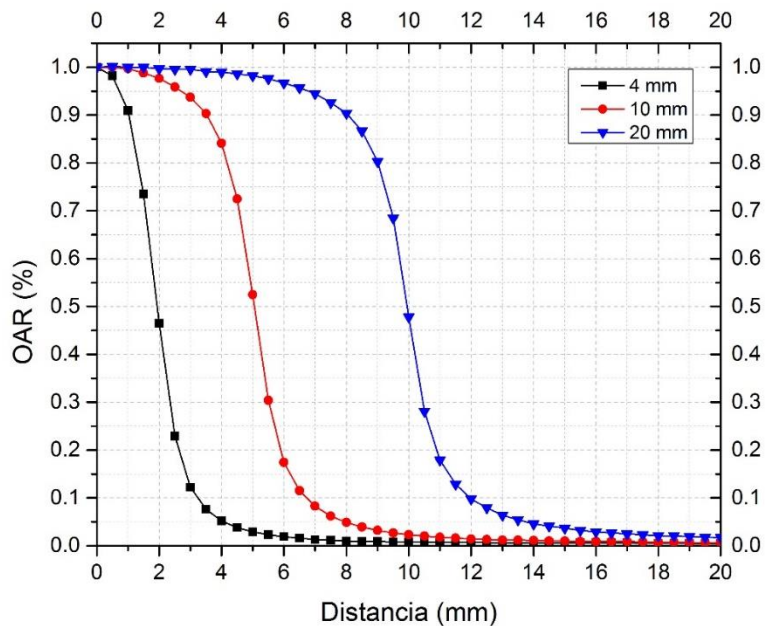


Figura 4.2 medidas OAR obtenidos para un acelerador novalis para campos circulares de 4.0, 10.0 y 20.0 mm. La incertidumbre asociada a las medidas es de 0.5% para la zona central del haz y 1.7% para la zona de penumbra.

La incertidumbre de las figuras 4.1 y 4.2 se obtuvo a partir de la desviación estandar en las lecturas del detector IBA-SFD. Obteniendo una incertidumbre relativa de 0.5% para las lecturas en función de la profundidad y en la zona central del haz de radiación. Por otro lado la incertidumbre relativa en las lecturas dentro de la zona de penumbra alcanzo el valor de 1.7%.

El ancho a media altura, la penumbra 90-10 y la penumbra 80-20 de las curvas OAR se reportan en la tabla 4.1.

<i>Tamaño de campo</i>	<i>FWHM [mm]</i>	<i>90-10 [mm]</i>	<i>80-20 [mm]</i>
4 mm	3.87±0.06	2.17±0.03	1.27±0.02
10 mm	10.12±0.15	3.18±0.05	1.66±0.03
20 mm	19.9±0.20	3.89±0.06	1.85±0.03

Tabla 4.1 Resultados del FWHM, la penumbra 90%-10% y 80%-20% medidos directamente con el detector SFD.

En la tabla 4.2 se enlistan los factores de dispersión obtenidos en el proceso de caracterización del haz de radiación para los campos de 4, 10 y 20 mm normalizados a un campo de referencia cuadrado de 10

cm x 10 cm. En la tabla se puede observar un comportamiento creciente de los TSF en función del incremento en el tamaño de campo.

Tamaño de campo	TSF
4 mm	0.664 ± 0.003
10 mm	0.885 ± 0.004
20 mm	0.953 ± 0.004

Tabla 4.2 Factores de dispersión medidos para los tamaños de campos utilizados en un acelerador Novalis.

4.2 Dosimetría relativa calculada mediante simulación Monte Carlo.

La dosis en profundidad (Gy por partícula incidente) calculada mediante simulación Monte Carlo para un haz de radiación correspondiente a un acelerador Novalis en agua utilizando voxeles de tamaño 0.5 mm x 0.5 mm x 0.5 mm y en un detector SFD simulado se presentan en la figura 4.3 con intervalos similares la curva TMR obtenida en la dosimetría relativa medida. Se realizó un ajuste a las mediciones a una curva que obedece a la ecuación $y = e^{a+bx+cx^2}$ los parámetros de ajuste se presentan en la tabla 4.3. El ajuste se realizó a partir de 15 mm de profundidad.

Ajuste en SFD				
campo	a	b	c	Adj. R ²
4 mm	-36.55 ± 0.01	-5.76x10 ⁻³ ± 3x10 ⁻⁵	1.46x10 ⁻⁶ ± 2.3x10 ⁻⁸	0.9996
10 mm	-36.28 ± 0.01	-5.22x10 ⁻³ ± 2x10 ⁻⁵	9.46x10 ⁻⁷ ± 5.55x10 ⁻⁸	0.9994
20 mm	-36.20 ± 0.01	4.60x10 ⁻³ ± 4x10 ⁻⁵	-9.19x10 ⁻⁷ ± 9.43x10 ⁻⁹	0.9997
Ajuste en Agua				
4 mm	-36.464 ± 0.003	-5.63x10 ⁻³ ± 4.3x10 ⁻⁵	1.00x10 ⁻⁶ ± 5x10 ⁻⁸	0.9994*
10 mm	-36.150 ± 0.004	-5.21x10 ⁻³ ± 3x10 ⁻⁵	8.27x10 ⁻⁷ ± 1x10 ⁻⁸	0.9991
20 mm	-36.075 ± 0.001	4.45x10 ⁻³ ± 4x10 ⁻⁵	-1.54x10 ⁻⁷ ± 8x10 ⁻⁹	0.9998

Tabla 4.3 Parámetros de ajuste hecho a los cálculos en profundidad de dosis en agua y detector SFD. Obedece la curva $y = e^{a+bx+cx^2}$.

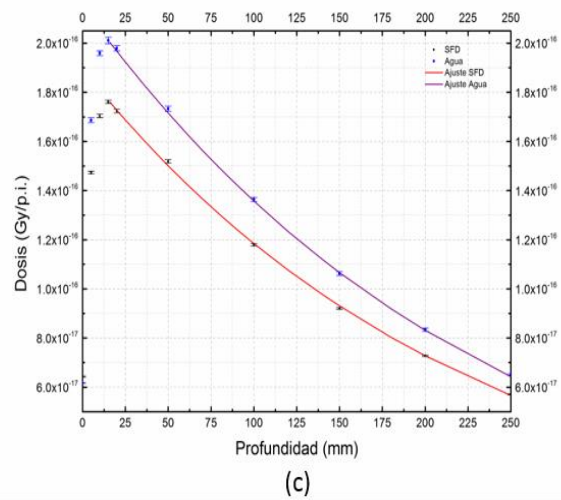
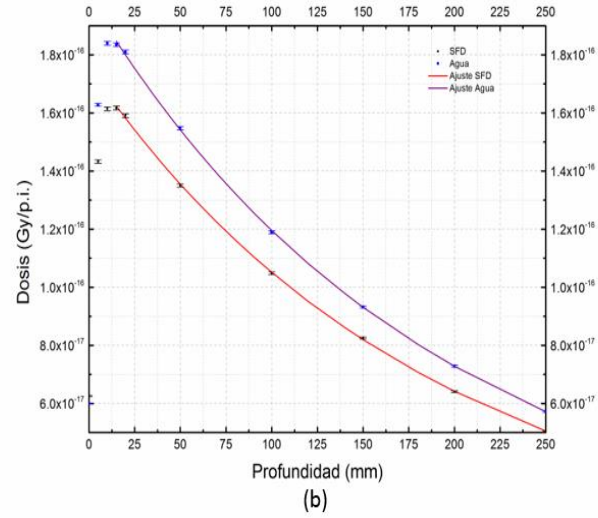
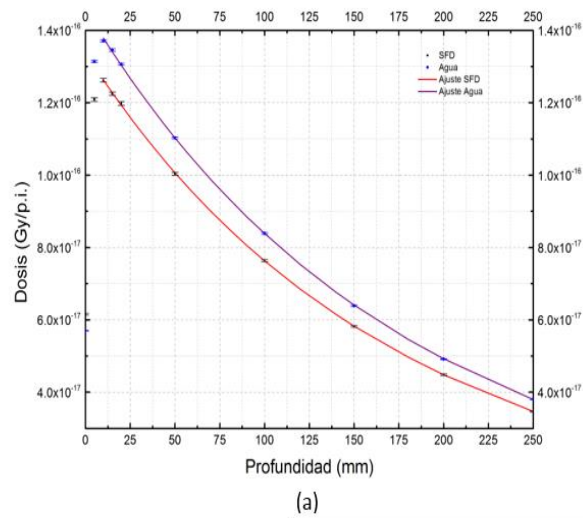


Figura 4.3 Cálculo de dosis absorbida en agua y en el detector IBA-SFD a diferentes profundidades para los tamaños de campo de (a) 4 mm (b) 10 mm (c) 20 mm. Cada punto en la figura tiene una incertidumbre relativa de 0.4%. La línea sólida representa el ajuste hecho a los puntos calculados.

