



Universidad Autónoma de
Querétaro



Facultad de Ingeniería
Licenciatura en Ingeniería Física

**Verificación dosimétrica para campos pequeños de radiación
en un acelerador lineal para teleterapia.**

TESIS

Que como parte de los requisitos para obtener el grado de
INGENIERO FÍSICO

Presenta:

Daniel Alvaradejo Silva

Director:

M. en C. Edgar Calva Coraza

SINODALES

M. en C. Edgar Calva Coraza

Presidente

Firma

Dr. Aldrin M. Cervantes Contreras

Secretario

Firma

Lic. Ana Elena López Pañeda

Vocal

Firma

Dra. María Lucero Gómez Herrera

Suplente

Firma

Centro Universitario
Querétaro, Qro.
Noviembre de 2023
México



Dirección General de Bibliotecas y Servicios Digitales
de Información



Verificación dosimétrica para campos pequeños de
radiación en un acelerador lineal para teleterapia

por

Daniel Alvaradejo Silva

se distribuye bajo una [Licencia Creative Commons
Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0
Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Clave RI: IGLIN-280873

Con felicidad y emoción

A mi familia
A mi pareja
A mis asesores

Porque por ellos
he sido capaz de llevar a cabo este proyecto,
gracias a su motivación y apoyo incondicional,
por su tutela y acompañamiento a lo largo de este viaje.

Índice general

Resumen/Abstract	VII
Agradecimientos	VIII
1. Introducción	1
1.1. Objetivos	2
1.1.1. Objetivo General	2
1.1.2. Objetivos Particulares	2
1.2. Hipótesis	2
1.3. Motivación	2
1.4. Formulación del problema	3
2. Dosimetría	5
2.1. Radiación	5
2.1.1. Radiación Ionizante	5
2.1.2. Radiación no ionizante	6
2.2. Dosimetría	6
2.3. Medición de la energía ionizante	6
2.4. Medición de la cantidad de dosis absorbida	7
2.5. Parámetros de dosificación	7
2.5.1. Dosis absorbida	7
2.5.2. Dosis Relativa	8
2.6. Distribución de dosis	8
2.6.1. Parámetros de la distribución de dosis	9
3. Acelerador Lineal de Electrones	11
3.1. Cañón de electrones	11
3.2. Generador de radiofrecuencia	12
3.3. Guía de electrones	12
3.4. Sistema magnético de deflexión	12
3.5. Blanco (filtro convertidor)	13
3.6. Colimadores primarios	13
3.7. Filtro aplanador	14
3.8. Cámara de ionización	15
3.9. Colimador multihoja	15

Índice general

4. Campos pequeños	17
4.1. Definición de campo pequeño	17
4.1.1. Condiciones relacionadas al haz	17
4.1.2. Condiciones relacionadas al detector	18
4.1.3. Rango del equilibrio lateral de partículas cargadas	19
4.1.4. Definición del tamaño de campo	20
5. Detectores de radiación para campos pequeños	21
5.1. Requisitos para que un detector sea de campo pequeño	21
5.2. Tipos de dosímetros	23
5.3. Detectores empleados en el presente proyecto	24
5.3.1. Cámara de iones CC13	24
5.3.2. Diodo RFD 3G-pSi	24
5.3.3. Diodo RAZOR™	26
6. Mediciones Dosimétricas	28
6.1. Equipo utilizado	28
6.1.1. Acelerador lineal modelo Synergy marca Elekta con multihojas Aguility	28
6.1.2. Blue Phantom ²	29
6.2. Condiciones iniciales	30
6.2.1. Colocación de los detectores y del fantoma	30
6.2.2. Ajustes en el software myQA accept	31
7. Conclusiones y discusión de resultados	32
7.1. Mediciones obtenidas y cálculo de parámetros dosimétricos	32
7.1.1. Mediciones obtenidas experimentalmente	32
7.1.2. Mediciones obtenidas por Monaco	36
7.1.3. Comparación entre las distribuciones de dosis experimentales y simuladas	39
7.2. Discusión de los parámetros obtenidos	45
7.2.1. Gráficas de Error	48
7.3. Conclusiones	54
Índice	57
Bibliografía	57
Apéndice A: Cálculos Dosimétricos para Distribuciones de Dosis	61

Índice de cuadros

4.1. Tamaño mínimo de campo para ambos detectores	20
5.1. Características de los detectores para realizar dosimetría relativa en campos pequeños	21
5.2. Tamaño, Materiales y Dimensiones del diodo RFD 3^G -pSi	25
5.3. Características operacionales del diodo RFD 3^G -pSi	26
5.4. Tamaño, Materiales y Dimensiones del diodo RAZOR TM	27
5.5. Rendimiento dosimétrico del diodo RAZOR TM	27
6.1. Especificaciones técnicas Blue Phantom ²	29
6.2. Factores necesarios para toma de mediciones	31
7.1. Análisis de parámetros calculados vs parámetros simulados	45

Índice de figuras

2.1. Distribución de dosis absorbida en un eje transversal	9
3.1. Cañón de electrones utilizado en un LINAC ELEKTA	11
3.2. Colimador Multihojas de un LINAC	16
5.1. Cámara CC13 utilizada como cámara de referencia durante las mediciones realizadas.	24
5.2. Diodo RFD 3^G - pSi utilizado en las mediciones dosimétricas	25
5.3. Detector RAZOR TM utilizado en las mediciones dosimétricas	26
6.1. Acelerador lineal Elekta Infinity en la UEO. Y bajo el cabezal, Blue Phantom ²	28
6.2. Blue Phantom ² con detectores en posición para realizar mediciones dosimétricas	29
7.1. Distribución de dosis absorbida en un eje transversal para un campo 10 cm x 10 cm utilizando una cámara de iones CC13	33
7.2. Comparación de campos 0.5 cm x 0.5 cm con diferentes dosímetros.	33
7.3. Comparación de campos 1 cm x 1 cm con diferentes dosímetros.	34
7.4. Comparación de campos 2 cm x 2 cm con diferentes dosímetros.	34
7.5. Comparación de campos 3 cm x 3 cm con diferentes dosímetros.	35
7.6. Comparación de campos 5 cm x 5 cm con diferentes dosímetros.	35
7.7. Comparación de campos 10 cm x 10 cm con diferentes dosímetros.	36
7.8. Campo 0.5 cm x 0.5 cm calculado con Monaco.	36
7.9. Campo 1 cm x 1 cm calculado con Monaco.	37
7.10. Campo 2 cm x 2 cm calculado con Monaco.	37
7.11. Campo 3 cm x 3 cm calculado con Monaco.	38
7.12. Campo 5 cm x 5 cm calculado con Monaco.	38
7.13. Campo 10 cm x 10 cm calculado con Monaco.	39
7.14. Comparación entre la lectura del Diodo RAZOR TM y la simulación de Monaco en un campo de 0.5 cm x 0.5 cm.	39
7.15. Comparación entre la lectura del Detector CC13 y la simulación de Monaco en un campo de 0.5 cm x 0.5 cm.	40
7.16. Comparación entre la lectura del Diodo RAZOR TM y la simulación de Monaco en un campo de 1 cm x 1 cm.	40

7.17. Comparación entre la lectura del Detector CC13 y la simulación de Monaco en un campo de 1 cm x 1 cm.	41
7.18. Comparación entre la lectura del Diodo RAZOR TM y la simulación de Monaco en un campo de 2 cm x 2 cm.	41
7.19. Comparación entre la lectura del Detector CC13 y la simulación de Monaco en un campo de 2 cm x 2 cm.	42
7.20. Comparación entre la lectura del Diodo RAZOR TM y la simulación de Monaco en un campo de 3 cm x 3 cm.	42
7.21. Comparación entre la lectura del Detector CC13 y la simulación de Monaco en un campo de 3 cm x 3 cm.	43
7.22. Comparación entre la lectura del Diodo RAZOR TM y la simulación de Monaco en un campo de 5 cm x 5 cm.	43
7.23. Comparación entre la lectura del Detector CC13 y la simulación de Monaco en un campo de 5 cm x 5 cm.	44
7.24. Comparación entre la lectura Diodo RAZOR TM y la simulación de Monaco en un campo de 10 cm x 10 cm.	44
7.25. Comparación entre la lectura Detector CC13 y la simulación de Monaco en un campo de 10 cm x 10 cm.	45
7.26. Demostración gráfica de los errores entre el Diodo RAZOR TM y la simulación Monaco para un campo 0.5 cm x 0.5 cm.	48
7.27. Demostración gráfica de los errores entre el Detector CC13 y la simulación Monaco para un campo 0.5 cm x 0.5 cm.	48
7.28. Demostración gráfica de los errores entre el Diodo RAZOR TM y la simulación Monaco para un campo 1 cm x 1 cm.	49
7.29. Demostración gráfica de los errores entre el Detector CC13 y la simulación Monaco para un campo 1 cm x 1 cm.	49
7.30. Demostración gráfica de los errores entre el Diodo RAZOR TM y la simulación Monaco para un campo 2 cm x 2 cm.	50
7.31. Demostración gráfica de los errores entre el Detector CC13 y la simulación Monaco para un campo 2 cm x 2 cm.	50
7.32. Demostración gráfica de los errores entre el Diodo RAZOR TM y la simulación Monaco para un campo 3 cm x 3 cm.	51
7.33. Demostración gráfica de los errores entre el detector CC13 y la simulación Monaco para un campo 3 cm x 3 cm.	51
7.34. Demostración gráfica de los errores entre el Diodo RAZOR TM y la simulación Monaco para un campo 5 cm x 5 cm.	52
7.35. Demostración gráfica de los errores entre el detector CC13 y la simulación Monaco para un campo 5 cm x 5 cm.	52
7.36. Demostración gráfica de los errores entre el Diodo RAZOR TM y la simulación Monaco para un campo de 10 cm x 10 cm.	52
7.37. Demostración gráfica de los errores entre el detector CC13 y la simulación Monaco para un campo de 10 cm x 10 cm.	53

Verificación dosimétrica para campos pequeños de radiación en un acelerador lineal para teleterapia

Daniel Alvaradejo Silva

Resumen

A raíz de los problemas físicos que rodean la dosimetría de campos pequeños, en 2017, el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA) publicó una guía técnica llamada "*Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy*" para dar una guía simple, práctica y que permita con el mínimo de equipo, lograr una correcta dosimetría de campos pequeños. Este trabajo busca implementar esta guía técnica, y así, dejar un antecedente en el estado para que en un futuro resulte de mayor facilidad la correcta implementación y medición de la radiación en campos pequeños.

Para realizar este trabajo, se utilizaron 2 tipos de dosímetros distintos, la cámara de ionización CC13 y el diodo RAZORTM. Además, se utilizó un detector de campo RFD^{3G}.

Palabras Clave: Campos pequeños, Dosimetría, Diodos, TRS 483.

Abstract

Due to the physical challenges surrounding the dosimetry of small fields, in 2017, the International Atomic Energy Agency (IAEA) published a technical guide titled "*Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy*" to provide a simple, practical guide that allows for accurate dosimetry of small fields with minimal equipment. This work aims to implement this technical guide, establishing a precedent in the region for easier implementation and measurement of radiation in small fields in the future.

To carry out this work, two different types of dosimeters were used: the CC13 ionization chamber and the RAZORTM diode. Additionally, an RFD^{3G} field detector was employed.

Keywords: Small Fields, Dosimetry, Diodes, TRS 483.

Agradecimientos

Agradecimientos

Al **M. en C. Edgar Calva Coraza**, por haberme enseñado esta rama de la física, donde pude descubrir que con el auxilio de la física, es posible potenciar la calidad de vida de otras personas., además, por siempre tener la disposición de compartir sus conocimientos y así ayudarme a desarrollar este proyecto.

A **docentes y compañeros de la Universidad Autónoma de Querétaro**, por brindarme de su conocimiento y experiencia dentro y fuera de la universidad.

Al equipo de **Cancer Center Tec 100**, por acompañarme durante mis prácticas profesionales y hacerlas tan especiales, y por permitirme estar en contacto con las personas a las la física médica.

A la **Lic. Ana Elena Lopez Pañeda**, por enseñarme a como tratar dignamente a un paciente y a ser responsable en la calidad del tratamiento y seguridad del paciente.

A mi pareja; **Andrea Ochoa Maturano** por siempre iluminar este camino y darme la motivación para seguir y culminar este proyecto.

A mis papás; **Aurora Silva Lomeli** y **José Francisco Alvaradejo Muñoz** por buscar las maneras de estar a mi lado durante este trayecto.

A los papás de mis mejores amigo; **Rogelio Arredondo** y **Angélica Oaxaca**, y a mis mejores amigos; **Rogelio Arredondo Oaxaca** y **Paola Arredondo Oaxaca** por celebrar mis avances y estar ahí para apoyarme en mis caídas.

Y por último, a mi muy querida amiga **Alexa Fernanda Monroy Quintero**, por enseñarme que siempre hay una solución, y por siempre creer en mi, aún cuando yo no lo hacia.

Capítulo 1

Introducción

La radioterapia es una modalidad terapéutica que utiliza radiación ionizante de alta energía para tratar el cáncer y otras enfermedades (Perez & Brady, 2012). Existen dos tipos principales: radioterapia de haz externo o teleterapia, donde la fuente de radiación está fuera del paciente, y braquiterapia, donde se implantan fuentes radiactivas dentro del cuerpo (Washington & Leaver, 2015).

Un avance significativo en teleterapia ha sido la introducción de campos pequeños de radiación, menores a $4 \times 4 \text{ cm}^2$, que permiten dirigir la dosis con alta precisión sobre el volumen tumoral (Das, 2008). Esto posibilita esquemas innovadores como la radioterapia estereotáxica fraccionada (SBRT) y la radiocirugía estereotáxica (SRS), con excelentes resultados clínicos (Benedict et al., 2010).

Sin embargo, la dosimetría de campos pequeños conlleva desafíos únicos debido a la desestabilización electrónica lateral, filtración interlaminar y obstrucción parcial de la fuente, que generan gradientes de dosis muy elevados (Li et al., 1995). Además, el tamaño finito de los detectores introduce incertidumbres por efecto de promediado volumétrico (Das & Zhu, 2012).

Ante esta problemática, el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) publicó en 2017 la guía técnica TRS-483 sobre dosimetría de campos pequeños, para estandarizar la práctica a nivel global (IAEA, 2017). El presente trabajo busca implementar dicha guía en un centro de radioterapia, a fin de sentar precedentes para la introducción de técnicas avanzadas con campos pequeños en el futuro.

1.1. Objetivos

Este trabajo de investigación se fundamenta en los siguientes propósitos:

1.1.1. Objetivo General

Validar el sistema de plan de tratamiento (TPS) con las medidas experimentales utilizando 2 tipos de dosímetros para campos pequeños.

1.1.2. Objetivos Particulares

1. Implementar un sistema con ayuda del Software My QA Accept para la medición de radiación adecuado al problema de campos pequeños de radiación que perturben lo menos posible el campo de radiación.
2. Aplicar las recomendaciones del protocolo 483, y con ayuda de dosímetro previamente calibrado en un centro especializado, lograr una correcta calibración del diodo para fotones de baja energía.
3. Verificar que las lecturas obtenidas estén acordes al sistema de planeación de tratamientos, utilizando como referencia medidas simuladas en el software Monaco (utilizando el método de cálculo Monte Carlo), y comparando con las medidas reales esperando obtener una diferencia no mayor al 2% o un Γ mayor a 0.97

1.2. Hipótesis

La aplicación del protocolo TRS 483 en la calibración precisa de un dosímetro permite la valoración de la exactitud de los cálculos de dosis efectuados por el TPS (Sistema de Planificación de Tratamientos). Se logra una comparación con los valores medidos y modelados por Elekta, revelando una discrepancia inferior al 2% o un Γ mayor a 0.97. Este análisis se lleva a cabo en relación con un dosímetro previamente calibrado por un laboratorio primario de calibración en Alemania.

1.3. Motivación

En la presente tesis se pretende utilizar una guía general emitida por el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA) de la cual, México es miembro por ser parte de la Organización de las Naciones Unidas (ONU) sobre dosimetría de campos pequeños que permita generar un antecedente sobre el abordaje de la Física y los detalles técnicos en la calibración de campos pequeños.

La dosimetría precisa de campos pequeños en radioterapia se convierte en un aspecto indispensable para asegurar la administración segura de dosis terapéuticas, especialmente en técnicas avanzadas como la Radioterapia Estereotáxica Corporal (SBRT) y la Radiocirugía Estereotáxica (SRS) (Benedict et al., 2010). Estudios recientes han

demostrado que errores dosimétricos en campos pequeños pueden tener consecuencias graves, incluso provocando toxicidades severas y, en casos extremos, desenlaces fatales (Das, 2008).

En el contexto de la radioterapia en México, la utilización de campos pequeños es limitada, principalmente debido a las incertidumbres dosimétricas y a la falta de estandarización en estas prácticas (Li et al., 1995). La implementación de la guía técnica TRS-483 de la OIEA podría desempeñar un papel crucial en abordar estos desafíos. Esta guía proporciona directrices específicas para la dosimetría en haces pequeños, abordando la necesidad de mediciones precisas y la importancia de la calidad y consistencia en la práctica clínica.

En el ámbito internacional, la comunidad médica reconoce la importancia de la dosimetría precisa en campos pequeños, y la guía TRS-483 se ha establecido como un marco de referencia valioso para garantizar la uniformidad en la implementación de técnicas avanzadas. Su adopción en México podría no solo mejorar la calidad de la radioterapia, sino también allanar el camino para la introducción y aceptación de técnicas innovadoras en beneficio de los pacientes mexicanos.

Es fundamental destacar que la dosimetría precisa no solo garantiza la seguridad del paciente, sino que también contribuye a la eficacia del tratamiento al permitir la administración precisa de dosis en regiones tumorales y la minimización de la irradiación en tejidos circundantes. Por lo tanto, la implementación de las directrices proporcionadas por la guía TRS-483 no solo aborda las preocupaciones actuales en torno a los campos pequeños en México, sino que también sienta las bases para una radioterapia más avanzada y precisa en el futuro.

El presente trabajo buscará aplicar la guía técnica 483. Que será utilizada como un antecedente para que en un futuro se puedan administrar técnicas SBRT y SRS en el estado de Querétaro.

1.4. Formulación del problema

El progreso en los tratamientos de radioterapia ha sido motivado por los avances tecnológicos y los desafíos emergentes en la medicina. Mediante la prevención de las enfermedades, la cultura de higiene en la población, la mejora en la accesibilidad a los servicios de salud y un diagnóstico temprano han sido factores ponderantes en el cambio de la filosofía de la radioterapia (Delaney et al., 2005). Cambiando, de tratar lesiones tumorales de gran volumen a lesiones inferiores a los 160 centímetros cúbicos (Das, 2008).

Formulación del problema

El problema de utilizar campos pequeños de radiación es que generan distribuciones de dosis complejas con gradientes laterales extremos, que dificultan su medición precisa (IAEA, 2017). Los métodos dosimétricos convencionales introducen errores significativos por efectos de promediado volumétrico y perturbación del equilibrio electrónico (Das & Zhu, 2012). Se requieren detectores especializados y protocolos estandarizados con el fin de asegurar la calidad de los tratamientos. La falta de estos produce incertidumbres que limitan la implementación segura de técnicas como SBRT y SRS.

Capítulo 2

Dosimetría

2.1. Radiación

La emanación, difusión y transmisión de energía en diversos medios se denomina radiación, manifestándose a través de ondas electromagnéticas o partículas, según lo definido por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) en 2021. Esta forma de energía se categoriza en dos categorías: radiación no ionizante y ionizante. Con el fin de comprender su significado, es necesario explorar los términos asociados con las partículas y rayos que constituyen estas formas de radiación.

