



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO

Posgrado en Ciencias Físicas
Instituto de Física

**Medidas de factores de campo con
películas radiocrómicas en campos no
convencionales**

TESIS

Que para optar por el grado de:
Maestra en Ciencias (Física Médica)

P R E S E N T A

Miriam Rafaela Mirón Lozada

Tutor Principal

Dra. Olivia Amanda García Garduño
Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía

Miembros del Comité Tutor

Dra. Olga Olinca Galván de la Cruz
Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía

Dra. María Isabel Gamboa de Buen
Instituto de Ciencias Nucleares - UNAM



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



**PROTESTA UNIVERSITARIA DE INTEGRIDAD Y
HONESTIDAD ACADÉMICA Y PROFESIONAL
(Graduación con trabajo escrito)**

De conformidad con lo dispuesto en los artículos 87, fracción V, del Estatuto General, 68, primer párrafo, del Reglamento General de Estudios Universitarios y 26, fracción I, y 35 del Reglamento General de Exámenes, me comprometo en todo tiempo a honrar a la Institución y a cumplir con los principios establecidos en el Código de Ética de la Universidad Nacional Autónoma de México, especialmente con los de integridad y honestidad académica.

De acuerdo con lo anterior, manifiesto que el trabajo escrito titulado:

“ Medidas de factores de campo con películas radiocrómicas en campos no convencionales”

que presenté para obtener el grado de ~~Maestría~~ es original, de mi autoría y lo realicé con el rigor metodológico exigido por mi programa de posgrado, citando las fuentes de ideas, textos, imágenes, gráficos u otro tipo de obras empleadas para su desarrollo.

En consecuencia, acepto que la falta de cumplimiento de las disposiciones reglamentarias y normativas de la Universidad, en particular las ya referidas en el Código de Ética, llevará a la nulidad de los actos de carácter académico administrativo del proceso de graduación.

Atentamente

Una firma manuscrita en tinta azul que parece decir "Miriam" o similar, con un trazo decorativo que rodea la firma.

Miriam Rafaela Mirón Lozada
No. Cuenta: 522003817

(Nombre, firma y Número de cuenta de la persona alumna)

Para mi abuelita Irais, siempre vivirás en mi corazón

Agradecimientos

En primer lugar, quiero agradecer a quienes han sido mi soporte y mayor inspiración durante toda mi vida, mis padres: Marcial y Luz Silvia, gracias por su amor y apoyo infinito. Los amo mucho y espero que la vida me permita retribuirles un poco de lo mucho que me han dado, son mi mayor ejemplo de amor, trabajo y fortaleza.

A mis hermanos, Marcial y Jerónimo, por llenar mi vida de felicidad y siempre creer y confiar en mí.

A mi tía Faby, por todo su apoyo, pláticas y consejos, gracias por estar presente en cada etapa de mi vida.

A mi querida asesora, la Dra. Amanda García, a quien admiro por el gran ser humano que es, gracias por abrirme las puertas de su laboratorio, por la paciencia, el apoyo y todo el conocimiento compartido. Gracias también, por transmitirme su pasión por la investigación que me ha permitido ver hacia nuevos horizontes.

A mis amigos que llegaron a mi vida para quedarse: Sara, Erick, Rafa, Iháli, Karen y Brenda, gracias por su apoyo a la distancia, por creer siempre en mí y seguir celebrando conmigo cada uno de mis logros, los quiero mucho.

A las amistades que la maestría me permitió conocer: Fer, Santi Colombia, Tony, Moi, Santi Ecuador y Erick, gracias por los momentos compartidos dentro y fuera del instituto, el convivir con ustedes hizo que la carga de trabajo fuera menos pesada. En particular, quiero darle las gracias a Mauricio, Irene y Jazmín, sin ustedes no sé que hubiera sido de mí estos dos años, se han convertido en mis mejores amigos y espero que la vida nos permita seguir compartiendo más experiencias juntos.

Por último pero no menos importante, quiero agradecer a Claudio por convertirse en mi familia estando lejos de casa, gracias por todos los momentos compartidos, por tus cuidados, tu amor y tu paciencia, hiciste que cada día fuera mejor. Espero que la vida nos permita seguir creciendo juntos compartiendo siempre un mismo objetivo.

Índice general

Agradecimientos	II
1 Introducción	1
1.1 Planteamiento del problema	3
1.2 Objetivo general	3
1.2.1 Objetivos específicos	3
2 Marco Teórico	4
2.1 Principios físicos de la dosimetría de la radiación	4
2.1.1 Magnitudes dosimétricas	4
2.2 Equilibrio de partícula cargada (EPC)	5
2.3 Equilibrio parcial de partícula cargada (EPPC)	6
2.4 Teoría de cavidades	7
2.4.1 Teoría de cavidades de Bragg-Gray	8
2.4.2 Teoría de cavidades de Spencer-Attix	9
2.5 Dosimetría absoluta, de referencia y relativa	9
2.6 La problemática de los campos pequeños	12
2.7 Principios físicos de la dosimetría de campos pequeños	13
2.7.1 Definición de campo pequeño	13
2.7.2 Condiciones relacionadas con el haz	13
2.7.3 Condiciones relacionadas con el detector	19
2.8 Dosimetría de referencia en campos pequeños	22
2.9 Dosimetría relativa en campos pequeños	23
2.9.1 Factores de campo	24
2.10 Detectores para la dosimetría de campos pequeños	25
2.10.1 Dosimetría de referencia	25
2.10.2 Dosimetría relativa	25
2.11 Películas radiocrómicas	29
2.11.1 Estructura	29
2.11.2 Características generales	30
2.11.3 Principio de medición	31
2.11.4 Técnicas de manipulación y almacenamiento	32
2.11.5 Influencia del sistema de lectura	33
2.11.6 Relación con la dosis	34
3 Materiales y Método	35

3.1	Materiales	35
3.1.1	Películas radiocrómicas	35
3.1.2	Acelerador lineal	37
3.1.3	Sistema de colimación	38
3.1.4	Maniquí de agua sólida	39
3.1.5	Escáner de cama plana	40
3.1.6	ImageJ	40
3.2	Método	41
3.2.1	Recomendaciones para el manejo y análisis de las películas . .	41
3.2.2	Calibración de las películas	41
3.2.3	Determinación de los factores de campo	47
3.2.4	Determinación del tamaño de campo cuadrado equivalente . .	52
4	 Resultados y Discusión	57
4.1	Curvas Dosis-Respuesta	57
4.2	Factores de Campo	61
4.2.1	Dosis de irradiación	61
4.2.2	Tamaño de la región de interés (ROI)	65
4.2.3	Factores de Campo obtenidos con el primer método	72
4.2.4	Factores de Campo obtenidos con el segundo método	80
4.3	Tamaños de campo cuadrado equivalente	87
5	 Conclusiones	88