De la misma manera se presenta en la figura 4.4 la dosis calculada en función de la distancia al eje central de radiación para voxeles de agua de 0.5 mm x 0.5 mm x 0.5 mm y el detector IBA-SFD con una profundidad de 7.5 cm y una SSD de 92.5 cm. Se ajustó una curva a los cálculos que obedece la ecuación $y = \frac{A_1 - A_2}{1 + e^{(x-x_0)/dx}} + A_2$, en las tres gráficas de la figura 4.4 se observa que el ajuste no corresponde al comportamiento de los puntos calculados más allá de la zona de penumbra. La tabla 4.4 muestra los parámetros de este ajuste, las incertidumbres de los parámetros de ajuste calculados por el software son aproximadamente de 0.5%, 0.7%, 0.8% y 0.7% para los parámetros A_1, A_2, x_0 y dx respectivamente.

<i>Ajuste en SFD</i>					
<i>campo</i>	<i>A1</i>	<i>A2</i>	<i>x₀</i>	<i>dx</i>	<i>Adj. R²</i>
4 mm	$8.97 \times 10^{-17} \pm 1.36 \times 10^{-19}$	$3.32 \times 10^{-18} \pm 4.32 \times 10^{-21}$	1.92 ± 0.01	0.455 ± 0.002	0.993
10 mm	$1.20 \times 10^{-16} \pm 5.08 \times 10^{-19}$	$3.07 \times 10^{-18} \pm 8.46 \times 10^{-20}$	4.94 ± 0.02	0.604 ± 0.002	0.997
20 mm	$1.34 \times 10^{-16} \pm 2.81 \times 10^{-18}$	$4.96 \times 10^{-18} \pm 3.47 \times 10^{-19}$	9.89 ± 0.01	0.771 ± 0.05	0.992
<i>Ajuste en Agua</i>					
4 mm	$9.92 \times 10^{-17} \pm 3.98 \times 10^{-19}$	$2.36 \times 10^{-18} \pm 4.17 \times 10^{-19}$	1.95 ± 0.01	0.50 ± 0.01	0.998
10 mm	$1.34 \times 10^{-16} \pm 5.75 \times 10^{-19}$	$3.32 \times 10^{-18} \pm 2.61 \times 10^{-20}$	4.98 ± 0.01	0.635 ± 0.002	0.998
20 mm	$1.50 \times 10^{-16} \pm 8.52 \times 10^{-18}$	$5.05 \times 10^{-18} \pm 8.26 \times 10^{-19}$	10.10 ± 0.01	0.68 ± 0.01	0.991

Tabla 4.4 Parámetros de ajuste hecho a los cálculos de dosis en agua y detector SFD en función de la distancia al eje central. Obedece la curva $y = \frac{A_1 - A_2}{1 + e^{(x-x_0)/dx}} + A_2$.

Los factores de dispersión calculados en agua y en el detector se presentan en la tabla 4.5. Dentro de la incertidumbre, los factores TSF calculados en este trabajo son consistentes con los TSF calculados y reportados en la literatura [42].

<i>Tamaño de campo</i>	<i>TSF-Agua</i>	<i>TSF-SFD</i>	<i>TSF Medido</i>	<i>TSF¹</i>
4 mm	0.651 ± 0.005	0.662 ± 0.005	0.664 ± 0.003	0.651
10 mm	0.875 ± 0.006	0.874 ± 0.008	0.885 ± 0.004	0.882
20 mm	0.960 ± 0.006	0.951 ± 0.009	0.953 ± 0.004	-

Tabla 4.5 Factores de dispersión calculados en agua y en el detector IBA-SFD para diferentes tamaños de campo.¹Bassiniet et al [42].

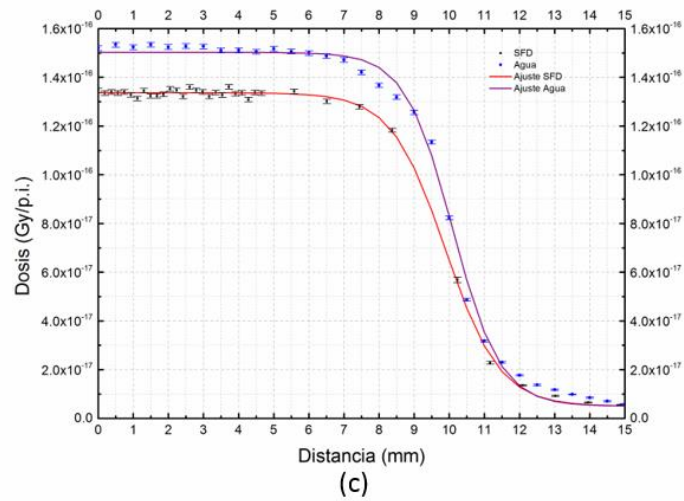
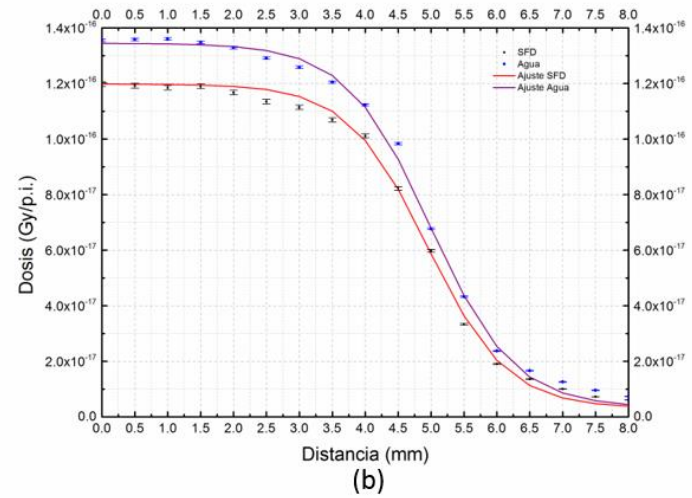
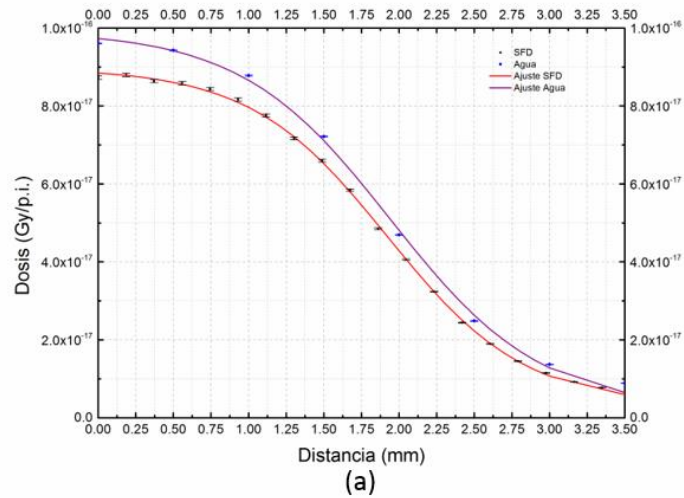


Figura 4.4 Cálculo de dosis en agua y el detector IBA-SFD en función de la distancia al eje central a 7.5 cm de profundidad en agua y una SSD=92.5 cm. tamaños de campo de (a) 4 mm (b) 10 mm y (c) 20 mm. La incertidumbre asociada a los cálculos es de 0.4% para los puntos dentro de la zona central del haz. En la zona de penumbra se presentan incertidumbres que van desde 0.8% hasta 2.3% para los puntos más alejados del eje central de radiación. La línea sólida representa el ajuste realizado a los cálculos de dosis.