2.1.1. Radiación Ionizante

Es una manifestación de energía que es capaz de remover electrones de los átomos y las moléculas de una material, ya sea aire, agua o tejido vivo. (Centers for Disease Control and Prevention, 2021)

La radiación ionizante transporta energía en forma de radiación emitida y partículas por sustancias radiactivas, reactores nucleares y dispositivos de rayos X. Incluye partículas alfa, beta, rayos X y gamma que poseen suficiente energía para expulsar electrones de moléculas como agua, proteínas y ácidos nucleicos.[ATSDR] 1999).

Partículas Alpha y Beta

Las partículas alfa están compuestas por dos neutrones y dos protones. Debido a su gran masa, superior a 7000 veces la de las partículas beta ($\beta=9.109 \times 10^{-31}$ kilogramos), su alcance dentro del cuerpo es muy limitado, inferior a una décima de milímetro (Nave, 2010).

Por otro lado, las partículas beta electrones. El término "partícula beta" tiene un origen histórico en la descripción inicial de la radiactividad. Los electrones de alta energía poseen una mayor capacidad de penetración que las partículas alfa, aunque significativamente menor que los rayos gamma (Nave, 2010).

Rayos X y Rayos Gamma

La radiación gamma es un flujo de ondas electromagnéticas, y su origen suele encontrarse en núcleos excitados. Con frecuencia, después de emitir partículas alfa o beta, su núcleo sigue con demasiada energía, liberándolo como ondas de alta frecuencia (Stewart, 1993).

Por otro lado, los Rayos X se generan mediante el impacto de electrones acelerados a gran velocidad contra la materia. En cualquier dispositivo de Rayos X, se incluye un cátodo emisor de electrones y un ánodo conectado a un potencial significativamente positivo en comparación con el cátodo. Este ánodo atrae a los electrones, sirviendo de blanco contra el cual colisionan (Stewart, 1993).

2.1.2. Radiación no ionizante

La radiación no ionizadora (RNI) abarca todos los tipos de radiación y campos presentes en el espectro electromagnético que carecen de la energía necesaria para liberar electrones de la materia. En otras palabras, la RNI no tiene la capacidad de proporcionar la energía suficiente para alterar la estructura de una molécula o átomo, ya sea rompiendo o modificando sus enlaces (Hansson, 1998).

2.2. Dosimetría

La dosimetría se define como el análisis de la energía depositada, conocida como dosis absorbida, en la materia. Este fenómeno se produce a través de interacciones con partículas cargadas, como iones o electrones, generadas por fotones con la energía necesaria para provocar modificaciones en la estructura de la materia, como se detalla en el trabajo de (Podgorsak, 2005).

Para poder realizar la correcta descripción y medición del haz de radiación, es necesario definir ciertas cantidades y unidades que serán descritas en las secciones siguientes (Khan, 2010).

2.3. Medición de la energía ionizante

En los inicios del uso de los rayos-x, hubo intentos para realizar una medida de cuánta dosis de radiación era absorbida por el tejido irradiado, cada centro tenía su propio método para medir la radiación y había pequeñas diferencias entre uno y otro; entre los tipos de detectores había los de cámara de ionización, de centelleo o utilizaban químicos que reaccionaban al haz de la radiación para así, poder dar un estimado de cuánta dosis estaba recibiendo el cuerpo. (Gibbons, 2014)

Al ser un sistema tan ineficaz y tan variado, en 1928, la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU por sus siglas en inglés) adoptó una nueva forma de medir la radiación x y γ , los Roentgen (R) cuyo fin fue unificar el modelo de medición de radiación administrada. Primero se definirán las cantidades en que se mide la

energía depositada; algunas de ellas son utilizadas para haces de baja o mediana energía, mientras que el Gray es usado para partículas o fotones de alta energía (Gibbons, 2014).

2.4. Medición de la cantidad de dosis absorbida

Para cuantificar la cantidad de radiación en cualquier tipo de radiación ionizante, es necesario definir la dosis absorbida. Este indicador refleja los impactos biológicos generados por la radiación ionizante, que pueden afectar al cuerpo.

El concepto de dosis absorbida cuantifica la cantidad de energía que transfiere la radiación ionizadora en relación a la cantidad de masa de la sustancia expuesta a radiación. Históricamente era medida en rads, donde 1 rad equivale a la absorción de 100 ergios por gramo. En el Sistema Internacional de Unidades, la cantidad de radiación absorbida se cuantifica en grays (Gy), y 1 Gy representa la absorción de 1 julio por kilogramo (Gibbons, 2014).

$$1\text{rad} = 100\text{ergs/g} = 10^{-2} \text{ J/kg}$$

En cuanto a la dosis, la unidad utilizada en el SI es el Gray. (Gy) y está definido como:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

Así, la relación entre el Gray, centiGray (cGy) y el rad es:

$$1 \text{ Gy} = 100\text{rad} = 100\text{cGy}$$

O

$$1\text{rad} = 10^{-2} \text{ Gy} = 1\text{cGy}$$

2.5. Parámetros de dosificación

2.5.1. Dosis absorbida

Es representada por D , se refiere a cuanta energía es depositada por la radiación en un determinado medio. Se define mediante la relación de dE_D entre dm , donde dE_D corresponde a la energía transferida por partículas con carga ocasionado por impactos con electrones en una masa dm .

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

Con unidades de J kg^{-1} La denominación específica para la unidad es gray (Gy).

2.5.2. Dosis Relativa

La dosis relativa constituye un concepto fundamental en la dosimetría de radiación, especialmente en el ámbito de campos pequeños. Este concepto representa la relación entre la cantidad de dosis en un punto concreto dentro de un campo de radiación y la dosis absorbida en ese mismo punto cuando se expone a un campo de referencia bajo condiciones específicas (Podgorsak, 2005).

En su libro *Física de la Oncología Radioterápica: Un Manual para Docentes y Estudiantes*, Ervin B. Podgorsak proporciona detalles esenciales sobre este concepto. Para comprender plenamente la dosis relativa, consideremos las siguientes ampliaciones:

Fórmula para el Cálculo de la Dosis Relativa

Se calcula utilizando la siguiente fórmula:

$$DR = \frac{D}{D_0} \times 100 \%$$

Donde:

- DR es la dosis relativa.
- D es la dosis absorbida en un punto específico en el campo de radiación de interés.
- D_0 es la dosis absorbida en el mismo punto en el campo de referencia bajo condiciones de referencia específicas.

Esta fórmula permite expresar la dosis absorbida en términos relativos a la dosis de referencia.

Significado Clínico

En campos de radiación pequeños, como los utilizados en radiocirugía y radioterapia estereotáxica, los gradientes de dosis pueden ser extremadamente pronunciados. Esto significa que las mediciones puntuales pueden no proporcionar una representación precisa de la dosis promedio en un volumen de tejido. La dosis relativa permite comparar la dosis absorbida en el punto de interés con una dosis de referencia, lo que es crucial para garantizar que el paciente reciba la dosis prescrita de radiación (Das, 2008).

2.6. Distribución de dosis

Las descripciones de perfiles de dosis muestran la variación de dosis absorbida con base en la profundidad y la separación al eje central de un haz de radiación. Analizando estos perfiles se obtiene información relevante como la uniformidad y simetría del haz, el tamaño de campo, y los gradientes laterales de dosis (Brosed Serreta & Lizuain Arroyo, 2013).

Los perfiles de dosis absorbida se emplean para analizar la uniformidad del haz y también para definir las penumbras. (véase figura 2.1).

Figura 2.1: Distribución de dosis absorbida en un eje transversal

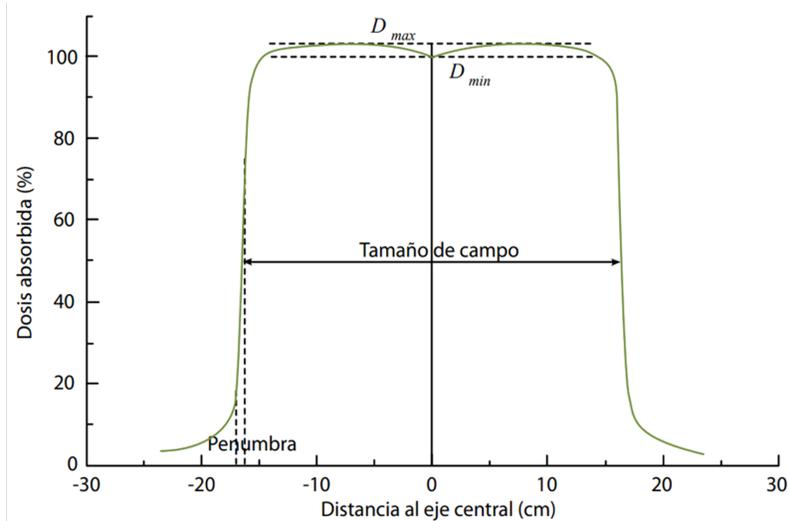


Imagen extraída del libro Fundamentos de Física Médica (Brosed Serreta & Lizuain Arroyo, 2013)

2.6.1. Parámetros de la distribución de dosis

Penumbra

La penumbra se refiere a la región que se encuentra entre el área central con dosis completa y la región fuera del campo donde la dosis cae rápidamente (Das et al., 2008). En los perfiles de dosis, se define como la separación entre los puntos del 80 % al 20 % de la dosis máxima (Khan, 2010).

En campos pequeños, la penumbra es más amplia en comparación con campos grandes (Li et al., 1995). Esto se debe principalmente a efectos del tamaño finito de la fuente, filtración a través del colimador y pérdida de equilibrio electrónico lateral (IAEA, 2017).

Una penumbra más amplia tiene varias consecuencias clínicas para el paciente (Podgorsak, 2005):

- Reduce la precisión para delimitar el volumen blanco y los tejidos sanos adyacentes.
- Aumenta la dosis en los tejidos normales cercanos al tumor.
- Dificulta la generación de distribuciones de dosis complejas con isodosis conformadas al volumen tumoral.
- Las guías clínicas recomiendan mantener la penumbra lo más estrecha posible, idealmente menor a 5 mm para campos pequeños (Benedict et al., 2010).

- Penumbra más anchas requieren márgenes más amplios en el volumen blanco para garantizar cobertura completa, aumentando la toxicidad.

Tamaño de campo (Full Width at Half Maximum FWHM)

Se define como el ancho a la mitad del perfil de dosis, es decir la distancia que existe al 50% de la dosis relativa (Das, 2008). Para campos muy pequeños, está dominado por el tamaño de la fuente efectiva.

Un tamaño de campo menor permite (Khan, 2010):

- Mayor gradiente de dosis alrededor del blanco para reducir la dosis a tejidos sanos.
- Tratar tumores pequeños de forma precisa.
- Administrar dosis de radiación muy altas sobre volúmenes pequeños.
- Sin embargo, también amplifica los efectos dosimétricos complejos mencionados previamente (IAEA, 2017).
- El tamaño mínimo de campo viable está limitado por la capacidad de modelar y medir la distribución de dosis correctamente (Li et al., 1995).

Planicidad

La planicidad de una distribución de dosis se refiere al grado de uniformidad del campo central de dosis completa en el perfil de dosis (Podgorsak, 2005). Matemáticamente se define como la disparidad en la cantidad de dosis máxima (D_{max}) y la mínima (D_{min}) en el campo plano, dividida por la dosis de prescripción (D_{pres}):

$$\text{Planicidad}(\%) = [(D_{max} - D_{min})/D_{pres}]x100$$

Valores bajos indican un campo más plano y uniforme. El rango aceptable depende del tamaño de campo, pero valores menores al 3% se consideran óptimos (Perez-Calatayud et al., 2012).

En campos pequeños este parámetro cobra especial importancia, porque los efectos dosimétricos como falta de equilibrio electrónico lateral, filtración interlaminaar y respuesta no uniforme de detectores, pueden distorsionar la planicidad (Das et al., 2008).

Una mala planicidad en el campo central puede resultar en:

Sobredosificación de regiones dentro del volumen blanco (Varian Medical Systems, 2021). Dificultad para generar distribuciones de dosis conformadas al PTV. Mayor dosis a órganos de riesgo adyacentes. Por esto, las guías clínicas recomiendan mantener una planicidad menor al 2% como criterio de calidad para campos pequeños en radiocirugía (Benedict et al., 2010).

Validar la planicidad en el proceso de dosimetría de campos pequeños y aplicar correcciones si es necesario, es esencial para garantizar la cobertura adecuada del blanco y minimizar la toxicidad en tejidos sanos.

Capítulo 3

Acelerador Lineal de Electrones

En este capítulo será descrito el funcionamiento de un acelerador lineal (LINAC por sus siglas en inglés) para una mejor comprensión de los problemas físicos que rodean a los campos pequeños.

Un acelerador lineal de electrones (linac) utiliza campos eléctricos oscilantes para acelerar haces de electrones a altas energías y luego hacerlos incidir sobre un blanco para la generación de fotones (Washington Leaver, 2015).

3.1. Cañón de electrones

El sistema está equipado con un cañón que posibilita la generación y dirección precisa de electrones. Este cañón consta de un cátodo calentado indirectamente por un filamento, induciendo así la emisión de electrones. Además, incorpora una rejilla de control, un cilindro perforado, que envuelve al cátodo y establece una relación de potencial negativo en relación a este. Gracias a esta variación de potencial, es posible ajustar la magnitud del flujo de electrones. A continuación, se encuentra el ánodo acelerador, compuesto por un electrodo cilíndrico de mayor diámetro que la rejilla de control, encargado de acelerar el flujo de electrones. Finalmente, el ánodo de enfoque, está alimentado por una fuente de voltaje variable elevada que facilita el enfoque. (IAEA, 2005).



Figura 3.1: Cañón de electrones utilizado en un LINAC ELEKTA

Imagen extraída de Lamps et Tubes. (s.f.). ELEKTA Electron beam source.

3.2. Generador de radiofrecuencia

En los aceleradores lineales el haz tiene que ganar energía durante un solo trayecto a través de la estructura. Esto conlleva elevados requisitos en los campos de aceleración y en la potencia total de RF (radiofrecuencia). Por ello, un linac típico tiene instalada una potencia de RF que oscila entre decenas y cientos de megavatios. (CERN, 2023) Esta oscilación genera una variación de polaridad dentro de las cavidades de la guía de ondas en el momento justo para que los aglomerados de electrones se aceleren de manera correcta y precisa. (IAEA, 2005)

3.3. Guía de electrones

Es una estructura metálica al vacío o llena de un gas de secciones rectangulares o circulares para la transmisión de los aglomerados de electrones. La aceleración es obtenida a partir de un dispositivo de aceleración que utiliza una guía de onda cilíndrica con cavidades centrales perforadas, estas cavidades son equidistantes a lo largo de la guía. (IAEA, 2005)

3.4. Sistema magnético de deflexión

Esta sección desempeña la función de desechar electrones que no poseen la energía adecuada. El sistema se fundamenta en una serie de giros a diferentes grados para depurar el haz y, simultáneamente, dirigirlos hacia los blancos. En el mercado existen tres opciones de flexión: 90° , 270° y 112.5° (IAEA, 2005).

El rechazo de electrones se lleva a cabo mediante la aplicación de la fuerza de Lorentz. Esta fuerza representa la acción del campo electromagnético sobre una partícula cargada o una corriente eléctrica. La ley establece que la fuerza actuante sobre una partícula q en movimiento a una velocidad v a través de un campo eléctrico E y un campo magnético B está dada por

$$\vec{F} = q\vec{E} + q\vec{v} \times \vec{B}$$

El inicial concepto está asociado al campo eléctrico. La segunda expresión representa la fuerza magnética y exhibe una dirección ortogonal respecto a la velocidad como al campo magnético. Dicha fuerza magnética es proporcionada tanto a q como a la magnitud del producto cruz de $\vec{v} \times \vec{B}$. En términos del ángulo ϕ entre \vec{v} y \vec{B} , la amplitud del vector equivale a $qvB \sin \phi$. Los aceleradores de partículas cargadas usan el hecho de que las partículas se mueven en orbitas circulares cuando \vec{v} y \vec{B} están en los ángulos correctos. En cada revolución, un campo eléctrico cuidadosamente calculado proporciona a las partículas una cantidad de energía cinética adicional, que hace las órbitas mayores. Cuando las partículas adquieren la energía deseada, se extraen. (Britannica, 2022)

3.5. Blanco (filtro convertidor)

El blanco o filtro convertidor es un componente clave en el LINAC, ya que es el encargado de convertir el haz de electrones acelerados en un haz de fotones de alta energía mediante dos procesos físicos:

Radiación de frenado (bremsstrahlung):

- Cuando los electrones chocan contra la superficie receptora. compuesto típicamente de tungsteno u otro metal de alto número atómico Z , son frenados y desacelerados, perdiendo energía. Una fracción de esta energía se irradia en forma de fotones de rayos X.
- Rayos X característicos: Los electrones también pueden excitar los electrones de las capas centrales de los átomos del objetivo. Cuando estos portadores de carga negativa regresan a su estado fundamental, emiten fotones de energía discreta equivalente a la disparidad de energía entre las capas atómicas. Esto genera los picos característicos de rayos X del material del blanco (Gibbons et al., 2014).

La combinación de estos dos procesos da como resultado un espectro continuo de fotones de alta energía con picos característicos superpuestos (Washington & Leaver, 2015).

El blanco suele estar conformado por dos partes:

- Un blanco delgado que permite el paso libre de los electrones pero genera una pequeña producción de rayos X para monitoreo.
- Un blanco grueso que completa la conversión de los electrones en fotones al interceptar completamente el haz y producir el máximo rendimiento de rayos X (Van Dyk, 1999).

El diseño y materiales del blanco determinan características del haz de fotones resultante como energía máxima, intensidad y distribución espacial. Por esto debe ser elegido cuidadosamente según la aplicación clínica del acelerador lineal (Khan, 2010).

3.6. Colimadores primarios

Estos colimadores tienen la función principal de evitar que el haz de radiación se vaya hacia otras partes, por lo regular tiene forma de cono y están hechos de un material capaz de absorber la radiación (IAEA, 2005).

Los colimadores primarios en el Elekta Synergy consisten en una serie de bloques de tungsteno que delimitan las dimensiones y configuración del haz de radiación desde la fuente. Están ubicados después del target o blanco de conversión de fotones y antes de llegar al isocentro del acelerador (Van Dyk & Battista, 2020).

Geometría:

- Consisten en 4 pares de bloques rectangulares de tungsteno que se mueven independientemente para conformar un campo cuadrado o rectangular (Elekta, 2017).
- Cada par de bloques opuestos tiene bordes en bisel para minimizar la transmisión entre hojas (Gibbons, 2014).
- Los bordes internos definen el campo de radiación utilizable mientras que los bordes externos delimitan la radiación de fuga (Khan, 2018).
- Delimitan el campo máximo utilizable de 40x40 cm² en el isocentro (Elekta, 2017).

Funcionamiento:

- Permiten conformar campos cuadrados o rectangulares desde 5x5 cm² hasta 40x40 cm² en el isocentro (Elekta, 2017).
- Se controlan remotamente para colimar el haz de fotones y delimitar el tamaño de campo deseado (Jaffray & Gospodarowicz, 2015).
- Absorben la radiación de fuga que no va dirigida al tumor para reducir la dosis fuera del volumen blanco (Khan, 2018).