Índice de figuras

2.1	Esquema que representa el equilibrio de partícula cargada para un volumen v . Tomado de [1].	6
2.2	Esquema que representa el concepto de EPPC. Para un haz de fotones del orden de MeV, se observa una variación entre la dosis absorbida (D) y el kerma de colisiones (K_{col}) producto de sus interacciones con la materia, como resultado, se tiene que más allá del alcance máximo de las partículas cargadas secundarias (R), el EPC solo se puede alcanzar de forma parcial (EPPC). Modificado de [2].	7
2.3	Acelerador lineal y componentes del cabezal	15
2.4	Esquema que ilustra el efecto de oclusión parcial de la fuente primaria de fotones. Modificado de [3].	16
2.5	Esquema que ilustra el efecto de la superposición de penumbras en el FWHM que resultan en el ensanchamiento del campo aparente en comparación con los ajustes del colimador. Modificado de [4].	17
2.6	Efecto del endurecimiento del haz como resultado de la disminución del tamaño de campo. Modificado de [5].	18
2.7	Dependencia de los poderes de frenado en relación con el tamaño de campo y la profundidad, se observa que para una profundidad de referencia la variación es mínima. Recuperado de [6].	18
2.8	Efecto parcial de volumen como resultado de medir la dosis en una que zona no es uniforme. Modificado de [5].	19
2.9	Esquema que representa la condición física que debe cumplir el campo de irradiación con relación al tamaño del dosímetro para que este pueda ser usado para cuantificar la dosis. Modificado de [2].	21
2.10	Configuraciones de las películas radiocrómicas disponibles.	29
3.1	Modelos de películas radiocrómicas utilizadas en este trabajo. Fotografías tomadas bajo condiciones de luz controlada.	35
3.2	Estructura y dimensiones de los modelos de película utilizadas.	36
3.3	Acelerador Lineal TrueBeam STx ubicado en la unidad de Radiocirugía del INNN.	38
3.4	Sistema de colimación del acelerador TrueBeam STx. a) Vista inferior de la salida del haz. b) Colimación secundaria y terciaria compuesta por las quijadas y el MLC.	39
3.5	Maniquí de agua sólida utilizado durante las irradiaciones.	39

3.6	Escáner de cama plana EPSON Expression 11000XL empleado para la digitalización de las películas radiocrómica. Tomado de [7].	40
3.7	Esquema que ilustra la vista superior de la cama del escáner y la forma en la que deben ser colocadas la películas así como la dirección de escaneo, también se muestran las marcas que deben realizarse sobre los cortes de la película para identificar el lado más largo de la hoja durante todo el proceso.	42
3.8	Configuración experimental utilizada durante las irradiaciones para la calibración de los tres modelos de película radiocrómica.	43
3.9	Análisis de las películas radiocrómicas usando ImageJ. a) Películas digitalizadas. b) Descomposición de los tres canales. c) Selección de una ROI sobre el canal rojo. d) Extracción de la intensidad y su desviación estándar.	45
3.10	Diseño experimental utilizado durante las irradiaciones de los tres modelos de película para la obtención de los factores de campo con y sin filtro de aplanado. La imagen de la derecha muestra la película colocada a 10 <i>cm</i> antes de que sea cubierta por los 10 <i>cm</i> restantes que le dan dicha profundidad.	48
3.11	Película radiocrómica visualizada en el software ImageJ, posterior a la aplicación del filtro de visualización 3-3-2-RGB, que permite identificar la zona de alto gradiente.	49
3.12	Configuración experimental utilizada durante las irradiaciones de la película EBT-3 para la determinación de los tamaños de campo cuadrado equivalente con y sin filtro de aplanado. La imagen de la derecha muestra la película colocada a 10 <i>cm</i> antes de que sea cubierta por los 10 <i>cm</i> restantes que le dan dicha profundidad.	53
3.13	Análisis para la determinación del tamaño de campo usando ImageJ. a) Película digitalizada y desplegada en los tres canales. b) Regiones de interés trazadas en las direcciones <i>x</i> , <i>y</i> . c) Perfil obtenido en la dirección <i>x</i> , este se observa invertido dado a que los datos vienen dados en intensidad como función del píxel. d) Datos crudos del perfil, los cuales fueron transformados a densidad óptica.	55
3.14	Perfiles fuera del eje y sus respectivos FWHM obtenidos en las direcciones <i>x</i> , <i>y</i> para un tamaño de campo de 1 <i>cm</i> x 1 <i>cm</i>	56
4.1	Análisis del ajuste para el caso de la película EBT-3. Se muestran los puntos experimentales junto la incertidumbre asociada y los ajustes que cumplieron con los criterios señalados.	59
4.2	Curvas de calibración para los tres modelos de película utilizados. . .	60
4.3	Análisis de incertidumbre para el modelo de película EBT-3. Se muestra la incertidumbre total junto con sus componentes asociados al ajuste y al proceso experimental en función de la dosis.	62
4.4	Análisis de incertidumbre para el modelo de película EBT-XD. Se muestra la incertidumbre total junto con sus componentes asociados al ajuste y al proceso experimental en función de la dosis.	63

4.5	Análisis de incertidumbre para el modelo de película MD-V3. Se muestra la incertidumbre total junto con sus componentes asociados al ajuste y al proceso experimental en función de la dosis.	64
4.6	Factores campo para el modelo de película EBT-3. Se presentan los resultados para ambas modalidades: WFF, FFF y las tres resoluciones de escaneo analizadas.	75
4.7	Factores campo para el modelo de película EBT-XD. Se presentan los resultados para ambas modalidades: WFF, FFF y las tres resoluciones de escaneo analizadas.	77
4.8	Factores de campo para el modelo de película MD-V3. Se presentan los resultados para ambas modalidades: WFF, FFF y las tres resoluciones de escaneo analizadas.	79
4.9	Factores de campo para el modelo de película EBT-3 obtenidos con el segundo método empleado. Se presentan los resultados para ambas modalidades: WFF, FFF y las tres resoluciones de escaneo analizadas.	82
4.10	Factores de campo para el modelo de película EBT-XD obtenidos con el segundo método empleado. Se presentan los resultados para ambas modalidades: WFF, FFF y las tres resoluciones de escaneo analizadas.	84
4.11	Factores de campo para el modelo de película MD-V3 obtenidos con el segundo método empleado. Se presentan los resultados para ambas modalidades: WFF, FFF y las tres resoluciones de escaneo analizadas.	86

Índice de tablas

2.1	Características de los detectores recomendados para dosimetría de campo pequeño [8, 9, 10, 11].	28
3.1	Composición química de la capa activa y número atómico efectivo (Z_{eff}) de los modelos de películas radiocrómicas utilizadas para este trabajo [12, 13].	37
3.2	Características adicionales de los modelos de películas utilizadas en este trabajo [14, 15, 16].	37
3.3	Configuración establecida por el sistema de colimación para la definición de los tamaños de campo de interés. Para el caso del MLC y las quijadas, las dimensiones hacen referencia al tamaño por lado.	47
3.4	Factores de escalamiento de dosis propuestos para llevar a cabo el cálculo del factor de campo para las dimensiones de campo más pequeñas .	51
4.1	Parámetros de ajuste obtenidos para cada modelo de película.	57
4.2	Parámetros de ajuste que conducen a una incertidumbre total mínima para cada modelo de película utilizado.	58
4.3	Tamaño de ROI definido para cada tamaño de campo establecido en función del error relativo. Se muestran los resultados para el modelo de película EBT-3 en la modalidad WFF y las tres resoluciones analizadas durante este trabajo.	66
4.4	Tamaño de ROI definido para cada tamaño de campo. Se muestran los resultados para las tres resoluciones del modelo de película EBT-3 en la modalidad FFF.	67
4.5	Tamaño de ROI definido para cada tamaño de campo establecido en función del error relativo. Se muestran los resultados para el modelo de película EBT-XD en la modalidad WFF y las tres resoluciones analizadas durante este trabajo.	68
4.6	Tamaño de ROI definido para cada tamaño de campo. Se muestran los resultados para las tres resoluciones del modelo de película EBT-3 en la modalidad FFF.	69
4.7	Tamaño de ROI definido para cada tamaño de campo establecido en función del error relativo. Se muestran los resultados para el modelo de película MD-V3 en la modalidad WFF y las tres resoluciones analizadas durante este trabajo.	70

