



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MÉXICO

INSTITUTO NACIONAL DE
INVESTIGACIONES NUCLEARES



INSTITUTO NACIONAL
DE NEUROLOGIA Y
NEUROCIRUGIA

INNN

FACULTAD DE MEDICINA

*Comisionamiento de un sistema de
planeación de tratamiento basado en
códigos de simulación Monte Carlo
aplicado a radiocirugía.*

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO o MAESTRA EN FÍSICA MÉDICA

P R E S E N T A

Juan Camilo Gómez Arias

Comité de Tutores: Dr. en C. Miguel Ángel Camacho López
Dr. en C. José Manuel Lárraga Gutiérrez
Dr. en C.S. Gerardo Jiménez Aviles



TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO
2025

Contenido

1. Introducción	10
1.1. Justificación	11
1.2 Planteamiento del Problema	13
2 Estado del arte	14
2.1. Antecedentes	14
2.2. Pregunta investigación	15
2.3. Hipótesis	15
2.4. Objetivo General	16
2.5. Objetivos Específicos	16
3 Marco teórico	16
3.1. Simulación del haz de electrones y fotones	16
3.1.2. PDD en función de la profundidad	18
3.1.3. Perfil de dosis	20
3.2. Condiciones para que un campo sea pequeño	22
3.2.1. Pérdida de LCPE en el eje central del haz	22
3.2.2. Oclusión parcial de la fuente primaria	23
3.2.3. Efecto de promedio volumétrico	24
4. Metodología	26
4.1. Materiales	26
4.1.2. Acelerador TrueBeamSTx Varian Medical Systems de 6 MV WFF y FFF	26
4.1.3. Microcámara de ionización PinPoint 3D PTW 31016	26
4.1.4. Diodo 60018	27
4.1.5. microDiamante 60019	27
4.1.6. Cámara de ionización semiflexible 31010	28
4.1.7. Sistema MP3-M	28
4.1.8. X Ray Voxel MC (XVMC)	29
4.1.9. Brainlab elements	29
4.2. Configuración y comisionamiento	30
4.3. Metodología TRS 483	32
4.4. Simulación en Brainlab Elements	33
5. Resultados y discusión	34
5.1. Comisionamiento: Medidas en aire	34

5.1.1.	Intensidad de kerma	35
5.1.2.	Perfiles en eje X.....	35
5.1.3.	Factor de Cabezal.....	36
5.2.	Comisionamiento: Medidas en agua.....	37
5.2.1.	PDD.....	37
5.2.2.	Perfiles en el eje X.....	38
5.2.3.	OF	39
5.3.	OF según el TRS 483	39
5.4.	Análisis estadístico del OF TRS 483.....	43
5.4.1.	Comparación entre PDD y perfiles calculados con Brainlab Elements y obtenidos experimentalmente para el comisionamiento.....	44
5.4.2.	Comparación entre OF TRS 483 y OF calculado con Brainlab Elements.....	48
6.	Conclusiones y trabajo futuro	50
7.	Referencias	51
Anexos		54
1.	Simulación del haz de electrones y fotones.....	54
2.	Simulación para obtener el PDD	56
3.	PDD vs Energía.....	57
4.	PDD vs Mancha focal.....	59
5.	Perfiles vs mancha focal	59
4.	Perfil vs Energía.....	61
5.	Output factor (OF).....	62

Resumen

En este trabajo, se comparan la dosis experimental obtenida siguiendo la metodología del TRS 483, con la dosis calculada por un sistema de planeación de tratamiento (cuyo algoritmo de cálculo está basado en códigos de simulación Monte Carlo) y se ha configurado con base a las recomendaciones del fabricante. Para configurar el algoritmo se deben medir los siguientes parámetros: perfiles de haz, porcentaje de dosis a profundidad (PDD) y output factor (OF), en el eje central, en agua y en aire; una vez hecho esto, se envían las medidas al fabricante. Luego, se realizan mediciones de OF para tamaños de campo menores a los 4 cm con la metodología del TRS 483. Finalmente, con el algoritmo integrado en el TPS se calculan los PDD, perfiles y OF y se comparan con los obtenidos experimentalmente buscando una diferencia de dosis menor al 5%.

Abstract

In this work, the experimental dose obtained following the TRS 483 methodology is compared with the dose calculated by a treatment planning system (whose calculation algorithm is based on Monte Carlo simulation codes) and has been configured based on the manufacturer's recommendations. To configure the algorithm, the following parameters must be measured: beam profiles, percentage of depth dose (PDD) and output factor (OF), in the central axis, in water and in air; Once this is done, the measurements are sent to the manufacturer. Then, OF measurements are made for field sizes smaller than 4 cm with the TRS 483 methodology. Finally, with the algorithm integrated into the TPS, the PDD, profiles and OF are calculated and compared with those obtained experimentally, seeking a dose difference of less than 5%.

Abreviaturas

SRS: Radiocirugía estereotáctica

TPS: Sistema de planeación de tratamiento

SMC: Simulación Monte Carlo

LCPE: Equilibrio lateral de partícula cargada

PDD: porcentaje de dosis a profundidad

OF: Factor de campo

Linac: Acelerador lineal

MLC: Colimador multi hojas

Índice de figuras

Figura 1. Kerma en aire FFF y WFF.....	1
Figura 2. Acelerador diseñado en BEAMnrc de EGS.	18
Figura 3. Comparación del PDD en función de la energía. Tomado y editado de Park, H., Choi, H. J., Kim, J., & Min, C. H. (2018).....	19
Figura 4. Comparación del PDD en función de la mancha focal. Tomado de Tzedakis et al. 2004.....	20
Figura 5. Comparación del perfil de dosis en función de la mancha focal. Tomado y editado de Park, H., Choi, H. J., Kim, J., & Min, C. H. (2018).....	21
Figura 6. Comparación del perfil de dosis en función de la energía. Tomado y editado de Park, H., Choi, H. J., Kim, J., & Min, C. H. (2018)	21
Figura 7. Relación entre la dosis en agua y el kerma colisional calculadas mediante simulación de Monte Carlo. Tomado de P. Papaconstadopoulos. (2016).....	23
Figura 8. Ilustración esquemática del efecto (a) sin oclusión y de (b) oclusión de la fuente, tomado de H. Palmans et al (2010).....	24
Figura 9. Ilustración esquemática del efecto de volumen promedio en una dimensión. Tomado de Wuerfel, J., (2013).....	25
Figura 10. Cámara de inización Pinpoint 31016.....	27
Figura 11. Diodo 60018.....	27
Figura 12. microdiamante 60019.....	28
Figura 13. Semiflex 31010.....	28
Figura 14. Sistema MP3-M.....	29
Figura 15. Montaje experimental medidas en aire.....	31
Figura 16. Montaje experimental medidas en agua	32
Figura 17. Interfaz de Brainlab Elements.....	34
Figura 18. Intensidad en aire FFF y WFF.....	35
Figura 19. Perfiles en aire FFF y WFF.....	36
Figura 20. Factor de Cabezal vs Tamaño de Campo.....	37
Figura 21. PDD en agua FFF y WFF.....	38
Figura 22. Perfiles en agua FFF y WFF	38
Figura 23. OF en agua FFF y WFF.....	39
Figura 24. Comparación del OF promedio con el OF de cada detector	44
Figura 25. Comparación de la dosis entre las medidas experimentales y los cálculos MC para un campo de 0.5 cm x 0.5 cm	45
Figura 26. Comparación de la dosis entre las medidas experimentales y los cálculos MC para un campo de 1 cm x 1 cm.....	46
Figura 27. Comparación de la dosis entre las medidas experimentales y los cálculos MC para un campo de 2 cm x 2 cm	47
Figura 28. Comparación de la dosis entre las medidas experimentales y los cálculos MC para un campo de 3 cm x 3 cm	48
Figura 29. Dosis vs Profundidad campo de 5 mm	57
Figura 30. Dosis vs Profundidad campo de 1.5 cm	58
Figura 31. Dosis vs Profundidad campo de 3 cm.....	58
Figura 32. Dosis vs Mancha Focal campo de 5 mm.....	59
Figura 33. Perfil vs Mancha focal campo 5 mm.....	60
Figura 34. Perfil vs Mancha focal campo de 1.5 cm	60
Figura 35. Perfil vs Mancha focal campo 3 cm.....	61
Figura 36. Perfil vs Energía campo de 5mm	62

Índice de tablas

<i>Tabla 1. Valores nominales y reales de los campos de radiación</i>	<i>40</i>
<i>Tabla 2. Factores de corrección TRS 483. Tomado y editado de TRS 483</i>	<i>41</i>
<i>Tabla 3. Factores de corrección para los campos medidos</i>	<i>41</i>
<i>Tabla 4. OF corregidos para los campos de radiación medidos</i>	<i>42</i>
<i>Tabla 5. Incertidumbres relativas de acuerdo con el TRS 483</i>	<i>43</i>
<i>Tabla 6. OF del TPS y TRS 483 y error porcentual.....</i>	<i>49</i>
<i>Tabla 7. Valores para graficar DD vs Profundidad, campo de 5 mm.....</i>	<i>54</i>
<i>Tabla 8. Valores para graficar Perfil de Dosis vs Mancha focal, campo de 5 mm.....</i>	<i>54</i>
<i>Tabla 9. Valores para graficar DD vs Profundidad, campo de 1.5 cm</i>	<i>55</i>
<i>Tabla 10. Valores para graficar Perfil de Dosis vs Mancha focal, campo de 1.5 cm</i>	<i>55</i>
<i>Tabla 11. Valores para graficar DD vs Profundidad, campo de 3 cm.....</i>	<i>55</i>
<i>Tabla 12. Valores para graficar Perfil de Dosis vs Mancha focal, campo de 3 cm</i>	<i>55</i>
<i>Tabla 13. OF en función de la energía, tamaño de campo y mancha focal.....</i>	<i>62</i>

Capítulo 1: Introducción

1. Introducción

La radiocirugía estereotáctica (SRS) consiste en una técnica especializada de la radioterapia donde se entregan altas dosis de radiación para tratar neoplasias que se encuentran en el sistema nervioso central. Para que la SRS sea exitosa, se utiliza un sistema de planeación de tratamiento (TPS) en el que se genera una distribución de dosis óptima y segura administrada al paciente con la intención de atacar tejidos cancerosos, y evitar irradiar tejidos circundantes sanos (1). Los tamaños de campo que se utilizan en la SRS son menores a los 4 cm, que por definición se consideran pequeños; de aquí que tengan algunas dificultades asociadas con su dosimetría entre las que se cuentan la pérdida lateral de equilibrio de partícula cargada (LCPE), una obstrucción parcial en la fuente de radiación debido al colimador y el efecto de volumen debido a que los haces son de menor tamaño que el detector utilizado (2). Por estas razones se han tomado como herramienta auxiliar simulaciones que puedan calcular la dosis con una exactitud aceptable en regiones de campos muy pequeños que son muy complicadas(3).

Monte Carlo (MC) es una técnica estadística que permite resolver problemas muy complejos por medio de números aleatorios a fin de calcular un modelo y obtener resultados aproximados. Esta técnica ha sido utilizada ampliamente en radioterapia para calcular con precisión distribuciones de dosis ya que permite simular las diferentes trayectorias que siguen las partículas a través del tejido (4). Para el comisionamiento, MC se debe configurar de acuerdo con las recomendaciones que da el fabricante las cuales consisten en medir perfiles, PDD y OF con respecto al eje central que permitan caracterizar el haz de radiación (5). Si bien existen varias investigaciones en las que se ha evidenciado la gran precisión de MC al comparar los resultados calculados con los resultados de medidas experimentales en campos pequeños (6), (7), (8), (9), no se evaluado si las especificaciones del fabricante son suficientes o si es necesario un tipo

de ajuste considerando que los procedimientos experimentales no estaban estandarizados. En el año 2017 el Organismo Internacional De Energía Atómica (OIEA) publicó su documento Serie de Reportes Técnicos No. 483 Dosimetría de campos estáticos pequeños usados en radioterapia de haz externo, en el que establece una metodología estándar para realizar dosimetría en campos pequeños.

Con base a lo anterior, este trabajo busca validar un TPS basado en códigos de simulación MC con el que se pueda realizar dosimetría en SRS al comparar los factores de campo calculados por el TPS con los factores de campo obtenidos experimentalmente siguiendo el formalismo del TRS 483. Para esto, primero se configura el algoritmo con medidas experimentales de distintos parámetros (en aire y agua), por medio de un arreglo de cámaras de ionización y maniquí de acuerdo con las recomendaciones del fabricante. Una vez configurado el algoritmo, este será incluido en el TPS. Después se realiza la medición experimental de OF para tamaños de campos menores a 4 cm siguiendo la metodología propuesta por el TRS 483 haciendo uso de una cámara de ionización PinPoint, un detector de estado sólido, y una cámara de ionización microdiamante. Finalmente, con el TPS se calculan la dosis, los PDD y los perfiles para estos mismos tamaños de campo y se comparan los OF obtenidos con los del TRS 483. La confiabilidad de las medidas se realiza a partir de pruebas estadísticas para verificar que se cumple con un margen de error menor al 5% para asegurar que el TPS cumple correctamente con entregar la dosis que será administrada al paciente.

1.1. Justificación

1.1.1 Importancia social

La radioterapia representa un proceso a la complejidad del cuerpo humano y a la ubicación de los tumores. La planeación de un tratamiento busca fundamentalmente asegurar que la dosis administrada al paciente se acerque lo más posible a la región a tratar y no afecte los tejidos sanos circundantes. Existe un riesgo intrínseco durante la planeación y ejecución del tratamiento debido a los múltiples pasos e intervenciones que se deben tener en cuenta que implican que las incertidumbres crezcan en cada paso (10). Además, varios estudios han demostrado que un cambio del 5% en la DD pueden dar como resultado cambios del 10% al 20% en la probabilidad de control tumoral (TCP) o cambios de hasta el 20% al 30% en las probabilidades de complicaciones del tejido normal (NCTP) si la dosis prescrita cae a lo largo de la región más pronunciada de las curvas dosis-efecto (10) (11) (12). Por estas razones, la dosimetría clínica tiene como propósito mejorar la aproximación entre la dosis calculada y la dosis entregada.

1.1.2 Aportación científica

En la SRS un buen sistema de planeación de tratamiento debería calcular la dosis que será administrada al paciente con un alto grado de precisión ya que su aplicación está enfocada principalmente a tratar neoplasias pequeñas (del orden de 4 cm o menos) y la tasa de dosis que utiliza es alta. Sin embargo, existen errores dosimétricos que se han vuelto considerablemente mayores que con los haces convencionales como el contorneo, la posición del paciente, reirradiación, entre otros. Esto ha conducido a varios accidentes (13), (14), (15) por lo que se busca emplear algoritmos basados en simulación MC para calcular la dosis con un grado de precisión equiparable a las medidas experimentales haciendo que su uso cotidiano simplifique la dosimetría aplicada a radiocirugía.

1.2 Planteamiento del Problema

Con el objetivo de tener un margen de error menor al 5% en la dosis prescrita dentro del TPS, surge la necesidad de algoritmos que permitan calcular esta dosis con una mayor precisión. En la actualidad, existen diferentes herramientas que permiten realizar esta tarea y el método MC se considera como el estándar pues se utiliza como referencia para comparar otras técnicas que también calculan la dosis (16). Este método realiza simulaciones que modelan el transporte de las partículas (fotones, electrones, neutrones, iones pesados) a través de trayectorias aleatorias con una distribución de probabilidad haciendo que en términos prácticos sea más sencillo de manejar que otros modelos.