4.3 Factores de corrección

Aplicando las ecuaciones 3.3, 3.4, 3.5 y la curva de ajuste realizada a los cálculos de los parámetros dosimétricos, se realizó el cálculo de los factores de corrección. Los resultados se presentan en la tabla 4.6 para los TSF. Se agregaron además los factores de corrección para los TSF que se reportan en la literatura para un acelerador Novalis bajo las mismas condiciones de medida que se utilizaron en este trabajo.

Tamaño de campo	k_{TSF}	k_{TSF}^1
4 mm	0.982 ± 0.016	0.975 ± 0.007
10 mm	0.997 ± 0.017	1.005 ± 0.008
20 mm	1.004 ± 0.017	-

Tabla 4.6 Factores de corrección para los TSF definidos en ecuación 3.5. ¹ Factores reportados por Bassinet et al. [42]

En la figura 4.5 se presentan los factores de corrección $k_{Q_F, Q_{msr}}$ para las medidas TMR y OAR. Debido a la poca o nula publicación de resultados en la literatura para el acelerador Novalis con estos tamaños de campo bajo estas condiciones resulta complicado realizar una comparación y discusión más amplia de los factores de corrección obtenidos en este trabajo. La incertidumbre reportada en las gráficas se obtuvo al propagar la incertidumbre estándar combinada debido a las curvas de ajuste y la incertidumbre debido al cálculo de la dosis en la simulación Monte Carlo; debido a esto, los $k_{Q_F, Q_{msr}}(TMR)$ (figura 4.5.a) poseen una incertidumbre aproximadamente de 1%. Por otro lado la incertidumbre relativa de $k_{Q_F, Q_{msr}}(OAR)$ (figura 4.5.b) es de 0.6% para la zona central del haz de radiación, y comienza a crecer al entrar a la zona de penumbra, llegando a tener incertidumbres de hasta 16% para los puntos más alejados del eje central.

Francescon et al [52] reportan factores de corrección para las condiciones de referencia en un acelerador CyberKnife® con un tamaño de campo de 5 mm de diámetro (figura 4.6) para diferentes detectores incluyendo el IBA-SFD. En este trabajo (figura 4.5.a) para el tamaño de campo de 4 mm el valor del factor de corrección en el punto de referencia para las curvas TMR (1.5 cm de profundidad) es 0.96 ± 0.01 que coincide con el calculado por Francescon et al [52] para un CyberKnife® con un detector IBA-SFD. A menor profundidad, es decir, en la zona de build-up se observa una mayor variación de los factores de corrección, que es consistente con lo reportado en la literatura [52]. Sin embargo, a una mayor profundidad se ve una pequeña variación generando una curva prácticamente constante en profundidad.

Por otro lado, los factores de corrección para las curvas OAR se puede observar un comportamiento muy similar a lo reportado en la literatura que dentro de la incertidumbre son congruentes [52].

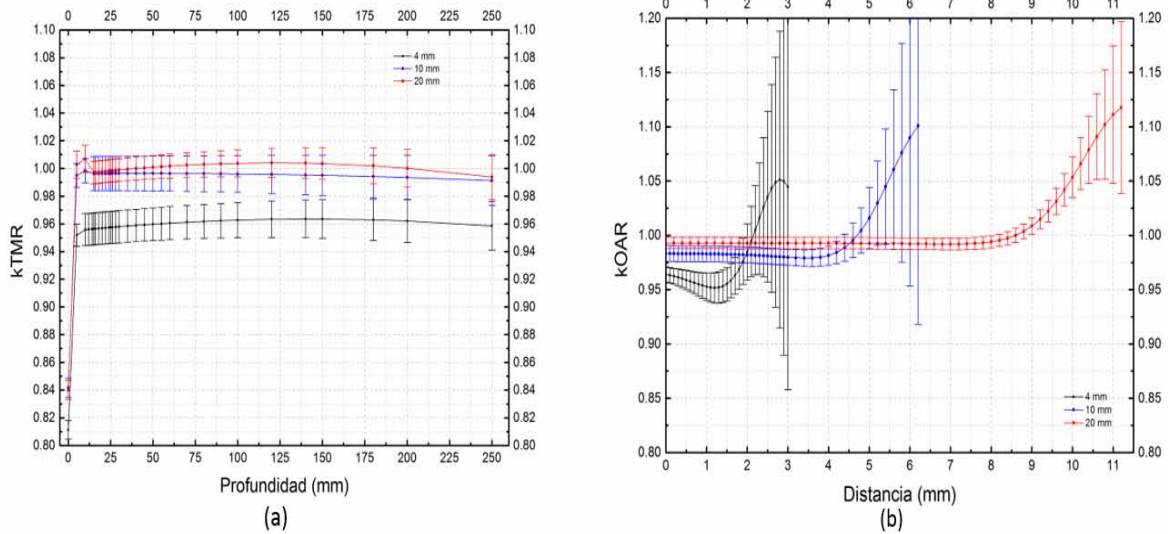


Figura 4.5 Factores de corrección calculados en función de la profundidad y distancia para las medidas (a) TMR (b) OAR, respectivamente.

En la figura 4.6 se presentan los factores de corrección para un equipo CyberKnife® calculados por Francescon et al [52] para los TMR y OAR en función de la profundidad y la distancia al eje central respectivamente. Se puede observar que el comportamiento de los $k_{Q_F, Q_{msr}}(TMR)$ va decreciendo con la profundidad. Los $k_{Q_F, Q_{msr}}(OAR)$ (figura 4.6.b), se observa un comportamiento de los factores de corrección similar a lo obtenido en este trabajo. No obstante, esta comparación carece de validez alguna de manera cuantitativa, pues las condiciones en las que se han realizado ambos trabajos son diferentes, por lo que la comparación es meramente cualitativa.

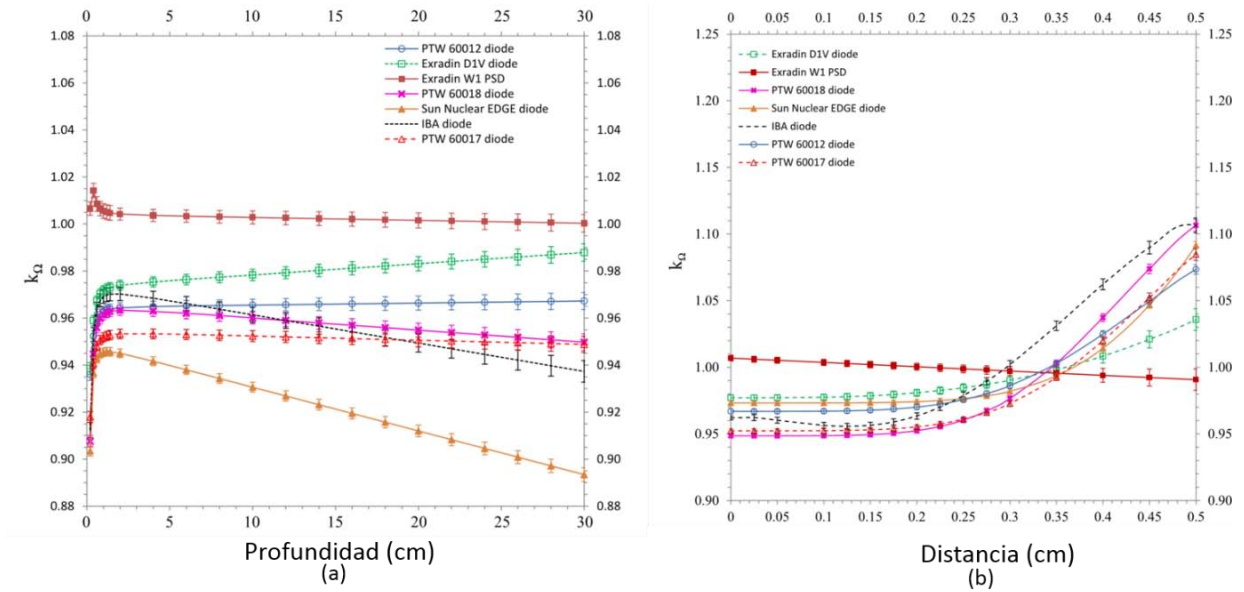
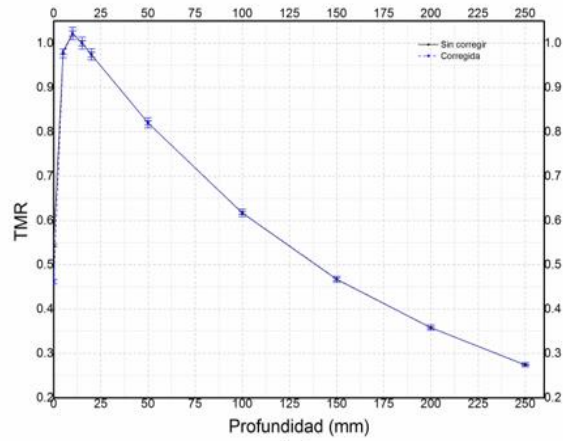