4.8	Tamaño de ROI definido para cada tamaño de campo. Se muestran los resultados para las tres resoluciones del modelo de película EBT-3 en la modalidad FFF.	71
4.9	Valor del factor de campo promedio para los diferentes tamaños de campo y las dos modalidades obtenidos a partir de los detectores previamente mencionados.	73
4.10	Factores de campo obtenidos con el modelo de película EBT-3 para un haz de fotones de 6 MV con filtro de aplanado (WFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.	74
4.11	Factores de campo obtenidos con el modelo de película EBT-3 para un haz de fotones de 6 MV sin filtro de aplanado (FFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.	74
4.12	Factores de campo obtenidos con el modelo de película EBT-XD para un haz de fotones de 6 MV con filtro de aplanado (WFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.	76
4.13	Factores de campo obtenidos con el modelo de película EBT-XD para un haz de fotones de 6 MV sin filtro de aplanado (FFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.	76
4.14	Factores de campo obtenidos con el modelo de película MD-V3 para un haz de fotones de 6 MV con filtro de aplanado (WFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.	78
4.15	Factores de campo obtenidos con el modelo de película MD-V3 para un haz de fotones de 6 MV sin filtro de aplanado (FFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.	78
4.16	Factores de campo obtenidos a partir del segundo método propuesto con el modelo de película EBT-3 para un haz de fotones de 6 MV con filtro de aplanado (WFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.	81
4.17	Factores de campo obtenidos a partir del segundo método propuesto con el modelo de película EBT-3 para un haz de fotones de 6 MV sin filtro de aplanado (FFF). Se presentan los resultados para tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.	81
4.18	Factores de campo obtenidos a partir del segundo método propuesto con el modelo de película EBT-XD para un haz de fotones de 6 MV con filtro de aplanado (WFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.	83

4.19 Factores de campo obtenidos a partir del segundo método propuesto con el modelo de película EBT-XD para un haz de fotones de 6 <i>MV</i> sin filtro de aplanado (FFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.	83
4.20 Factores de campo obtenidos a partir del segundo método propuesto con el modelo de película MD-V3 para un haz de fotones de 6 <i>MV</i> con filtro de aplanado (WFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.	85
4.21 Factores de campo obtenidos a partir del segundo método propuesto con el modelo de película MD-V3 para un haz de fotones de 6 <i>MV</i> sin filtro de aplanado (FFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.	85
4.22 Tamaños de campo cuadrado equivalente para la modalidad WFF . .	87
4.23 Tamaños de campo cuadrado equivalente para la modalidad FFF . .	87

Introducción

La radioterapia es una de las principales modalidades de tratamiento utilizadas para atender el cáncer, se sabe que más del 50 % de los pacientes diagnosticados recibirán en algún momento este tipo de tratamiento, ya sea con fines curativos o paliativos [17, 18]. La principal forma de aplicación es a través de equipos generadores de radiación ionizante los cuales utilizan fotones de alta energía para entregar la dosis al tumor por medio de un haz externo [17].

Como resultado de los grandes beneficios que este tipo de tratamientos ofrece, los desarrollos tecnológicos que este campo de aplicación clínica ha experimentado han permitido revolucionar la forma en la que se entrega la radiación, permitiendo lograr un mayor control local de la enfermedad y mejores resultados clínicos gracias a la implementación de nuevas técnicas y del desarrollo de equipos más sofisticados [17, 19].

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT), la radioterapia guiada por imagen (IGRT), la radiocirugía estereotáctica (SRS) y la radioterapia corporal estereotáctica (SBRT), representan las modalidades más utilizadas hoy en día [18], su implementación en la clínica ha sido producto del desarrollo de unidades de tratamiento especializadas como el TomoTherapy, el CyberKnife o el GammaKnife, así como del avance de sistemas de colimación más sofisticados y robustos en los aceleradores lineales (LINAC) que también incluyen mejoras en la precisión y estabilidad mecánica [2, 11].

Sin embargo, la implementación de estas nuevas técnicas han hecho que los tamaños de campos convencionales que tradicionalmente comprenden dimensiones que van desde $40\text{ cm} \times 40\text{ cm}$ hasta $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ se hayan reducido a escalas milimétricas, dando origen a un nuevo reto en la dosimetría que comprende las dificultades de realizar esta en los tamaños de campos no convencionales o también llamados, campos pequeños [20]. La complejidad recae en poder garantizar la entrega precisa de la dosis al paciente a pesar de tener una mayor probabilidad de cometer errores en las mediciones y de contar con los retos dosimétricos que dichos campos introducen, ya que las condiciones físicas difieren de los campos grandes [19].

La pérdida del equilibrio lateral de partícula cargada, la oclusión de la fuente producto de la colimación y las propiedades del detector, juegan un papel crucial en

la precisión dosimétrica y hacen que las mediciones en campos pequeños sean difíciles [8, 19, 20]. Particularmente, la medición del factor de campo introduce el uso de un factor de corrección que depende del tipo de detector a utilizar, haciendo que la probabilidad de cometer un error sistemático aumente considerablemente.

Sin embargo, el protocolo internacional para la dosimetría de referencia y relativa de campos pequeños estáticos utilizados en radioterapia de haz externo, TRS-483, recomienda algunos detectores para la determinación de los factores de campo, entre los que está la película radiocrómica cuyo factor de corrección es igual a uno [8]. Estos detectores poseen características que permiten obtener resultados confiables cuando son comparados con otros tipos de dosímetros, entre las que destaca su alta resolución espacial, cercana equivalencia al tejido y su gran utilidad para realizar mediciones en zonas de penumbras o con altos gradientes de dosis. Así como sus dimensiones, ya que al ser muy delgadas, su presencia no perturba el haz de radiación [11, 12], convirtiéndolo en un detector atractivo para llevar a cabo medidas relativas en condiciones de campo pequeño.

Por lo tanto, este trabajo se enfoca en el uso de la película radiocrómica como dosímetro para llevar a cabo medidas de factores de campo utilizando tres modelos diferentes. Asimismo, busca analizar las fuentes de incertidumbre que intervienen durante el cálculo de dichos factores. Para lo cual, en las siguientes secciones de este primer capítulo se plantea el problema de estudio y los objetivos de esta tesis.

El capítulo 2 comprende el marco teórico, donde se abordan las definiciones y los antecedentes que permiten comprender la dosimetría de campos no convencionales, también se describen a profundidad las características generales de las películas radiocrómicas y el principio de medición que utilizan para cuantificar la dosis así como las recomendaciones generales para su uso y procesamiento. En el capítulo 3 se describen los materiales y la metodología implementada para la determinación de los factores de campo. El capítulo 4 presenta los resultados obtenidos y discute cada uno de ellos. Finalmente, el capítulo 5 concluye este trabajo de investigación de maestría destacando las contribuciones más relevantes.