Entre todos los algoritmos que existen, el X Ray Voxel MC (XVMC) ha sido empleado para calcular dosimetría en campos pequeños, sin embargo, no hay investigaciones que permitan evaluar su precisión para calcular la dosis en un TPS cuando se configura siguiendo las recomendaciones del fabricante, y es comparada con la dosis experimental que se obtiene siguiendo la metodología del TRS 483. Identificar este grado de precisión es útil, ya que permite determinar que el algoritmo es tan bueno que únicamente se necesita de las recomendaciones del fabricante para configurarlo sin perder su capacidad de calcular la dosis en un nivel exacto; resultado de alto impacto para que se reduzcan los errores en la dosimetría con campos pequeños que se han presentado debido a que las condiciones de referencia recomendadas en los códigos de práctica no son alcanzables por los equipos en hospitales o centros de investigación.

Capítulo 2: Estado del arte

2 Estado del arte

2.1. Antecedentes

I. Tsougos et al (2004) compara la dosimetría en MC con las técnicas convencionales que se utilizan en radiocirugía pues tienen en cuenta que la exactitud de esta en haces delgados se ve afectada debido al LCPE y la incertidumbre en la energía del haz debido a los altos gradientes de dosis. La investigación les permitió encontrar un margen de error del 2% y concluyeron que si bien MC es muy útil especialmente donde no existe LCPE, la exactitud de la simulación está limitada debido a la disponibilidad del diseño del fabricante del acelerador.

En otro estudio de F. Verhaegen et al (1998), se manejó el código BEAM/EGS4 en el que el acelerador estaba modelado para campos de radiación con un diámetro de 0.5 cm a 5 cm. El objetivo era calcular el factor de dispersión total (colimador y phantom) para un haz de 6 MV. Después se comparan los valores obtenidos por el algoritmo con medidas experimentales en las que hicieron uso cámaras de ionización, películas, TLD y detectores diamantes. Al hacer la comparación entre cada detector y el algoritmo se encontró que las cámaras de ionización y las películas estaban en similares condiciones de exactitud, no así ocurrió con los TLD y los detectores de diamante, que mostraron discrepancias fuertes cuando el tamaño del campo era menor a los 4 cm.

Jun Deng et al. (2003) implementaron un procedimiento de puesta en marcha del haz para generar un modelo fuente a partir de un conjunto de datos de medición estándar para una posible planificación del tratamiento MC en la clínica para un sistema de radiocirugía estereotáxica en un equipo Cyberknife. Se realizaron cálculos de dosis MC en varios phantoms de agua para verificar el procedimiento de puesta en marcha del haz. La concordancia general entre las mediciones y los resultados de la puesta en marcha fue clínicamente aceptable, y concluyeron que el equipo fue adecuado para aplicaciones clínicas de cálculos de dosis MC para el sistema de SRS Cyberknife.

En un estudio más reciente de George X Ding et al (2006) se buscó comisionar haces formados por microcolimadores de múltiples hojas mediante simulaciones de MC y

obtener factores de dispersión de campos pequeños. Los datos calculados de MC se compararon con los datos medidos para haces de fotones con energías de 6 MV y 10 MV producidos a partir de un acelerador Varian Trilogy, yendo en un rango de 0.67 a 1 y de 0.59 a 1 para las energías de 6 MV y 10 MV respectivamente. El rango del tamaño de los campos fue de 6 mm² a 98 mm². Con base en los resultados obtenidos se logró demostrar que los cálculos de MC no sólo proporcionan DD precisas para campos pequeños donde las mediciones son difíciles de realizar, sino que también proporcionan características de haz adicionales que no se pueden obtener a partir de métodos experimentales.

Actualmente, Hernández Bet. al, (17) nos muestra una investigación similar a la que se realizará en el presente trabajo. En esta, el objetivo era verificar que los factores de corrección para cuatro detectores, a saber: una cámara de ionización, obtenidos por medio de una práctica experimental, eran similares a los que se encuentran en el TRS 483. Sus resultados se encontraron dentro de un margen de error aceptable y pudieron concluir que la dosimetría a partir del código de simulación MC era viable.

2.2. Pregunta investigación

¿Es posible configurar un sistema de planeación de tratamiento basado en códigos de simulación Monte Carlo aplicado a campos pequeños con base a las recomendaciones del fabricante, que pueda calcular una dosis comparable a la obtenida experimentalmente siguiendo la metodología propuesta por el TRS 483 dentro de un margen de error del 5%?

2.3. Hipótesis

Dado que los códigos de simulación Monte Carlo están considerados como uno de los más precisos para el cálculo de dosis, es posible comisionar el sistema de planeación de tratamiento aplicado a campos pequeños con base a las recomendaciones del fabricante, que pueda calcular una distribución de dosis comparable a la obtenida

experimentalmente siguiendo la metodología propuesta por el TRS 483 y se encuentre dentro de un margen de error del 5%.

2.4. Objetivo General

Comparar la dosis calculada por un sistema de planeación de tratamiento basado en códigos de simulación Monte Carlo aplicado a radiocirugía con base a las recomendaciones del fabricante, con la dosis obtenida al seguir la metodología propuesta por el TRS 483.

2.5. Objetivos Específicos

1. Analizar por medio de simulaciones Monte Carlo, cómo los parámetros físicos que se utilizan en la configuración de la simulación afectan el cálculo de la dosis en campos pequeños.
2. Configurar el algoritmo basado en códigos de simulación Monte Carlo del sistema de planeación de tratamiento de acuerdo con las recomendaciones del fabricante.
3. Comparar los resultados calculados con el algoritmo Monte Carlo del sistema de planeación de tratamiento con las medidas experimentales siguiendo el formalismo expuesto en el TRS 483.

Capítulo 3: Marco Teórico

3 Marco teórico

3.1. Simulación del haz de electrones y fotones

En física médica, una simulación de Montecarlo (SMC) es una técnica que permite modelar el transporte de partículas a través de trayectorias aleatorias utilizando una distribución de probabilidad. El Electron Gamma Shower (EGS) es un conjunto de herramientas de software para realizar SMC del transporte de radiación ionizante a través de la materia. La simulación modela la propagación de fotones, electrones y positrones con energías cinéticas entre 1 keV y 10 GeV, en materiales homogéneos (18). Dos de sus herramientas que se emplean en este trabajo son el Beamnrc, que permite modelar el haz de fotones a partir de aceleradores lineales que incluyen geometrías para representar filtros de aplanamiento (FFF y WFF), colimadores, colimador multi hoja (MLC), mandíbulas (Jaws) etc. Y el DOSXYZ que es un código de simulación basado en SMC para calcular dosis en un maniquí de vóxeles rectilíneos en un sistema de coordenadas x, y, z.

Mediante el código BEAM, es posible diseñar un linac cuyos componentes principales incluyen el blanco, el colimador primario, WFF, las cámaras de ionización y las mordazas o (MLC), como se muestra en la figura 1. Las dimensiones y densidades de estos componentes influyen en la distribución del haz de fotones generado en el linac. Sin embargo, en el haz de electrones, las magnitudes físicas que tienen mayor impacto en la distribución del haz de fotones, y que están directamente relacionadas con la dosis, son la energía, el tamaño de la mancha focal y la distribución angular (19), (20), (21). Por otro lado, los parámetros utilizados para caracterizar la calidad del haz (capacidad de penetración) en la dosimetría relativa, como el PDD, los perfiles de dosis y el OF, también permiten analizar las dosis. Por medio de SMC como BEAM y DOSXYZ se pueden analizar las relaciones que hay entre las magnitudes físicas y estos parámetros (19), (20) .

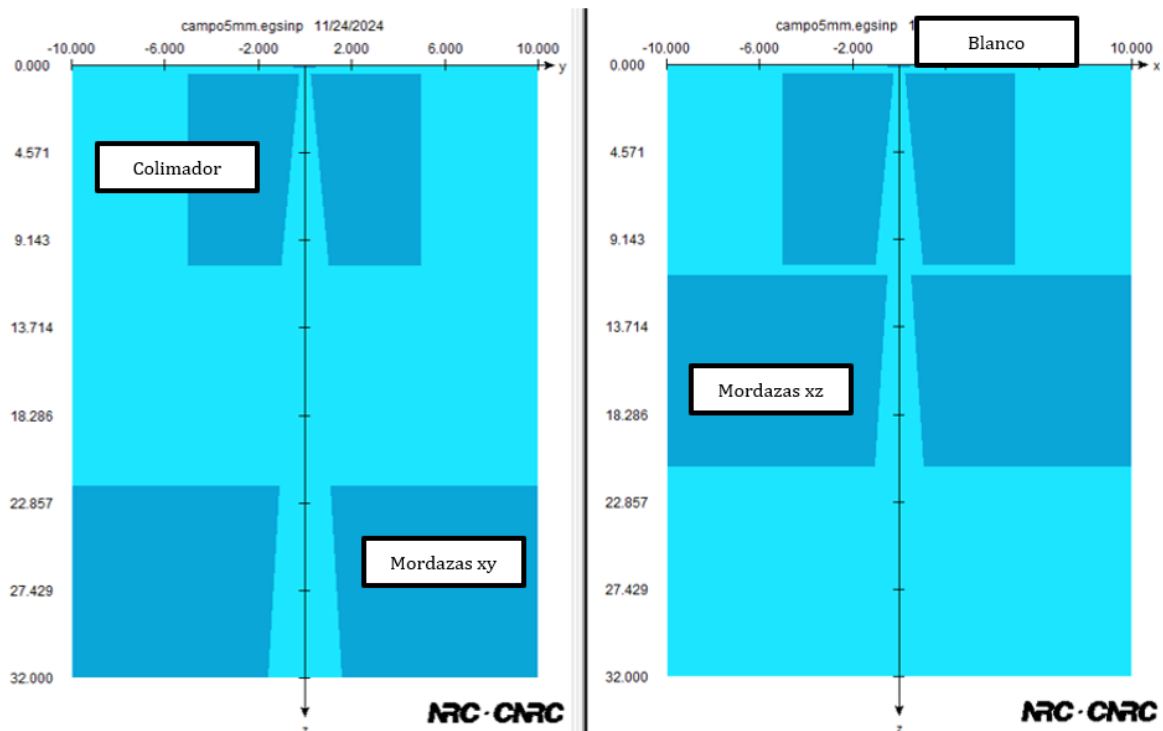


Figura 2. Acelerador diseñado en BEAMnrc de EGS.

3.1.2. PDD en función de la profundidad

Los fotones del haz de radiación que entran en el paciente transfieren su energía a los electrones (kerma). Estos electrones depositan esa energía en los tejidos hasta detenerse a una profundidad significativa debajo de la superficie (dosis absorbida). Los haces de mayor energía tienen mayor capacidad de penetración y, por lo tanto, alcanzan una d_{max} a mayor profundidad en comparación con los haces de menor energía. Para todos los haces, hay una acumulación inicial de dosis que se vuelve más pronunciada con la profundidad, conocida como región buildup. Más allá de d_{max} , la dosis disminuye con la profundidad y aumenta con la energía del haz. Investigaciones previas han demostrado que un cambio de 0.2 MV en la energía del haz de electrones produce un efecto observable en el PDD y la profundidad (ver figura 2). Sin embargo, el PDD no varía significativamente al modificar la posición de la mancha focal. Aunque

mover la mancha focal en la superficie del blanco altera el ancho del haz de tratamiento, no afecta la energía de los fotones de bremsstrahlung generados en él (ver figura 3). 3).

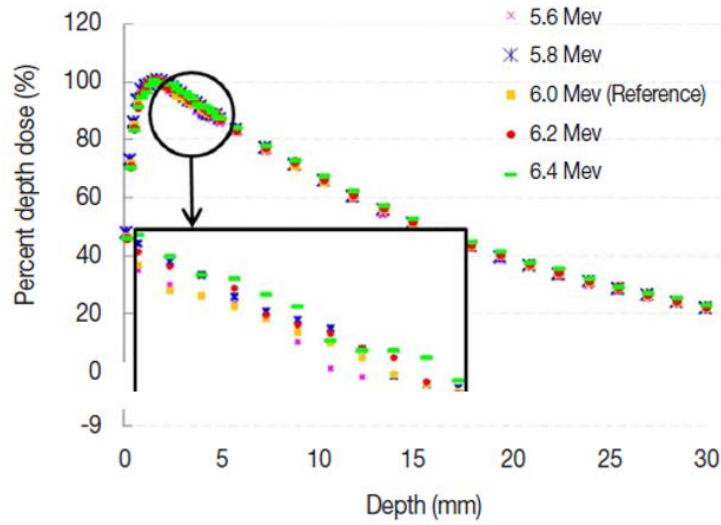


Figura 3. Comparación del PDD en función de la energía. Tomado y editado de Park, H., Choi, H. J., Kim, J., & Min, C. H. (2018)

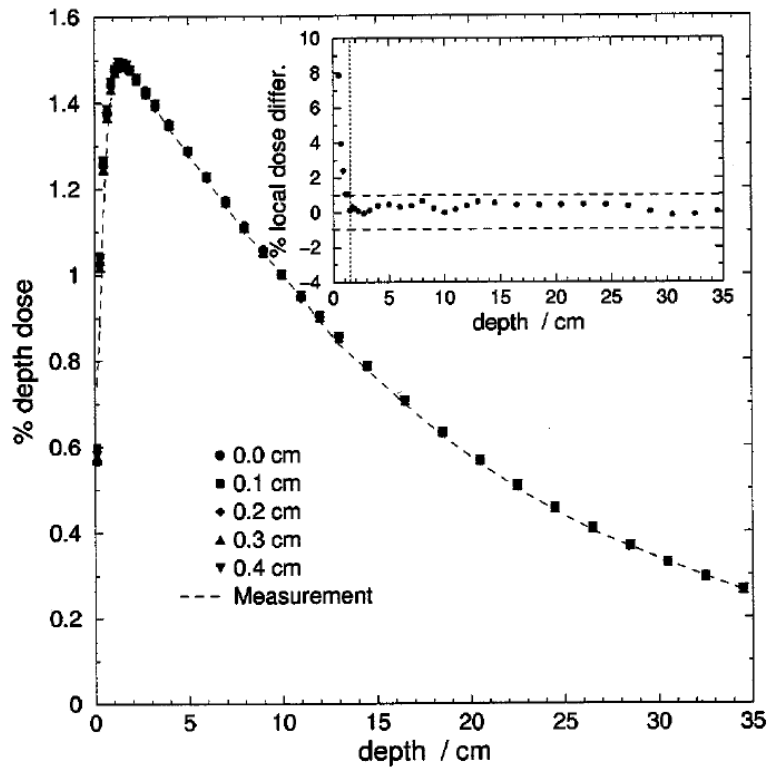


Figura 4. Comparación del PDD en función de la mancha focal. Tomado de Tzedakis et al. 2004

3.1.3. Perfil de dosis

La mancha focal es el área donde impactan los electrones en el blanco y mediante procesos de radiación de frenado generan rayos X. Modificar el tamaño de la mancha focal del haz de electrones en el blanco del acelerador ha demostrado influir en los perfiles de dosis en el eje central. En general, al reducir su tamaño, el haz se concentra más en el centro, presentando bordes más definidos, menor penumbra y un gradiente de dosis mayor, lo que facilita delimitar mejor las áreas a tratar (ver figura 4). No obstante, mantener constante la mancha focal en 0.1 mm y variar la energía en pasos de 0.2 MV no produce cambios significativos en el perfil de dosis en el eje central (ver figura 5). 5).