Efectos en campos pequeños:

- En campos muy pequeños, menos de 3x3 cm², los bordes de los colimadores están muy cerca entre sí (Gibbons, 2014).
- Esto provoca filtración entre los bordes opuestos, aumentando ligeramente la transmisión de radiación (Van Dyk & Battista, 2020).
- También genera penumbras más amplias al ensanchar el efecto penumbral combinado (Jaffray & Gospodarowicz, 2015).
- Estos efectos deben tomarse en cuenta durante la dosimetría y considerarse en los cálculos de dosis para campos pequeños (Khan, 2018).

3.7. Filtro aplanador

Este filtro tiene el papel de hacer que el haz tenga la misma intensidad en toda su área, esto lo consigue con un filtro de mayor densidad al centro y menor en los extremos, provocando así, que el haz impacte con la misma intensidad (IAEA, 2005).

3.8. Cámara de ionización

Las cámaras de ionización aprovechan el hecho de que la radiación posee la energía suficiente para desprender electrones de átomos y moléculas, generando pares de iones de carga opuesta en lo que antes era un entorno eléctricamente neutro (Podgorsak, 2005). Esta cámara desempeña la función de medir la radiación emitida por el equipo (Khan, 2018).

Se aplica un voltaje a través del volumen de la cámara, utilizando electrodos cargados en sentido opuesto. Los iones negativos son atraídos hacia los electrodos positivos (ánodo), mientras que los iones positivos se dirigen hacia los electrodos negativos (cátodo). Como resultado, los pares de iones se separan y los electrodos generan una pequeña señal de corriente por cada par creado (Khan, 2018). Esta cámara tiene la responsabilidad de medir la radiación emitida por el equipo.

3.9. Colimador multihoja

Los colimadores multihojas (MLC) son un componente esencial de los aceleradores lineales modernos. Están compuestos por finas láminas de un material de número atómico elevado, como el wolframio, que tienen la capacidad de desplazarse de manera independiente dentro y fuera del campo de radiación para dar forma al haz.

Características Clave:

- Las hojas tienen un ancho típico de 1 cm en el isocentro del acelerador y pueden proyectar campos de hasta 40 x 40 cm². El grosor varía entre 50-100 mm (Podgorsak, 2005).
- El número de hojas (o pares de hojas) puede ser de 40 a 120, dependiendo del fabricante, y se disponen una al lado de la otra para formar la apertura (Vassiliev et al., 2006).
- Las hojas se mueven perpendicularmente al eje del haz mediante motores de alta precisión, con una precisión de posicionamiento de 0.1-0.5 mm (Jordan & Williams, 1994).
- El movimiento de las hojas se controla por computadora para crear aberturas irregulares y dar forma al haz según la forma del tumor blanco.
- Están fabricadas con una aleación de wolframio para maximizar la atenuación de los fotones, y la transmisión es solo del 1-2% del haz original (Jordan & Williams, 1994).
- El diseño de las hojas permite generar penumbras más estrechas (6-7 mm) en comparación con los colimadores convencionales (Bortfeld et al., 1994).

Factores Dosimétricos:

- Debido al diseño escalonado de las hojas, se produce filtración interhoja que genera transmisión y penumbras más amplias. Se deben considerar factores de corrección (Boyer & Li, 1997).
- La transmisión a través de las hojas está condicionado por la energía del haz, el ángulo de incidencia y el ancho acumulado de las hojas en la dirección del haz, y varía entre aproximadamente el 1.5-3.0% (Yu, 1995).
- Los MLC introducen heterogeneidades en el perfil del haz que deben ser consideradas durante la planificación dosimétrica, especialmente para campos pequeños (Jordan & Williams, 1994).

En resumen, los colimadores multihojas permiten dar forma al haz para adaptarse a la forma irregular de los tumores y proteger mejor los tejidos sanos. Sin embargo, introducen efectos dosimétricos que deben ser tomados en cuenta a través de modelizaciones y mediciones cuidadosas.

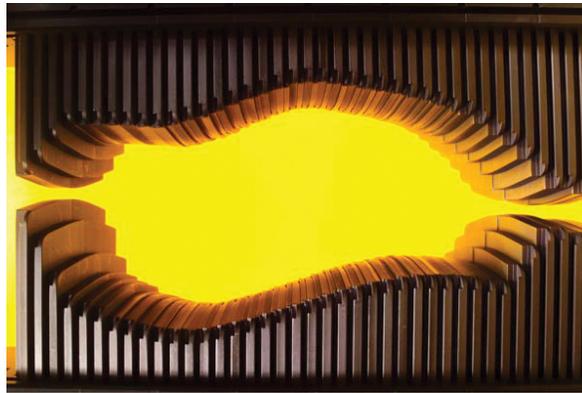


Figura 3.2: Colimador Multihojas de un LINAC

Imagen extraída de Radiology Oncology Systems. Colimadores de hojas múltiples (MLC), 2021.

Capítulo 4

Campos pequeños

4.1. Definición de campo pequeño

Se denominan campos pequeños en radioterapia a aquellos campos de radiación cuya área proyectada es menor a $4 \times 4 \text{ cm}^2$ aproximadamente (Das, 2008). En estas dimensiones se presentan efectos dosimétricos particulares:

- Pérdida de equilibrio electrónico lateral: Los electrones secundarios pueden dispersarse fuera del campo sin ser reemplazados, generando gradientes laterales de dosis más pronunciados (Li et al., 1995).
- Se produce una obstrucción parcial de la fuente principal de fotones debido a los dispositivos de colimación.
- Promediado volumétrico: La señal de un detector grande no representa exactamente la dosis puntual debido al promedio sobre el volumen sensible (Das & Zhu, 2012).

Estos efectos dificultan la modelización teórica y medición experimental precisa de la distribución de dosis en campos pequeños.

4.1.1. Condiciones relacionadas al haz

Variables relacionadas con el LCPE

SCD

Es la distancia entre la fuente-cámara.

SAD

Es la distancia entre la fuente-eje.

SSD

Es la distancia entre la fuente-superficie.

TPR_{20,10}

La relación tejido-fantasma (TPR por sus siglas en inglés) a profundidades de 20 a 10 cm en agua, utilizando un campo de 10 x 10 cm y un SCD de 100 cm. Esta relación esta dada por una relación entre la lectura tomada con 20 cm de agua por encima del detector, entre la lectura tomada con 10 cm de agua por encima del detector.

$$TPR_{20,10} = \frac{L_{20}}{L_{10}} \quad (\text{IAEA, 2017})$$

Para este trabajo se utilizó el siguiente $TPR_{20,10}$

$$TPR_{20,10} = \frac{8,964}{13,19} = 0,679605762$$

4.1.2. Condiciones relacionadas al detector

Promediado volumetrico El promediado volumétrico se refiere al hecho de que la señal de salida de un detector representa el promedio de la dosis absorbida sobre todo su volumen sensible, y no la dosis puntual en un punto específico (Das et al., 2008).

Se define formalmente como el cociente entre la integral del producto de la distribución de dosis $D(x,y,z)$ y la función de peso $w(x,y,z)$ que representa la geometría sensible del detector, dividido por la integral de la función de peso sobre todo el volumen V (Perez-Andujar et al., 2009):

$$k_{vol} = \frac{\int \int \int_V D(x, y, z) w(x, y, z) dV}{\int \int \int_V w(x, y, z) dV}$$

Donde:

- $D(x,y,z)$ es la distribución de dosis en el volumen del detector.
- $w(x,y,z)$ es la función de peso, usualmente 1 dentro del volumen sensible y 0 fuera.
- V es el volumen total del detector.

Esto implica que la medición final se ve influenciada por la distribución de dosis no homogénea dentro del volumen del detector.

Relación con detectores para campos pequeños

En campos pequeños se presentan penumbras muy pronunciadas debido a la falta de LCPE y el tamaño reducido del campo (Das & Zhu, 2012).

Por ejemplo, si la mitad del volumen del detector se encuentra en la región de penumbra con dosis baja, y la otra mitad en la región central de dosis alta, la lectura final será un promedio de esas dos zonas, subestimando la dosis máxima real.

Definición de campo pequeño

Para campos pequeños se recomienda entonces que el detector tenga un volumen pequeño comparado con el rango de variación de dosis, usualmente menor a 2-3 mm de radio, de manera que el efecto de promediado volumétrico sea mínimo (Lessard et al., 2012).

Cómo funciona el promediado volumétrico

Supongamos un campo pequeño con un gradiente lateral de dosis que va desde 100 % de la dosis en el centro, bajando rápidamente a 0 % hacia los lados en unos pocos milímetros. Colocamos un detector cilíndrico con su eje perpendicular al gradiente.

Si el radio del detector es 1 mm, estará contenido casi completamente dentro de la región de dosis máxima, por lo que medirá 100 % de la dosis con buena aproximación.

Pero si el radio es 5 mm, la mitad de su volumen estará en la zona de dosis baja (<50 %) y la otra mitad en dosis alta. Entonces la lectura promedio será alrededor de 75 % de la dosis máxima real, introduciendo un error significativo.

El promediado volumétrico se refiere al hecho de que la lectura de un detector representa el promedio de dosis absorbida sobre todo su volumen sensible (Podgorsak, 2005). Esto produce diferencias entre la dosis puntual y la lectura del detector cuando éste se encuentra en un gradiente de dosis, como en la penumbra de un campo pequeño (Das et al., 2008).

En campos pequeños, donde los gradientes de dosis son elevados, el efecto de promediado volumétrico hace que la lectura del detector subestime la dosis máxima y sobreestime la dosis mínima con respecto a la dosis puntual (Li et al., 1995). Esto provoca un aplanamiento y ensanchamiento aparente de la penumbra en los perfiles de dosis medidos (Zhu et al., 2009).

4.1.3. Rango del equilibrio lateral de partículas cargadas

El parámetro r_{LCPE} es esencial para establecer la conexión entre las dimensiones del campo y el tamaño mínimo de un detector, donde se cumplen los requisitos para LCPE. En la actualidad, a través de cálculos en Monte Carlo, este parámetro se formula en relación con el índice convencional de calidad del haz de fotones, $TPR_{20,10}$. La expresión para r_{LCPE} (en cm) se expone de la siguiente manera:

$$r_{LCPE} = 8,369\text{cm} \times TPR_{20,10} - 4,382\text{cm} \quad (\text{IAEA, 2017})$$

Habiendo calculado el $TPR_{20,10}$ anteriormente, se procede a calcular el r_{LCPE}

$$r_{LCPE} = (8,369\text{cm} \times 0,679) - 4,382\text{cm} = 1,704\text{cm}$$

4.1.4. Definición del tamaño de campo

Las dimensiones del campo son el par de medidas que especifican la extensión del campo a la distancia de evaluación.

Cada dimensión es definida por FWHM (anchura a media altura) del perfil lateral del haz medido a una profundidad suficiente para eliminar la contribución de los electrones contaminantes.

La comisión internacional electrotécnica define al tamaño de campo con dos distintos términos:

- Las dimensiones del del área geométrica se define como la proyección espacial de la abertura del colimador por la fuente de radiación sobre un plano ortogonal al eje de la radiación
- Las dimensiones del campo de irradiación esta descrito en términos de las dimensiones de un área en un plano ortogonal al eje de la radiación de radiación definido por líneas de isodosis.

Existe una ecuación para calcular el tamaño de campo mínimo el cual nos ayuda a saber cuál es el limite del detector que se está utilizando, la ecuación es la siguiente:

$$2r_{LCPE} + d_{\max} \quad (\text{IAEA, 2017})$$

donde d_{\max} es la dimensión del volumen de detección del detector.

Se realizó el cálculo para los detectores utilizados en este trabajo y son mostrados en la siguiente tabla:

Cámara de iones CC13	$2(1,704cm) + 0,580cm = 3,988cm$
Diodo RAZOR TM	$2(1,704cm) + 0,060cm = 3,468cm$

Cuadro 4.1: Tamaño mínimo de campo para ambos detectores

Capítulo 5

Detectores de radiación para campos pequeños

5.1. Requisitos para que un detector sea de campo pequeño

Es prudente asumir que los detectores usados para campos grandes, no serán igual de eficientes en campos pequeños. Por ejemplo, las cámaras de ionización por regular no son adecuadas en presencia de gradientes altos de dosis absorbida. El promediado volumétrico y las perturbaciones substanciales en la ausencia del LCPE comprometen su uso para la dosimetría de campos pequeños.

Algunas características genéricas se encuentran resumidas en la siguiente tabla:

Cuadro 5.1: Características de los detectores para realizar dosimetría relativa en campos pequeños

Propiedad del detector	Características	Comentarios
Estabilidad	La respuesta a corto plazo es mejor que el 0.1% para una dosis absorbida acumulada de muchos cientos de kGy de exposiciones múltiples.	La corrección de las inestabilidades puede realizarse siempre que el efecto sea consistente y no sea necesario recalibrar con frecuencia.
Linealidad de dosis	La linealidad es mejor que el 0.1% sobre un rango de dosis absorbida por al menos tres órdenes de magnitud	

Requisitos para que un detector sea de campo pequeño

Cuadro 5.1 Características de los detectores para realizar dosimetría relativa en campos pequeños (cont.)

Propiedad del detector	Características	Comentarios
Linealidad de la tasa de dosis	Los aceleradores lineales clínicos son usualmente operados en un promedio de tasa de 0.1-0.4 Gy/s; el detector es lineal con una precisión del 0.1 % sobre el rango de funcionamiento del linac	El rango de tasa de dosis es usualmente para haces WFF y FFF
Dependencia energética de la respuesta del detector	El rango de energía útil de los detectores para Radioterapia MV de campos pequeños es desde ^{60}Co a 10 MV.	Un detector ideal está construido para ser independiente de la energía con coeficientes de interacción macroscópica que tienen una relación constante con los del agua en el intervalo de energía de interés
Resolución espacial	La elección de un detector adecuado en términos de resolución espacial generalmente se basa en un equilibrio entre una alta relación señal/ruido y un tamaño de dosímetro pequeño	El requisito de resolución espacial viene determinada por los gradientes de la magnitud que se desea medir.
Tamaño del detector	El tamaño debe de ser tal que el factor de corrección del promediado volumétrico no sea mayor al 5 %	
Orientación	Idealmente, la respuesta del detector es independiente de la orientación con respecto al haz y la variación es menor del 0.5 % para ángulos menores a 60° entre el eje del haz y el eje del detector	En general, los detectores no tienen una respuesta isótropa, y se requiere una corrección para tener en cuenta la respuesta angular o, lo que es más habitual, se fija la incidencia del haz para minimizar el efecto.

Tipos de dosímetros

Cuadro 5.1 Características de los detectores para realizar dosimetría relativa en campos pequeños (cont.)

Propiedad del detector	Características	Comentarios
Señal de fondo	Cualquier fuga que contribuya en aumentar lecturas de fondo es al menos tres órdenes de magnitud inferior que la respuesta del detector por Gy.	La lectura de dosis cero de un detector afectará al límite de dosis baja del dispositivo y la relación señal relación señal/ruido.
Factores del ambiente	La corrección sobre el rango completo de trabajo permite reducir cualquier influencia al 0.3 %.	Las mediciones idealmente son independientes de la temperatura, presión atmosférica y los cambios de humedad, o se corrigen con precisión en función de estas magnitudes de influencia.

Nota: Estas características están basadas en el supuesto de que las fugas son despreciables y se aplican correcciones adecuadas de polaridad y recombinación. Fuente: INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, Small Field MV Photon Dosimetry, IPEM Rep. 103, IPEM, York (2010)

El detector ideal para dosimetría de campos pequeños es aquel que muestra la fluencia en un punto, es equivalente al agua y tiene una respuesta lineal, que es independiente de la energía y de la tasa de dosis absorbida (IAEA, 2017).

5.2. Tipos de dosímetros

Según Das, Ding y Ahnesjö (2008), a lo largo de los años, muchos tipos de dosímetros han sido utilizados para la evaluación relativa de dosis en campos pequeños, y debemos recalcar que ninguno de ellos destaca en tener características cercanas a las ideales. Por esta razón, a diferencia de lo que ocurre con la dosimetría de referencia, no es posible recomendar el uso de un tipo concreto de detector para determinadas mediciones relativas.

La literatura menciona una amplia gama de detectores que pueden ser utilizados (Podgorsak, 2005), los cuales serán descritos a continuación:

- *Cámaras de ionización con ventilación clásica* poseen un volumen de 0.3-0.6 cm³, no son útiles para campos pequeños debido a su gran tamaño (Li et al., 1995).
- *Cámaras pequeñas de ionización con ventilación de aire* poseen de un volumen de 0.01-0.3 cm³, son útiles para dimensiones inferiores a 2 cm x 2 cm. Tienen una respuesta energética favorable con fotones de baja energía y una respuesta direccional uniforme (IAEA, 2017).

- *Cámaras de micro-ionización* poseen un volumen de 0.002-0.01 cm³, tienen un volumen muy pequeño de medición y el efecto de promediado volumétrico no es tan pronunciado. La respuesta reducida de las micro-cámaras a una dosis absorbida dada al agua significa que la fuga de señal puede ser significativa si no se corrige, particularmente en las regiones de dosis absorbida baja del haz (Das et al., 2008).
- *Cámaras de ionización líquidas (LICs)* están llenas de líquido dieléctrico en lugar de aire. Debido a la alta densidad del líquido, la señal de la cámara por volumen de detector es significativamente mayor que la de una cámara de ionización llena de aire del mismo volumen; por lo tanto, estas pequeñas cámaras son particularmente atractivas para la dosimetría de campo pequeño (Podgorsak, 2005).
- *Diodos de silicio* poseen un volumen sensible lo suficientemente pequeño (por lo regular de 0.2 mm³ para que los efectos del promediado volumétrico sean pequeños. Sin embargo, su dependencia angular no es uniforme debido a su construcción interna y los materiales utilizados, variando así hasta un 3% . Los diodos tienen una vida útil limitada y su sensibilidad depende de la dosis absorbida acumulada. Por esta razón, se aconseja verificar periódicamente la constancia de su respuesta relativa (IAEA, 2017).

5.3. Detectores empleados en el presente proyecto

En la sección se caracterizarán los diodos utilizados en el proyecto, utilizando la información publicada por los fabricantes.

5.3.1. Cámara de iones CC13

Como detector de referencia se utilizó la cámara de iones CC13 (véase **Figura 5.1**), esta cámara es hermética, las mediciones se pueden realizar en un medio de aire, fantasmas de agua, o fantasmas sólidos. Tiene un volumen de detección de 0.13 cm³, Su intervalo de energía para fotones es de Co-60 a 25 MV.



Figura 5.1: Cámara CC13 utilizada como cámara de referencia durante las mediciones realizadas.

5.3.2. Diodo RFD 3G-pSi

El diodo RFD 3^G-pSi está destinado para obtener una señal de referencia para la medición de dosimetría relativa de fotones y electrones.



Figura 5.2: Diodo **RFD 3^G-pSi** utilizado en las mediciones dosimétricas

A continuación se enlistan sus especificaciones técnicas:

Cuadro 5.2: Tamaño, Materiales y Dimensiones del diodo RFD 3^G-pSi

Material del capuchón	Plástico ABS y epoxy
Tamaño del chip (mm)	2.1 x 2.1 x 0.4
Diámetro del detector activo	1.6 mm
Grosor de detector activo	0.08 mm
Diámetro de la cabeza	5 mm
Largo de la cabeza	90 mm
Largo total	90 mm

Cuadro 5.3: Características operacionales del diodo RFD 3^G-pSi

Sensibilidad	100 nC/Gy
Linealidad de dosis	Typ.: <1 % en el rango de 0.1-0.6 mGy/pulso
Cambio de sensibilidad con la temperatura	0.25 % /°C
Tiempo de vida	≥ 200 kGy
Dependencia a la temperatura	0.05 %/°C
Error de medición aproximado	0.25 %

5.3.3. Diodo RAZOR™

El diodo RAZOR™ (véase **Figura 5.3**) está destinado para la evaluación relativa de dosis en haces de electrones y fotones. El detector está diseñado para mediciones de dosis en profundidad y perfil de dosis.