1.1. Planteamiento del problema

Los factores de campo para campos no convencionales, juegan un papel importante en la dosimetría relativa del equipo al ser la medida que se encuentra directamente asociada con el cálculo de las unidades monitor que serán impartidas durante un tratamiento, de modo que el uso de un valor incorrecto puede conducir a una sobrestimación o subestimación de la dosis [11, 19].

Adicionalmente, pese a la existencia de un protocolo internacional como lo es el TRS-483 [8], donde se recomienda el uso de ciertos detectores para la determinación de dichos factores de campo, el documento también recomienda el uso de más de un detector, con el propósito de lograr que los resultados entre uno y otro puedan ser comparables y a su vez, esto minimice la probabilidad de errores. La película radiocrómica es uno de los detectores propuestos principalmente por las grandes ventajas que ofrece, sin embargo, su manipulación y procesamiento requieren de un proceso estricto que permita garantizar resultados confiables [13]. El presente trabajo, estudia a fondo las características de la película radiocrómica y establece una metodología para llevar a cabo el análisis de las diferentes variables que pueden intervenir durante el cálculo de los factores para campos pequeños, de tal forma que a pesar de requerir de un tratamiento riguroso se pueda asegurar la precisión dosimétrica requerida.

1.2. Objetivo general

Medir los factores de campo propuestos por el código de práctica para la dosimetría de campos pequeños estáticos utilizados en radioterapia de haz externo N° 483 para diferentes tamaños de campo no convencionales para un acelerador TruBeam STx utilizando tres modelos de películas radiocrómicas.

1.2.1. Objetivos específicos

- Caracterizar los tres modelos de películas: EBT-3, EBT-XD y MD-V3, en su rango dinámico de radioterapia.
- Realizar un análisis exhaustivo de la variación de las incertidumbres asociadas a los factores de campo a partir de las siguientes variables: ajuste, dosis, tamaño del ROI y resolución espacial.
- Medir los factores de campo para los siguientes tamaños no convencionales con y sin filtro de aplanado: $0.5\text{ cm} \times 0.5\text{ cm}$, $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$, $1.5\text{ cm} \times 1.5\text{ cm}$, $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$, $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$, $6\text{ cm} \times 6\text{ cm}$, $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$.
- Comparar los resultados obtenidos con las películas radiocrómicas con los factores de campo obtenidos usando diversos detectores: diodo, diamante y microcámaras de ionización.

Marco Teórico

2.1. Principios físicos de la dosimetría de la radiación

Una descripción cuantitativa de la interacción entre el campo de radiación y la materia, viene dada mediante el producto de cantidades relacionadas con el mismo campo y la forma en cómo la radiación interactúa con el material en cuestión. Para el caso de las cantidades que describen un campo de radiación, estas toman en cuenta el número de partículas presentes y la energía que transportan, mientras que para el caso de las cantidades que describen los procesos de interacción, su definición viene dada a través de distribuciones de probabilidad que se expresan por medio de coeficientes que dependen del tipo de interacción y partícula, su energía y el material [1, 21].

A su vez, estas cantidades permiten definir magnitudes dosimétricas que proporcionan una medida física asociada al depósito de energía las cuales, han sido establecidas partiendo de las dos principales etapas presentes: la transferencia de energía de partículas primarias a secundarias y el depósito de su energía en la materia [1]. Para la primera etapa, las magnitudes responsables son el *cema* y el *kerma*, que se definen tomando en cuenta el caso de partículas cargadas y no cargadas, respectivamente. Mientras que, para el depósito de energía, la *dosis absorbida* es la magnitud que va a permitir cuantificar la cantidad de energía cedida al medio, siendo esta la más relevante para fines prácticos.

2.1.1. Magnitudes dosimétricas

A continuación, se definen algunas magnitudes dosimétricas que son de interés para los fines de este trabajo [1, 21]:

La *fluencia* Φ , se define como el cociente de dN entre da :

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.1)$$

donde dN es el número de partículas que inciden en una esfera con un área de sección transversal da . Su unidad es $[m^{-2}]$.

El *kerma* K , corresponde al cociente del promedio de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas dE_{tr} , que son transferidas a una masa de material dm por las partículas no cargadas incidentes en dm :

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

Su unidad viene dada en $[Jkg^{-1}]$ o $[Gy]$.

En condiciones de equilibrio de partículas cargadas, el kerma se utiliza como una aproximación a la dosis absorbida, particularmente el *kerma de colisión* K_c , es la cantidad que se aproxima a la dosis, el cual excluye las energías asociadas a pérdidas radiativas y la energía transferida de una partícula cargada a otra.

La *dosis absorbida* D , es el cociente de la energía promedio impartida por la radiación ionizante $d\bar{\epsilon}$ a una masa de materia dm . Esta magnitud comparte las mismas unidades que el kerma $1 Jkg^{-1} = 1 Gy$.

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.3)$$

El *poder de frenado másico* S/ρ se define como el cociente del promedio de la energía perdida por las partículas cargadas dE entre la distancia dl que atraviesan de un material de densidad ρ . Esta magnitud se define para un material, tipo de partículas cargadas y energía dada. Su unidad es $[Jm^2kg^{-1}]$.

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dl} \quad (2.4)$$

2.2. Equilibrio de partícula cargada (EPC)

También conocido como CPE por sus siglas en inglés: *Charge Particle Equilibrium*, es una condición que establece la relación entre las partículas que interaccionan con un medio y la energía que depositan en él. Tomando en cuenta la figura 2.1, se dice que existe EPC, si cada partícula que sale del volumen (v) es reemplazada por una partícula con las mismas características (tipo, dirección y energía) en el límite no estocástico [1, 2].

Particularmente, el EPC es de gran interés cuando un medio homogéneo es irradiado externamente con partículas no cargadas, ya que al cumplirse la condición, es posible cuantificar la dosis absorbida en el medio irradiado.

Para el caso de un volumen infinitesimal dv , que contiene una masa dm , el EPC existe si el volumen contiene al menos un número N_A de partículas (que corresponde al orden del número de Avogadro), lo cual permite que la magnitud no estocástica pueda ser determinada. De esta forma, se cumple con la siguiente igualdad sobre un punto de interés en el medio:

$$D = [K_{col}]_{med} \quad (2.5)$$

La expresión anterior, demuestra que bajo condiciones de EPC la dosis absorbida (D) en el medio, med , es igual al kerma de colisiones (K_{col}), equiparando así una cantidad medible con una calculable [1, 2, 22].

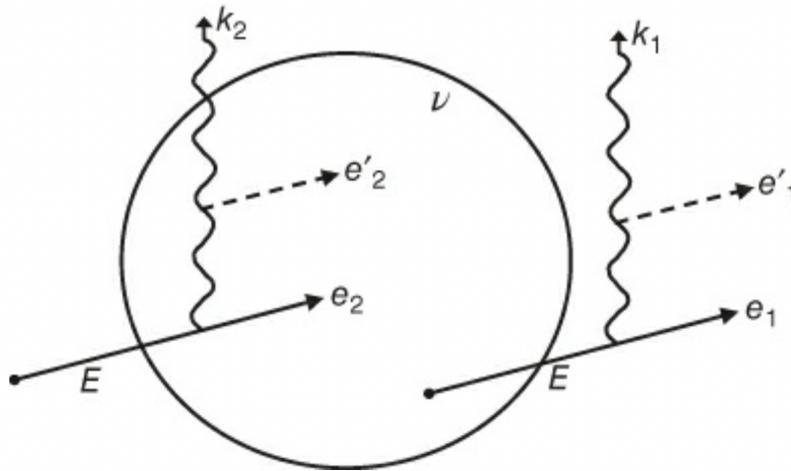


Figura 2.1: Esquema que representa el equilibrio de partícula cargada para un volumen ν . Tomado de [1].