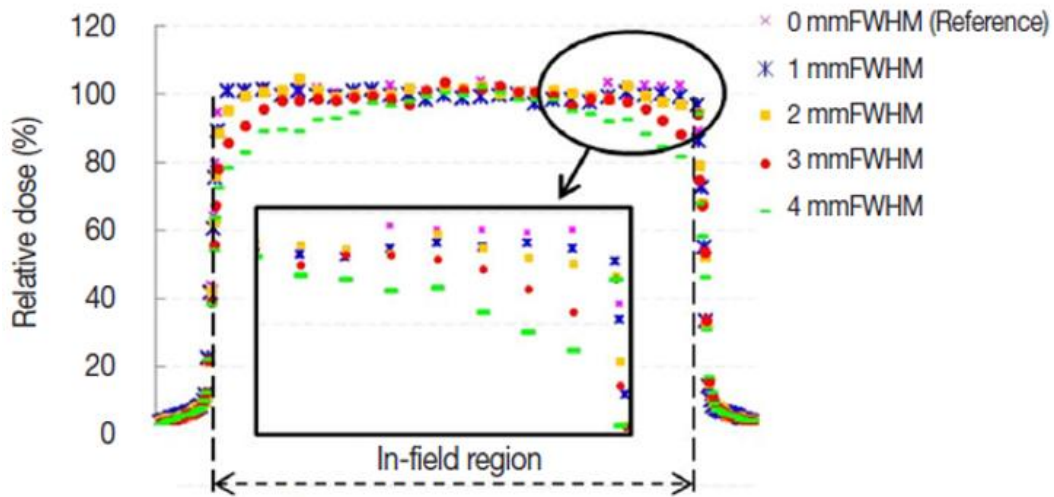


Figura 5. Comparación del perfil de dosis en función de la mancha focal. Tomado y editado de Park, H., Choi, H. J., Kim, J., & Min, C. H. (2018)

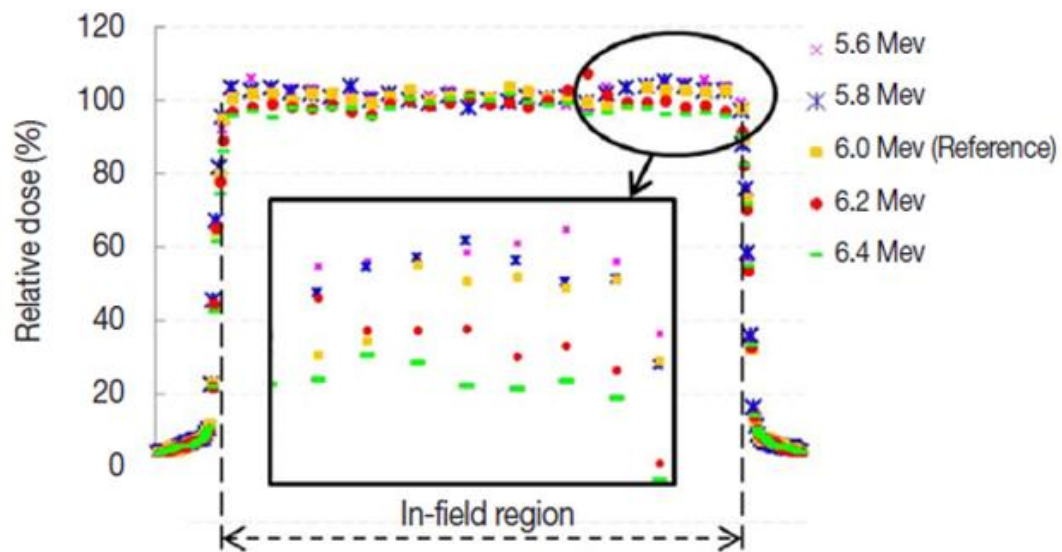


Figura 6. Comparación del perfil de dosis en función de la energía. Tomado y editado de Park, H., Choi, H. J., Kim, J., & Min, C. H. (2018)

La información anterior se tomó como referencia para recrear con el software EGS una serie de simulaciones que se encuentran en el anexo 1 de este trabajo de grado.

3.2. Condiciones para que un campo sea pequeño

Una de las características que permite identificar a la SRS es que los haces de radiación utilizados son más pequeños (siendo estos de menos de 3 cm x 3 cm) que los que se utilizan en la radioterapia convencional (que superan los 4 cm x 4 cm y pueden extenderse hasta los 40 cm x 40 cm). Debido a esto, la dosimetría en haces tan pequeños se realiza después de haber definido claramente lo que es un campo pequeño, ya que las condiciones experimentales que se deben poner son distintas a la dosimetría convencional. El TRS 483 de la OIEA ha definido un campo pequeño con base a tres situaciones especiales que se mencionan a continuación:

3.2.1. Pérdida de LCPE en el eje central del haz.

El propósito principal de la dosimetría clínica es determinar la dosis absorbida en un volumen específico. La teoría de la cavidad de Bragg-Gray propone una forma de convertir la dosis absorbida en una cámara de ionización en la dosis en el medio de interés. Esto es válido siempre que se cumplan dos condiciones: primero, que la cavidad sea tan pequeña como el rango de las partículas cargadas dentro del volumen irradiado, para que el flujo no se vea afectado por la presencia de la cavidad; y segundo, que la dosis absorbida en la cavidad provenga completamente de las partículas cargadas que la atraviesan.

De acuerdo con estudios previos (21), se observa una falta de LCPE en campos cuyas dimensiones son menores a los 3 cm (ver figura 7) para un haz de 6 MV. Este comportamiento se debe a que el rango de las partículas secundarias producidas al interior del volumen de irradiación (véase electrones) es mayor que el radio del campo, lo que implica que estas partículas no contribuirán a la dosis total absorbida en el volumen. Que no haya LCPE ataca fuertemente una de las bases de la dosimetría en la que, bajo esta condición, se pueden considerar al kerma de colisión y a la dosis absorbida como iguales, lo que da como resultado una dosis uniforme en el volumen a tratar.

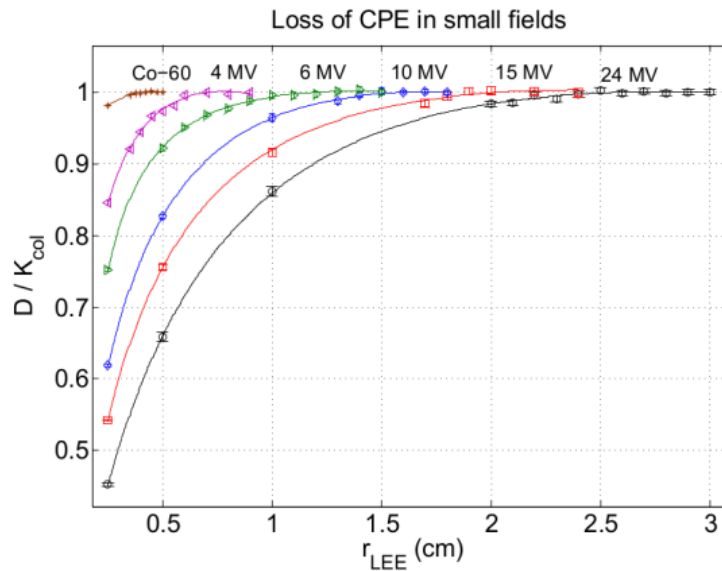


Figura 7. Relación entre la dosis en agua y el kerma colisional calculadas mediante simulación de Monte Carlo. Tomado de P. Papaconstadopoulos. (2016).

3.2.2. Oclusión parcial de la fuente primaria

Un haz de fotones que se genera cuando los electrones chocan con el blanco tiene dos componentes: fotones primarios y fotones secundarios. Los fotones primarios atraviesan el colimador sin interactuar con ningún artefacto en el cabezal y llegan al paciente; sin embargo, los fotones secundarios son los que se generaron debido a interacciones con el colimador, WFF y mordazas siendo fotones dispersados que llegan al paciente. En la SRS los colimadores tienen una abertura menor a los 3 cm, lo que supone que los fotones primarios se atenúen fuertemente reduciendo la intensidad del haz y generando una superposición de las penumbras que aparenta un ensanchamiento del campo como se muestra en la figura 8.

La pérdida de LCPE y el efecto de oclusión de la fuente de fotones primarios son entonces responsables de una fuerte caída en la intensidad del haz a medida que disminuye el tamaño del campo (22).

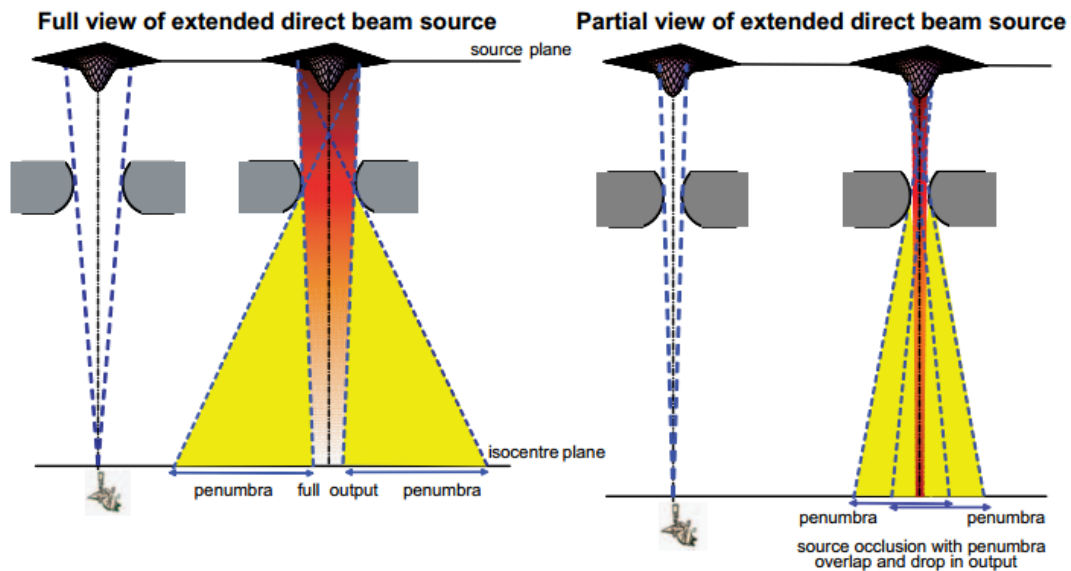


Figura 8. Ilustración esquemática del efecto (a) sin oclusión y de (b) oclusión de la fuente, tomado de H. Palmans et al (2010).

3.2.3. Efecto de promedio volumétrico.

Finalmente, un detector produce una señal que es proporcional a la dosis absorbida media sobre su volumen sensible y esta señal se ve afectada por la homogeneidad de la dosis absorbida sobre el volumen de detección. Si las dimensiones del campo son más pequeñas que las dimensiones del volumen sensible del detector, este último promedia la dosis de los bordes y el centro dando como resultado una dosis menor en el eje central y una dosis mayor en la penumbra (ver figura 9). La curva negra representa un perfil de campo pequeño; la curva negra discontinua representa lo que mediría un detector de 5 mm de longitud. La doble flecha representa la dimensión del detector a lo largo del eje de escaneo. La línea de puntos y guiones muestra la diferencia entre las dos curvas como una fracción de la dosis máxima. Esto se conoce como efecto del volumen promedio.

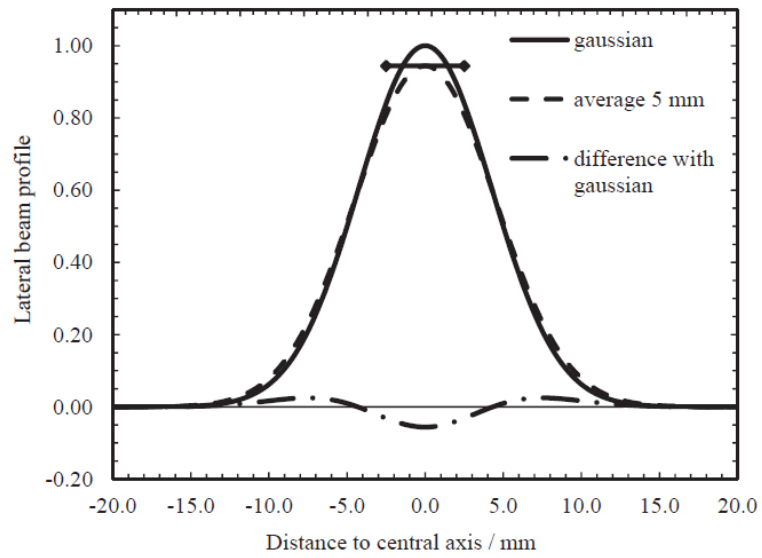


Figura 9. Ilustración esquemática del efecto de volumen promedio en una dimensión. Tomado de Wuerfel, J., (2013)

Capítulo 4: Metodología

4. Metodología

4.1. Materiales.

4.1.2. Acelerador TrueBeamSTx Varian Medical Systems de 6 MV WFF y FFF.

Las pruebas experimentales se realizaron con el acelerador lineal marca Varian, modelo TrueBeam STx con energía nominal de 6 MV del departamento de Investigaciones de Física Médica en el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía. A fin de poder configurar el algoritmo, los requerimientos exigen que las mediciones sean hechas WFF y FFF.

4.1.3. Microcámara de ionización PinPoint 3D PTW 31016

Cámara de terapia de tamaño ultra pequeño con características 3D para dosimetría en haces de fotones de alta energía. Del fabricante PTW-Freiburg esta cámara de forma cilíndrica y tamaño pequeño con un volumen de 0.016 cm^3 es adecuada para medir campos de $2 \text{ cm} \times 2 \text{ cm}$ hasta $40 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$. El efecto de irradiación sobre el tallo y el efecto de polaridad son mínimos y poseen un tiempo de colección corto; debido a este diseño es ideal para realizar medidas de dosis en campos pequeños como los que se emplean en la SRS. La dosis puede ser medida con una alta resolución espacial en cualquier dirección. Utiliza una camisa de latón para eliminar electrones creados en el cabezal.



Figura 10. Cámara de ionización Pinpoint 31016

4.1.4. Diodo 60018

El Diodo Dosimétrico SRS 60018 es ideal para mediciones de dosis en campos de fotones con un tamaño de campo máximo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y con una energía máxima de 6 MV. La respuesta de este detector permite medir perfiles de haz con una resolución muy alta y un tiempo de permanencia muy corto. Se usa generalmente en la medición de perfiles del haz para SRS.



Figura 11. Diodo 60018

4.1.5. microDiamante 60019

Comparado con otros detectores usados en dosimetría de campos pequeños, este micro diamante muestra una desviación muy pequeña de la dosis absorbida en agua empezando desde los $0.5 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm}$ debido a su cercana equivalencia al agua para cualquier energía del haz. Su volumen sensible es de 0.004 mm^3 . Está diseñado para campos de hasta $40 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$ y posee una excelente resolución espacial lo que permite la obtención de perfiles de dosis muy precisos .

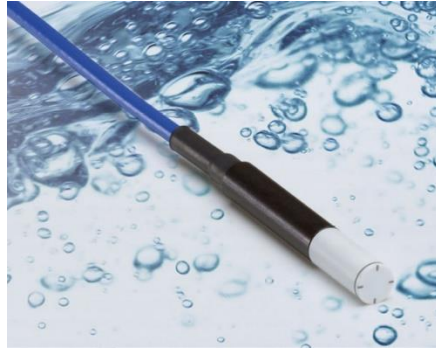


Figura 12. microdiamante 60019

4.1.6. Cámara de ionización semiflexible 31010

Esta cámara se utiliza como referencia para eliminar el ruido presente durante la irradiación a fin de que el detector usado pueda medir con un rango de precisión más correcto. Posee un diseño impermeable y semiflexible para un fácil montaje en maniquís de agua de escaneo. La medición no depende de la dirección y su volumen sensible es de 0.125 cm^3 .