Figura 5.3: Detector RAZOR™ utilizado en las mediciones dosimétricas

El detector está basado en un diodo tipo p, diseñado específicamente para aplicaciones dentro de la radioterapia. Su rendimiento está verificado para energías de Co-60 a 15MV tratándose de haces de fotones.

A continuación se enlistan sus especificaciones técnicas:

Detectores empleados en el presente proyecto

Cuadro 5.4: Tamaño, Materiales y Dimensiones del diodo RAZORTM

Material del tallo	Metal inoxidable
Material del capuchon	Plástico ABS
Posición del punto de medición	Indicado por una cruz en la parte superior del detector
Punto efectivo de medición	0.8 ± 0.2 desde la superficie
Tamaño del chip	0.95 x 0.95 x 0.4
Diámetro del detector activo	0.6 mm
Grosor de detector activo	0.02 mm
Diámetro de la cabeza	4.0 mm
Largo de la cabeza	15 mm
Diámetro del tallo	4.0 mm
Largo total	60 mm

Cuadro 5.5: Rendimiento dosimétrico del diodo RAZORTM

Sensibilidad	4.1 nC/Gy
Linealidad de dosis	Typ.: <0.2 %; máx: 0.5 %
Dependencia energética	Typ.: 0.5 %; máx: 1 %
Tiempo de vida	≥ 200 kGy
Dependencia a la temperatura	0.05 %/°C
Error de medición aproximado	0.3 %

Capítulo 6

Mediciones Dosimétricas

6.1. Equipo utilizado

6.1.1. Acelerador lineal modelo Synergy marca Elekta con multihojas Agility

Las mediciones se realizaron haciendo uso de un acelerador lineal de electrones Elekta Synergy Agility, en la Unidad de Especialidades Oncológicas de Querétaro (véase **Figura 6.1**). Las mediciones se realizaron con haces de fotones de: 6 MV, 10 MV y 18 MV, utilizando campos de 20 cm x 20 cm, 10 cm x 10 cm, 5 cm x 5 cm, 3 cm x 3 cm, 2 cm x 2 cm, 1 cm x 1 cm.



Figura 6.1: Acelerador lineal Elekta Infinity en la UEO. Y bajo el cabezal, Blue Phantom ²

6.1.2. Blue Phantom²

Además de los detectores mencionados en el Capítulo, se utilizó un sistema 3D Water Phantom *Blue Phantom²* (véase **Figura 6.2**).

Este dispositivo se utilizó para realizar la correcta medición de factores de campo con todos los detectores. Este fantoma nos permite controlar los movimientos tanto verticales como horizontales de los detectores.

A continuación se enlistan las especificaciones técnicas del fantoma:

Cuadro 6.1: Especificaciones técnicas Blue Phantom²

Dimensiones exteriores del tanque de agua	675 x 645 x 560 mm
Volumen de escaneo	480 x 480 x 410 mm
Resolución de posición	0.1 mm
Precisión de la posición	± 0.1 mm
Velocidad de posicionamiento	50 mm/s
Velocidad de escaneo	De 3 mm/s hasta 25 mm/s, en pasos de 0.1 mm/s
Grosor de las paredes / material	15 mm / acrílico



Figura 6.2: Blue Phantom² con detectores en posición para realizar mediciones dosimétricas

6.2. Condiciones iniciales

6.2.1. Colocación de los detectores y del fantoma

Antes de realizar la toma dosimétrica, es necesario seguir una serie de procedimientos para cerciorarse de que todas las mediciones se realicen en condiciones iguales.

1. Nivelar el gantry a 0° con ayuda del nivelador electrónico.
2. Alinear el centro de la tina con el campo.
3. Nivelar la tina a 0° .
4. Llenar el tanque con agua bidestilada.
5. Conectar el control a la tina, encenderlo y esperar a que el tanque encienda.
6. Alinear el riel con el agua, revisar que las 4 esquinas estén correctamente alineadas.
7. Definir el punto 0 alineando el electrodo con el centro del haz, junto con la superficie del líquido.
8. Retirar la cubierta protectora de la cámara y verificar que el agua cubra media cámara.
9. Se coloca una cámara de referencia en la esquina del campo a medir, esto debido a que la radiación se entrega en forma de pulsos, por lo que esta cámara de referencia actúa como un switch y le indica a la cámara cuando medir y cuando no.
10. Colocar la superficie del agua en el isocentro a un SSD de 100 cm
11. Proyectar los láser para ver el isocentro.
12. Alinear la cámara a 90 SSD para comenzar la toma de mediciones.

Ahora, existen una serie de Factores de corrección para cada energía, estos factores se utilizan para que la cámara de referencia este calibrada, en las tablas a continuación se detallan estos factores.

Cuadro 6.2: Factores necesarios para toma de mediciones

6 MV	
K_s	1.0018
K_q	0.9930
K_{pol}	1.0013
K_{elec}	0.998
K_{TP}	1.2482
$N_{D,W}$	4.826×10^{-2} Gy/nC
Z_{ref}	0.6629
D_{max}	100.131
$TPR_{20/10}$	0.6796
K_q	0.9930

6.2.2. Ajustes en el software myQA accept

- Alimentar con 300v las cámaras
- Enviar una pequeña señal de radiación para que las cámaras "despierten".
- Medir el background, esto hace que se tome en cuenta la radiación que existe dentro del búnker y la tome en cuenta durante las mediciones.
- colocar a 100mm la cámara y normalizar
- Añadir las rutinas inline y crossline con las dimensiones del campo a utilizar y una profundidad de 900mm

Capítulo 7

Conclusiones y discusión de resultados

7.1. Mediciones obtenidas y cálculo de parámetros dosimétricos

7.1.1. Mediciones obtenidas experimentalmente

En esta sección, se explorarán la serie de distribuciones de dosis obtenidas a partir de la dosimetría relativa de los campos generados durante la fase experimental de este proyecto, se incluirán las penumbras y el FWHM calculados. Todas las distribuciones de dosis experimentales incluyen una barra de error de medición para cada dosímetro (véase Cuadro 5.3 y Cuadro 5.5). Cada gráfica será comparada con una distribución de dosis generada con ayuda de un software llamado Monaco, que a su vez se basa en un sistema de cálculo llamado Monte Carlo. Comenzamos generando distintos tamaños de campo para poder observar y llevar registro de los cambios que existen entre un detector y otro.

Se inició con un campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (ver figura 7.1) como campo de referencia, utilizando el detector CC13.

A continuación se muestra la distribución de dosis absorbida para el campo msr.

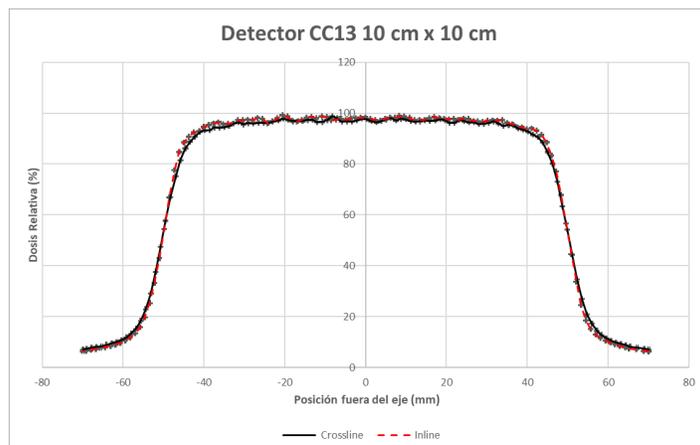
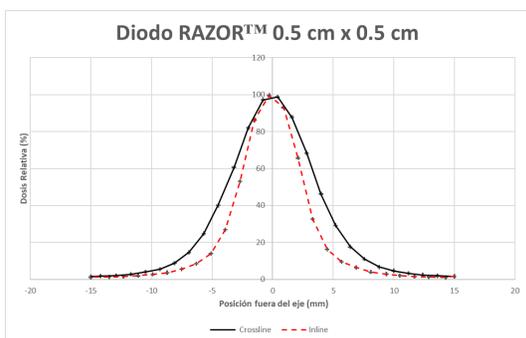


Figura 7.1: Distribución de dosis absorbida en un eje transversal para un campo 10 cm x 10 cm utilizando una cámara de iones CC13

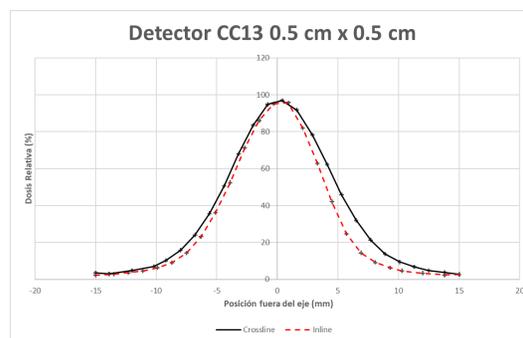
Campo 0.5 cm x 0.5 cm

Para el Diodo RAZORTM, la lectura en inline presentó una penumbra de 2.79 mm y una FWHM de 5.89 mm y en el sentido crossline tiene una penumbra de 4.1 mm y una FWHM de 8.3 mm.

Para el detector CC13, la lectura en inline presentó una penumbra de 4.6 mm y una FWHM de 9.2 mm y en el sentido crossline tiene una penumbra de 5.0 mm y una FWHM de 10.3 mm.



(a) Campo 0.5 cm x 0.5 cm con Diodo RAZORTM



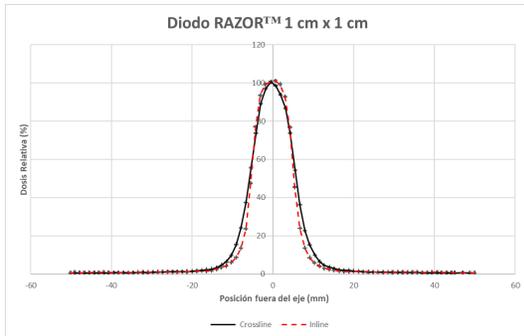
(b) Campo 0.5 cm x 0.5 cm con Detector CC13

Figura 7.2: Comparación de campos 0.5 cm x 0.5 cm con diferentes dosímetros.

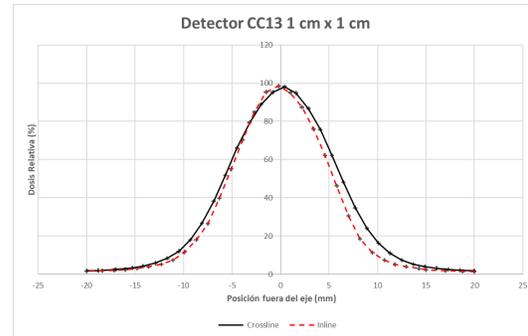
Campo 1 cm x 1 cm

Para el Diodo RAZORTM, la lectura en inline presentó una penumbra de 3.1 mm y una FWHM de 10.9 mm y en el sentido crossline tiene una penumbra de 4.8 mm y una FWHM de 12.7 mm.

Para el Detector CC13, la lectura en inline presentó una penumbra de 5.2 mm y una FWHM de 11.2 mm y en el sentido crossline tiene una penumbra de 5.8 mm y una FWHM de 12.7 mm.



(a) Campo 1 cm x 1 cm con Diodo RAZORTM



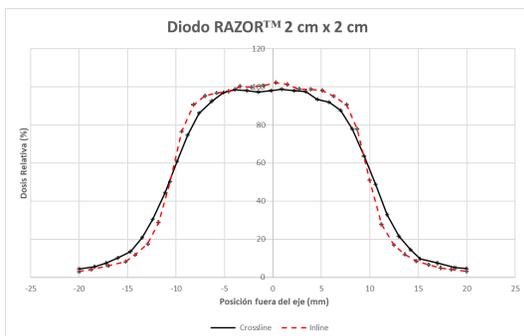
(b) Campo 1 cm x 1 cm con Detector CC13

Figura 7.3: Comparación de campos 1 cm x 1 cm con diferentes dosímetros.

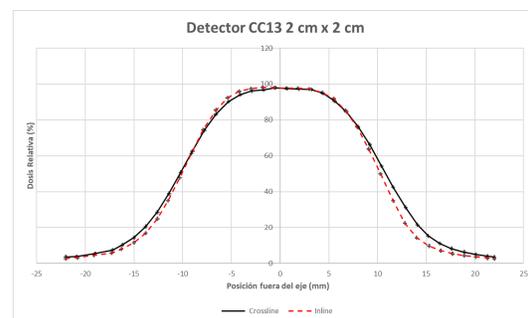
Campo 2 cm x 2 cm

Para el Diodo RAZORTM, la lectura en inline presentó una penumbra de 3.7 mm y una FWHM de 20.9 mm y en el sentido crossline tiene una penumbra de 5.3 mm y una FWHM de 21.6 mm.

Para el Detector CC13, la lectura en inline presentó una penumbra de 6.7 mm y una FWHM de 21.5 mm y en el sentido crossline tiene una penumbra de 5.9 mm y una FWHM de 20.9 mm.



(a) Campo 2 cm x 2 cm con Diodo RAZORTM



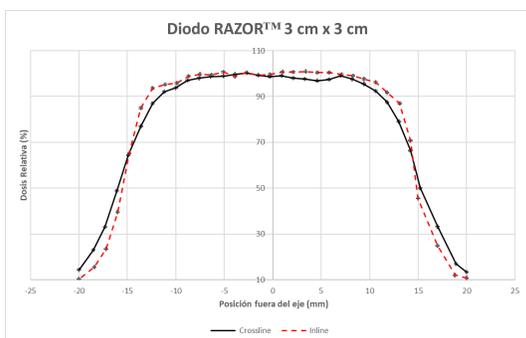
(b) Campo 2 cm x 2 cm con Detector CC13

Figura 7.4: Comparación de campos 2 cm x 2 cm con diferentes dosímetros.

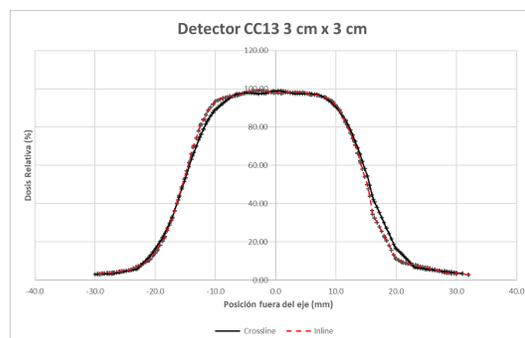
Campo 3 cm x 3 cm

Para el Diodo RAZORTM, la lectura en inline presentó una penumbra de 3.9 mm y una FWHM de 31.2 mm y en el sentido crossline tiene una penumbra de 5.8 mm y una FWHM de 31.8 mm.

Para el Detector CC13, la lectura en inline presentó una penumbra de 6.3 mm y una FWHM de 30.9 mm y en el sentido crossline tiene una penumbra de 7.3 mm y una FWHM de 31.4 mm.



(a) Campo 3 cm x 3 cm con Diodo RAZORTM



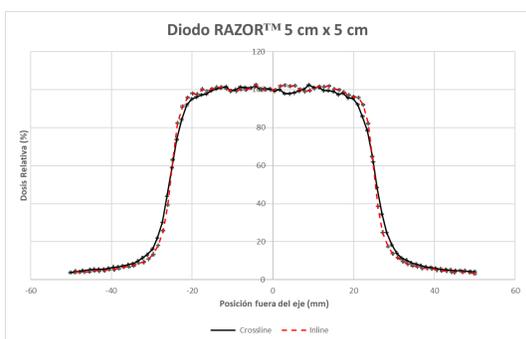
(b) Campo 3 cm x 3 cm con Detector CC13

Figura 7.5: Comparación de campos 3 cm x 3 cm con diferentes dosímetros.

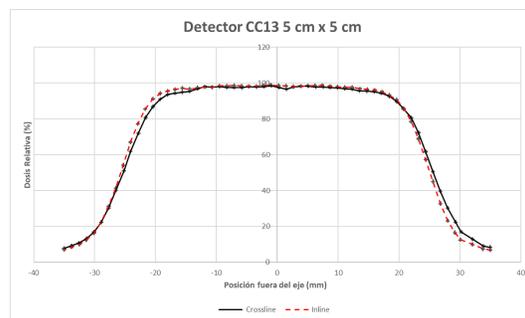
Campo 5 cm x 5 cm

Para el Diodo RAZORTM, la lectura en inline presentó una penumbra de 4.4 mm y una FWHM de 51.6 mm y en el sentido crossline tiene una penumbra de 6.1 mm y una FWHM de 51.7 mm.

Para el Detector CC13, la lectura en inline presentó una penumbra de 6.8 mm y una FWHM de 51.2 mm y en el sentido crossline tiene una penumbra de 7.6 mm y una FWHM de 51.6 mm.



(a) Campo 5 cm x 5 cm con Diodo RAZORTM



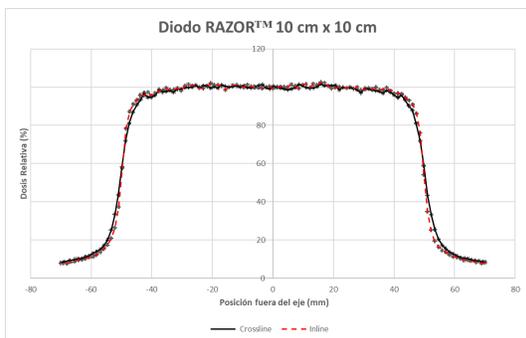
(b) Campo 5 cm x 5 cm con Detector CC13

Figura 7.6: Comparación de campos 5 cm x 5 cm con diferentes dosímetros.

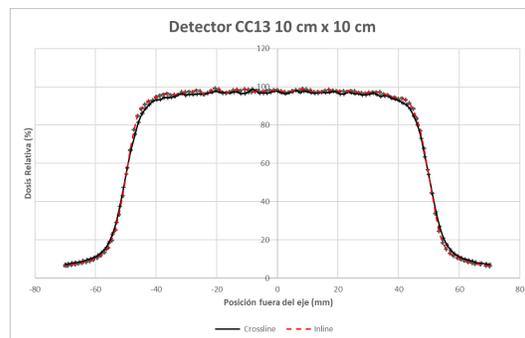
Campo 10 cm x 10 cm

Para el Diodo RAZORTM, la lectura en inline presentó una penumbra de 5.5 mm y una FWHM de 101.3 mm y en el sentido crossline tiene una penumbra de 7.2 mm y una FWHM de 101.7 mm.

Para el Detector CC13, la lectura en inline presentó una penumbra de 7.5 mm y una FWHM de 101.2 mm y en el sentido crossline tiene una penumbra de 9.0 mm y una FWHM de 101.6 mm.



(a) Campo 10 cm x 10 cm con Diodo RAZORTM



(b) Campo 10 cm x 10 cm con Detector CC13

Figura 7.7: Comparación de campos 10 cm x 10 cm con diferentes dosímetros.

7.1.2. Mediciones obtenidas por Monaco

A continuación se mostrarán las distribuciones de dosis obtenidas con el software Monaco.