2.3. Equilibrio parcial de partícula cargada (EPPC)

Este concepto fue introducido inicialmente por Attix [23], usando el término *Equilibrio Transitorio de Partículas Cargadas (ETPC)* el cual, considera que a medida que aumenta la energía de las partículas no cargadas, el poder de penetración de las partículas cargadas secundarias producidas aumenta más rápidamente que el poder de penetración de la radiación primaria [1]. Esto ocasiona que a altas energías, la condición de EPC (que permite cuantificar la dosis impartida al medio), falle de forma relativa.

Tomando en cuenta el comportamiento de un haz de fotones altamente energético, como el que se ilustra en la figura 2.2, es posible observar que existe una diferencia apreciable entre el kerma de colisiones y la dosis, ya que los recorridos libres medios de las partículas no cargadas, será mucho mayor que el alcance de las partículas cargadas secundarias producidas en el medio, en consecuencia, el equilibrio de partícula cargada no se cumple del todo, y solo se puede alcanzar de forma *parcial* en profundidades mayores que el alcance máximo de los electrones secundarios producidos en el mismo medio [1, 22].

Para muchos casos prácticos, el EPPC es la única condición que puede alcanzarse de manera que, se dice que existe equilibrio parcial de partícula cargada en todos los puntos dentro de una región donde la dosis absorbida es proporcional al kerma de colisiones.

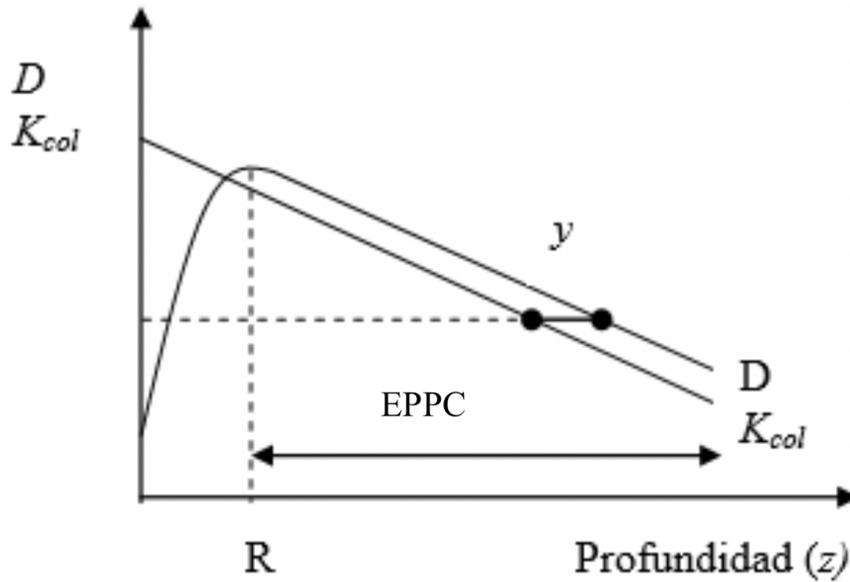


Figura 2.2: Esquema que representa el concepto de EPPC. Para un haz de fotones del orden de MeV, se observa una variación entre la dosis absorbida (D) y el kerma de colisiones (K_{col}) producto de sus interacciones con la materia, como resultado, se tiene que más allá del alcance máximo de las partículas cargadas secundarias (R), el EPC solo se puede alcanzar de forma parcial (EPPC). Modificado de [2].

2.4. Teoría de cavidades

Como ya se ha mencionado, la *dosis absorbida* (D), es la magnitud radiológica de mayor interés práctico ya que va a permitir cuantificar la energía depositada en un punto dentro de un medio homogéneo. Sin embargo, para su determinación es indispensable el uso de detectores especializados sensibles a la radiación también conocidos como *dosímetros*.

Los dosímetros, contienen entre sus componentes un volumen sensible cuya señal producida debe ser proporcional a la dosis media absorbida por el material sensible del dispositivo [1, 22]. No obstante, la dosis impartida dentro del volumen será diferente a la impartida en el medio de interés debido a las diferentes propiedades de absorción de energía que presentan los materiales en cuestión [1, 21].

Ante estas discrepancias entre el medio de interés y el material del dosímetro, surge la *Teoría de cavidades* la cual permite establecer una relación entre la dosis medida por el detector y la dosis en el medio [1, 22]. Dicha teoría, toma en cuenta factores como el tamaño y la forma de la cavidad que para los fines de este trabajo, se enfocará en aquellos volúmenes que son pequeños en comparación con el alcance de los electrones secundarios.

2.4.1. Teoría de cavidades de Bragg-Gray

Esta teoría establece la relación que demuestra que la dosis absorbida en un medio irradiado (sobre un punto de interés), es igual a la dosis (media) absorbida en el volumen [21]. Matemáticamente, dicha relación se expresa de la siguiente forma:

$$D_{med} = D_{det} \cdot S_{det}^{med} \quad (2.6)$$

donde D_{med} es la dosis impartida al medio de interés, D_{det} corresponde a la dosis medida por el dosímetro y S_{det}^{med} es el cociente de los poderes de frenado másicos del medio y del material del volumen del detector (el cual debe ser de baja densidad, frecuentemente un gas) [1]:

$$S_{det}^{med} = \frac{[S_{el}/\rho]_{med}}{[S_{el}/\rho]_{det}} \quad (2.7)$$

donde S_{el} , corresponde al poder de frenado electrónico del material o también llamado poder de frenado de colisión. En la práctica, los electrones secundarios serán producidos en una amplia distribución de energías, por esta razón, el cociente de los poderes de frenado debe ser evaluado sobre todo el espectro de fluencia (Φ), de manera que la expresión 2.7, se convierte en:

$$S_{med,det}^{BG} = \frac{\int_0^{E_{max}} [\Phi_E^{prim}]_{med} [S_{el}(E)/\rho]_{med} dE}{\int_0^{E_{max}} [\Phi_E^{prim}]_{med} [S_{el}(E)/\rho]_{det} dE} \quad (2.8)$$

El superíndice BG , indica que es un cociente de poderes de frenado *Bragg-Gray*, mientras que el numerador y el denominador se conocen como *integrales de Bragg-Gray* [23]. La ecuación 2.8 suele ser llamada como el cociente de poderes de frenado sin restricciones ya que toma en cuenta la pérdida de energía por colisiones de todos los electrones secundarios producidos.

Un detector que cumple con lo establecido por la Teoría de Bragg-Gray (B-G), es aquel cuya presencia perturba sólo de manera insignificante la fluencia y distribución en energía de las partículas cargadas que existen en el medio en ausencia del dosímetro, esta condición da pie a que las dimensiones de la cavidad sean pequeñas en comparación con el alcance de los electrones secundarios y adicionalmente, que la dosis dentro del volumen sea depositada exclusivamente por las partículas cargadas que entran en ella, excluyendo de esta forma las contribuciones debido a las interacciones de los fotones con el detector, así mismo, establece que la pérdida de energía se dé por un proceso de frenado o desaceleración continuo y además, que en ausencia del dosímetro, exista EPC [1, 21].