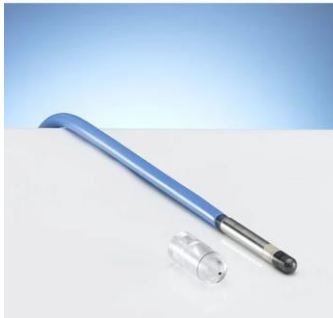


Figura 13. Semiflex 31010

4.1.7. Sistema MP3-M

Maniquí automático para la adquisición y análisis de los datos de los haces de radiación seleccionados. Tiene un grosor de 2 cm de acrílico. Permite realizar el posicionamiento de los detectores con un rango de movimiento de 50 cm x 50 cm y un tamaño de paso de resolución de 0.1 mm. Es adecuado para tamaños de campo de hasta 40 cm x 40

cm. Excelente precisión y estabilidad a largo plazo. Permite una cómoda adquisición de datos del haz con el software MEPHYSTO.



Figura 14. Sistema MP3-M

4.1.8. X Ray Voxel MC (XVMC)

Es un algoritmo que consiste en tres componentes principales:

- ✓ El primer componente es la fuente de partículas. Aquí se modela la parte superior del cabezal del acelerador lineal que contiene el blanco, el colimador primario, el filtro aplanador y genera los electrones y fotones.
- ✓ En el segundo componente, las partículas son transferidas al sistema que da forma al campo y se compone de las jaws y el MLC. Dependiendo de la configuración del campo, las partículas son absorbidas, dispersadas o transmitidas. Las partículas supervivientes se transfieren al motor de cálculo de dosis del paciente.
- ✓ En este tercer componente el transporte de radiación es a través del paciente. Se simula la geometría y se calcula la dosis. [17]

4.1.9. Brainlab elements

Software de alta precisión para planificar tratamientos de radiocirugía y radioterapia que permite definir mejor el blanco, planificar las radiocirugías de modo más consistente y administrar el tratamiento con más rapidez y menos toxicidad. Este software será empleado para que pueda calcular la dosis a través del input que se le realiza con el algoritmo configurado.

4.2. Configuración y comisionamiento

Con base al manual dado por el fabricante para configurar el algoritmo, se realiza el montaje experimental haciendo uso del sistema MP3-M y ubicando la microcámara de ionización pinpoint 3D PTW 31016¹ y la cámara de ionización semiflexible 31010 (ver figura 15). Las primeras medidas se realizaron en aire con el campo abierto, es decir sin ningún artefacto entre la fuente y las mordazas. El tamaño del campo está determinado únicamente por las mordazas. Todas las profundidades están en mm y los tamaños de los campos en mm².

Las medidas a realizar fueron las siguientes:

- PDD en el eje central Z, ($X = Y = 0$) de $Z = 0$ a $Z = 300$.
- 3 perfiles en X para $Y = 0$ y $Z = 0$, $Z = 150$ y $Z = 300$.
- 3 perfiles en Y para $X = 0$ y $Z = 0$, $Z = 150$ y $Z = 300$.
- OF para $X = 0$, $Y = 0$ y $Z = 150$ para todos los tamaños de campo con respecto al campo de 100×100 .
- Dosis absoluta por MU para $X = 0$, $Y = 0$ y $Z = 100$, $SSD = 900$. Tamaño de campo 100×100 .
- Dosis absoluta por MU para $X = 0$, $Y = 0$ y $Z = 100$, $SSD = 1000$. Tamaño de campo 100×100 .

¹ Se usa una tapa de latón en la cámara para eliminar los electrones creados en el cabezal del linac (el espesor de la tapa debe ser mayor que el rango máximo de estos electrones).

Estas medidas se obtuvieron para los siguientes tamaños de campo de acuerdo con las recomendaciones del fabricante:

20x20, 40x40, 60x60 100x100, 150x150, 220x220, 50x220 y 250x50.



Figura 15. Montaje experimental medidas en aire

La segunda parte incluye medidas en agua, el arreglo experimental es igual al que se utiliza en las medidas en aire, pero en este caso se usó la cámara micro diamante 60019 ver figura 16. Para determinar el tamaño del campo se utilizaron las mordazas y los MLCs.

Las medidas a obtener fueron las siguientes:

Para un tamaño de campo de 100x100 y SSD = 1000

- PDD en el eje central Z ($X = Y = 0$).
- 3 perfiles en X para $Y = 0$ y $Z = D_{\max}$, $Z = 100$ y $Z = 200$.
- 3 perfiles en Y para $X = 0$ y $Z = D_{\max}$, $Z = 100$ y $Z = 200$.

Para los demás tamaños de campo y SSD = 900:

- PDD en el eje central Z ($X = Y = 0$).
- 3 perfiles en X para $Y = 0$ y $Z = D_{max}$, $Z = 100$ y $Z = 200$.
- 3 perfiles en Y para $X = 0$ y $Z = D_{max}$, $Z = 100$ y $Z = 200$
- OF para $X = 0$, $Y = 0$ y $Z = 150$ para todos los tamaños de campo con respecto al campo de 10×10 .

Los tamaños de campo de acuerdo con las recomendaciones del fabricante son los siguientes (entre paréntesis abertura del MLC):

5x5 (8x8), 10x10 (12x12), 20x20 (22x22), 40x40 (42x42), 60x60 (60x60), 100x100 (100x100), 220x220 (220x220), 50x220 (50x220) y 250x50 (250x50).

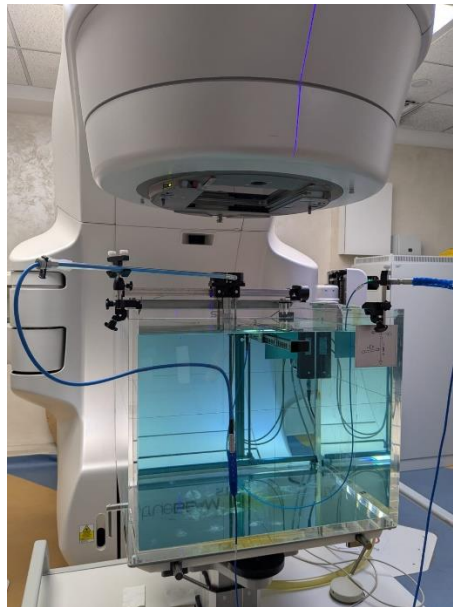


Figura 16. Montaje experimental medidas en agua

4.3. Metodología TRS 483

De acuerdo con el TRS 483, para realizar una caracterización dosimétrica completa de campos pequeños se requiere no solo la calibración del haz en condiciones de referencia (abordadas en la sección anterior), sino también la determinación de los OF, necesarios para el cálculo de las MU, los PDD y los perfiles del haz en el eje central. En el proceso de medición de los OF se recomienda el uso de por lo menos tres detectores distintos para asegurar repetibilidad y confiabilidad en las medidas; si bien

no hay un conjunto de detectores ideal, se sugiere el uso de una cámara de ionización pinpoint, una microdiamante y un diodo.

Las condiciones de referencia para medir los OF en agua son las mismas que se presentaron anteriormente, es decir, $SSD = 900$ y $Z = 100$.

Los tamaños de campo escogidos fueron los siguientes:
5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30 y 40x40.

Finalmente, todas las medidas experimentales se llevaron a cabo utilizando el sistema Mephisto. En este programa se pueden registrar las condiciones que tendrá cada uno de los distintos conjuntos de datos a obtener,

- en agua y en aire,
- WWF y FFF,
- ejes X e Y,
- PDD, perfiles y OF,
- SSD, Z y campo de referencia (100x100)
- Pasos, tiempo de integración, etc.

4.4. Simulación en Brainlab Elements

Las medidas experimentales realizadas en la sección 4.3 para el comisionamiento se enviaron directamente al fabricante en Alemania; allí se realiza un ajuste para configurar el algoritmo y una vez que es regresado se integra en el TPS Brainlab Elements. En este TPS se pueden simular las mismas condiciones de referencia para medir la dosis, PDD y perfiles con $SSD = 900$ mm, profundidad 10 cm en un cubo de agua de 30 cm x 30 cm x 30 cm a una profundidad de 10 cm utilizando campos estáticos. (Ver figura 17).

Este TPS permite escoger la incertidumbre que tendrá la SMC, en este caso se escogió una incertidumbre del 1%. Además, tiene una opción que permite cambiar el tamaño del voxel sobre el que se realiza el cálculo de la dosis; para los tamaños de campo de 0.5 cm, 1 cm y 1.5 cm se escogieron tamaños de voxel de 1 mm y para los tamaños de campo de 2 cm, 2.5 cm y 3 cm se escogieron tamaños de voxel de 2 mm. Esto se justifica recordando que el efecto de volumen promedio subestima la medición de la dosis en campos pequeños.

Figura 17. Interfaz de Brainlab Elements

Capítulo 5: Resultados y discusión

5. Resultados y discusión

Las gráficas que se presentan a continuación fueron normalizadas con respecto a sus valores máximos y después se multiplicaron por el OF normalizado. Por otro lado, el OF se normalizó con respecto al campo de referencia, 10 x 10 cm.

5.1. Comisionamiento: Medidas en aire

5.1.1. Intensidad de kerma

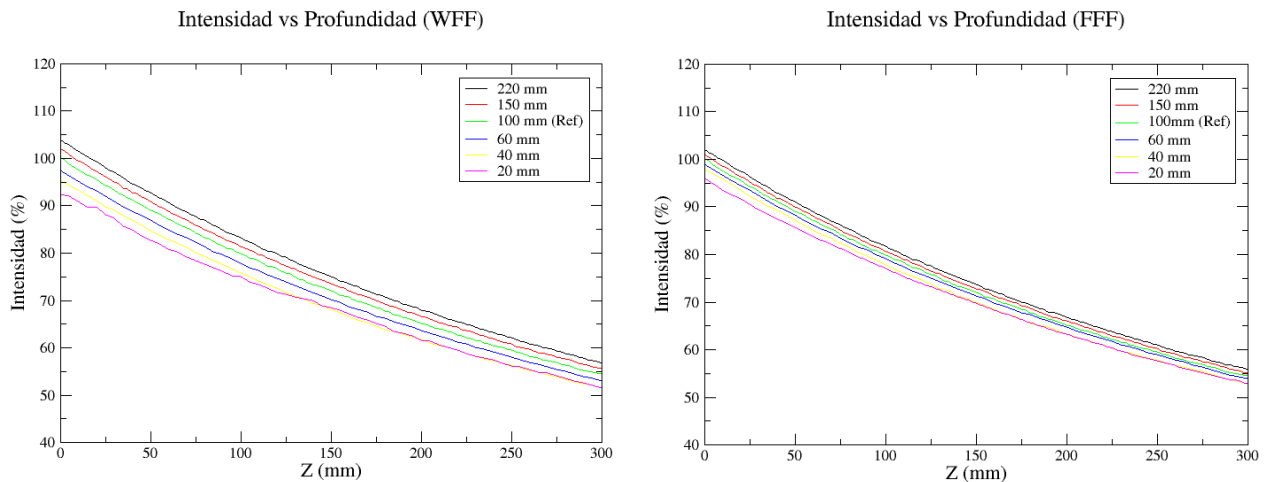


Figura 18. Intensidad en aire FFF y WFF

En aire la magnitud a medir está relacionada con la intensidad del kerma del haz de radiación en función de la distancia a la fuente, en la figura 18 se presenta una relación directamente proporcional entre el valor del kerma y el tamaño de campo; este comportamiento se espera porque hay una mayor cantidad de partículas ionizadas a medida que la abertura del colimador aumenta.

5.1.2. Perfiles en eje X

En la figura 19 es notable la curvatura en los perfiles FFF que marca el cambio en la intensidad radial alrededor del eje central y el aplanamiento en los WFF relacionado con la atenuación que causa este último en la fluencia de los fotones distribuyendo de manera más homogénea la dosis a lo largo del campo. No se incluyen los perfiles en el eje Y debido a que son muy similares a los obtenidos en X; también, solamente se muestran los perfiles a 10 cm de profundidad que es la referencia.

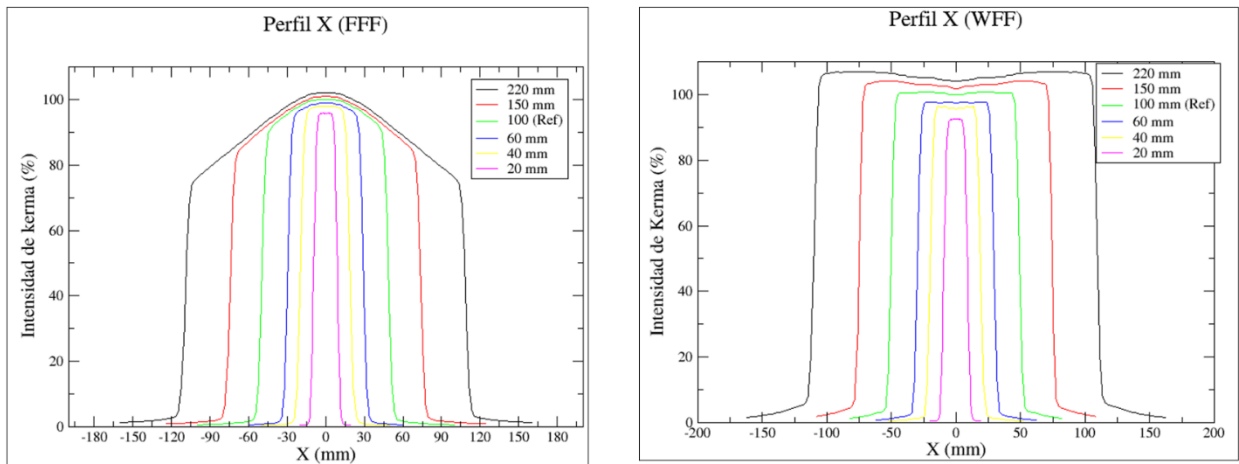


Figura 19. Perfiles en aire FFF y WFF

5.1.3. Factor de Cabezal

La gráfica siguiente muestra cómo el factor de cabezal disminuye en tamaños de campo menores a 10 cm en la modalidad WFF y aumenta en FFF; esta tendencia se invierte cuando el tamaño del campo supera los 10 cm. Esto se debe a que el haz de radiación se puede conceptualizar como un cono con mayor intensidad en el eje central en la modalidad FFF. Para campos más pequeños, la radiación dispersa del cabezal contribuye de manera significativa a la dosis central, pero esta contribución aumenta al aumentar el tamaño del campo. En cambio, en WFF, la intensidad del haz en campos

pequeños es considerablemente menor debido al filtro, que atenúa una parte importante de la radiación para lograr una distribución más homogénea del haz.