Campo 0.5 cm x 0.5 cm

Para este campo, la lectura en el simulador presentó una penumbra de 3.2 mm y una FWHM de 6.6 mm

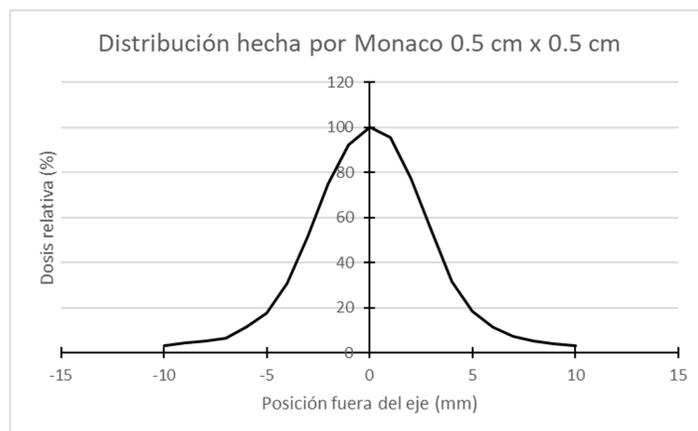


Figura 7.8: Campo 0.5 cm x 0.5 cm calculado con Monaco.

Campo 1 cm x 1 cm

Para este campo, la lectura en el simulador presentó una penumbra de 3.5 mm y una FWHM de 11.0 mm

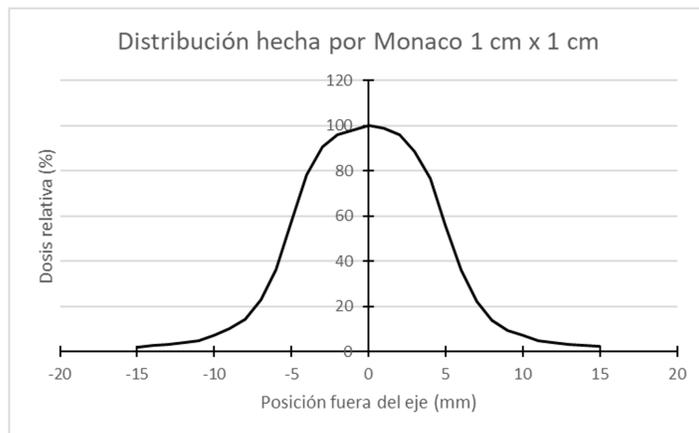


Figura 7.9: Campo 1 cm x 1 cm calculado con Monaco.

Campo 2 cm x 2 cm

Para este campo, la lectura en el simulador presentó una penumbra de 4.5 mm y una FWHM de 20.8 mm

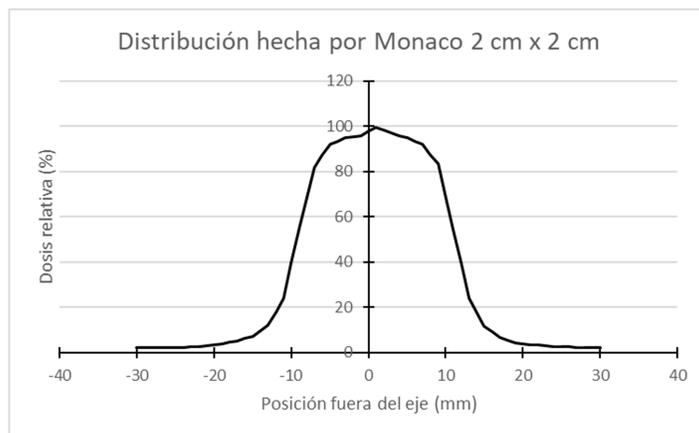


Figura 7.10: Campo 2 cm x 2 cm calculado con Monaco.

Campo 3 cm x 3 cm

Para este campo, la lectura en el simulador presentó una penumbra de 4.8 mm y una FWHM de 30.7 mm

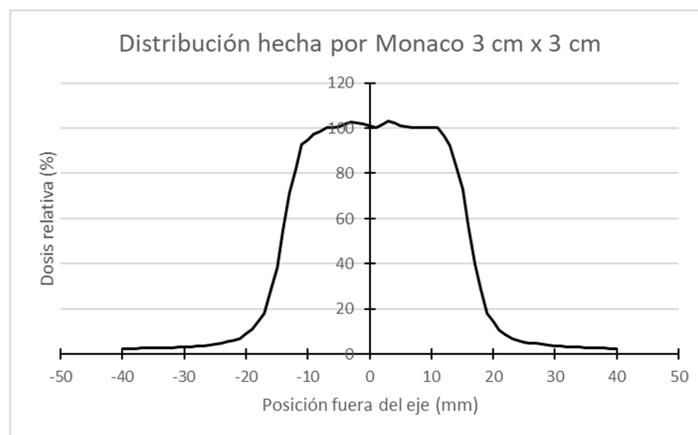


Figura 7.11: Campo 3 cm x 3 cm calculado con Monaco.

Campo 5 cm x 5 cm

Para este campo, la lectura en el simulador presentó una penumbra de 5.3 mm y una FWHM de 50.9 mm

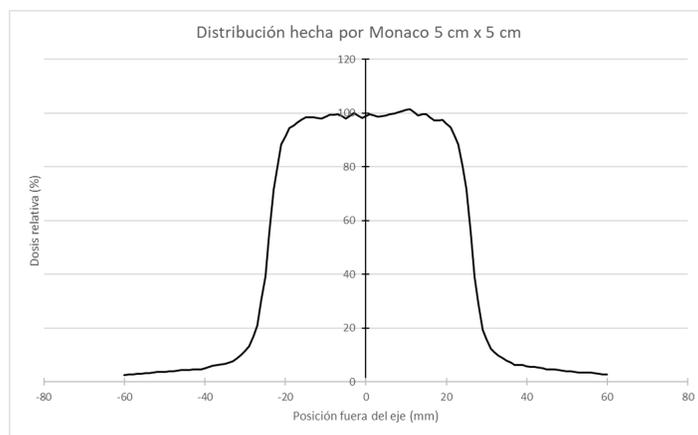


Figura 7.12: Campo 5 cm x 5 cm calculado con Monaco.

Campo 10 cm x 10 cm

Para este campo, la lectura en el simulador presentó una penumbra de 5.7 mm y una FWHM de 101.1 mm

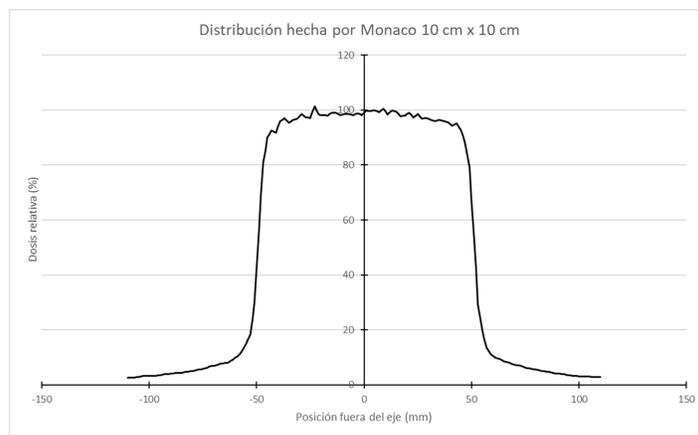


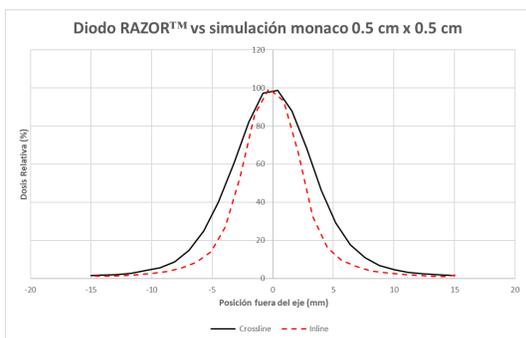
Figura 7.13: Campo 10 cm x 10 cm calculado con Monaco.

7.1.3. Comparación entre las distribuciones de dosis experimentales y simuladas

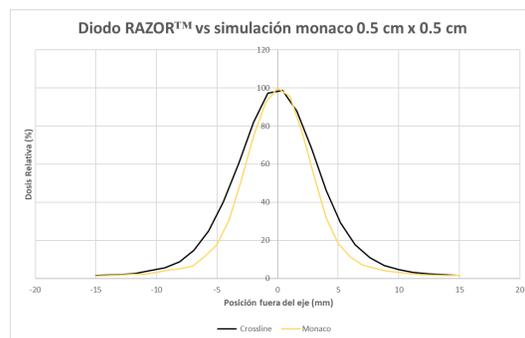
En esta sección se mostrarán la comparativa dividida por tipo de dosímetro y barrido del haz, teniendo así comparativa entre Diodo RAZORTM en inline y crossline respecto a la distribución simuladas, y la comparativa entre detector CC13 en inline y crossline respecto a la distribución simuladas.

Campo 0.5 cm x 0.5 cm

Se comenzará con el Diodo RAZORTM, teniendo así las siguientes distribuciones



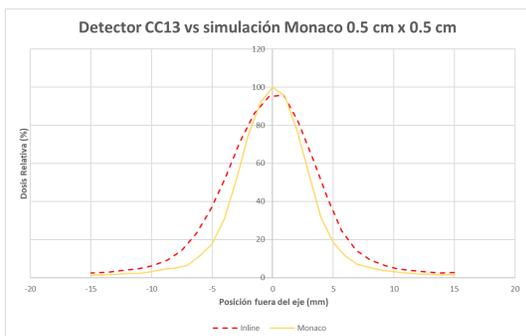
(a) Comparación entre la lectura inline y la simulación de Monaco



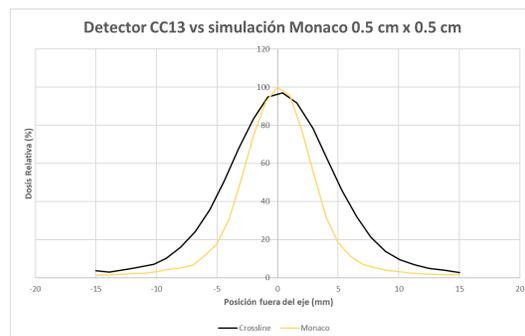
(b) Comparación entre la lectura crossline y la simulación de Monaco

Figura 7.14: Comparación entre la lectura del Diodo RAZORTM y la simulación de Monaco en un campo de 0.5 cm x 0.5 cm.

Por otro lado tenemos el Detector CC13



(a) Comparación entre la lectura inline y la simulación de Monaco

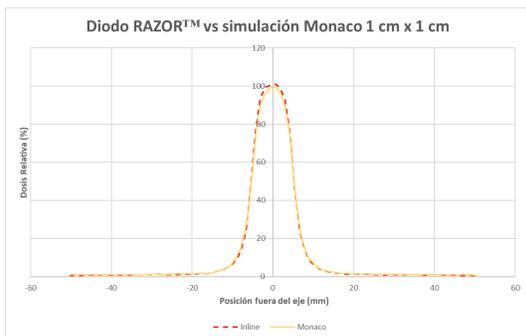


(b) Comparación entre la lectura crossline y la simulación de Monaco

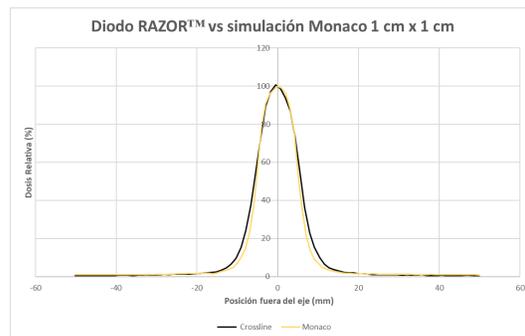
Figura 7.15: Comparación entre la lectura del Detector CC13 y la simulación de Monaco en un campo de 0.5 cm x 0.5 cm.

Campo 1 cm x 1 cm

Se comenzará con el Diodo RAZORTM, teniendo así las siguientes distribuciones



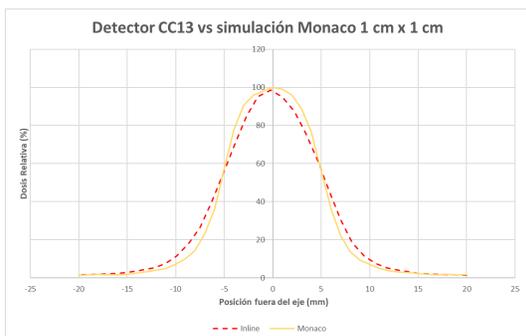
(a) Comparación entre la lectura inline y la simulación de Monaco



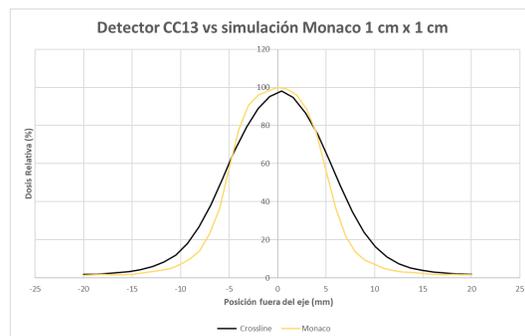
(b) Comparación entre la lectura crossline y la simulación de Monaco

Figura 7.16: Comparación entre la lectura del Diodo RAZORTM y la simulación de Monaco en un campo de 1 cm x 1 cm.

Por otro lado tenemos el Detector CC13



(a) Comparación entre la lectura inline y la simulación de Monaco

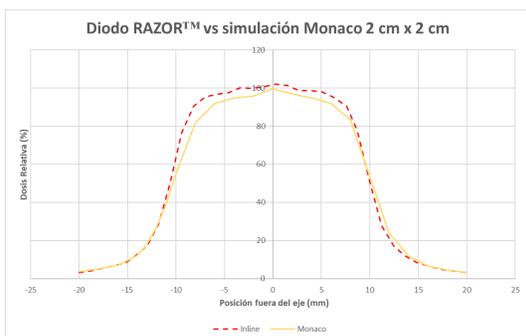


(b) Comparación entre la lectura crossline y la simulación de Monaco

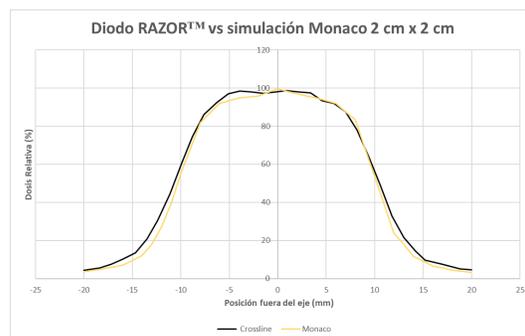
Figura 7.17: Comparación entre la lectura del Detector CC13 y la simulación de Monaco en un campo de 1 cm x 1 cm.

Campo 2 cm x 2 cm

Se comenzará con el Diodo RAZORTM, teniendo así las siguientes distribuciones



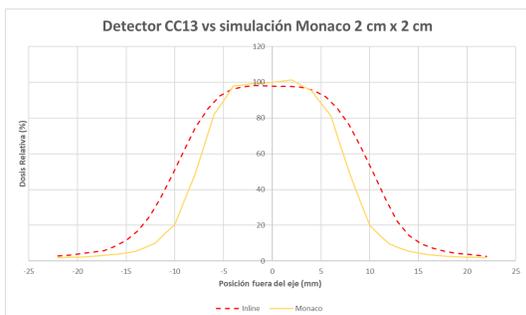
(a) Comparación entre la lectura inline y la simulación de Monaco



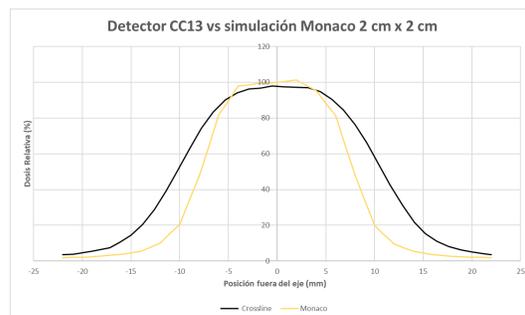
(b) Comparación entre la lectura crossline y la simulación de Monaco

Figura 7.18: Comparación entre la lectura del Diodo RAZORTM y la simulación de Monaco en un campo de 2 cm x 2 cm.

Por otro lado tenemos el Detector CC13



(a) Comparación entre la lectura inline y la simulación de Monaco

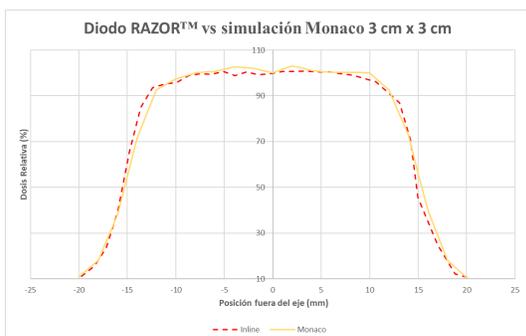


(b) Comparación entre la lectura crossline y la simulación de Monaco

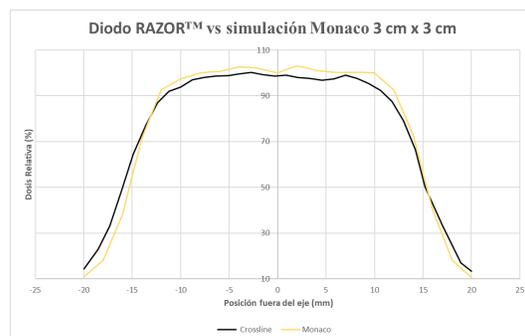
Figura 7.19: Comparación entre la lectura del Detector CC13 y la simulación de Monaco en un campo de 2 cm x 2 cm.

Campo 3 cm x 3 cm

Se comenzará con el Diodo RAZORTM, teniendo así las siguientes gráficas



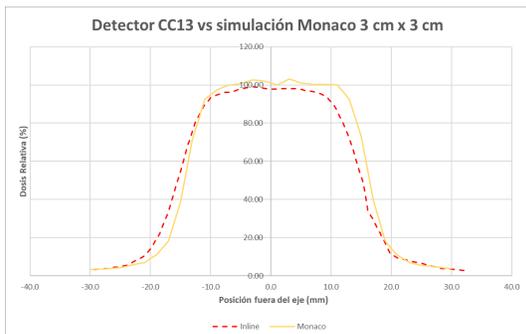
(a) Comparación entre la lectura inline y la simulación de Monaco



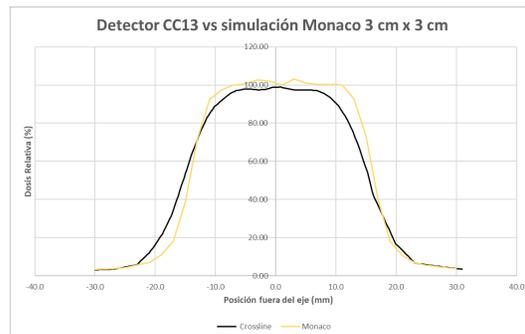
(b) Comparación entre la lectura crossline y la simulación de Monaco

Figura 7.20: Comparación entre la lectura del Diodo RAZORTM y la simulación de Monaco en un campo de 3 cm x 3 cm.

Por otro lado tenemos el Detector CC13



(a) Comparación entre la lectura inline y la simulación de Monaco

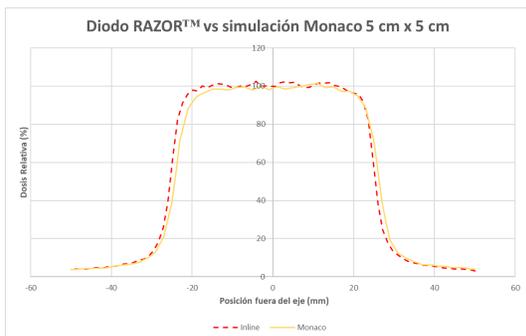


(b) Comparación entre la lectura crossline y la simulación de Monaco

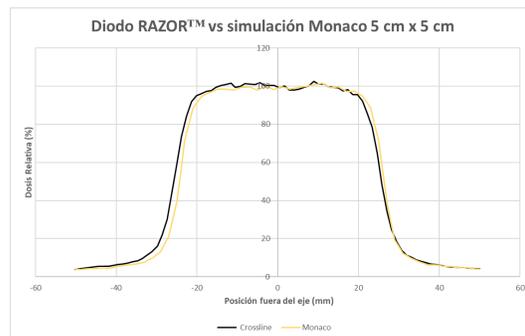
Figura 7.21: Comparación entre la lectura del Detector CC13 y la simulación de Monaco en un campo de 3 cm x 3 cm.