Figura 4.6 $k_{Q_F, Q_{msr}}$ para un equipo CyberKnife® utilizando diferentes detectores para los (a) TMR (b) OAR. El detector IBA-SFD se muestra en línea punteada negra. Grafica adaptada de [52]

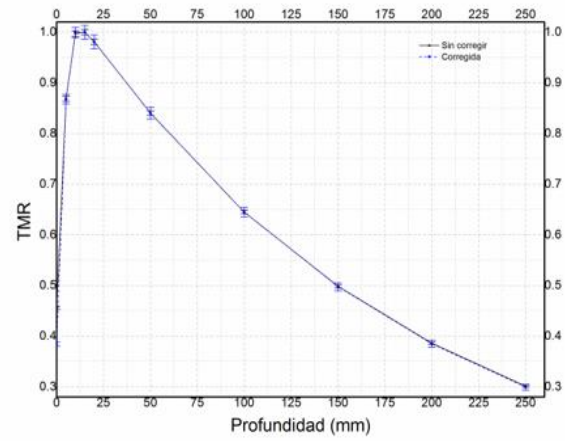
Las figuras 4.7 y 4.8 muestran las medidas TMR y OAR, sin corregir y corregidas por su respectivo $k_{Q_F, Q_{msr}}$. La tabla 4.7 muestra las características de los perfiles fuera de eje sin corregir y corregidos por los factores de corrección detector específico.

Tamaño de campo	FWHM [mm] sc	FWHM [mm] c	90%-10% [mm] sc	90%-10% [mm] c	80%-20% [mm] sc	80%-20% [mm] c
4 mm	3.87±0.06	3.90±0.09	2.17±0.03	2.26±0.15	1.27±0.02	1.35±0.08
10 mm	10.12±0.15	10.20±0.20	3.18±0.05	3.40±0.25	1.66±0.03	1.75±0.13
20 mm	19.90±0.20	20.0±0.4	3.89±0.06	4.10±0.35	1.85±0.03	1.91±0.16

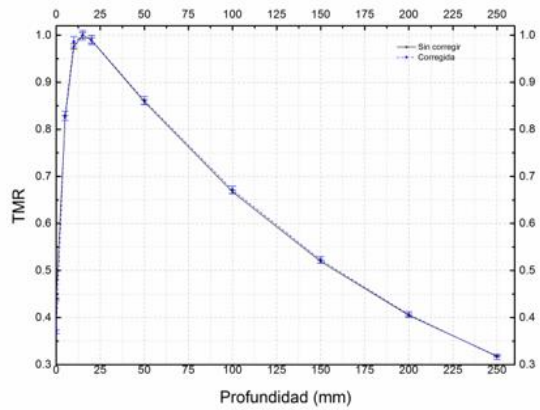
Tabla 4.7 Características de los perfiles fuera de eje. SC = Sin corregir C= Corregidas



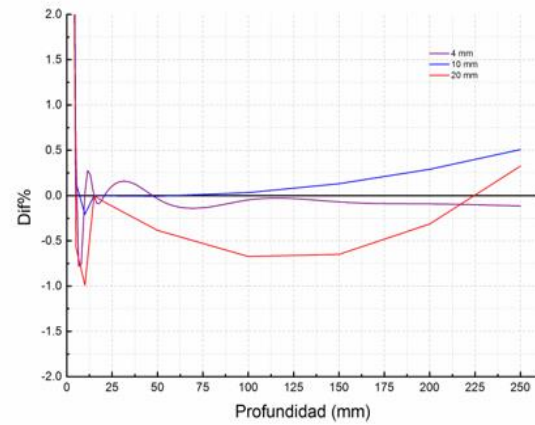
(a)



(b)

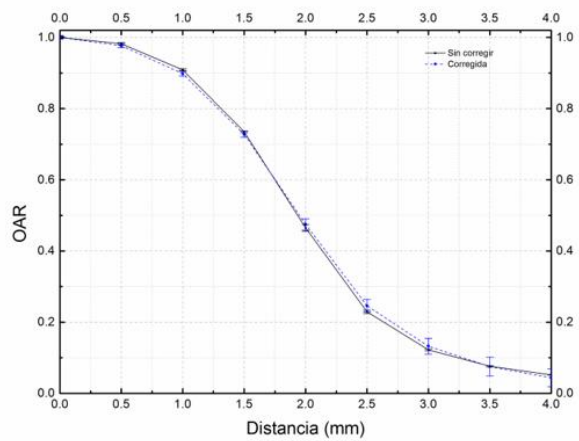


(c)

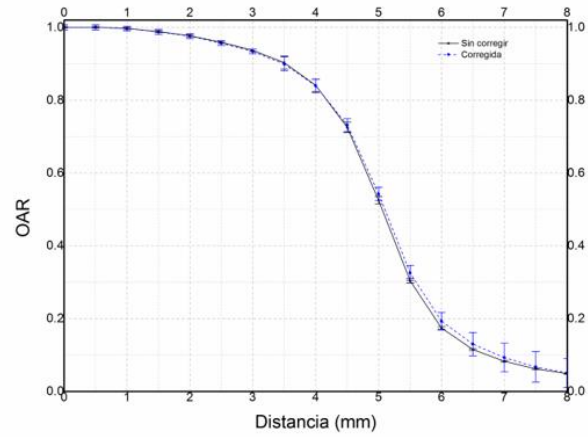


(d)

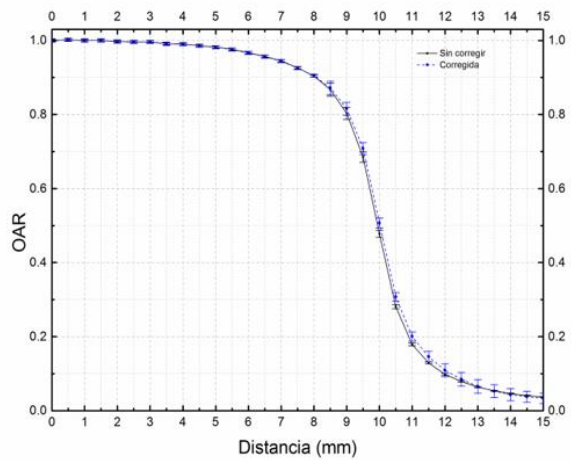
Figura 4.7 Curvas corregidas y sin corregir TMR para los tamaños de campo (a) 4 mm (b) 10 mm y (c) 20 mm. La incertidumbre asociada a cada medida corregida es del orden del 1%. Las diferencias porcentuales de los valores esperados de los TMR se presentan en (d) para los tamaños de campo de 4.0, 10.0 y 20 mm..