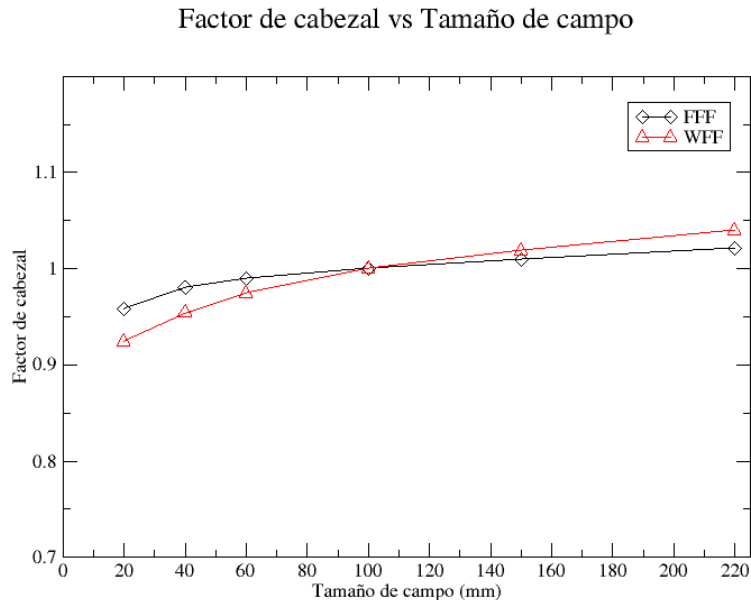


Figura 20. Factor de Cabezal vs Tamaño de Campo

5.2. Comisionamiento: Medidas en agua

5.2.1. PDD

En cuanto al PDD, podemos observar que a medida que aumenta el tamaño del campo, la contribución de los fotones dispersos a la dosis absorbida aumenta ya que el volumen que puede dispersar la radiación aumenta con el tamaño del campo. Además, este aumento de la dosis dispersa será mayor a mayores profundidades (23) .

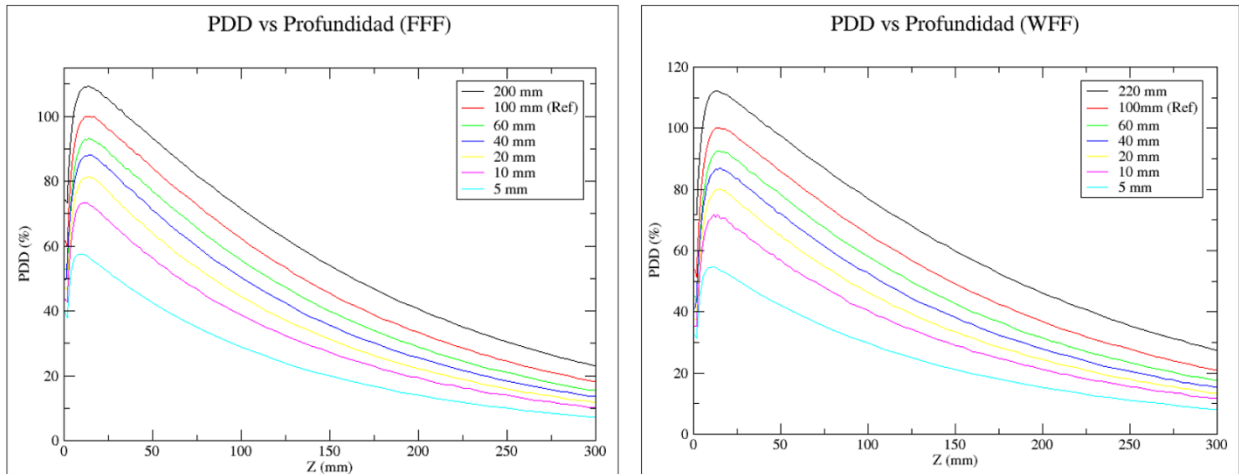


Figura 21. PDD en agua FFF y WFF

5.2.2. Perfiles en el eje X

De manera similar a los perfiles en aire, los perfiles en agua muestran una leve curvatura en el eje central FFF, sin embargo, este efecto no es tan notable, posiblemente debido a que en este caso si hay un medio con el que la radiación puede interactuar lo que da lugar a radiación dispersa que tiende a distribuirse más homogéneamente a lo largo del campo.

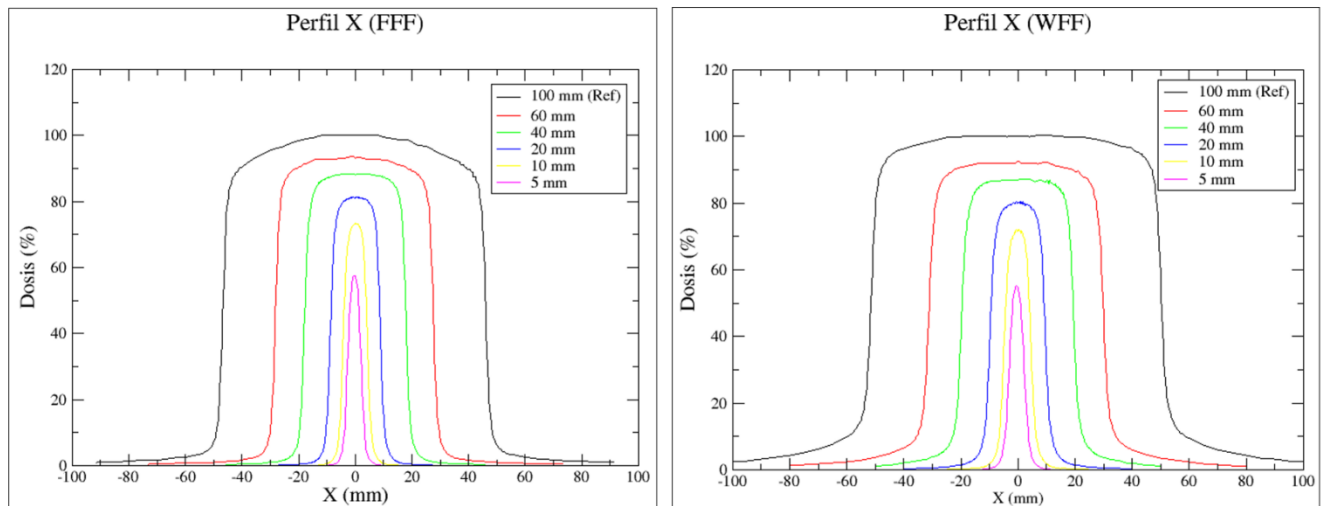


Figura 22. Perfiles en agua FFF y WFF

5.2.3. OF

En contraste con los factores de cabezal, los OF presentan un comportamiento más marcado en función del tamaño de campo, y aún más, la presencia de un gradiente alto en los campos menores a los 4 cm. Este detalle es de especial importancia porque demuestra que un cambio pequeño en el tamaño de campo tendrá un cambio significativo en el OF; por esta razón, se hace necesario y casi obligatorio encontrar el campo real al que el detector haya estado expuesto en lugar de utilizar únicamente el campo nominal que indica el linac. Esta idea será retomada y desarrollada más adelante.

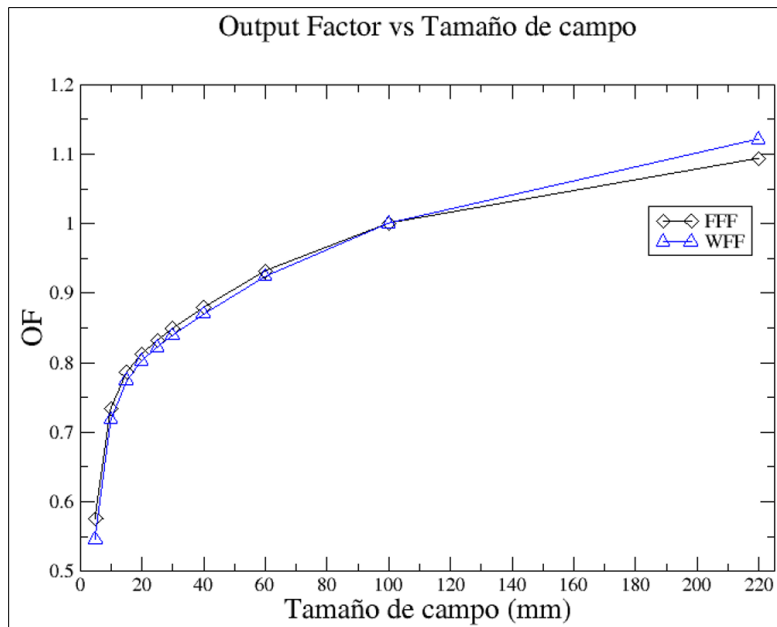


Figura 23. OF en agua FFF y WFF

5.3. OF según el TRS 483

Como se mencionó anteriormente, se debe considerar que hay dos campos, uno nominal que es el indicado por el acelerador, y un campo real que es el campo al que se expuso el detector, el campo que conformó el MLC. La tabla 1 muestra los valores correspondientes para FFF y WFF. Estos valores se obtuvieron siguiendo la

metodología del TRS 483 donde se indica que el tamaño de campo geométrico promedio está determinado por la siguiente ecuación:

$$S = \sqrt{A \cdot B}$$

Donde A y B corresponden al ancho dosimétrico del campo, FWHM, en la profundidad de referencia en el eje X e Y y que se derivan de los perfiles.

Nominal (cm)	Real (cm)	
4	3.9882	FFF
2	1.9901	
1	0.9930	
0.5	0.5090	
4	3.9922	WFF
2	2.0020	
1	1.0077	
0.5	0.5244	

Tabla 1. Valores nominales y reales de los campos de radiación

Como se puede observar en la tabla 1, solo los campos de 0.5 cm tienen un margen de error de 0.2 mm y los demás campos en general de 0.1 mm. Estos números dan información sobre la alta precisión del linac utilizado. Por otro lado, el TRS 483 provee una tabla que lista los factores de corrección para campos colimados por un MLC de 6 MV en la modalidad WFF y FFF como función del tamaño de campo cuadrado equivalente (ver tabla 2).

TABLE 26. FIELD OUTPUT CORRECTION FACTORS $k_{Q_{clin}^{f_{msr}}}$ FOR FIELDS COLLIMATED BY AN MLC OR SRS CONE AT 6 MV WFF AND FFF MACHINES, AS A FUNCTION OF THE EQUIVALENT SQUARE FIELD SIZE

Detector	Equivalent square field size, S_{clin} (cm)												
	8.0	6.0	4.0	3.0	2.5	2.0	1.5	1.2	1.0	0.8	0.6	0.5	0.4
PTW 31016 PinPoint 3D	1.000	1.000	1.000	1.001	1.001	1.004	1.013	1.025	1.039	—	—	—	—
PTW 60019 CVD diamond	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.997	0.993	0.989	0.984	0.977	0.968	0.962	0.955
PTW 60018 unshielded diode (stereotactic)	1.002	1.004	1.006	1.006	1.004	1.000	0.992	0.984	0.976	0.966	0.953	—	—

Tabla 2. Factores de corrección TRS 483. Tomado y editado de TRS 483

Con esta tabla, se deben interpolar los factores de corrección correspondientes a cada campo obtenido ver tabla 3.

FFF		Factor de Corrección		
Tamaño de campo (cm)		Microdiamante 60019	Pinpoint 31016	Diodo 60018
3.9882		1	1	1.014
30		1	1.001	1.011
25		0.999	1.001	1.009
1.9901		0.997	1.007	1.006
15		0.993	1.013	0.998
0.993		0.984		0.983
0.509		0.962		0.953
WFF		Factor de Corrección		
Tamaño de campo(cm)		Microdiamante 60019	Pinpoint 31016	Diodo 60018
3.9922		1	1	1.014
30		1	1.001	1.011
25		0.999	1.001	1.009
2.002		0.997	1.007	1.006
15		0.993	1.013	0.998
1.0077		0.984	1.038	0.983
0.5244		0.963		0.954

Tabla 3. Factores de corrección para los campos medidos

Por último, siguiendo la metodología del TRS 483 los OF se determinan para campos pequeños de acuerdo con la siguiente ecuación:

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

Donde:

$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}$ es el OF,

$\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}}$ son las lecturas del detector en el campo escogido y el campo de referencia

respectivamente y,

$k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}$ es el valor del factor de corrección.

FFF	OF		
Tamaño de campo (cm)	Microdiamante 60019	Pinpoint 31016	Diodo 60018
3.9882	0.880	0.877	0.872
30	0.849	0.849	0.836
25	0.821	0.831	0.817
1.9901	0.811	0.811	0.795
15	0.780	0.770	0.762
0.993	0.722	-	0.703
0.509	0.554	-	0.54
WFF	OF		
Tamaño de campo (cm)	Microdiamante 60019	Pinpoint 31016	Diodo 60018
3.9922	0.870	0.867	0.868
30	0.839	0.837	0.832
25	0.821	0.819	0.812
2.002	0.800	0.799	0.790
15	0.768	0.754	0.757
1.0077	0.707	0.685	0.694
0.5244	0.526	-	0.533

Tabla 4. OF corregidos para los campos de radiación medidos

Los OF para cada tamaño de campo se muestran en la tabla 4. El TRS 483 no proporciona factores de corrección para ningún campo menor a 1 cm, para la Pinpoint 31016.

5.4. Análisis estadístico del OF TRS 483

Con base en las estimaciones de incertidumbre realizadas por algunos autores, las incertidumbres para los factores de corrección que aparecen en el TRS 483 se tomaron como 1% para todos los tamaños de campo en SMC, 1% para los valores experimentales con campos mayores de 1 cm x 1 cm y 2% para los valores experimentales con campos iguales o menores que 1 cm x 1 cm. Con base a esto se muestra en la tabla 5 incertidumbres relativas de los factores de corrección para cada detector empleado.

Tamaño de campo	Pinpoint 31016	microDiamante 60019	Diodo 60018
0.5		0.8	
1	2.5	0.5	0.7
1.5	1.2	0.5	0.6
2	0.7	0.4	0.5
2.5	0.5	0.4	0.4
3	0.4	0.4	0.4
4	0.4	0.3	0.4

Tabla 5. Incertidumbres relativas de acuerdo con el TRS 483

Estas incertidumbres relativas consideran que las mediciones de cada detector van a variar y que la precisión en algunos casos será mayor para un detector que para otro. Debido a esto es necesario aplicar un promedio ponderado a los OF corregidos y comparar el valor de cada detector con este promedio. En la figura 24 se puede observar lo anterior.

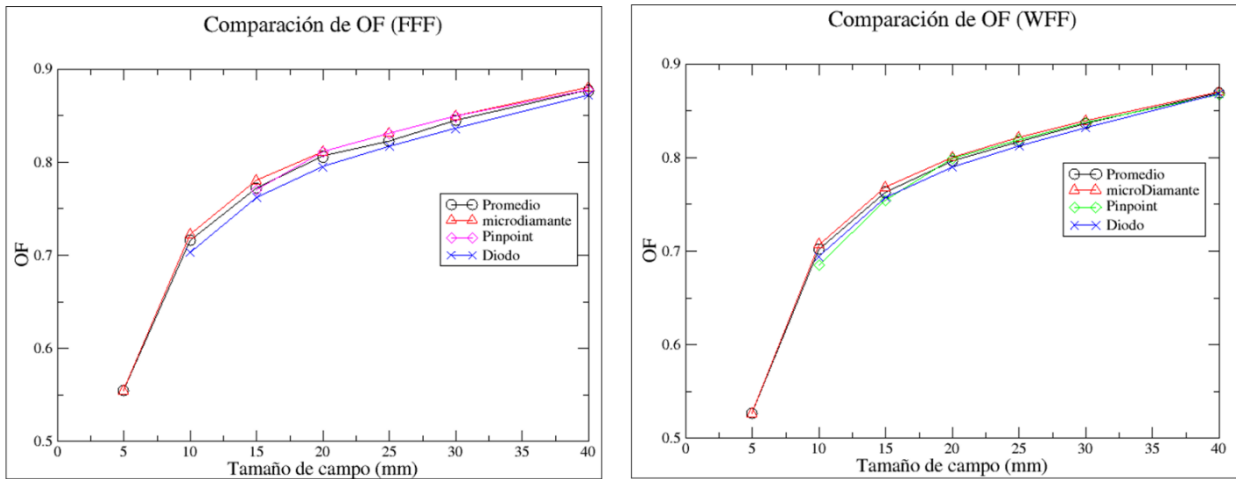


Figura 24. Comparación del OF promedio con el OF de cada detector

La información presentada revela que la microdiamante es el mejor detector ya que puede ajustarse hasta los campos más pequeños mientras que el diodo y la Pinpoint no llegan al campo de 0.5 cm. La diferencia porcentual para los OF de 0.5 cm, 1 cm, 2 cm y 3 cm con base a resultados reportados en la literatura (24) está dentro del 2% lo que permite concluir que las mediciones son aceptables dentro de los estándares clínicos.