Campo 5 cm x 5 cm

Se comenzará con el diodo RAZORTM, teniendo así las siguientes gráficas



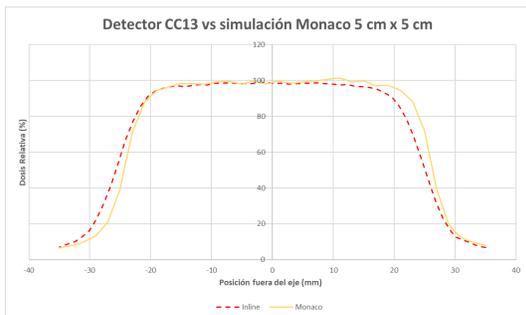
(a) Comparación entre la lectura inline y la simulación de Monaco



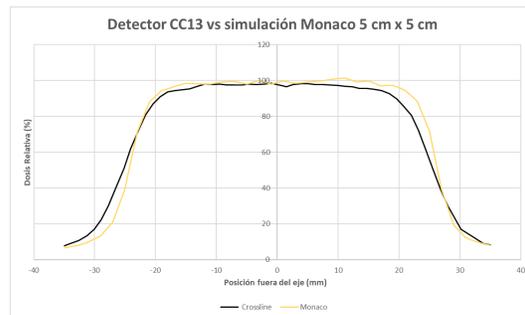
(b) Comparación entre la lectura crossline y la simulación de Monaco

Figura 7.22: Comparación entre la lectura del Diodo RAZORTM y la simulación de Monaco en un campo de 5 cm x 5 cm.

Por otro lado tenemos el Detector CC13



(a) Comparación entre la lectura inline y la simulación de Monaco



(b) Comparación entre la lectura crossline y la simulación de Monaco

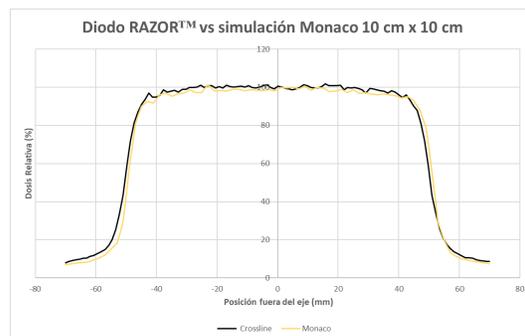
Figura 7.23: Comparación entre la lectura del Detector CC13 y la simulación de Monaco en un campo de 5 cm x 5 cm.

Campo 10 cm x 10 cm

Se comenzará con el Diodo RAZORTM, teniendo así las siguientes gráficas



(a) Comparación entre la lectura inline y la simulación de Monaco

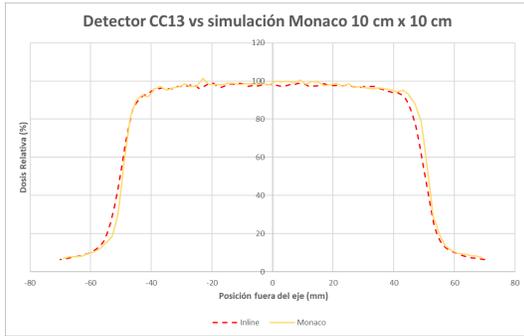


(b) Comparación entre la lectura crossline y la simulación de Monaco

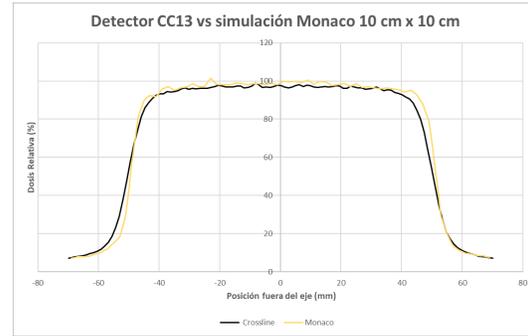
Figura 7.24: Comparación entre la lectura Diodo RAZORTM y la simulación de Monaco en un campo de 10 cm x 10 cm.

Discusión de los parámetros obtenidos

Por otro lado tenemos el Detector CC13



(a) Comparación entre la lectura inline y la simulación de Monaco



(b) Comparación entre la lectura crossline y la simulación de Monaco

Figura 7.25: Comparación entre la lectura Detector CC13 y la simulación de Monaco en un campo de 10 cm x 10 cm.

7.2. Discusión de los parámetros obtenidos

Para la discusión, se utilizará una tabla para poder comparar objetivamente los parámetros calculados previamente y poder mostrar las diferencias entre estos.

Cuadro 7.1: Análisis de parámetros calculados vs parámetros simulados

Tamaño de campo	Diodo RAZOR TM		Detector CC13			Simulación		
		Inline	Crossline		Inline	Crossline		
Campo 0.5 cm x 0.5 cm	Penumbra	2.79 mm	4.1 mm	Penumbra	4.6 mm	9.2 mm	Penumbra	3.2 mm
	FWHM	5.89 mm	8.3 mm	FWHM	9.19 mm	10.3 mm	FWHM	6.6 mm
	Γ	0.8950	0.8284	Γ	0.7892	0.6854		
Campo 1 cm x 1 cm	Penumbra	3.1 mm	4.8 mm	Penumbra	5.2 mm	5.8 mm	Penumbra	3.5 mm
	FWHM	10.9 mm	12.7 mm	FWHM	11.2 mm	12.7 mm	FWHM	11.0 mm
	Γ	0.9707	0.9030	Γ	0.8943	0.8307		
Campo 2 cm x 2 cm	Penumbra	3.7 mm	5.3 mm	Penumbra	6.7 mm	5.9 mm	Penumbra	4.5 mm
	FWHM	20.9 mm	21.6 mm	FWHM	21.5 mm	20.9 mm	FWHM	20.8 mm
	Γ	0.9743	0.9504	Γ	0.7490	0.7261		
Campo 3 cm x 3 cm	Penumbra	3.9 mm	5.8 mm	Penumbra	6.3 mm	7.3 mm	Penumbra	4.8 mm
	FWHM	31.2 mm	31.8 mm	FWHM	30.9 mm	31.4 mm	FWHM	30.7 mm
	Γ	0.9624	0.9447	Γ	0.8782	0.8885		
Campo 5 cm x 5 cm	Penumbra	4.4 mm	6.1 mm	Penumbra	6.8 mm	7.6 mm	Penumbra	5.3 mm
	FWHM	51.6 mm	51.7 mm	FWHM	51.2 mm	51.6 mm	FWHM	50.9 mm
	Γ	0.9301	0.9301	Γ	0.9158	0.9288		
Campo 10 cm x 10 cm	Penumbra	5.5 mm	7.2 mm	Penumbra	7.5 mm	9.0 mm	Penumbra	5.7 mm
	FWHM	101.3 mm	101.7 mm	FWHM	101.2 mm	101.6 mm	FWHM	101.1 mm
	Γ	0.9512	0.9570	Γ	0.9558	0.9478		

En la sección de Apéndices se proporcionan las ecuaciones utilizadas para el cálculo de estos parámetros.

Campo 0.5 cm x 0.5 cm:

- **Penumbra:** Se puede notar que Diodo RAZORTM tiene penumbras menores en ambas direcciones en comparación con el Detector CC13. Además para el Diodo RAZORTM, el barrido Inline presenta la penumbra más baja, incluso que la simulación.
- **FWHM:** Diodo RAZORTM tiene FWHM menor que el Detector CC13 en ambos sentidos, y respecto a la simulación, presenta un valor menor para el barrido Inline.
- **Γ (gamma):** Para este campo, ningún Γ se acerca lo suficiente a la similitud esperada, el valor más cercano se presenta en el barrido Inline.

Campo 1 cm x 1 cm:

- **Penumbra:** El Diodo RAZORTM y la simulación tienen valores similares, mientras que el Detector CC13 muestra penumbras ligeramente mayores.
- **FWHM:** El Diodo RAZORTM tiene FWHM menor que el Detector CC13 en el barrido Inline, que al mismo tiempo es menor que lo calculado con la simulación.
- **Γ (gamma):** Para este campo, el valor de Γ del Diodo RAZORTM esta dentro del rango esperado, >0.97 , en el barrido Inline, demostrando así una alta similitud con la distribución de dosis simulada.

Campo 2 cm x 2 cm:

- **Penumbra:** Diferencias notables entre todas las direcciones. El Diodo RAZORTM muestra la menor penumbra en el barrido Inline.
- **FWHM:** Tanto el Diodo RAZORTM como el Detector CC13 presentan una gran similitud entre sus parámetros, y a su vez una gran similitud con el valor simulado.
- **Γ (gamma):** Para el Diodo RAZORTM, en este campo presenta la mayor similitud a la simulación ($\Gamma > 0.97$) en el barrido inline, mientras que en el Crossline no se aleja demasiado.

Campo 3 cm x 3 cm:

- **Penumbra:** El Diodo RAZORTM presenta penumbras menores al Detector CC13, pero solo en el barrido Inline tiene una penumbra mejor que la simulada.
- **FWHM:** El Diodo RAZORTM tiene FWHM más grande que el Detector CC13 y la simulación. El barrido Inline del Detector CC13 presenta una gran similitud a lo simulado.

- **Γ (gamma):** El valor de Γ para el Diodo RAZORTM en el barrido Inline decae un poco en comparación con el campo anterior, pero sigue teniendo un valor muy cercano al valor esperado, mientras que en el Crossline decae más. Para el Detector CC13 el valor sigue estando muy alejado de lo esperado.

Campo 5 cm x 5 cm:

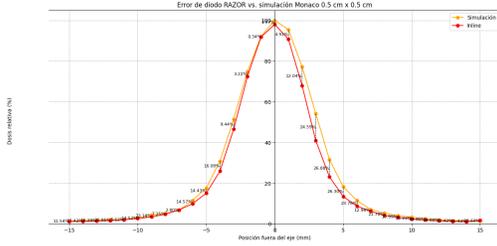
- **Penumbra:** Para este campo, las penumbras siguen siendo menores en el Diodo RAZORTM, y el barrido Inline del Diodo RAZORTM sigue presentando una penumbra menor a la simulada.
- **FWHM:** Aquí los FWHM están muy parejos entre ambos, pero el que presenta un mejor resultado es el barrido Inline del Detector CC13.
- **Γ (gamma):** El valor de Γ comienza a emparejarse entre ambos dosímetros y a acercarse al valor deseado.

Campo 10 cm x 10 cm:

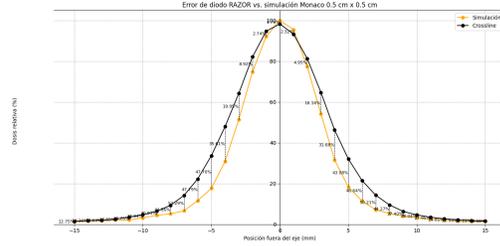
- **Penumbra:** Aumenta la penumbra respecto a los campos más pequeño, pero el Diodo RAZORTM sigue teniendo penumbras menores.
- **FWHM:** Para ambos dosímetros, los valores son muy similares, y a su vez son aproximados al valor simulado.
- **Γ (gamma):** El valor de Γ continua emparejándose entre ambos dosímetros pero sin llegar al valor deseado

Al revisar campo por campo, se puede inferir que para el caso del Diodo RAZORTM, que el barrido Inline es mejor que el Crossline, con una penumbra menor y mejor concordancia euclidiana. Además, más adelante se utilizarán gráficas donde se grafica la concordancia euclidiana como error (%) para demostrar que en ciertas zonas de la distribución de dosis la concordancia si se cumple, y que las zonas donde esta concordancia decae es en las penumbras.

7.2.1. Gráficas de Error Campo 0.5 cm x 0.5 cm

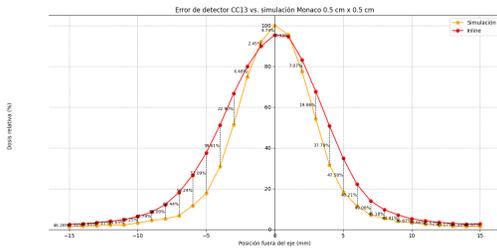


(a) Error para lectura Inline

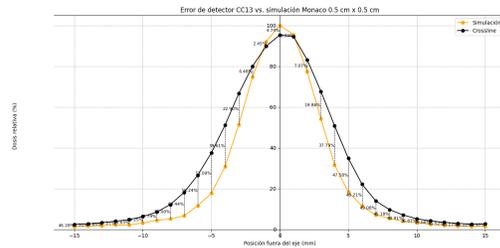


(b) Error para lectura Crossline

Figura 7.26: Demostración gráfica de los errores entre el Diodo RAZORTM y la simulación Monaco para un campo 0.5 cm x 0.5 cm.



(a) Error para lectura Inline



(b) Error para lectura Crossline

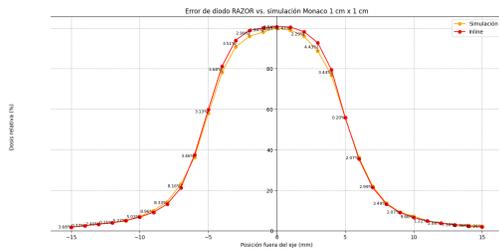
Figura 7.27: Demostración gráfica de los errores entre el Detector CC13 y la simulación Monaco para un campo 0.5 cm x 0.5 cm.

Como se mencionó anteriormente, aquí es más notable la gran diferencia que existe entre las penumbras y FWHM entre ambos dosímetros. En el Diodo RAZORTM se hace notar la exactitud del barrido Inline, siendo este muy aproximado a lo que la simulación calculó, por otro lado, el barrido crossline se aleja de lo simulado presentando un FWHM más ancho y penumbras mayores.

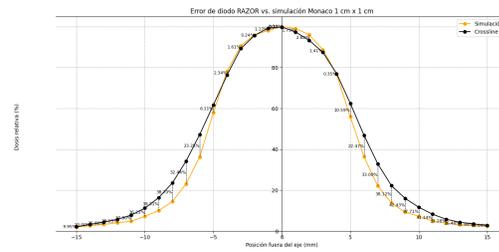
Ahora, para el Detector CC13, ambos barridos están muy alejados de lo simulados, penumbras mayores y FWHM más anchos, además, se puede observar que ningún barrido fue capaz de alcanzar el 100 % de la dosis relativa.

En ambos dosímetros, se puede observar que la mayor similitud con la simulación se encuentran en los bordes del campo mientras que hacia el centro va disminuyendo la similitud.

Campo 1 cm x 1 cm

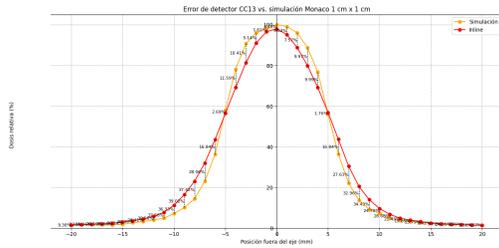


(a) Error para lectura Inline

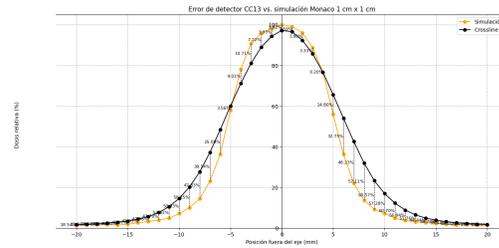


(b) Error para lectura Crossline

Figura 7.28: Demostración gráfica de los errores entre el Diodo RAZORTM y la simulación Monaco para un campo 1 cm x 1 cm.



(a) Error para lectura Inline



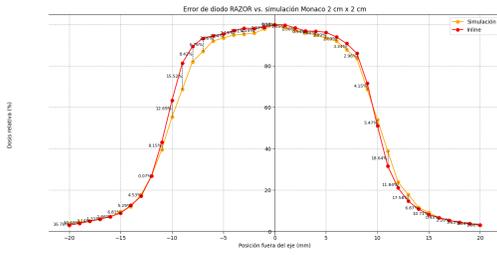
(b) Error para lectura Crossline

Figura 7.29: Demostración gráfica de los errores entre el Detector CC13 y la simulación Monaco para un campo 1 cm x 1 cm.

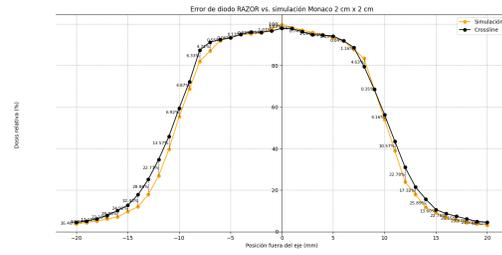
Para este campo, el Diodo RAZORTM tiene una similitud muy cercana a la simulación en el barrido Inline, teniendo penumbras casi idénticas y también su FWHM, el Diodo muestra la mayor diferencia respecto a la simulación en la zona del 80 % al 100 % de la dosis relativa, donde el diodo obtiene dosis relativas mayores. En el barrido Crossline se nota que tiene penumbras mayores a lo simulado, así como un FWHM más ancho, aunque aquí la mayor similitud se presenta en la zona del 80 % al 100 % de la dosis relativa.

Por otro lado, para el Detector CC13, ambos barridos presentan penumbras y FWHM mayores a lo simulado, nuevamente ningún barrido alcanza el 100 % de la dosis relativa.

Campo 2 cm x 2 cm

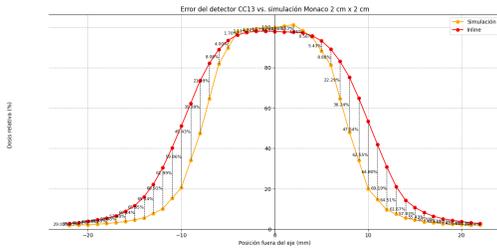


(a) Error para lectura Inline

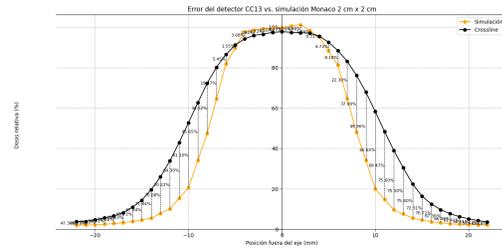


(b) Error para lectura Crossline

Figura 7.30: Demostración gráfica de los errores entre el Diodo RAZORTM y la simulación Monaco para un campo 2 cm x 2 cm.



(a) Error para lectura Inline



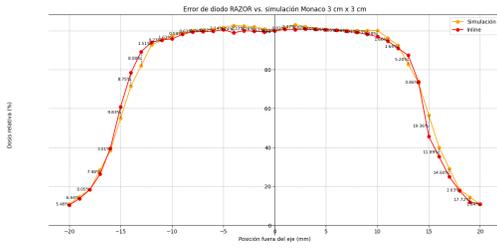
(b) Error para lectura Crossline

Figura 7.31: Demostración gráfica de los errores entre el Detector CC13 y la simulación Monaco para un campo 2 cm x 2 cm.