2.4.2. Teoría de cavidades de Spencer-Attix

La Teoría de B-G asume que el depósito de energía por las partículas cargadas se realiza de manera local, lo cual implica que existe un equilibrio por parte de los rayos δ (también conocidos como electrones en cadena), producidos tanto en el medio como en el detector [1]. Sin embargo, esta suposición no es del todo válida ya que en los años 50's se demostró experimentalmente que la dosis depositada en volúmenes llenos de aire con paredes de distintos materiales variaba significativamente en función del tamaño, por lo que le atribuyeron tales discrepancias a la falta de equilibrio de los rayos δ asumida en B-G [1, 21, 24].

Por su parte, la Teoría desarrollada por Spencer-Attix (S-A) toma en cuenta la producción de los rayos δ e introduce un parámetro de energía de corte Δ , esto con el objetivo de omitir el transporte de energía de aquellos electrones que se encuentren por debajo de dicho valor ya que su alcance no lograría atravesar el volumen en cuestión. Por lo tanto, la elección de este parámetro es arbitrario y está directamente relacionado con el tamaño del detector que se encuentra implícito en lo que se conoce como relación de poderes de frenado de *Spencer-Attix* ($S_{med,det}^{SA}$), definido de la siguiente forma [1]:

$$S_{med,det}^{SA} = \frac{\int_{\Delta}^{E_{max}} [\Phi_E^{tot}]_{med} [L_{\Delta}(E)/\rho]_{med} dE + [\Phi_E^{tot}(\Delta)]_{med} [S_{el}(\Delta)/\rho]_{med} \Delta}{\int_{\Delta}^{E_{max}} [\Phi_E^{tot}]_{med} [L_{\Delta}(E)/\rho]_{det} dE + [\Phi_E^{tot}(\Delta)]_{med} [S_{el}(\Delta)/\rho]_{det} \Delta} \quad (2.9)$$

donde, Φ_E^{tot} es la fluencia total de electrones y $L_{\Delta}(E)/\rho$ corresponde al poder de frenado electrónico restringido a pérdidas inferiores a Δ . El producto de los últimos términos $\Phi_E^{tot}(\Delta)$, $S_{el}(\Delta)/\rho$, da una buena aproximación del número de electrones que se ralentizan más allá de Δ por unidad de masa que, al ser multiplicado por Δ , dará como resultado la contribución a la dosis debido a los extremos.

El uso de la relación de los poderes de frenado de S-A (también conocidos como cociente de poderes de frenado restringido), trajo consigo mejores resultados experimentales para el caso en el que los materiales del medio y los del volumen difieren en cuanto a los valores de su número atómico Z , pero para el caso en el que ambos materiales son similares (por ejemplo, entre agua y aire) tales diferencias no son relevantes ya que los poderes de frenado de cada material son cercanos entre sí [1, 24]. Por lo que las diferencias entre *S-A* y *B-G* dependen del valor Z del medio y del material del detector, los cuales se encuentran implícitos en la expresión para los poderes de frenado que corresponde a la ecuación 2.7.

2.5. Dosimetría absoluta, de referencia y relativa

La dosimetría de la radiación, se enfoca en la medición o el cálculo numérico de las cantidades dosimétricas y de campo resultantes de la interacción de la radiación con la materia, las cuales son obtenidas de forma indirecta a través de una cantidad física conocida y apropiada para el tipo de dosímetro o detector que se desea utilizar; como puede ser carga, calor, cambios químicos, etc. Debido a que el agua es el principal

componente del tejido humano, estas cantidades serán posteriormente convertidas a *dosis absorbida en agua* mediante el uso de factores previamente definidos [1].

En el ámbito clínico, es común que al hablar de dosimetría los términos que la acompañen sean *absoluta*, *de referencia* y *relativa*, los cuales hacen alusión a las condiciones experimentales que se tuvieron durante la medición:

Cuando hablamos de una *dosimetría absoluta*, nos referimos a la cantidad de interés determinada a partir de su propia definición y realizada con un estándar de medición primario¹ [1]. Por ejemplo, para el caso de dosis absorbida en aire (D_{aire}), las mediciones deben realizarse bajo ciertas condiciones haciendo uso de una cámara de ionización, donde dicha cantidad será determinada a partir de su definición (ec.2.10), la cual podrá traducirse a términos de dosis absorbida en agua, por medio de un coeficiente de calibración² proveniente de un laboratorio primario y propio de esa cámara.

$$D_{aire} = \frac{q(W_{air}/e)}{m_{air}} \quad (2.10)$$

donde q es la carga producida dentro del volumen de la cámara, (W_{air}/e) es la energía promedio requerida para producir un par de iones en aire seco y m_{air} es la masa de aire contenida en el volumen.

Por otro lado, la *dosimetría de referencia* corresponde a las mediciones que el usuario realiza dentro de las instalaciones clínicas utilizando una cámara de ionización que ha sido previamente calibrada en un laboratorio primario y por lo tanto, posee un factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua para un haz de cierta calidad Q_0 ³. Estas mediciones deben realizarse bajo condiciones de referencia⁴ que corresponden a las condiciones experimentales que se tuvieron en el laboratorio durante la calibración del equipo, de tal forma que el factor de calibración sea válido sin necesidad de añadir factores de corrección adicionales [1, 3]. Sin embargo, durante la práctica es probable que la calidad del haz Q no sea igual al que se tuvo durante la calibración Q_0 .

De modo que la dosis absorbida en agua (D_{w,Q_0}), que corresponde a la medida de referencia hecha por el usuario en sus instalaciones bajo condiciones de referencia, con un haz cuya calidad es diferente al haz de calibración, se obtiene mediante la siguiente expresión [3]:

$$D_{w,Q_0} = M_{w,Q_0} \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (2.11)$$

¹Un estándar primario es un instrumento que se puede utilizar para determinar una cantidad física sin hacer referencia a algún otro instrumento, por lo que no necesita ser calibrado. Además, su funcionamiento debe ser del más alto nivel metrológico de manera que su precisión sea comparable con la mejor disponible [1].

²El coeficiente de calibración corresponde al cociente entre el valor esperado de la magnitud a medir y el valor proporcionado por el equipo de medición [3].

³Se entiende por calidad de haz, la capacidad de penetración que posee un haz de radiación [1].

⁴Las condiciones de referencia, corresponden a un punto que se sitúa sobre el eje central del haz a una cierta profundidad $z = 10 \text{ cm}$, en el medio (agua), donde existe equilibrio parcial de partícula cargada. El tamaño de campo $f = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ y la distancia fuente superficie, $SSD = 100 \text{ cm}$ también forman parte de ellas [1, 3].

donde, M_{w,Q_0} es la lectura de la cámara obtenida bajo condiciones de referencia, N_{D,w,Q_0} es el factor de calibración correspondiente a la cámara de ionización y k_{Q,Q_0} es el factor que corrige por las diferencias entre las calidades de los haces usados en la calibración y en las medidas de referencia hechas por el usuario en su instalación.

La exactitud en la determinación de la dosis absorbida en agua en el punto de referencia por parte del usuario es de gran importancia, ya que dicho valor será la referencia para el resto de las mediciones que se realicen bajo condiciones de no referencia. La relevancia en su precisión ha permitido que a lo largo del tiempo se establezcan códigos de práctica (COP's), los cuales hoy en día son seguidos a nivel internacional ya que su objetivo principal ha sido el de uniformizar los procedimientos para llevar a cabo la dosimetría de referencia [1].