5.4.1. Comparación entre PDD y perfiles calculados con Brainlab Elements y obtenidos experimentalmente para el comisionamiento.

El comisionamiento del algoritmo basado en códigos de SMC se comprueba al comparar los valores que se obtuvieron experimentalmente para configurarlo y los valores que calcula el TPS. Las gráficas siguientes muestran una concordancia entre ambos que está dentro del 5 % de diferencia porcentual. Los perfiles y los PDD se normalizaron con respecto a la dosis máxima lo que permite realizar una comparación cualitativa y cuantitativa. Se puede observar que en la mayoría de los perfiles la región de la penumbra es la menos compatible, esto se espera considerando que en los bordes del campo se presenta pérdida de LCPE.

Por otro lado, los PDD mostraron una mejor compatibilidad entre las medidas experimentales y los cálculos de la SMC del TPS. Sin embargo, también se aprecia que la región de build up esta ligeramente desfasada debido a la falta de CPE.

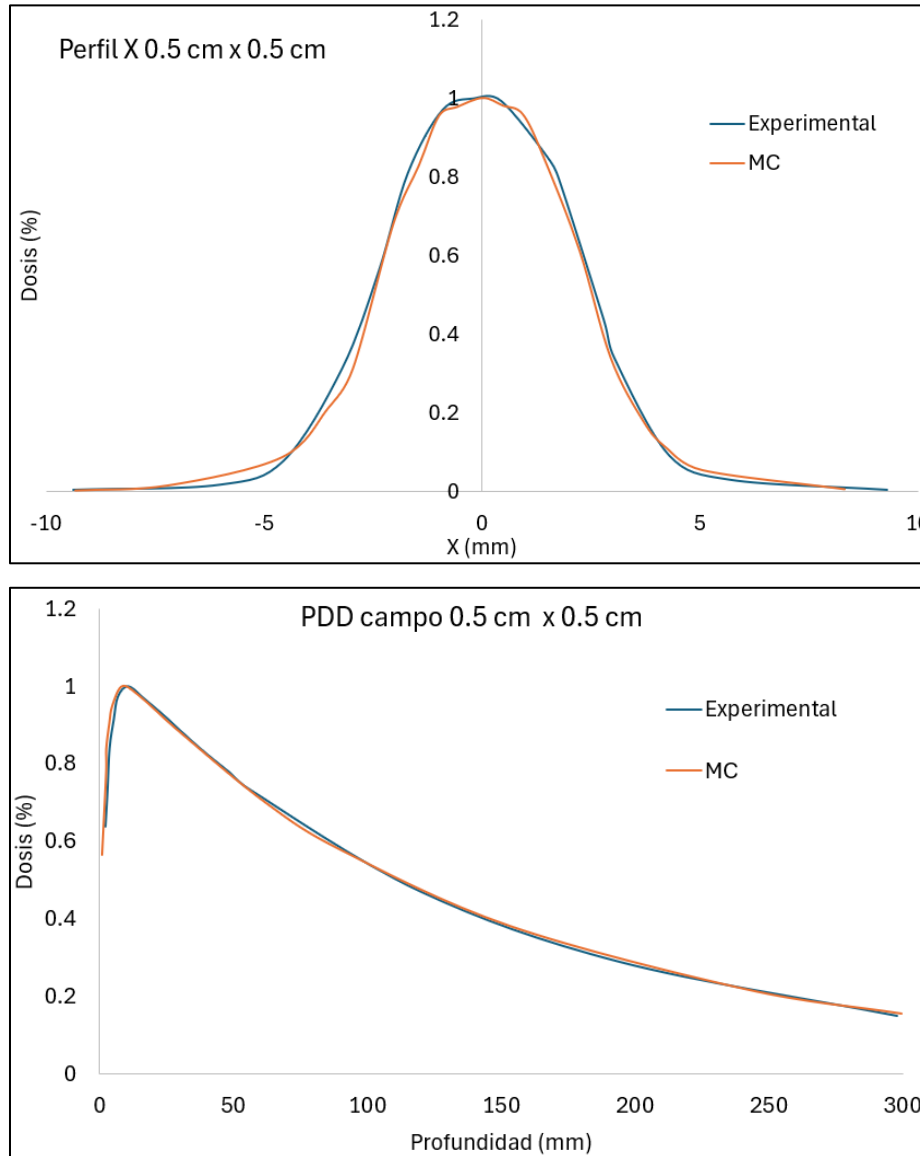


Figura 25. Comparación de la dosis entre las medidas experimentales y los cálculos MC para un campo de 0.5 cm x 0.5 cm

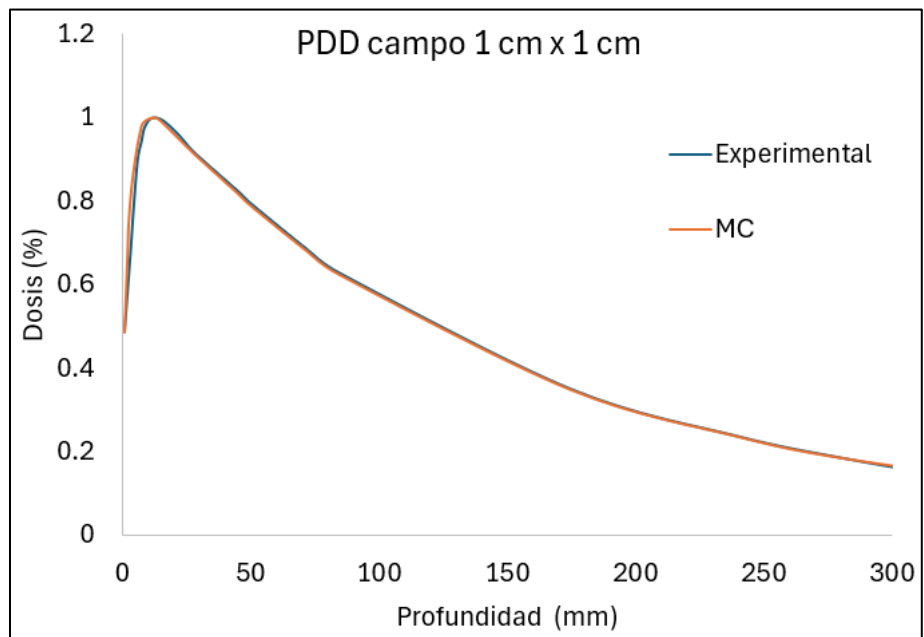
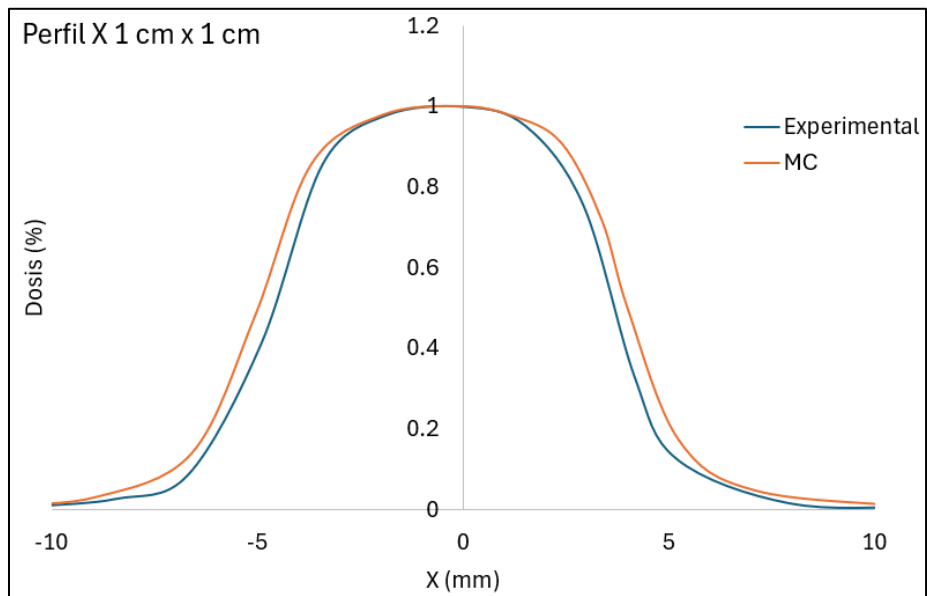


Figura 26. Comparación de la dosis entre las medidas experimentales y los cálculos MC para un campo de 1 cm x 1 cm

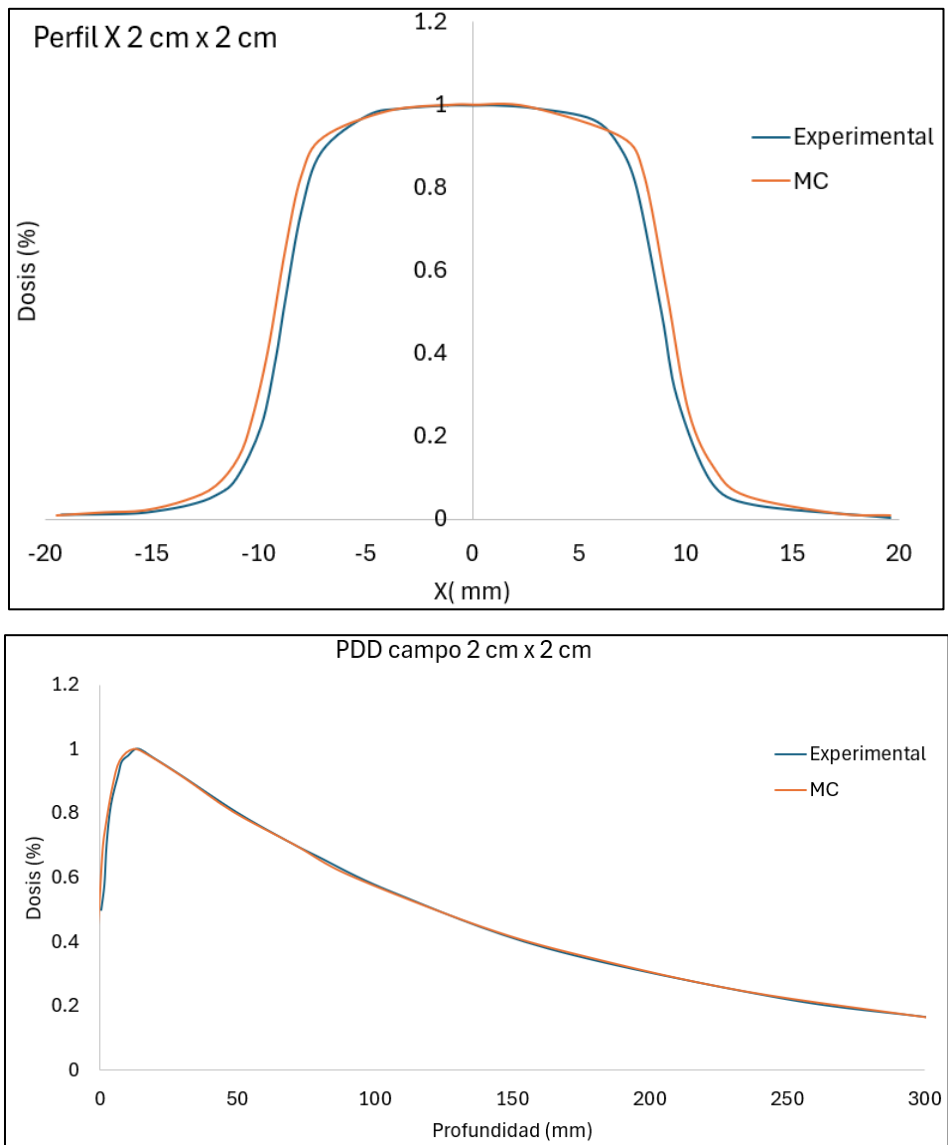


Figura 27. Comparación de la dosis entre las medidas experimentales y los cálculos MC para un campo de 2 cm x 2 cm

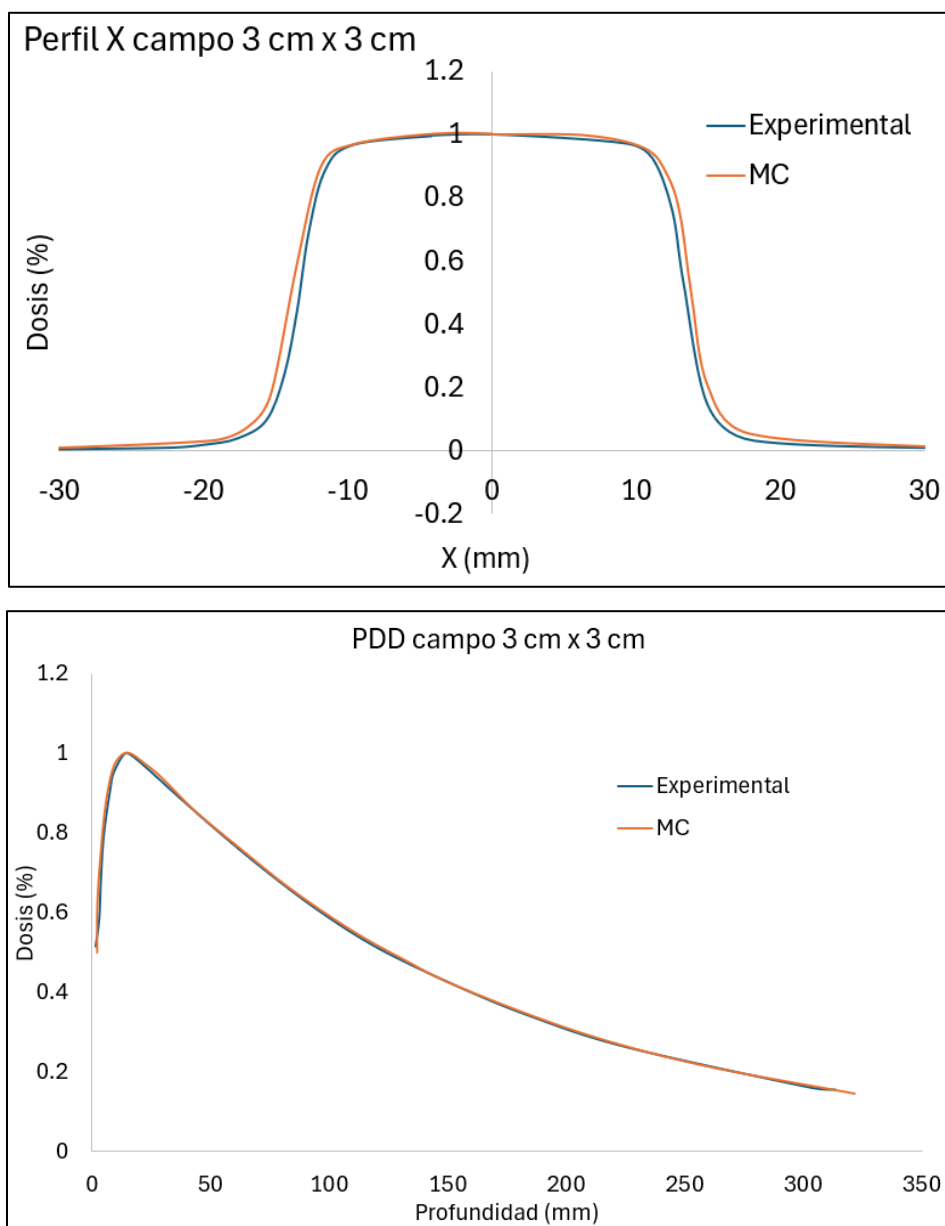


Figura 28. Comparación de la dosis entre las medidas experimentales y los cálculos MC para un campo de 3 cm x 3 cm

5.4.2. Comparación entre OF TRS 483 y OF calculado con Brainlab Elements

Los valores de OF obtenidos del TPS Brainlab Elements y el error porcentual que hay entre estos y los valores de OF obtenidos experimentalmente siguiendo la metodología propuesta por el TRS 483 se encuentran en la tabla 6. El error porcentual se calculó tomando como valor calculado el arrojado por el TPS y el

valor verdadero como el valor obtenido experimentalmente con el TRS 483; además, en esta tabla solo se presentan los valores de OF para la modalidad WFF. Los errores porcentuales son menores al 1%, indicando que la medición está dentro del límite propuesto del 5%.