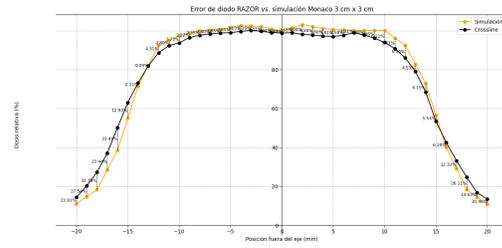
En este campo, para el Diodo RAZORTM se puede notar una gran similitud para ambas barridas, pero hay que notar que para el barrido Inline la penumbra es menor que la simulación y además el FWHM es muy aproximado entre ambos. Ahora, para el barrido Crossline presenta penumbras mayores y a su vez un FWHM más ancho que el simulado.

Para el detector CC13 se vuelven a presentar en ambos barridos penumbras mayores, así como FWHM mucho más anchos, también hay que hacer mención de que nuevamente de que el detector no alcanza el 100 % de dosis relativa.

Campo 3 cm x 3 cm

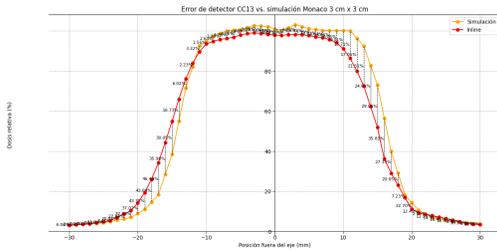


(a) Error para lectura Inline

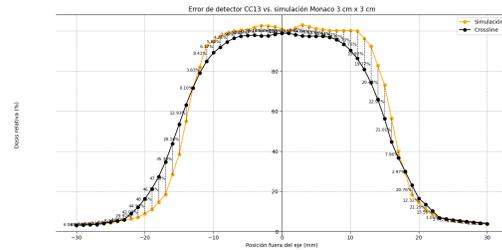


(b) Error para lectura Crossline

Figura 7.32: Demostración gráfica de los errores entre el Diodo RAZORTM y la simulación Monaco para un campo 3 cm x 3 cm.



(a) Error para lectura Inline



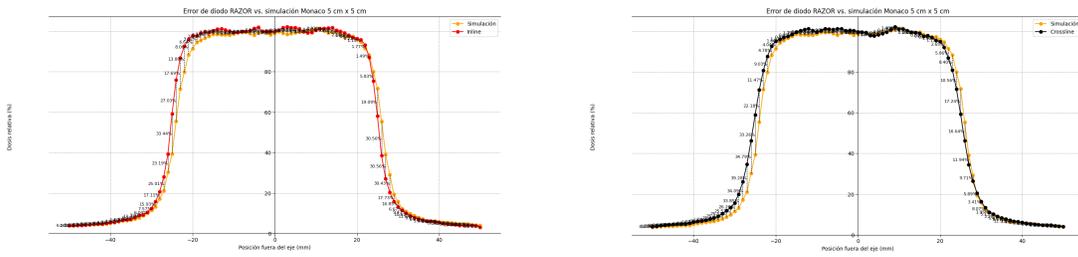
(b) Error para lectura Crossline

Figura 7.33: Demostración gráfica de los errores entre el detector CC13 y la simulación Monaco para un campo 3 cm x 3 cm.

Nuevamente el Diodo RAZORTM en el barrido Inline presenta una penumbra y FWHM menor que lo simulado, por otro lado, el barrido Crossline comienza a tener una similitud mayor a la simulación pero aún presentando penumbra y FWHM mayor.

Para el detector CC13, las distribuciones de dosis parecen estar desplazadas a la izquierda, esto puede deberse a una mala colocación del detector al momento de colocarlo, pero utilizando los parámetros calculados podemos notar que para ambos barridos las penumbras siguen siendo mayores que la simulada, así como el FWHM.

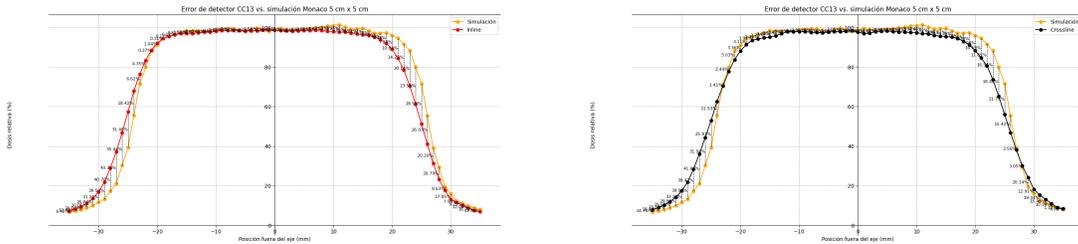
Campo 5 cm x 5 cm



(a) Error para lectura Inline

(b) Error para lectura Crossline

Figura 7.34: Demostración gráfica de los errores entre el Diodo RAZORTM y la simulación Monaco para un campo 5 cm x 5 cm.

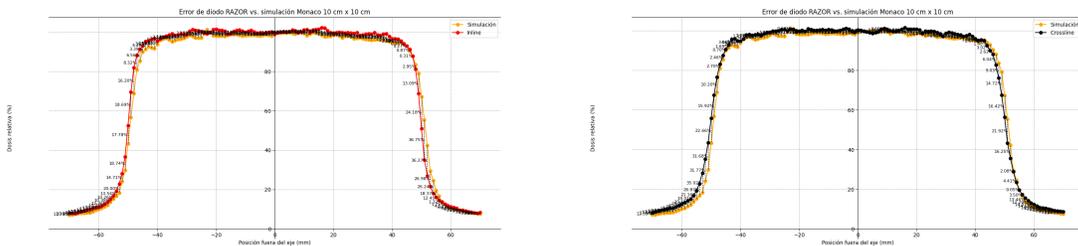


(a) Error para lectura Inline

(b) Error para lectura Crossline

Figura 7.35: Demostración gráfica de los errores entre el detector CC13 y la simulación Monaco para un campo 5 cm x 5 cm.

Campo 10 cm x 10 cm



(a) Error para lectura Inline

(b) Error para lectura Crossline

Figura 7.36: Demostración gráfica de los errores entre el Diodo RAZORTM y la simulación Monaco para un campo de 10 cm x 10 cm.

Discusión de los parámetros obtenidos

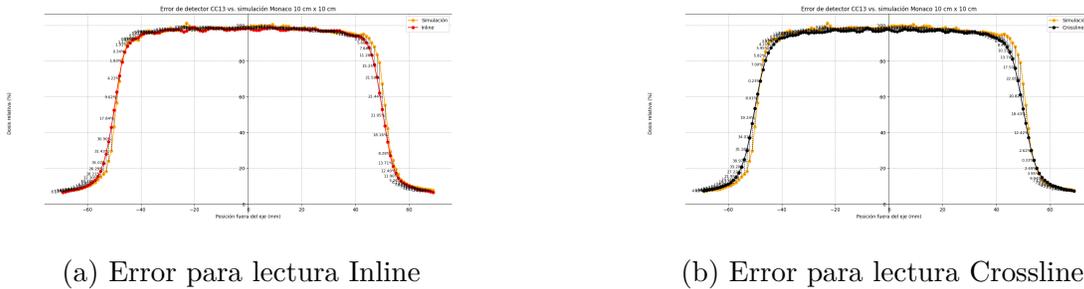


Figura 7.37: Demostración gráfica de los errores entre el detector CC13 y la simulación Monaco para un campo de 10 cm x 10 cm.

Para los dos campos anteriores, el análisis en más general debido a que ambos dosímetros dan mejores resultados, el detector CC13 presenta un aumento considerable en su similitud con la simulación. Es importante mencionar que las mayores diferencias (Similitud menor) se encuentran en las penumbras, por otro lado, el Diodo RAZORTM sigue presentando penumbras y FWHM menores en su barrido Inline, aunque la similitud de este ha disminuido en comparación con los primeros campos.

Una de las razones principales por las que el barrido inline presenta ventajas sobre el crossline en la dosimetría de campos pequeños es la orientación con respecto a las láminas del colimador multihoja (MLC). Como se menciona en la sección 3.9, las láminas del MLC están compuestas por un material de alto número atómico, generalmente una aleación de wolframio, y tienen un ancho típico de 1 cm en el isocentro del acelerador (Podgorsak, 2005).

Debido al diseño escalonado de estas láminas, cuando conforman un campo pequeño con bordes muy cercanos se genera un efecto de filtración interlaminar o transmisión interhoja entre láminas opuestas. Según Yu (1995), esta transmisión depende de factores como la energía del haz, el ángulo de incidencia y el ancho acumulado de hojas en la dirección del haz. Los valores típicos de transmisión interlaminar se encuentran entre 1.5-3.0% del haz original.

Ahora bien, en el barrido inline este efecto de filtración interlaminar es mínimo, ya que el detector se desplaza en la misma orientación que las láminas del MLC. En cambio, en el barrido crossline la filtración interhoja se suma vectorialmente a la penumbra lateral inherente de los bordes del MLC, resultado en una penumbra efectiva más amplia (Bortfeld et al., 1994).

Otro factor determinante es la pérdida de equilibrio electrónico lateral característica de los campos pequeños, descrita en la sección 4.1.1. De acuerdo con Li et al. (1995), debido al reducido tamaño del campo los electrones secundarios pueden escapar lateralmente sin ser reemplazados, generando gradientes laterales de dosis más pronunciados. El barrido inline es paralelo a esta falta de equilibrio electrónico, mientras que en el crossline se amplifica el efecto sobre la penumbra.

Conclusiones

En cuanto a las condiciones relacionadas con el detector, descritas en la sección 4.1.2, tanto el efecto de promediado volumétrico como la respuesta anisotrópica de ciertos detectores impactan de manera diferente según la orientación del barrido.

Por ejemplo, Das & Zhu (2012) explican que en los diodos de silicio la respuesta es más uniforme en la orientación paralela a los contactos internos (inline) que en la perpendicular (crossline), donde la oblicuidad del haz afecta la distribución de carga interna. Esto resulta en distorsión de la penumbra para el crossline.

Además, como se detalla en la misma sección, si el volumen del detector es similar o mayor al rango de variación de dosis se presenta un efecto de promediado volumétrico que suele ser más pronunciado en el crossline dada la mayor penumbra del campo en esa orientación (IAEA, 2017).

Incluso factores mecánicos como la precisión de posicionamiento de las láminas del MLC pueden incrementar las incertidumbres dosimétricas en el crossline en comparación con el inline, que es intrínsecamente más estable (Jaffray & Gospodarowicz, 2015).

La sección 4.1.4 explica que el tamaño de campo se define por el FWHM (ancho a mitad de máximo) del perfil lateral de dosis medido a una profundidad suficiente para eliminar electrones contaminantes.

Este parámetro resulta clave porque determina directamente cuándo un campo es lo suficientemente pequeño como para presentar pérdida de equilibrio electrónico lateral según el rango r_{LCPE} calculado en la sección 4.1.3

A medida que las dimensiones del campo se reducen por debajo de r_{LCPE} , aumentan los gradientes laterales de dosis, y por lo tanto la diferencia de penumbra entre el inline y el crossline se hace más notoria (Das et al., 2008). Por ejemplo, para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ con un r_{LCPE} de 1.7 cm, no habría una diferencia significativa en la penumbra entre ambos barridos, ya que el equilibrio electrónico se mantiene. Pero en un campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$, muy por debajo de r_{LCPE} , la falta de equilibrio lateral en la orientación crossline produce una penumbra mucho más amplia en comparación con el inline.

Del mismo modo, la filtración interlaminar mencionada en la sección 3.9 tiene un impacto despreciable en campos grandes, donde la separación entre láminas opuestas del MLC es amplia. Pero en campos pequeños este efecto cobra relevancia al estar los bordes más cercanos entre sí (Yu et al., 1995).

En definitiva, la definición del tamaño de campo es crucial porque establece el umbral a partir del cual un campo se considera "pequeño" comienzan a manifestarse los efectos dosimétricos complejos que producen las diferencias entre el inline y crossline.

7.3. Conclusiones

En conclusión, la orientación inline presenta ciertas ventajas dosimétricas sobre el crossline para campos pequeños según lo descrito en el documento adjunto, principalmente debido a una menor contribución de la filtración interlaminar, mejor equilibrio electrónico lateral, mayor uniformidad de respuesta de los detectores y menor efecto de promediado volumétrico.

Conclusiones

El diodo RAZORTM presenta mejores resultados dosimétricos que el detector CC13 para campos pequeños, especialmente en el barrido inline. Esto se evidencia en penumbras más estrechas, mejor concordancia Γ y menor efecto de promediado volumétrico.

El barrido inline del diodo RAZORTM muestra una mayor similitud con las distribuciones de dosis simuladas que el barrido crossline. Esto se atribuye a una menor filtración interlaminar, mejor equilibrio electrónico lateral y menor anisotropía de la respuesta del detector en esa orientación.

La concordancia del diodo RAZORTM en el barrido inline supera 0.97 para campos de 1 cm x 1 cm o mayores, indicando alta similitud con la simulación. Para el detector CC13 los valores son considerablemente menores.

El impacto del LCPE es más pronunciado en el barrido crossline, resultando en penumbras más amplias que en el inline. Esto es especialmente notorio en campos por debajo del rango r_{LCPE} .

La filtración interlaminar entre hojas opuestas del MLC tiene mayor impacto dosimétrico en el barrido crossline debido a la orientación oblicua de las láminas. En el inline este efecto es mínimo.

Tanto el diodo RAZORTM como el detector CC13 en campos mayores a 5 cm x 5 cm muestran mayor similitud con la simulación en los bordes del campo, mientras que hacia el centro la concordancia disminuye.

Para campos de 10 cm x 10 cm o mayores la diferencia dosimétrica entre ambos barridos se hace despreciable, ya que se restaura el equilibrio electrónico lateral.

En resumen, el Diodo RAZORTM cumple con el objetivo e hipótesis planteada para esta tesis solamente en los barridos inline de los campos mayores a 1 cm x 1 cm, en el campo de 0.5 cm x 0.5 cm muestra una respuesta mejor a la simulada teniendo penumbra y FWHM menor en el barrido Inline. En este diodo, el barrido crossline demostró irregularidades debido a los efectos mencionados y discutidos anteriormente. Para el detector CC13, comienza a aproximarse a la similitud esperada en campos mayores a 5 cm x 5 cm, teniendo una gran similitud en zonas entre el 80 % y el 100 % de dosis relativa.

Por último, tomando en cuenta los errores de medición de cada dosímetro podemos concluir lo siguiente:

El error de medición menor del detector CC13 (0.25 %) no implica necesariamente una mayor precisión dosimétrica en campos pequeños, ya que otros factores como resolución espacial (capacidad del dosímetro para distinguir y registrar detalles finos en la distribución de la dosis absorbida en un área determinada) y equilibrio electrónico lateral tienen mayor impacto, tal como se evidencia en los resultados.

Conclusiones

A pesar del levemente mayor error de medición (0.3%), el Diodo RAZORTM presenta mejor concordancia con la simulación que el detector CC13 para campos pequeños, principalmente en la orientación inline. Esto se atribuye a la mejor resolución espacial del diodo.

El mayor error de medición del Diodo RAZORTM (0.3%) en comparación con la simulación (sin error instrumental) explica parcialmente la falta de concordancia perfecta ($\Gamma = 1$) incluso en la orientación inline.

Bibliografía

- [1] Agencia para sustancias tóxicas y el registro de enfermedades. Resumen de Salud Pública, recuperado de:. URL: https://www.atsdr.cdc.gov/es/phs/es_phs149.pdf.
- [2] American association of neurological surgeons. Stereotactic Radiosurgery, recuperado de:. URL: <https://www.aans.org/en/Patients/Neurosurgical-Conditions-and-Treatments/Stereotactic-Radiosurgery>.
- [3] Comisión internacional de unidades radiológicas (13 de noviembre de 2021. Radiation science: quantities, units, and radiation measurement.
- [4] Memorial Sloan Kettering Cancer Center (29 de noviembre de 2021. What Is SBRT?, recuperado de:. URL: <https://www.aans.org/en/Patients/Neurosurgical-Conditions-and-Treatments/Stereotactic-Radiosurgery>.
- [5] Organismo internacional de energía atómica. de noviembre, 2021), Tratamiento del cáncer: Radioterapia, recuperado de:. URL: <https://www.iaea.org/es/temas/tratamiento-del-cancer-radioterapia>.
- [6] Pankaj K. A. Application of current radiation delivery systems and radiobiology.
- [7] P. Andreo. Física de la dosimetría de campos pequeños de fotones mv, curso implementación del cop iaea trs-483, la Habana. *Presentación en Power Point*.
- [8] F.H. Attix. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Wiley-VCH, Weinheim.
- [9] Stanley H Benedict, Kellie M Yenice, David Followill, James M Galvin, William Hinson, Brian Kavanagh, Paul Keall, Michael Lovelock, Sanford Meeks, Lech Papiiez, Thomas Purdie, Ramesh Sadagopan, Michael C Schell, Bill Salter, David J Schlesinger, Almon S Shiu, Timothy Solberg, Danny Y Song, Volker Stieber, and Fang-Fang Yin. Stereotactic body radiation therapy: The report of aapm task group 101. *Medical Physics*, 37(8):4078–4101, 2010. doi:10.1118/1.3438081.
- [10] Thomas Bortfeld, Wolfgang Schlegel, and Bernhard Rhein. Realization and verification of three-dimensional conformal radiotherapy with modulated fields. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 30(4):899–908, 1994.

Bibliografía

- [11] Arthur L Boyer and Shidong Li. Geometric analysis of light-field edge response of radiotherapy imaging systems. *Medical physics*, 24(7):1185–1192, 1997.
- [12] Antonio Brosed Serreta and María Cruz Lizuain Arroyo. *Fundamentos de Física Médica: Volumen 3 Radioterapia externa I. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad*. Publicacions i Edicions de la Universitat de Barcelona, 1 edition, 2013.
- [13] Stewart C. Bushong. Manual de radiología para técnicos.
- [14] Centers for Disease Control and Prevention. Ionizing radiation, Junio, 2021. URL: https://www.cdc.gov/nceh/radiation/ionizing_radiation.html.
- [15] Indra J Das, Chee-Wai Cheng, Ronald J Watts, and Anders Ahnesjö. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. *Medical physics*, 35(1):206–215, 2008.
- [16] Indra J Das and Timothy C Zhu. Dosimetry techniques for narrow photon beams. In *Techniques for the assessment of radiation dose in small radiation fields*, volume TECDOC-1757. IAEA VIENNA, 2012.
- [17] Elekta. Elekta digital accelerator: Digital control for personalized radiation therapy, 2017. https://www.elekta.com/dam/jcr:efdf9e-5c01-4e53-8a72-6ae334ecd281/Elekta_Digital_Accelerator_Brochure_2017_HighRes.pdf.
- [18] Lampes et Tubes. Elekta electron beam source, s.f. Recuperado 17 de febrero de 2023. URL: <https://www.lampes-et-tubes.info/construction-et-fonctionnement/canon-a-electrons/elekta-electron-beam-source>.
- [19] P.J. Gibbons. *The physics of radiation therapy*. Lippincott Williams Wilkins, USA, 5ta edition.
- [20] K. Hansson Mild. El espectro electromagnético características físicas básicas, en mager stellman. *J. Enciclopedia de Salud y Seguridad en el Trabajo*, page 49 4.
- [21] International Atomic Energy Agency (IAEA). *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*. International Atomic Energy Agency., 2017.
- [22] Institute of Physics and Engineering in Medicine. Small field mv photon dosimetry, IPEM rep. 103. Technical report, IPEM, York, 2010.
- [23] David A. Jaffray and Mary K. Gospodarowicz. Radiation therapy for cancer. In Vincent T. DeVita, Theodore S. Lawrence, and Steven A. Rosenberg, editors, *Cancer: Principles and Practice of Oncology*, pages 309–332. Wolters Kluwer Health, 10th edition, 2015.