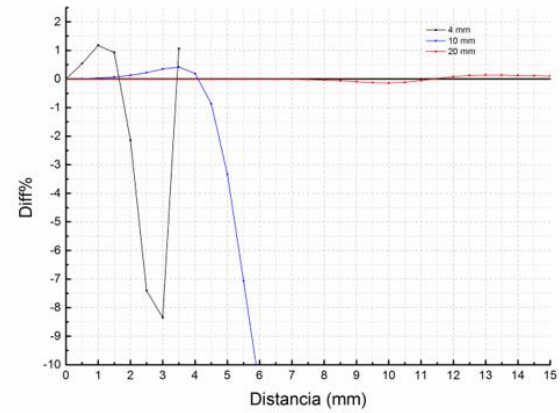
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4.8 Curvas corregidas y sin corregir OAR para tamaños de campo de (a) 4 mm (b) 10 mm y (c) 20 mm. La incertidumbre de las medidas corregidas es de 0.75% para los puntos en la zona central del haz, y hasta un 16% para los puntos más alejados del eje central de radiación. Las diferencias porcentuales de los valores esperados de los OAR se presentan en (d) para los tamaños de campos de 4.0, 10.0 y 20 mm..

De acuerdo con el TRS-430 [53], se realizó un análisis índice gama a los perfiles fuera de eje, dividiéndolos en tres zonas con un criterio específico para cada zona. La zona central o “inner” se analizó con un criterio 1% / 2 mm, el criterio para la zona de penumbra fue de 2% / 10 mm y para la tercera zona fuera de la zona de penumbra o “Outer” el criterio fue de 2% / 30 mm. En la tabla 4.8 se presenta los resultados de estas pruebas índice gamma en donde se comparó el perfil calculado sin corregir y corregido contra los OAR medidos experimentalmente.

<i>Cono</i>	<i>4.0 mm</i>		<i>10.0 mm</i>		<i>20.0 mm</i>	
<i>Region</i>	<i>OAR-MC_{sc}</i>	<i>OAR-MC_c</i>	<i>OAR-MC_{sc}</i>	<i>OAR-MC_c</i>	<i>OAR-MC_{sc}</i>	<i>OAR-MC_c</i>
<i>Interna</i>	100.0	100.0	100.0	100.0	94.8	100.0
<i>Penumbra</i>	100.0	100.0	100.0	100.0	66.7	100.0
<i>Externa</i>	54.5	80.0	42.9	83.7	76.9	79.5

Tabla 4.8 Análisis índice gamma realizado a los perfiles fuera de eje usando como referencia el OAR medido con el diodo IBA-SFD (situación clínica). **SC** = Sin corregir **C**= Corregidas.

Aunque no presentan diferencias considerando la incertidumbre, en la figura 4.7 y 4.8 se reporta una gráfica con las diferencias de los valores esperados para los TMR y OAR debido a que son estos valores los que alimentaran el sistema de planeación, el cual no toma en cuenta las incertidumbres asociadas.

Finalmente, los TSF corregidos por los factores de corrección se presentan en la tabla 4.9, de acuerdo a lo presentado en este trabajo.

<i>Tamaño de campo</i>	<i>TSF_{sc}</i>	<i>TSF_c</i>	$\Delta\%$
<i>4 mm</i>	0.664±0.003	0.652±0.007	1.9
<i>10 mm</i>	0.885±0.004	0.880±0.010	-
<i>20 mm</i>	0.953±0.004	0.960±0.010	-

Tabla 4.9 Factores de dispersión sin corregir y corregidos. **SC** = Sin Corregir **C** = Corregidas.

4.4 Simulación del tratamiento

Con los parámetros dosimétricos corregidos y sin corregir se alimentó el sistema de planeación y bajo el mismo tratamiento administrado a las lesiones simuladas se obtuvieron las distribuciones de dosis, DVH y las unidades monitor administradas por cada arco para cada tamaño de campo utilizado. La figura 4.9

muestra la comparación de las distribuciones de dosis obtenidas para los cortes axial, coronal y sagital del tratamiento simulado. Es prudente mencionar que el TPS no toma en cuenta las incertidumbres asociadas a cada medición, y realiza una advertencia para que se midan los parámetros lo más precisamente posible antes de introducirlos al sistema de planeación.

Al realizar un análisis de manera cualitativa, a pesar de que en el tamaño de campo más chico (4mm) se observan ligeras variaciones en la periferia de las distribuciones de dosis, no se encuentra una variación significativa entre la distribución de dosis obtenida por medidas relativas sin corregir y corregidas. Un análisis más profundo se obtuvo con ayuda del software libre DoseLab 4.11 el cual permite realizar un análisis índice gamma (ver sección 2.7) con los criterios de aceptación de 1 %/1 mm, 1 %/3 mm, 1 %/5 mm, 2 %/2 mm, 2 %/3 mm y 3 %/ 3 mm. El resultado en estas pruebas fue que para todas las condiciones el 100 % de los puntos pasaba la prueba índice gamma con excepción del análisis 1 %/1 mm y cuyos resultados se muestran en la tabla 4.10.

<i>1%/1mm</i>			
<i>Plano</i>	<i>4 mm</i>	<i>10 mm</i>	<i>20 mm</i>
<i>Axial</i>	100	84.3	82
<i>Coronal</i>	100	95.6	85.3
<i>Sagital</i>	100	98.9	88

Tabla 4.10 Resultados de análisis gamma índice para el criterio 1%/1mm.

De acuerdo, con los resultados del análisis índice gamma, al aplicar los factores de corrección a las medidas relativas, para los tamaños de campo utilizados en el sistema de planeación iPlanDose 4.0 el cual utiliza un algoritmo de Clarkson en su cálculo de dosis, no se presenta una diferencia significativa en el cálculo de las distribuciones de dosis con excepción del análisis 1% /1 mm (criterio que no se utiliza en la clínica y no está reportado en la literatura como recomendación para uso clínico). En situaciones clínicas generalmente se utilizan las pruebas 2% / 3 mm y 3%/ 3 mm por lo que las distribuciones de dosis no presentarían variación alguna.