Tamaño de campo (cm)	Brainlab Elements	Experimental	Error porcentual (%)
3 cm	0.832	0.836	0.48
2.5 cm	0.819	0.817	0.24
2 cm	0.803	0.796	0.87
1.5 cm	0.756	0.763	0.91
1 cm	0.702	0.702	0.00
0.5 cm	0.521	0.526	0.95

Tabla 6. OF del TPS y TRS 483 y error porcentual

Capítulo 6: Conclusiones y trabajo futuro

6. Conclusiones y trabajo futuro

- Los factores de corrección del campo del TRS-483 funcionan adecuadamente para corregir la respuesta de cada detector y minimizar la variabilidad, esto demuestra que los detectores son clínicamente equivalentes en campos pequeños predominantemente cuando son mayores a los 2.5 cm y es necesario ajustar los valores para campos más pequeños.
- La cámara microdiamante PTW 60019 tiene la mayor precisión para realizar dosimetría de campos pequeños en comparación con el diodo PTW 60018 y la cámara de ionización Pinpoint 31016, no solo porque sus incertidumbres relativas son menores sino también porque tienen un rango que permite analizar los campos menores a 1 cm.
- Las medidas que sugiere el fabricante para comisionar el algoritmo son suficientes para utilizarlo en un TPS y calcular la dosis en campos pequeños que se apliquen en SRS. Las incertidumbres de los cálculos del TPS son del 1% y la diferencia porcentual entre los OF obtenidos experimentalmente usando la metodología del TRS 483 y los OF calculados por el TPS son menores al 1%. Lo anterior es válido, si los factores de campos se obtienen siguiendo los lineamientos del TRS-483

Capítulo 7: Referencias

7. Referencias

1. Blanco Suarez, J.M. *et al.* (2017) 'Radiocirugía para el control Sintomático en pacientes con cáncer en Estadios Avanzados', *Medicina Paliativa*, 24(3), pp. 154–161. doi:10.1016/j.medipa. 2015.10.001
2. IAEA (2017) Technical Reports Series No. 483 Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy
3. R. Alonso *et al.* (2008). A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Am. Assoc. Phys. Med. Med. Phys.* 35 „11..., November 2008
4. Lewis G., Spezi. E (2008). An overview of monte carlo treatment planning for radiotherapy. *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 131, No. 1, pp. 123–129. doi:10.1093/rpd/ncn277
5. Deng, J., M, C., MA, Hai, J., & Nath, R. (2003). Commissioning 6 MV photon beams of a stereotactic radiosurgery system for Monte Carlo treatment planning. *Medical Physics*, 30(12), 3124-3134. <https://doi.org/10.1118/1.1624753>
6. Ding, G. X., Duggan, D. M., & Coffey, C. W. (2006). Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods. *Physics In Medicine And Biology*, 51(10), 2549-2566. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/10/013>
7. Tsougos, I. M., Theodorou, K., Bazioglou, M. A., Stathakis, S., & Kappas, C. (2007). A comparison of Monte Carlo simulation with experimental dosimetric techniques for a 6 MV stereotactic radiotherapy unit. *PubMed*, 9(4), 451-464. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17415853>
8. Verhaegen, F., Das, I. J., & Palmans, H. (1998). Monte Carlo dosimetry study of a 6 MV stereotactic radiosurgery unit. *Physics In Medicine And Biology*, 43(10), 2755-2768. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/43/10/006>
9. IAEA-TECDOC-1583, (2009). Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques.
10. Malicki J. The importance of accurate treatment planning, delivery, and dose verification. *Rep Pract Oncol Radiother.* 2012 Mar 6;17(2):63-5. doi: 10.1016/j.rpor.2012.02.001. PMID: 24377001; PMCID: PMC3863261
11. Dyk J, *et al.* (1992). Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol 26, pp. 261-273. DOI:10.1016/0360-3016(93)90206-B.

12. Coy, S. R., & Houdek, P. V. (1995). Radiosurgery treatment planning. *Seminars in Radiation Oncology*, 5(3), 213–219. [https://doi.org/10.1016/s1053-4296\(05\)80019-0](https://doi.org/10.1016/s1053-4296(05)80019-0)
13. Chetty I., et al. (2007) Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. 27 November 2007. *Med. Phys.* 34 „12...“
14. Mullins, B. T., Mazur, L., Dance, M., McGurk, R., Schreiber, E., Marks, L. B., Shen, C. J., Lawrence, M. V., & Chera, B. S. (2020). Common error pathways in CyberKnife™ radiation therapy. *Frontiers in oncology*, 10. <https://doi.org/10.3389/fonc.2020.01077>
15. Sarchosoglou, A. A., Papavasileiou, P., Bakas, A., Stasinou, D., & Pappas, E. (2022). Failure modes in stereotactic radiosurgery. A narrative review. *Radiography (London, England: 1995)*, 28(4), 999–1009. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2022.07.007>
16. Hernández-Becerril, M. A., Lárraga-Gutiérrez, J. M., Saldivar, B., & Hernández-Servín, J. (2021). Monte Carlo verification of output correction factors for a TrueBeam STx®. *Applied Radiation And Isotopes*, 173, 109701. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2021.109701>
17. Charlie, C. M., MA, Chetty, I. J., Deng, J., Faddegon, B., Jiang, S. B., Li, J., Seuntjens, J., Siebers, J. V., & Traneus, E. (2019). Beam modeling and beam model commissioning for Monte Carlo dose calculation-based radiation therapy treatment planning: Report of AAPM Task Group 157. *Medical Physics*, 47(1). <https://doi.org/10.1002/mp.13898>
18. López-Sánchez, M., Pérez-Fernández, M., Fandiño, J. M., Teijeiro, A., Luna-Vega, V., Gómez-Fernández, N., Gómez, F., & González-Castaño, D. M. (2019). An EGS Monte Carlo model for Varian TrueBEAM treatment units: Commissioning and experimental validation of source parameters. *Physica Medica: PM: An International Journal Devoted to the Applications of Physics to Medicine and Biology: Official Journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*, 64, 81–88. [doi10.1016/j.ejmp.2019.06.017](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.06.017)
19. Sheikh-Bagheri, D., & Rogers, D. W. O. (2002). Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters. *Medical Physics*, 29(3), 379-390. <https://doi.org/10.1118/1.1446109>
20. Tzedakis, A., Damilakis, J. E., Mazonakis, M., Stratakis, J., Varveris, H., & Gourtsoyiannis, N. (2004). Influence of initial electron beam parameters on Monte Carlo calculated absorbed dose distributions for radiotherapy photon beams. *Medical Physics*, 31(4), 907-913. <https://doi.org/10.1118/1.1668551>
21. Park, H., Choi, H. J., Kim, J., & Min, C. H. (2018b). Analysis of Dose Distribution According to the Initial Electron Beam of the Linear Accelerator: A Monte Carlo

- Study. *Journal Of Radiation Protection And Research*, 43(1), 10-19. <https://doi.org/10.14407/jrpr.2018.43.1.10>
22. Pena, J., Franco, L., Gómez, F., Iglesias, A., Lobato, R., Mosquera, J., Pazos, A., Pardo, J., Pombar, M., Rodríguez, A., & Sendón, J. (2004). Commissioning of a medical accelerator photon beam Monte Carlo simulation using wide-field profiles. *Physics In Medicine And Biology*, 49(21), 4929-4942. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/21/006>
23. Khan M., Gibbons P., (2014). *The physics of radiation therapy*. 5th edition, Wolters Kluwer.
24. Dufreneix, S., Bellec, J., Josset, S., & Vieilleveigne, L. (2021). Field output factors for small fields: A large multicentre study. *Physica Medica*, 81, 191–196. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.01.001>
25. Wang, L. L. W., & Leszczynski, K. (2007). Estimation of the focal spot size and shape for a medical linear accelerator by Monte Carlo simulation. *Medical Physics*, 34(2), 485-488. <https://doi.org/10.1118/1.2426407>
26. Abdoli, M. A., Hassanvand, M., & Nejatbakhsh, N. (2024). Monte Carlo Model Validation of 6MV Beam of OMID, the First Iranian Linear Accelerator. *Journal Of Medical Signals & Sensors*, 14(8). <https://doi.org/10.4103/jmss.jmss 54 22>
27. Papaconstadopoulos, P., & Jan Peter Frans Seuntjens (Supervisor). (2016). *On the detector response and the reconstruction of the source intensity distribution in small photon fields*.
28. Donya, H., Seniwal, B., Darwesh, R., & C.F. Fonseca, T. (2019). Prospective Monte Carlo Simulation for Choosing High Efficient Detectors for Small-Field Dosimetry. In *Theory, Application, and Implementation of Monte Carlo Method in Science and Technology*. IntechOpen. <https://doi.org/10.5772/intechopen.89150>

Anexos

1. Simulación del haz de electrones y fotones

Por medio del código BEAM es posible diseñar un linac cuyos principales componentes incluyan el blanco, el colimador primario y las mordazas, todos de tungsteno, como lo muestra la figura 1. Los parámetros más importantes que definen la fuente de electrones son la energía y el tamaño de la mancha focal; Ma et al. (2020) encontraron que un cambio de 0.2 MeV en la energía muestra un efecto observable en el PDD por lo que se escogieron valores de energía para el haz de electrones de 5.6 MV, 5.8 MV, 6 MV, 6.2 MV y 6.4 MV(25).

En cuanto al tamaño de la mancha focal se escogieron los valores de 0 mm, 0.5 mm 1 mm, 1.5 mm y 2 mm.

En las tablas siguientes se muestran las simulaciones que se realizaron para cada tamaño de campo.

	Tamaño de campo (mm)	Energía (MV)	Mancha focal (mm)	Ángulo
PDD- Energía	5	6	1	0
	5	5.8	1	0
	5	5.6	1	0
	5	6.2	1	0
	5	6.4	1	0

Tabla 7. Valores para graficar DD vs Profundidad, campo de 5 mm

	Tamaño de campo (mm)	Energía (MV)	Mancha focal (mm)	Ángulo
Perfil- Mancha Focal	5	6	0	0
	5	6	0.5	0
	5	6	1.5	0
	5	6	2	0

Tabla 8. Valores para graficar Perfil de Dosis vs Mancha focal, campo de 5 mm

	Tamaño de campo (cm)	Energía (MV)	Mancha focal (mm)	Ángulo
PDD-Energía	1.5	6	1	0
	1.5	5.8	1	0
	1.5	5.6	1	0
	1.5	6.2	1	0
	1.5	6.4	1	0

Tabla 9. Valores para graficar DD vs Profundidad, campo de 1.5 cm

	Tamaño de campo (cm)	Energía (MV)	Mancha focal (mm)	Ángulo
Perfil-Mancha focal	1.5	6	0	0
	1.5	6	0.5	0
	1.5	6	1.5	0
	1.5	6	2	0

Tabla 10. Valores para graficar Perfil de Dosis vs Mancha focal, campo de 1.5 cm

	Tamaño de campo (cm)	Energía (MV)	Mancha focal (mm)	Ángulo
PDD-Energía	3	6	1	0
	3	5.8	1	0
	3	5.6	1	0
	3	6.2	1	0
	3	6.4	1	0

Tabla 11. Valores para graficar DD vs Profundidad, campo de 3 cm

	Tamaño del campo (cm)	Energía (MV)	Mancha focal (mm)	Ángulo
Perfil-Mancha focal	3	6	0	0
	3	6	0.5	0
	3	6	1.5	0
	3	6	2	0

Tabla 12. Valores para graficar Perfil de Dosis vs Mancha focal, campo de 3 cm

Para el campo de 10 cm se utilizó la energía de referencia 6 MV y el tamaño de la mancha focal de referencia 1. La configuración inicial para realizar la simulación incluye el medio (aire), el número de historias, la energía de corte de los electrones (ECUT) y fotones (PCUT). En este caso ECTU=0.7 MeV y PCUT= 0.01 MeV. Para incrementar la velocidad de la simulación se utilizó una técnica llamada rechazo de rango de electrones que consiste en un marco empírico asignado a cada campo resultado de multiplicar por 1.5 la mitad del ancho del campo considerando que no habrá partículas dispersas por fuera de este, lo que facilita el tiempo de la simulación.

El linac mostrado posee un blanco de 2 cm de largo y 0.2 cm de ancho, el colimador y las mordazas poseen 10 cm de grosor y una distancia radial de 10 cm. Esta configuración se utiliza para realizar la primera simulación. El origen de la fuente se encuentra en el eje z y a partir de ahí se ubica cada componente sin que haya superposición. Los espacios de fase se generaron a 100 cm de distancia entre el blanco y el linac. Al final de cada componente se ubica un plano que registra la fluencia de las partículas, energía y ángulos promedio y se obtiene un archivo que contiene el espacio de fase. Los tamaños de campo escogidos en virtud de la SRS fueron de 0.5 cm x 0.5 cm, 1.5 cm x 1.5 cm y 3 cm x 3 cm respectivamente. El número de historias para el campo de 0.5 cm fue de 4×10^8 y para los campos de 1.5 cm y 3 cm de 2×10^8 .

2. Simulación para obtener el PDD

En esta segunda simulación se usa el programa DOSXYZ, que permite calcular el PDD en un maniquí en agua con dimensiones de 30 x 30 x 30 cm³ gracias al archivo que contiene el espacio de fase que se obtuvo en la primera simulación. Se pusieron los mismos valores de ECUT y PCUT que en la primera simulación. Y el número de historias fue de 1×10^6 para los tres campos. Sin embargo, para cada parámetro se realizó una disposición del maniquí distinta en función de lo que se deseara obtener. El tamaño de los voxels fueron de 0.05 cm x 0.32 mm x 0.5 cm para el campo de 0.5 cm y de 0.2 cm x 0.5 cm x 0.5 cm para los campos de 1.5 cm y 3 cm. Los PDD se normalizan a 10 cm de profundidad y los perfiles de dosis se normalizan a la dosis máxima para los 3 campos.

Los perfiles de dosis se calcularon a una profundidad de 1.5 cm (es la d_{max} para haces de fotones de 6 MV). Se ha seleccionado esta profundidad porque los perfiles de dosis en d_{max} son una parte importante del conjunto de datos que se utiliza en el comisionamiento del linac y porque la dosis dispersa en el maniquí se minimiza en comparación con otras profundidades típicas.