- [24] Trevor J Jordan and Peter C Williams. The design and performance characteristics of a multileaf collimator. *Physics in Medicine & Biology*, 39(2):231, 1994.
- [25] Faiz M. Khan. Treatment planning systems in radiation oncology. In Faiz M. Khan, editor, *The Physics of Radiation Therapy*, pages 398–423. Lippincott Williams & Wilkins, 2018.
- [26] Francois Lessard, Louis Archambault, Mathieu Plamondon, and Luc Beaulieu. Reference dosimetry in small static fields: relative measurements in a liquid phantom. *Physics in Medicine & Biology*, 57(21):685, 2012.
- [27] X. A. Li, A. L. Boyer, and C. M. Ma. Dosimetry characteristics of off-axis fields. *Medical physics*, 22(8):1239–1249, 1995.
- [28] D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, and J. A. Purdy. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical physics*, 25(5):656–661, 1998. doi:10.1118/1.598248.
- [29] Miguel Madrid H. Reglamento general de seguridad radiológica.
- [30] M. R. McEwen, D. Niven, and H. W. Deutschmann. The influence of relative detector position on profile shape and penumbra width in small fields. *Medical physics*, 41(4):041701, 2014.
- [31] Mevaterapia. Radiocirugía estereotáxica craneal, recuperado de. URL: <https://mevaterapia.com.ar/tratamientos/srs-radiocirugia-estereotaxica-craneal/>.
- [32] C.R. Nave. Radioactivity, recuperado de. URL: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/Nuclear/radact.html#c2>.
- [33] Carlos A. Perez and Luther W. Brady. *Principles and Practice of Radiation Oncology*. Lippincott Williams & Wilkins, 6th edition, 2012.
- [34] Angeli Perez-Andujar, Petra Løvestad, Phillip J Taddei, Gui Chen, Belton Mzennda, Uwe Oelfke, Jonas Nilsson, Mikael Karlsson, and Anders Brahme. Monte carlo and experimental small-field relative output factor evaluations for gamma knife perfexion. *Medical physics*, 36(2):635–642, 2009.
- [35] J. Perez-Calatayud, F. Ballester, R. K. Das, L. A. Dewerd, G. S. Ibbott, A. S. Meigooni, ..., and J. F. Williamson. Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: report of the AAPM and ESTRO. *Medical physics*, 39(5):2904–2929, 2012.
- [36] Ervin B Podgorsak. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. IAEA, 2005.
- [37] Comisión Seguridad Nuclear. Las radiaciones ionizantes en un servicio de radioterapia.

- [38] Consejo Seguridad Nuclear. Las radiaciones, recuperado de. URL: <https://www.csn.es/las-radiaciones>.
- [39] Radiology Oncology Systems. Colimadores de hojas múltiples (mlc), 2021. Recuperado 17 de febrero de 2023. URL: <https://www.ros.com.mx/blog/colimadores-de-hojas-multiples-mlc/>.
- [40] P. Thomas. *Wiley series in beam physics and accelerator technology*. RF Linear Accelerators. 2da Edición, 2008.
- [41] J. Van Dyk, R. B. Barnett, J. E. Cygler, and P. C. Shragge. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 26(2):261–273, 1993. doi:10.1016/0360-3016(93)90362-Z.
- [42] Jacob Van Dyk, editor. *The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists*. Medical Physics Publishing, 1999.
- [43] Varian Medical Systems. *Eclipse Algorithms Reference Guide*, 2021.
- [44] Oleg N Vassiliev, Todd A Wareing, Jerry McGhee, Gregory Failla, Mohammad Salehpour, and Firas Mourtada. Treatment-planning optimization for linear accelerator radiosurgery. *Physics in Medicine & Biology*, 51(8):2003, 2006.
- [45] Charles M. Washington and Dennis T. Leaver. *Principles and Practice of Radiation Therapy*. Elsevier Health Sciences, 2015.
- [46] J.U. Wuerfel. Dose measurements in small fields. *Medical Physics International Journal*, 1:81–90.
- [47] C. X. Yu, M. J. Symons, M. N. Du, A. A. Martinez, and J. W. Wong. A method for implementing dynamic photon beam intensity modulation using independent jaws and a multileaf collimator. *Physics in Medicine & Biology*, 40(5):769, 1995.
- [48] Cedric X Yu. Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation. *Physics in Medicine & Biology*, 40(9):1435–1449, 1995.
- [49] Timothy C. Zhu, Jarod C. Finlay, Monique Prooijen, and Alvaro A. Martinez. Characterization of radiation beams used for small animal radiotherapy. *Physics in Medicine & Biology*, 54(10):3253, 2009.

Apéndice A: Cálculos Dosimétricos para Distribuciones de Dosis

A.1 Ecuación Euclidiana para Comparación de Distribuciones

La ecuación euclidiana es una métrica matemática que permite cuantificar numéricamente el grado de similitud entre dos distribuciones de dosis $D1(r)$ y $D2(r)$ medidas o calculadas en radioterapia (Khan, 2010).

Fue propuesta por Van Dyk et al. en 1993 como una forma de comparar objetivamente distribuciones de dosis absolutas o relativas resultantes de diferentes modalidades de tratamiento o sistemas de planificación.

La ecuación euclidiana está dada por:

$$\Gamma = 1 - \sqrt{\frac{\sum (D1(r_i) - D2(r_i))^2}{\sum D1(r_i)^2}} \quad (.0.1)$$

Donde:

r_i representa cada punto de medición o cálculo discretizado de la distribución de dosis.

$D1(r_i)$ es el valor de dosis absorbida en cada punto r_i para la distribución 1.

$D2(r_i)$ es el valor de dosis absorbida en cada punto r_i para la distribución 2.

\sum representa la suma sobre todos los puntos de la distribución.

El numerador de la raíz cuadrada representa la totalidad de los cuadrados de las discrepancias entre ambas distribuciones para todos los puntos. El denominador refleja la adición de los cuadrados de los valores de dosis de la distribución 1.

De esta forma, el valor de Γ resultante variará entre 0 y 1, donde $\Gamma = 1$ indica que las distribuciones son idénticas, y $\Gamma = 0$ indica que son completamente diferentes. Valores intermedios de Γ cuantifican el grado de similitud entre las distribuciones, donde un mayor valor representa mayor concordancia.

En dosimetría, la ecuación euclidiana se utiliza comúnmente para comparar mediciones físicas de distribuciones de dosis con distribuciones calculadas por sistemas de

planificación, como parte del proceso de verificación de un tratamiento.

También permite comparar resultados entre diferentes modalidades (haces de fotones o electrones) y energías. Incluso se puede aplicar para comparar distribuciones en 1D (perfiles), 2D (mapas de dosis) o 3D (distribuciones de dosis en volumen).

Para interpretación clínica, se suelen considerar valores de Γ mayores a 0.8 como indicativos de una buena concordancia entre las distribuciones. Sin embargo, se deben analizar con detenimiento valores menores para determinar si existen diferencias clínicamente significativas en regiones específicas de interés.

Aquí se muestra el código en Python utilizado para el cálculo de esta similitud

```
import numpy as np
import pandas as pd

def ecuacion_euclidiana(D1, D2):
    if len(D1) != len(D2):
        raise ValueError("Las distribuciones deben tener la misma longitud.")

    numerador = np.sum((D1 - D2)**2)
    denominador = np.sum(D1**2)
    gamma = 1 - np.sqrt(numerador / denominador)

    return gamma

# Leer el archivo Excel
ruta_excel = r"C:\Users\carsd\tesis\euclidiana.xlsx"
df = pd.read_excel(ruta_excel)

# Asumiendo que el archivo tiene columnas llamadas 'D1' y 'D2'
D1 = df['D1'].values
D2 = df['D2'].values

# Calcular la similitud usando la ecuación euclidiana
similitud = ecuacion_euclidiana(D1, D2)

print(f"La similitud entre las distribuciones es: {similitud}")
```

Listing 1: Cálculo de similitud usando la ecuación euclidiana

A.2 Interpolación Lineal

La interpolación lineal es una técnica matemática que permite estimar valores de una función en puntos intermedios, a partir de un conjunto de puntos conocidos o medidos de esa función. En dosimetría, es muy utilizada para reconstruir curvas de distribuciones de dosis a partir de un conjunto discreto de puntos medidos experimentalmente (Khan, 2010).

El fundamento se basa en ajustar rectas entre cada par de puntos medidos consecutivos, y luego calcular el valor de dosis absorbida en cualquier punto intermedio sobre esas rectas según su correspondiente ecuación lineal.

Matemáticamente, dada una función $y = f(x)$ con dos puntos conocidos (x_1, y_1) y (x_2, y_2) , el valor de y para cualquier punto intermedio x se calcula como:

$$y = y_1 + (x - x_1) \frac{(y_2 - y_1)}{(x_2 - x_1)} \quad (.0.2)$$

Donde:

x_1, y_1 son las coordenadas del primer punto conocido.

x_2, y_2 son las coordenadas del segundo punto conocido.

x es la coordenada del punto intermedio donde se desea interpolar el valor de y .

Geoméricamente, esta ecuación calcula el valor en x como una ponderación lineal entre los valores y_1 e y_2 , donde las pendientes relativas vienen dadas por las distancias entre x y cada punto conocido.

En la práctica, se aplica calculando rectas entre pares consecutivos de puntos experimentales de la distribución de dosis, generalmente tomados cada pocos milímetros. Luego se evalúa la ecuación lineal para estimar valores intermedios entre esos puntos, generando una curva suavizada.

Esto permite reconstruir perfiles y distribuciones 2D/3D a partir de conjuntos discretos de datos medidos, que de otra forma solo darían puntos aislados. También facilita el cálculo de parámetros dosimétricos que requieren interpolar valores, como penumbra o anchos.

La interpolación lineal es una buena aproximación para regiones de las distribuciones con variaciones suaves. Sin embargo, tiene limitaciones en zonas de alto gradiente, como penumbras de campos pequeños o interfases de haces abultados, donde se prefieren métodos más complejos.

A continuación se muestra el código utilizado para interpolar los datos experimentales para un mejor cálculo de las similitudes.

```
import numpy as np
import pandas as pd
from scipy.interpolate import interp1d
import os

# Definir la función para realizar interpolación lineal
def interpolacion_lineal(x, y, x_interp):
    interp_func = interp1d(x, y, kind='linear', fill_value='
    extrapolate')
    return interp_func(x_interp)

# Ruta del archivo Excel
archivo_excel = 'C:/Users/carsd/tesis/InterpolCC13.xlsx'

# Leer datos desde el archivo Excel
df_original = pd.read_excel(archivo_excel)

# Obtener el rango de valores de x desde el usuario
rango_x = input("Introduce el rango de valores de x (por ejemplo,
-70,70): ")

try:
    inicio, fin = map(float, rango_x.split(','))
except ValueError:
    print("Por favor, introduce un rango válido.")
    exit()

# Calcular los valores de x en el rango especificado con pasos de 1
valores_x_nuevos = np.arange(inicio, fin + 1, 1)

# Verificar si hay datos originales en el rango especificado
df_filtrado = df_original[(df_original['Distance'] >= inicio) & (
    df_original['Distance'] <= fin)]

# Verificar si existen datos originales en el rango especificado
if not df_filtrado.empty:
    # Obtener los datos originales en el rango
    valores_x_originales = df_filtrado['Distance'].values
    dosis_originales = df_filtrado['Relative Dose'].values

    # Calcular los valores interpolados solo para los nuevos puntos
    dosis_lineal_calculada_nuevos = interpolacion_lineal(
    valores_x_originales, dosis_originales, valores_x_nuevos)
    dosis_lineal_calculada_nuevos = np.round(
    dosis_lineal_calculada_nuevos, 2)

    # Crear un DataFrame con los datos nuevos calculados
    df_calculado_nuevos = pd.DataFrame({'Distance': valores_x_nuevos,
    'Relative Dose Interpolated': dosis_lineal_calculada_nuevos})

    # Guardar el DataFrame final en un archivo Excel con nombre "
```

```

Interpolado.xlsx"
archivo_interpolado = 'Interpolado.xlsx'
df_calculado_nuevos.to_excel(archivo_interpolado, index=False)

print(f"Datos interpolados guardados en '{archivo_interpolado}'.")

# Abrir automáticamente el archivo guardado
os.system(f'start excel "{archivo_interpolado}"')
else:
    print("No hay datos originales en el rango especificado. No se
    realizar la interpolación.")

```

Listing 2: Interpolación lineal de la distribución de dosis

A.3 Cálculo de la Penumbra

La penumbra es una región característica que aparece en los perfiles laterales de distribuciones de dosis en radioterapia, delimitando la transición entre el campo central de dosis completa y la zona exterior donde la dosis cae rápidamente. Su cuantificación resulta de utilidad para evaluar la calidad de una distribución de dosis [?].

Matemáticamente, la penumbra p se define como la distancia entre dos puntos con valores de dosis relativa especificados, típicamente los puntos con el 80 % (D80) y 20 % (D20) de la dosis máxima D_m :

$$p = |r(D80) - r(D20)| \quad (.0.3)$$

Donde:

$r(D_i)$ es la coordenada o posición del punto con dosis relativa D_i .

$||$ representa el valor absoluto de la diferencia.

Los puntos D80 y D20 se eligen por convención para definir la "falda" de decaimiento abrupto de dosis, aunque también podrían usarse otros valores como 90 %-10 % o 50 %-30 %.

El procedimiento consiste en:

1. Identificar en el perfil lateral los puntos experimentales o interpolados que correspondan a D80 y D20.
2. Restar sus respectivas coordenadas o posiciones r para obtener la distancia entre ellos.
3. Tomar el valor absoluto de esa diferencia para no importar el orden de resta.

Cuanto menor sea esta penumbra p , más corta y empinada es la zona de transición entre el campo central plano y la caída periférica. Esto se asocia a distribuciones más ideales y conformadas.

En la práctica clínica se buscan penumbras estrechas, del orden de pocos milímetros, dependiendo de la energía y modalidad. Penumbras anchas indican distribuciones menos óptimas para proteger tejidos sanos.

Por lo tanto, el cálculo de la penumbra a partir de perfiles de dosis medidos experimentalmente es una herramienta útil para el análisis dosimétrico y evaluación de la calidad de un haz de radioterapia.

A.4 Cálculo del FWHM

Otro parámetro relevante en las distribuciones de dosis es el ancho a mitad de máximo o FWHM (del inglés Full Width at Half Maximum). Permite cuantificar objetivamente el tamaño o extensión espacial del campo central de dosis completa [?].

Matemáticamente, el FWHM w está definido como la distancia entre los puntos laterales con dosis igual al 50% de la dosis máxima D_m :

$$w = |r(D50_a) - r(D50_b)| \quad (.0.4)$$

Donde:

$r(D50_a)$ y $r(D50_b)$ son las coordenadas de los puntos con el 50% de D_m a cada lado. $| |$ representa el valor absoluto de la diferencia.

Para calcularlo sobre un perfil lateral de dosis, se siguen los siguientes pasos:

1. Identificar el punto que corresponda a la dosis máxima D_m .
2. Desplazarse lateralmente hasta localizar los dos puntos con dosis igual al 50% de D_m .
3. Restar las coordenadas de esos puntos para obtener la distancia w .
4. Tomar el valor absoluto de w .

Cuanto mayor sea este FWHM, más extendido es el campo central plano en el perfil. Para un campo idealmente plano, el FWHM coincide con las dimensiones geométricas del campo según las jaw o MLC del acelerador.

A continuación se muestra el código utilizado para el cálculo de la penumbra, en este código se incluyó una versión modificada de interpolación para mejorar la exactitud de los parámetros calculados.

```
import numpy as np
import pandas as pd
from scipy.interpolate import interp1d
import os

# Definir la función para realizar interpolación lineal
def interpolacion_lineal(x, y, x_interp):
```

```

    interp_func = interp1d(x, y, kind='linear', fill_value='
extrapolate')
    return interp_func(x_interp)

# Ruta del archivo Excel original
archivo_excel_original = 'C:/Users/carsd/tesis/InterpolCC13.xlsx'

# Leer datos desde el archivo Excel original
df_original = pd.read_excel(archivo_excel_original)

# Obtener el rango de valores de x automáticamente
inicio_auto = min(df_original['Distance'])
fin_auto = max(df_original['Distance'])

# Calcular los valores de x en el rango especificado con pasos de 0.1
valores_x_nuevos = np.arange(inicio_auto, fin_auto + 0.1, 0.1)

# Verificar si hay datos originales en el rango especificado
df_filtrado = df_original[(df_original['Distance'] >= inicio_auto) & (
    df_original['Distance'] <= fin_auto)]

# Verificar si existen datos originales en el rango especificado
if not df_filtrado.empty:
    # Obtener los datos originales en el rango
    valores_x_originales = df_filtrado['Distance'].values
    dosis_originales = df_filtrado['Relative Dose'].values

    # Calcular los valores interpolados solo para los nuevos puntos
    dosis_lineal_calculada_nuevos = interpolacion_lineal(
valores_x_originales, dosis_originales, valores_x_nuevos)

    # Crear un DataFrame con los datos nuevos calculados
    df_calculado_nuevos = pd.DataFrame({'Distance': valores_x_nuevos,
'Relative Dose Interpolated': dosis_lineal_calculada_nuevos})

    # Guardar el DataFrame final en un archivo Excel con nombre "
Interpolado.xlsx"
    archivo_interpolado = 'Interpolado.xlsx'
    df_calculado_nuevos.to_excel(archivo_interpolado, index=False)

    print(f"Datos interpolados guardados en '{archivo_interpolado}'.")

# Función para calcular la FWHM y penumbra
def calcular_fwhm_penumbra(distance, relative_dose):
    # Encontrar el índice del valor máximo (pico)
    indice_pico = np.argmax(relative_dose)

    # Calcular la mitad máxima
    mitad_maxima = max(relative_dose) / 2.0

    # Encontrar los índices de los puntos donde la dosis cruza el
20% y el 80%
    indices_20 = np.where(relative_dose >= 0.2 * max(relative_dose
)) [0]

```

```

indices_80 = np.where(relative_dose >= 0.8 * max(relative_dose
))[0]

# Verificar si hay puntos para calcular penumbra y FWHM
if indices_20.size > 0 and indices_80.size > 0:
    # Calcular la penumbra como la distancia entre los puntos
    20% y 80%
    penumbra = distance[indices_80[0]] - distance[indices_20
[0]]

    # Calcular la FWHM
    fwhm = distance[indices_80[-1]] - distance[indices_20[0]]

    return fwhm, penumbra, mitad_maxima, indice_pico
else:
    print("No se pueden calcular penumbra y FWHM. Asegurate
de que haya datos suficientes en el rango.")
    return None

# Calcular FWHM, penumbra y mitad_maxima
resultado_calculos = calcular_fwhm_penumbra(df_calculado_nuevos['
Distance'].values, df_calculado_nuevos['Relative Dose Interpolated
'].values)

# Verificar si los calculos fueron exitosos antes de continuar
if resultado_calculos:
    fwhm, penumbra, mitad_maxima, indice_pico = resultado_calculos

    # Imprimir resultados
    print(f"FWHM: {fwhm} mm")
    print(f"Penumbra: {penumbra} mm")
else:
    print("No hay datos originales en el rango especificado. No se
realizar la interpolación.")

```

Listing 3: Cálculo de penumbra y FWHM