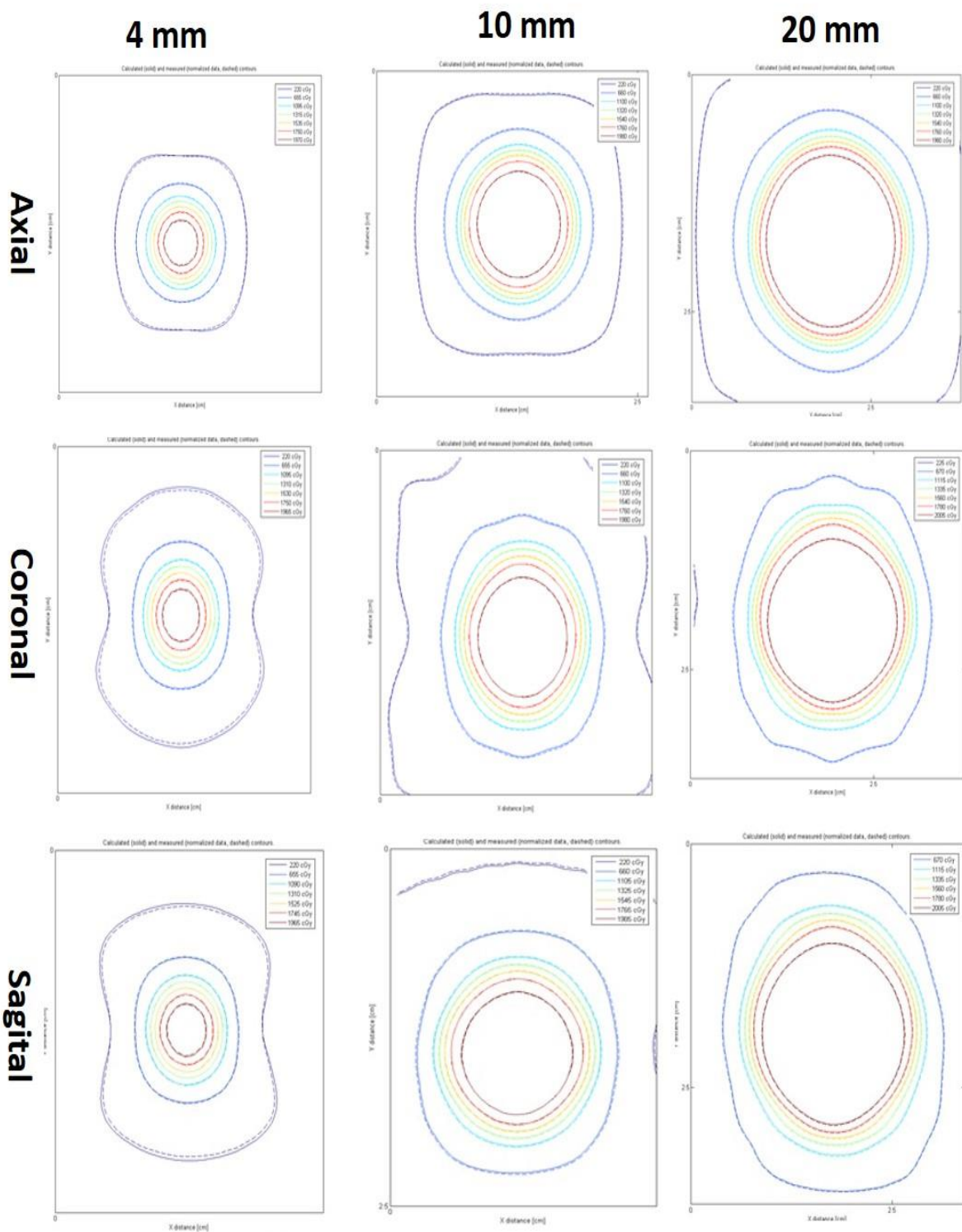


Figura 4.9 Comparativa de las distribuciones de dosis con los parámetros dosimétricos sin corregir (línea continua) y corregidos (línea puntuada).

En la figura 4.10 se muestran perfiles horizontales de las distribuciones de dosis sin corregir y corregidas de 4, 10 y 20 mm para un corte axial y queda en evidencia la poca diferencia en el cálculo de dosis al aplicar por los factores de corrección.

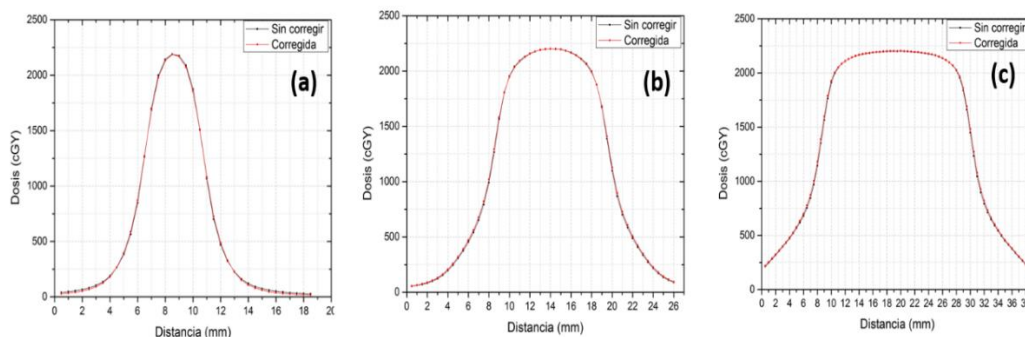


Figura 4.10 Perfiles horizontales corregido y sin corregir de distribuciones de dosis para un corte axial con tamaños de campo (a) 4 mm (b) 10 mm (c) 20 mm.

Adicionalmente, se realizó el análisis en el DVH del tratamiento sin corregir y corregido. En la tabla 4.11 se presenta el porcentaje de volumen blanco que recibe la dosis de prescripción (19.8 Gy=90% de la dosis máxima) y el porcentaje de volumen sano que recibe la dosis de tolerancia para tejido sano, que en el caso del cerebro es de 12 Gy.

Tamaño de Campo	Volumen blanco		Tejido Normal	
	DVH (90%-19.8 Gy) _{sc}	DVH (90%-19.8 Gy) _c	DVH (DT=12 Gy) _{sc}	DVH (DT=12 Gy) _c
4 mm	100%	96.9%	0.003%	0.003%
10 mm	100%	100%	0.017%	0.019%
20 mm	100%	100%	0.103%	0.105%

Tabla 4.11 Comparación de los DVH sin corregir y corregidos del volumen blanco y el tejido normal.

El volumen blanco presenta una variación del 3.1% para el tamaño de campo de 4 mm y no presenta diferencia en los campos de 10 y 20 mm. Con respecto al tejido normal no presenta variaciones significativas con el tamaño de campo.

Por otro lado, al observar la variación en las unidades monitor depositadas por cada arco (tabla 4.12) se puede observar que tienen un cambio significativo en su valor.

Arco	1			2			3			4			5		
	UM _{sc}	UM _c	Δ%	UM _{sc}	UM _c	Δ%	UM _{sc}	UM _c	Δ%	UM _{sc}	UM _c	Δ%	UM _{sc}	UM _c	Δ%
4 mm	1080	1180	8.5	918	1004	8.6	784	860	8.9	716	786	8.9	687	755	8.9
10 mm	596	645	7.6	620	672	7.7	664	719	7.6	718	778	7.7	751	814	7.7
20 mm	587	629	6.7	546	585	6.7	517	554	6.7	504	541	6.8	505	542	6.8

Tabla 4.12 Cálculo de unidades monitor por el sistema de planeación con medidas relativas sin corregir y corregidas para cada arco de tratamiento del plan simulado. **UM**= Unidades Monitor **SC**= Sin corregir **C**=Corregidas **Δ%**=Diferencia porcentual.

La mayor diferencia se observa en el cono de 4 mm, esa diferencia corresponde a un 9.0% entre las unidades monitor calculadas para la dosimetría sin corregir y la corregida. Para el cono de 10 y 20 mm la diferencia porcentual es de 7.7% y 6.7% respectivamente, como lo muestra la tabla 4.12. Por lo cual, es posible determinar que entre menor tamaño de campo se utilice, mayor será esta diferencia porcentual en las unidades monitor y por lo tanto se vuelve necesario el uso de los factores de corrección en los factores de dispersión que son fundamentales para el cálculo de las unidades monitor [18].

5 Discusión y conclusiones

En este trabajo se evaluó el impacto en el cálculo de las distribuciones de dosis al aplicar los factores de corrección detector específico $k_{Q_F, Q_{msr}}$, propuestos en el formalismo, para el cálculo de dosis en campos no convencionales, que fueron calculados vía simulación Monte Carlo para un acelerador BrainLAB Novalis con colimadores circulares de diámetro 4.0, 10.0 y 20.0 mm a isocentro y un diodo IBA-SFD utilizando el sistema de planeación BrainLAB iPlanDose v.4.0.

El ajuste de las medidas TMR y OAR a una expresión analítica resulta no ser una buena opción para el cálculo de factores de corrección con buena precisión, debido a que la mayor contribución de incertidumbre a los $k_{Q_F, Q_{msr}}$, y por tanto a los TMR y OAR corregidos, proviene de la incertidumbre estándar combinada que se obtiene a partir de este ajuste.

Los factores de corrección para los $k_{Q_F, Q_{msr}}$ (TSF) calculados en este trabajo concuerdan con aquellos reportados en la literatura para los conos de 4.0 y 10 mm. Por otro lado, para los $k_{Q_F, Q_{msr}}$ para TMR y OAR no se ha encontrado en la literatura bajo las condiciones utilizadas en este trabajo. Se calcularon los factores de corrección detector específico de los TMR para conos de 4.0, 10.0 y 20 mm con una incertidumbre relativa de 1%. Los $k_{Q_F, Q_{msr}}$ calculados para los OAR muestran un buen intervalo de confiabilidad en aquellos valores dentro de la zona central del haz de radiación con una incertidumbre relativa aproximada de 0.6%. Sin embargo, para los puntos en la zona de penumbra la incertidumbre llega a tomar valores de hasta el 11% para los puntos más alejados del eje central de radiación.