Además de proporcionar recomendaciones para la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia, un código de práctica también provee un formalismo y datos numéricos para su implementación [1, 3]. Esto ha permitido realizar comparaciones dosimétricas entre un centro y otro, minimizando así la probabilidad de errores. Actualmente, todos los protocolos establecidos se basan en el uso de una cámara de ionización para llevar a cabo la dosimetría de referencia, la cual se basa en estándares primarios de kerma en aire o dosis absorbida en agua, siendo la dosimetría en agua el estándar más utilizado.

Por último, la *dosimetría relativa* comprende aquellas mediciones que se realizan en condiciones de no referencia, es decir, cuando el arreglo experimental es diferente al que se tuvo en un laboratorio primario, por lo que la cantidad de interés debe ser determinada haciendo uso de proporciones relevantes y/o correcciones apropiadas [1]. Por ejemplo, si lo que se busca es determinar la dosis absorbida en agua para un tamaño de campo diferente al tamaño de referencia, es posible aplicar la siguiente expresión:

$$D_{w,Q}(f_{non-ref}) = D_{w,Q}(f_{ref}) \frac{M_{w,Q}(f_{non-ref})}{M_{w,Q}(f_{ref})} \quad (2.12)$$

donde los subíndices *non-ref* y *ref*, corresponden al tamaño de campo de interés y al de referencia respectivamente.

Es importante tener en cuenta que en la práctica, estas relaciones solo se pueden aplicar a un rango limitado de tamaños de campo y tipos de haz que en general, suelen ser de dimensión grande ($10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$) y diferencias de potencial del orden de megavoltajes, de tal forma que los fenómenos relacionados con la respuesta de la cámara sean insignificantes y no afecten en gran medida la respuesta del equipo [1]. Cuando se cumple con estas características, se dice que la dosimetría realizada corresponde a campos convencionales, ya que para el caso contrario, cuando las dimensiones del campo se reducen al orden de unos cuantos centímetros ($< 3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$), surgen complicaciones físicas que deben ser tratadas desde otro enfoque dosimétrico comprendido actualmente por la *dosimetría de campos pequeños*, la cual será discutida en los siguientes apartados.

2.6. La problemática de los campos pequeños

En secciones previas, se habló acerca de los códigos de práctica (COP's) y las razones por las cuales hoy en día su implementación en el ámbito hospitalario es de gran importancia. Sin embargo, la dosimetría basada en los COP's ampliamente utilizados como el del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA): TRS-398⁵ y el Reporte de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM, por sus siglas en inglés): TG-51⁶ [3, 25], basan sus mediciones en una cámara de ionización que posee un coeficiente de calibración en términos de dosis absorbida en agua obtenido en un laboratorio primario bajo condiciones de referencia, de manera que aquellos casos que presentan alguna desviación de tales condiciones no fueron tomados en cuenta [1, 8].

En contraste, la radioterapia ha experimentado un gran avance tecnológico a lo largo de las últimas décadas trayendo consigo un aumento en el uso de campos pequeños, esto ocasionó que los errores dosimétricos aumentaran por el uso de los COP's convencionales que no abordaban situaciones en las que el tamaño de campo era reducido drásticamente. Ante esta situación, fue clara la necesidad de implementar un nuevo protocolo que abordara aquellos casos que se salen de las condiciones de referencia establecidas al realizar la dosimetría de un equipo.

Para esto, y con el objetivo de implementar recomendaciones estandarizadas para llevar a cabo procedimientos de dosimetría, el OIEA en cooperación con la AAPM establecieron un grupo de trabajo, cuyo proyecto inició en 2008 con la publicación de un formalismo para la dosimetría de campos pequeños y compuestos [26], y culminó en 2017 con la implementación de un nuevo Código de Práctica Internacional del OIEA de la Serie de Informes Técnicos, el No.483: *Dosimetría de campos pequeños estáticos utilizados en radioterapia de haz externo* [8].

Este nuevo archivo, provee recomendaciones para llevar a cabo la determinación de la dosis de referencia y relativa en campos no convencionales, donde las condiciones para un campo de referencia no son aplicables, los cuales están comprendidos principalmente en los siguientes grupos de equipos generadores de radiación ionizante [8, 9]:

1. Dispositivos de tratamiento especializados como GammaKnife, TomoTherapy y CyberKnife.
2. Aceleradores lineales con campos pequeños cuyas configuraciones no satisfacen las condiciones de referencia definidas en los protocolos de dosimetría existentes.

Adicionalmente, en 2021 el grupo de trabajo 155 de la AAPM publicó un resumen sobre el conocimiento que hasta ese momento se tenía sobre la dosimetría de campo pequeño, así como un enfoque más amplio de las perturbaciones que sufre un haz de fotones ante un tamaño de campo decreciente [9]. Estas dificultades físicas que hacen

⁵Colección de Informes Técnicos No.398: *Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos*

⁶TG-51: *Protocolo para la dosimetría clínica de referencia de haces de fotones y electrones de alta energía*

que la dosimetría de campos pequeños requiera ser planteada desde otra perspectiva, serán abordadas con mayor detalle a continuación.

2.7. Principios físicos de la dosimetría de campos pequeños

La dosimetría de campos pequeños o también llamados *campos no convencionales*, toma en cuenta los problemas dosimétricos que surgen a partir del uso de campos altamente colimados. Estos desafíos son derivados principalmente de las condiciones de desequilibrio que se presentan como consecuencia del alcance lateral de los electrones secundarios producidos en el campo de radiación y del tamaño del blanco el cual deja de ser visible desde el punto de medición [4]. Si a esto, se le añade el hecho de que los detectores necesarios para llevar a cabo la caracterización de dichos campos perturban aún más el nivel de desequilibrio, entendemos que las mediciones y el cálculo de la dosis requieren un enfoque particular.

2.7.1. Definición de campo pequeño

Para definir a un campo como pequeño, es necesario tomar en cuenta la energía del haz y la densidad del medio, así como la geometría del equipo [4, 20]. Partiendo desde este enfoque, han sido establecidas tres condiciones físicas a evaluar cuando las dimensiones de un campo disminuyen y bastará con que se cumpla al menos una para que un haz de fotones externos sea considerado pequeño [1, 5, 8, 9]:

1. Existe pérdida del equilibrio lateral de partículas cargadas (ELPC) en la región de interés.
2. Hay una oclusión parcial de la fuente primaria de fotones ocasionada por los dispositivos de colimación.
3. El tamaño del detector es similar o grande comparado con el tamaño del campo.

Las dos primeras condiciones abordan características relacionadas con el haz, mientras que la tercera con el detector a utilizar. Sin embargo, en términos generales un haz de fotones será considerado pequeño cuando su extensión lateral sea insuficiente para que exista equilibrio de partículas cargadas en el medio irradiado [1]. La ausencia del ELPC, es de gran importancia ya que esta implica la presencia de las dificultades físicas que se abordan para estos campos, por esta razón, es que se considera como un factor intrínseco que siempre va a acompañar a un campo pequeño y por lo tanto, se considera parte de su definición.