3. PDD vs Energía

Los PDD de las simulaciones realizadas donde la energía del haz de electrones variaba mientras la mancha focal era la misma (1 mm) se muestran en las figuras 29, 30 y 31 para los tres tamaños de campo.

Dosis vs Profundidad campo 5mm x 5mm

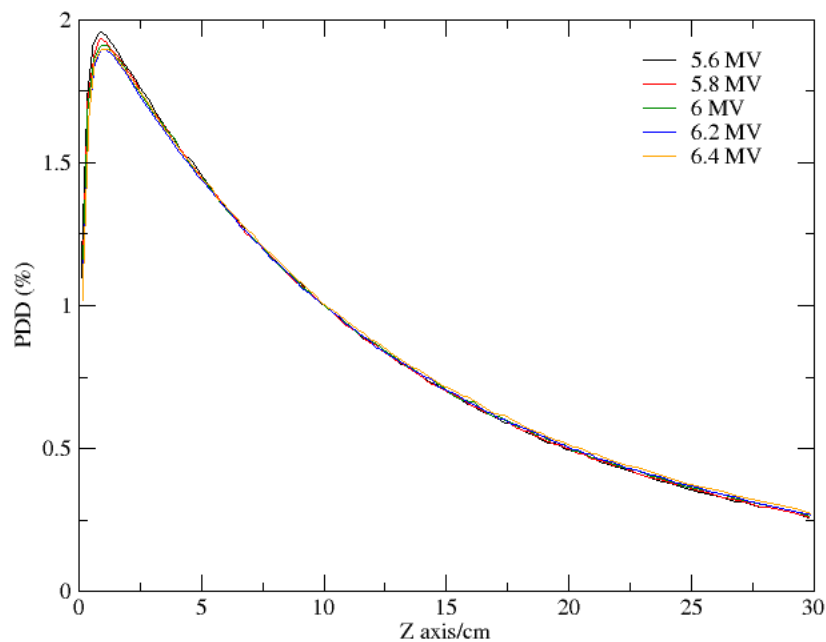


Figura 29. Dosis vs Profundidad campo de 5 mm

Dosis vs Profundidad campo 1.5 cm x 1.5 cm

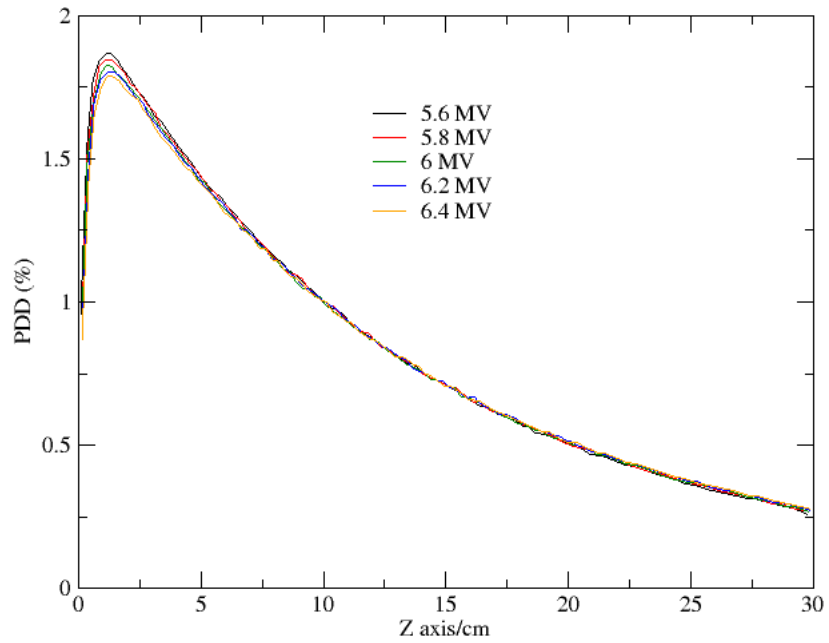


Figura 30. Dosis vs Profundidad campo de 1.5 cm

Dosis vs Profundidad Campo 3cm x 3cm

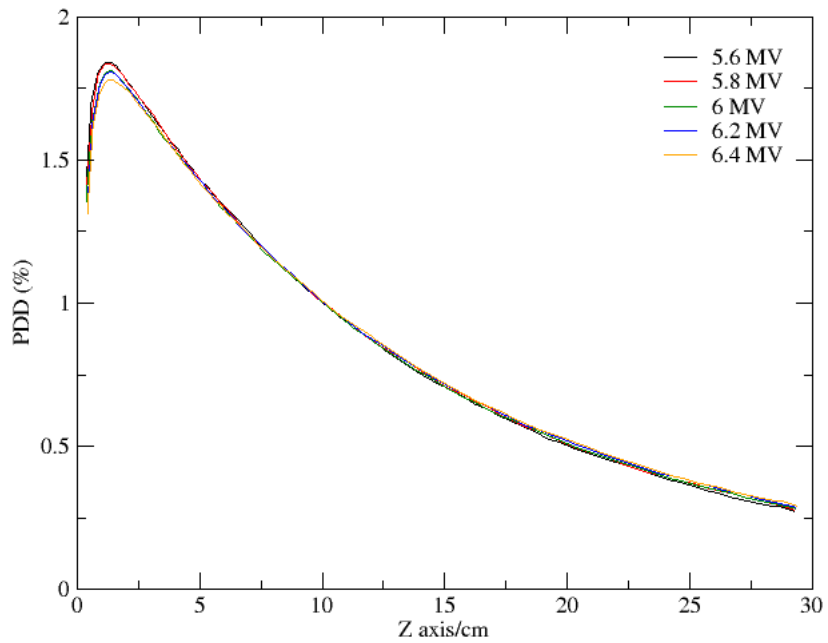


Figura 31. Dosis vs Profundidad campo de 3 cm

4. PDD vs Mancha focal

Pena et al. (19) estudiaron la influencia del tamaño de la mancha focal en la curva PDD y encontraron que el efecto es pequeño, ($\leq 1\%$ para una mancha focal que oscila entre 0.5 y 2 mm en el modo de 6 MV); por lo tanto, se puede asumir que la curva PDD es bastante insensible a la variación del tamaño de la mancha focal del haz de electrones que incide en el blanco, porque la dosis a lo largo del eje central es depositada principalmente por partículas en las proximidades del eje central (11).

Dosis-Mancha Focal Campo 5 mm x 5 mm

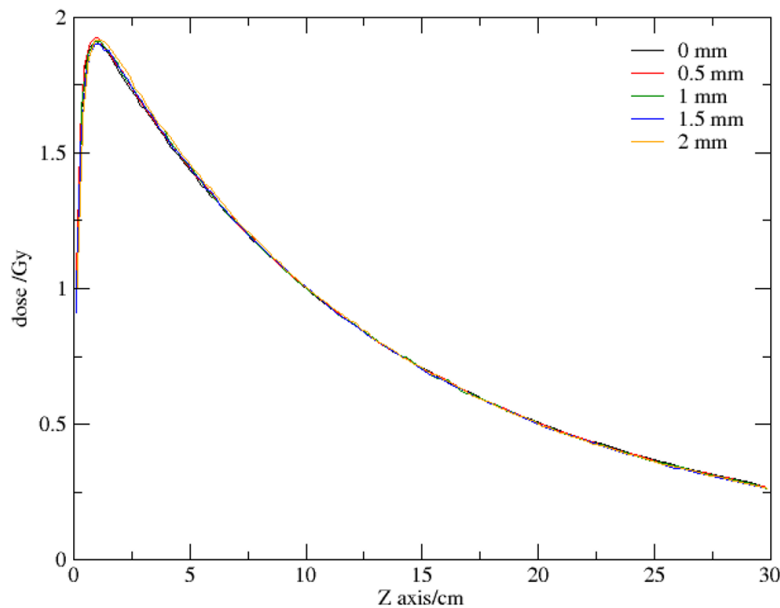


Figura 32. Dosis vs Mancha Focal campo de 5 mm

5. Perfiles vs mancha focal

Siguiendo esta metodología, las simulaciones realizadas donde la mancha focal variaba y la energía se mantenía igual (6MV) para los tres campos se ven en las figuras 33, 34 y 35 y sus diferencias relativas de dosis (DRD) están de acuerdo con los valores reportados en la literatura(26). Se observa que cuando el tamaño de la mancha focal es

comparable al tamaño del campo, el perfil de dosis es más amplio, lo que implica un aumento en el tamaño de la penumbra. Sin embargo, este comportamiento se va perdiendo a medida que el tamaño de campo se hace más grande y las penumbras se van confinando, aunque la concentración de la dosis alrededor del eje central es un poco menor para manchas focales más grandes debido a la dispersión.

Perfil-Mancha focal Campo 5mm x 5mm

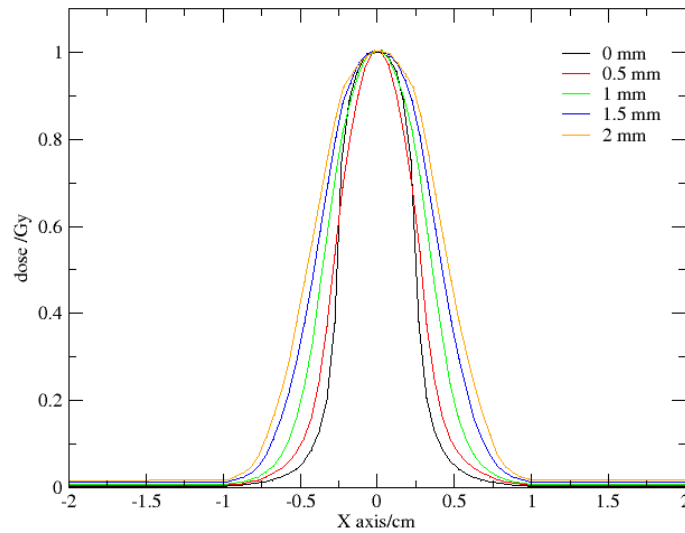


Figura 33. Perfil vs Mancha focal campo 5 mm

Perfil- Mancha focal campo 1.5 cm x 1.5 cm

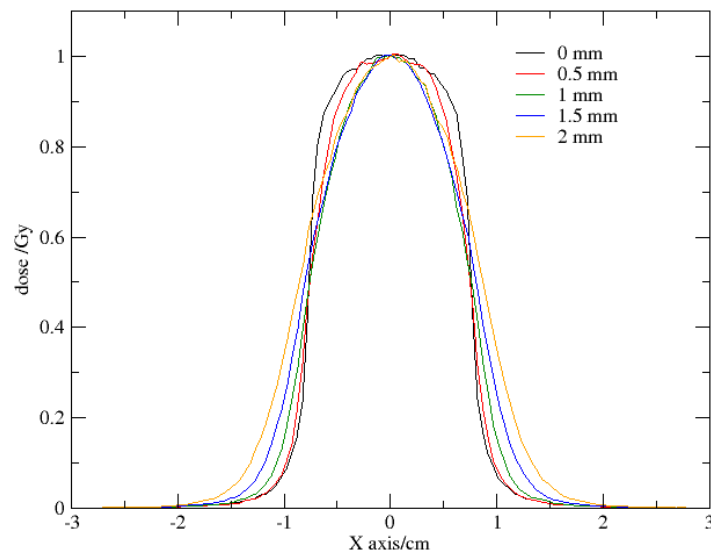


Figura 34. Perfil vs Mancha focal campo de 1.5 cm

Perfil-Mancha focal campo 3 cm x 3 cm

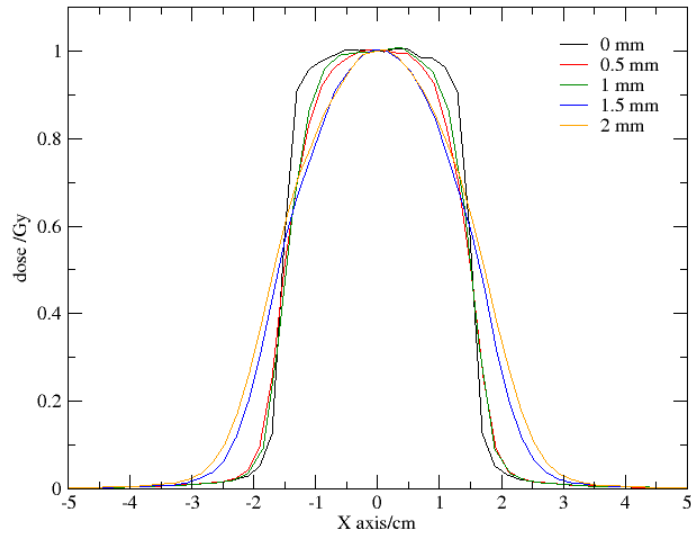


Figura 35. Perfil vs Mancha focal campo 3 cm

4. Perfil vs Energía

De acuerdo con Pena et al. (2004) (19) si bien los perfiles de dosis se utilizan comúnmente para la determinación de la energía nominal, el estudio mostró que son bastante insensibles a los cambios de energía por debajo de 0.3 MeV para un haz de fotones de 6 MV. Nuestro estudio muestra que esta insensibilidad es notable en las variaciones de 0.2 MeV (ver figura 14).

Perfil-Energia Campo 5mm x 5mm

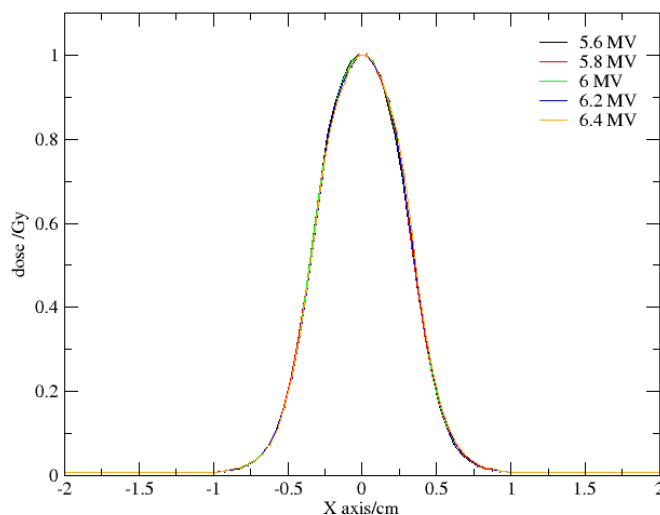


Figura 36. Perfil vs Energía campo de 5mm

5. Output factor (OF)

Adicionalmente, los OF para cada tamaño de campo en cada energía y tamaño de mancha focal se encuentran en la tabla 7. El OF aumenta al aumentar la energía del haz de fotones y el tamaño del campo y disminuye al aumentar la mancha focal.

Energía (MV)	Tamaño del campo (cm)		
	0.5	1.5	3
5.6	0.26	0.6	0.64
5.8	0.28	0.67	0.71
6	0.31	0.74	0.79
6.2	0.34	0.83	0.87
6.4	0.37	0.92	0.96
Mancha focal (mm)			
0	0.72	0.91	0.92
0.5	0.32	0.90	0.91
1	0.37	0.87	0.92
1.5	0.23	0.77	0.70
2	0.15	0.66	0.53
	OF		

Tabla 13. OF en función de la energía, tamaño de campo y mancha focal.

	40	30.000	25	20	15	10	
0.880		0.849	0.821	0.811	0.780	0.722	0.554
0.877		0.849	0.831	0.811	0.770		
0.872		0.836	0.817	0.795	0.762	0.703	0.540