La simulación Monte Carlo permitió realizar una verificación de los parámetros dosimétricos medidos experimentalmente (TMR, OAR y TSF) con respecto a los corregidos por los $k_{Q_F, Q_{msr}}$. Las medidas relativas TMR y OAR, sin corregir y corregidas, no muestran diferencias significativas. Dentro de la incertidumbre los parámetros FWHM, la penumbra 90%-10% y 80%-20% de los OAR corregidos coinciden con los parámetros de la dosimetría sin corregir.

El análisis índice gamma (con las condiciones marcadas en el TRS-430) realizado entre los OAR calculados por simulación Monte Carlo y los OAR calculados corregidos por los $k_{Q_F, Q_{msr}}$ con respecto a los perfiles medidos experimentalmente, no observa variaciones en la zona central del haz ni la zona de penumbra para los tamaños de campo de 4.0 y 10.0 mm. Para el campo de 20.0 mm un 5.2% de los puntos del OAR medido por simulación Monte Carlo no pasa la prueba, situación que se corrige una vez aplicado el $k_{Q_F, Q_{msr}}$ donde el 100% de los puntos pasan la prueba. La zona de penumbra del campo de 20.0 mm muestra en el cálculo que solo un 66% de los puntos pasan la prueba, aumentando este valor al 100% cuando se aplican los factores de corrección detector-específico. Para los tres tamaños la zona que presenta una mayor diferencia es la "outer" en donde a pesar de haber aplicado los $k_{Q_F, Q_{msr}}$ el análisis muestra que hasta un 20% de los puntos analizados no pasan la prueba.

Al aplicar los factores de corrección a los TMR la diferencia se hace evidente solo en la zona de buildup, en donde se encuentran variaciones de hasta el 8%, pasando esta zona las medidas no presenta diferencias dentro de la incertidumbre.

Los TSF medidos y calculados en este trabajo, presentan una diferencia de 1%, misma que presentan con respecto a lo reportado en la literatura. Al aplicar lo $k_{Q_F, Q_{MSR}}$ para los TSF, la diferencia porcentual es de 1.9% para el tamaño de campo de 4.0 mm y no muestra diferencias para los tamaños de campo de 10.0 y 20.0 mm.

Sin embargo, cabe mencionar que en ningún sistema de planeación es posible introducir incertidumbres asociadas a ninguna medida, por lo que se debe garantizar que se midan los parámetros lo más preciso posible antes de introducirlos al sistema de planeación. Bajo este tenor, el formalismo para campos no convencionales sugiere que se corrijan todos los parámetros asociados a las medidas mediante los factores detector específico, y que sean esas medidas corregidas las que se introduzcan al sistema de planeación. Por ello, aunque para los OAR, TMR y TSF para los campos de 10.0 y 20.0 mm no muestren diferencias si consideramos las incertidumbres asociadas, los valores netos son los que determinarán la dosis y su distribución al momento de ejecutarse el algoritmo de cálculo de dosis en el sistema de planeación. Por ello, el objetivo de este trabajo, fue medir justamente si esta variación impactó o no en el cálculo de la distribución de la dosis.

El análisis índice gamma, realizadas a las distribuciones de dosis, determina que no existen diferencias significativas ya que en todas las pruebas el 100% de los puntos pasan este análisis, con excepción en la condición 1% / 1 mm, el cual no es utilizado en términos prácticos en la clínica.

De la misma manera, los DVH no presentan diferencias significativas en su valor al aplicar los factores de corrección, pues tanto el porcentaje de volumen de tejido blanco que recibe la dosis de prescripción y el porcentaje de volumen del tejido normal que recibe la dosis de tolerancia se mantienen constante, con excepción del DVH del tamaño de campo de 4.0 mm el cual presenta una diferencia de 3% en la curva del 90% de la dosis de prescripción en el tejido blanco.

A pesar, de que los TSF no poseen diferencias para los campos de 10.0 y 20.0 mm, el impacto de estos valores sí repercuten en las UM calculadas por el sistema de planeación con y sin corregir. Y es esencial en este momento mencionar que finalmente son las que determinan directamente la dosis depositada durante cualquier tratamiento. Por lo que utilizar o no los factores detector específicos es esencial para este parámetro dosimétrico.

Por ello, la mayor diferencia entre el cálculo de dosis con parámetros medidos sin corregir y corregidos se observa para las unidades monitor, que presenta una diferencia de 9.0%, 7.7% y 6.7% para los tamaños de campo de 4.0, 10.0 y 20.0 mm respectivamente, impactando directamente en la dosis impartida durante el tratamiento.

Por estas razones, se vuelve evidente que para el sistema de planeación IPlanDose v.4.0, las distribuciones de dosis no presentan variación relevante al aplicar los factores de corrección a los parámetros dosimétricos de los TMR y OAR, resultando innecesario el cálculo de estos factores de corrección para dichos parámetros.

Sin embargo, hay que tener cuidado en el cálculo de las unidades monitor debido a que presenta una diferencia de hasta 9.0% y esto a su vez, recordando que una variación del 1% en la dosis suministrada

repercute hasta en un 2% en la tasa de curación, resulta significativo que la diferencia sea aún mayor. Por ello, este trabajo concluye la necesidad de determinar los factores de corrección detector específico para los TSF en campos no convencionales de radiación como lo sugiere el formalismo.

6

Referencias

- [1] IAEA. "Training Material on radiation protection in radiotherapy". [En línea] [Visto 04/02/2016]
[Disponible: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/AdditionalResources/Training/1_TrainingMaterial/Radiotherapy.htm]
- [2] Khan, F.M., (2003) "The Physics of Radiation Therapy", third edition, USA, Lippincott Williams & Wilkins.
- [3] Das IJ, Ding GX y Ahnesjö A. "Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry". *Med. Phys.* 2008;35(1).
- [4] International Atomic Energy Agency (IAEA), "TRS-398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on absorbed dose to water", Viena (2001)
- [5] Alfonso R. et al., "A New Formalism for Reference Dosimetry of Small and Nonstandard Fields." *Med. Phys.* 35(11): 5179-86, (2008).
- [6] IAEA. "Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Student". Vienna, 2005.
- [7] Geoff Delaney, Susannah Jacob, Carolyn Featherstone, Michael Barton. "The Role of Radiotherapy in Cancer Treatment". American Cancer Society. Agosto 2005.
- [8] Garcia Garduño O.A et al., "Breviario sobre la dosimetría de campos pequeños para radioterapia", Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía "Manuel Velasco Suarez", Mexico, D.F. (2015)
- [9] Attix F.H., (2004). Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, New York, USA. WILEY-8
- [10] Del Valle Robles R., Rojas Castillo P., Ortiz Renata J., Ruiz Gonzalez S., "Radiocirugía y radioterapia estereotáxica. Lineamientos del Colegio Mexicano de Cirugía Neurológica." *Rev Mex Neuroci* 2003; 4(1):27:36.
- [11] Boyer AL, Schultheiss T. Effects of dosimetric and clinical uncertainty on local tumor control. *Radiotherapy and Oncology* 1988; 11(1):65-71.
- [12] Peter R. Almond. "Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams". *The American Association of Physicists in Medicine. Medical Physics* 1999; 26(9):1847-70.
- [13] Zhu TC, Bjärngård BE. The head-scatter factor for small field size. *Med. Phys.* 1994;21(1).
- [14] Ding GX, Duggan DM, Coffey CW. Comment on "Testing of analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation". *Med. Phys.* 2007; 34: 4130-4148.
- [15] Aspradakis, M.M. "Small Field MV Photon dosimetry". *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. 44: 854-856 (2009)
- [16] Allen Li, Soubra M, Szanto J, Gerig LH. Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head-scatter factors using mini phantoms and brass caps. *Med. Phys.* 1995;22(7); 1167:1170.
- [17] Czarniecki D, Zink K. Monte Carlo calculated correction factors for diodes and ion chambers in small photon fields. *Physics in medicine and biology* 2013; 58(8):2431:2444.
- [18] BrainScan Manual. Software Guide, Revision 1.0. BrainScan TM Version 5.31 BrainLab AG. Germany: s.n., 2004.
- [19] Ding George X., Duggan Dennis M., Coffey Charles W., "Comment on " Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation". *Med. Phys.* 34 (8):3414, (2007)
- [20] Cheung T., Butson M. J., Yu P.K.N., "Post-irradiation colouration of Gafchromic EBT radiochromic film". *Phys. Med. Biol.*, 50 (20): N281-N285, (2005)
- [21] Wilcox Ellen E., Daskov George M., "Evaluation of GAFCHROMIC EBT film for Cyberknife dosimetry". *Med. Phys.* 34, 1967-1974 (2007)
- [22] Rikner G., Grusell E., "General specifications for silicon semiconductors for use in radiation dosimetry", *Med. Phys. Biol.* 32(9): 1109-1117, (1987).

- [23] K Krongkietlearts, P Tangboonduangjit and N paisangittisakul. "Determinatirion of output factor for 6 MV small photon beam: comparision between Monte Carlo simulation technique and microDiamond detector". Journal of Physics: Conference Series 694 (2016) 012019
- [24] Rogers DWO, "Five years of Monte Carlo simulations for medical physics", Phys. Med. Biol. 51:R287-R301 (2006).
- [25] I. Kawrakow and D. W. O. Rogers, "The EGSnrc Code System: Monte Carlo simulation of electron and photon transport," Technical Report No. PIRS-701 (4th printing) (National Research Council of Canada, Ottawa, Canada, 2003)
- [26] Jan S, Denoit D, Becheva E, et al. GATE V6: a major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy. Phys Med Biol 2011; 56 881-901.
- [27] Baro j, Sempau J, Fernandez-Varea JM, Salvat F. PENELOPE: An algrithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter. Nucl Instrum Methods B 1995; 100 31:46.
- [28] Siebers J.V., Keall P.J., Nahum A.E., Mohan R., "Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calvulations", Phys. Med. Biol. 45: 983-995 (2000).
- [29] Hernández Bojórquez M, "Reconstrucción espectral para un acelerador línea de alta energía", Tesis de Maestría en Física Médica, Instituto de Física, UNAM (2006).
- [30] Rogers DWO, Faddegon BA, Ding GX, et al. BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. Med. Phys 1995; 22:503-24
- [31] BEAMnrc user's Manual. D.W.O. Rogers, C.M. Ma, B. Walters, G.X. Ding, D. Sheikh-Bagheri and G. Zhang. "Ionizing Radiation Standars, National Research", Council of Canada; September 26- NRCC Report, PIRS 0509 (2002).
- [32] Vlamynck De K., Palmans H., Verhaegen F., De Wagter C., et. al. "Dose measurements compared with Monte Carlo simulations of narrow 6 MV multileaf collimator shaped photon beams", Med. Phys., 26(9):1874-1882 (1999).
- [33] Van Der Zee W., Welleweerd J., "Calculating photom beam characteristics with Monte Carlo techniques", Med. Phys. 26(9): 1883-1892 (1999).
- [34] Deng J., Jiang S.B., Kapur A., Li J., et. al. "Photon beam characterization and modeling for Monte Carlo treatment planning", Phys. Med. Biol. 45:411-427 (2000).
- [35] Walters B, Kawrakow I and Rogers D W O 2013 DOSXYZnrc Users Manual
- [36] Coronado Posadas Lenin V., "Estudio del Efecto de Inhomogeneidades en Distribuciones Espaciales de Dosis en Tratamientos de Radioterpia", Tesis de Maestría en Física Médica, Instituto de Física, UNAM (2007).
- [37] Rogers D W O, Kawrakow I, Seuntjens J P and Walters B R B 2013a NRC User Codes for EGSnrc
- [38] W.B. Harms, D. A. Low, J.A. Purdy, and J. W. Wong, "A software tool to quantitatively evaluate 3D dose calculation algorithms"
- [39] W.B. Harms, D. A. Low, J.A. Purdy, and J. W. Wong, "A quantitative software analysis tool for verifying 3D dose-calculation programs". Int. J. Radiat Oncol, Biol, Phys. 30. 187 (1994)
- [40] J. Van Dyk, R. B. Barnett, J.E. Cygler, and P. C. Shragge, "Commisioning and quality assurance of treatment planning computers". Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 26, 261-273 (1993)
- [41] Daniel A. Low, William B. Harms, Sasa Mutic, and James A. Purdy. "A technique for the quantitative evaluation of dose distributions". Med. Phys. 25,656 (1998).
- [42] Bassinet, C, C Huet, S Derreumaux, G Brunet, M Chéa, M Baumann, and I Clairand, et al. 2013. "Small fields output factors measurements and correction factors determination for several detectors for a CyberKnife® and linear accelerators equipped with microMLC and circular cones." Med. Phys. 40 (7) 071725-1:071725-13

- [43] Larraga-Gutierrez JM, Ballesteros-Zebadua P, Rodriguez-Ponce M, Garcia-Garduño A, Galvan de la Cruz O. Properties of a commercial PTW60019 synthetic diamond detector for the dosimetry of small radiotherapy beams. *Phys. Med. Biol.* 60 (2015) 905-924.
- [44] Mohammed M, Chakir E, El Khoukhi T. et al., Dosimetric properties of the field sizes of 12 MV photon beams: a Monte Carlo study. *Journal of Nuclear and Particle Physics* 20015, 5(3): 52-57.
- [45] Scarboro S, Followill D, Howell R, Kry S. Variation in photon energy spectra of a 6 MV beam and their impact on TLD response. *Med. Phys.* 38 (2011) 2619:2628
- [46] García Gamboa Diego Ulises. (2011) Evaluación del algoritmo de Clarkson del sistema de planificación XIO en el servicio de radioterapia del hospital general de las fuerzas armadas (Tesis de pregrado). Instituto Politécnico Nacional, Ciudad de México.
- [47] Larraga-Gutierrez JM, Ballesteros-Zebadua P, Rodriguez-Ponce M, Garcia-Garduño A, Galvan de la Cruz O. Properties of a commercial PTW60019 synthetic diamond detector for the dosimetry of small radiotherapy beams. *Phys. Med. Biol.* 60 (2015) 905-924.
- [48] G Cranmer-Sargison, S Weston, J A Evans, et al. "Monte Carlo modelling of diode detectors for small field MV photon dosimetry: detector model simplification and the sensitivity of correction factors to source parameterization". *Phys. Med. Biol.* 57 (2012) 5141-5153.
- [49] Czarnecki D and Zink K. "Monte Carlo calculated correction factors for diodes and ion chambers in small photon fields" *Phys. Med. Biol.* 58 (2013) 2431–2444.
- [50] Francescon P, Cora S and Satariano N. "Calculation of for several small detectors and for two linear accelerators using Monte Carlo simulations". *Med. Phys.* 38 (2011) 6513–6527
- [51] Francescon P, Kilby W, Satariano N and Cora S. "Monte Carlo simulated correction factors for machine specific reference field dose calibration and output factor measurement using fixed and iris collimators on the CyberKnife system" *Phys. Med. Biol.* 57 (2012) 3741–3758.
- [52] Paolo Francescon, Sam Beddar, Ninfa Satariano, and Indra J. Das. "Variation of $k_{Q,clin}$, Q_{msr} , f_{clin} , f_{msr} for the small-field dosimetric parameters percentage depth dose, tissue-maximum ratio, and off-axis ratio"
- [53] International Atomic Energy Agency (IAEA). "TRS-430 Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer". Vienna 2004.