2.7.2. Condiciones relacionadas con el haz

Pérdida del equilibrio lateral de partícula cargada (ELPC)

La falta de equilibrio lateral de partícula cargada (LCPE, por sus siglas en inglés), ocurre cuando la extensión lateral de un campo que va más allá de la región donde

se va a determinar la dosis absorbida es menor que el rango máximo de los electrones secundarios producidos por las interacciones a partir de un haz de fotones de megavoltaje [1, 4, 5]. Esto indica que los electrones que viajan lateralmente fuera de la región de medición no son reemplazados por electrones que se mueven lateralmente hacia ella.

Ante esta situación, Li *et al.* [27], establecieron las condiciones en las que el ELPC podría alcanzarse para campos pequeños a partir de una relación lineal entre la calidad del haz, y el radio mínimo requerido para lograr el equilibrio de partícula cargada, la cual fue obtenida por métodos de Monte Carlo [8, 9, 20] y viene dada por la siguiente expresión:

$$r_{LCPE}(cm) = 8.369 \times TPR_{20,10} - 4.382 \quad (2.13)$$

donde $TPR_{20,10}$ (Relación Tejido-Maniquí, por sus siglas en inglés), corresponde al índice de calidad del haz⁷ y las constantes son coeficientes de datos Monte Carlo.

La ecuación 2.13, pone de manifiesto que el equilibrio lateral de partícula cargada depende fuertemente de la calidad del haz [1, 20]. Además, el rango de equilibrio de partículas cargadas r_{LCPE} es un parámetro importante que permite establecer la relación entre el tamaño de campo y el tamaño mínimo del detector para el que existen condiciones de ELPC que será discutido más adelante [8].

Oclusión parcial de la fuente primaria de fotones

Las unidades de tratamiento para radioterapia como el acelerador lineal, o también llamado linac (figura 2.3-A), incluyen una fuente primaria o mancha focal de tamaño finito que será el blanco para la producción de radiación Bremsstrahlung. Como resultado, el haz de fotones producto de la interacción entre los electrones con el blanco, estará conformado por dos componentes principales: *la primaria* y *la dispersada*. La primera, corresponde a aquellos fotones que llegan al área de interés directamente desde la mancha focal y la segunda es producto de las interacciones que sufren algunos fotones con las estructuras que conforman el cabezal del equipo, como el colimador primario, el filtro de aplanado y el colimador secundario (figura 2.3-B) [20].

En la práctica, la colimación necesaria para reducir el tamaño de campo ocasiona una oclusión parcial de la fuente primaria y un aumento relevante en la penumbra⁸ (fig.2.4). Para el primer caso, al colimar un haz producido a partir de un blanco finito, es evidente que por debajo de una cierta dimensión, solo será posible ver una parte de la mancha focal desde un punto dentro del área de interés, de manera que al ocluir el blanco se produce una caída importante de la dosis ya que mientras disminuye el tamaño del campo la componente del haz que corresponde a la radiación dispersa será absorbida, sin embargo, esto no representa una reducción importante en la dosis (fig.2.4-B). Pero a medida que la colimación aumenta, no solo la componente dispersada será bloqueada, sino que también parte de la componente primaria se verá afectada, de manera que se puede producir un descenso en la salida de la máquina

⁷El índice de calidad de haz, corresponde a un cociente de dosis absorbida en agua obtenido a diferentes profundidades: 20 y 10 *cm*, para una $SSD = 100$ *cm* y un campo de 10 *cm* × 10 *cm* [3].

⁸La penumbra se define como la distancia entre los niveles al 80 % y 20 % de isodosis [20].

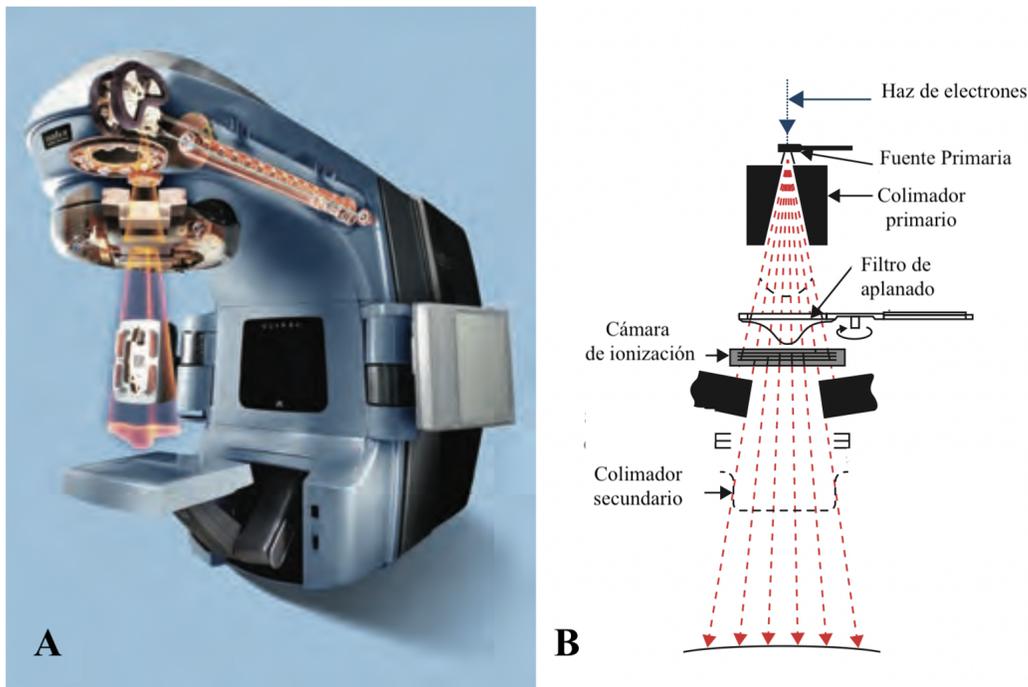


Figura 2.3: Esquema representativo de A) Acelerador lineal, B) Componentes que conforman el cabezal de tratamiento. Modificado de [28].

de hasta un 40 %, lo cual impacta de forma relevante sobre las medidas relativas que son importantes para caracterizar un haz [4, 5, 20].

Por otro lado, las consecuencias ante un aumento de penumbra es la superposición de estas mismas [1], que a su vez ocasionan problemas con la definición de tamaño de campo (fig.2.5). Cuando hablamos de tamaño de campo, es importante tener en cuenta dos conceptos asociados a este término: el tamaño del *campo geométrico* y el tamaño de *campo de irradiación*.

El campo geométrico, se define como la proyección geométrica de la apertura del colimador por la fuente de radiación en un plano perpendicular al eje del haz y se corresponde con un campo de luz alineado. Mientras que el campo de irradiación se define en términos de las dimensiones de un área en un plano perpendicular al eje del haz definido por un perfil de radiación [8]. Este último se conforma por el haz primario, la penumbra geométrica definida por el filtro de aplanado y la penumbra dosimétrica causada por los electrones secundarios [20].

Tradicionalmente, el campo de irradiación puede ser determinado a partir de la semianchura o el FWHM (por sus siglas en inglés) de un perfil que corresponde a la distancia medida al 50 % del nivel de dosis. Para el caso de haces anchos o tamaños de campo convencionales, existe la relación de que el FWHM es congruente con el ajuste del colimador y por lo tanto, el campo de irradiación corresponde al campo geométrico (fig.2.5-a), sin embargo, para el caso de campos pequeños esta congruencia desaparece debido a la pérdida del ELPC y la oclusión parcial de la fuente, dando como resultado un FWHM más amplio que el campo geométrico definido (a esto también se le conoce

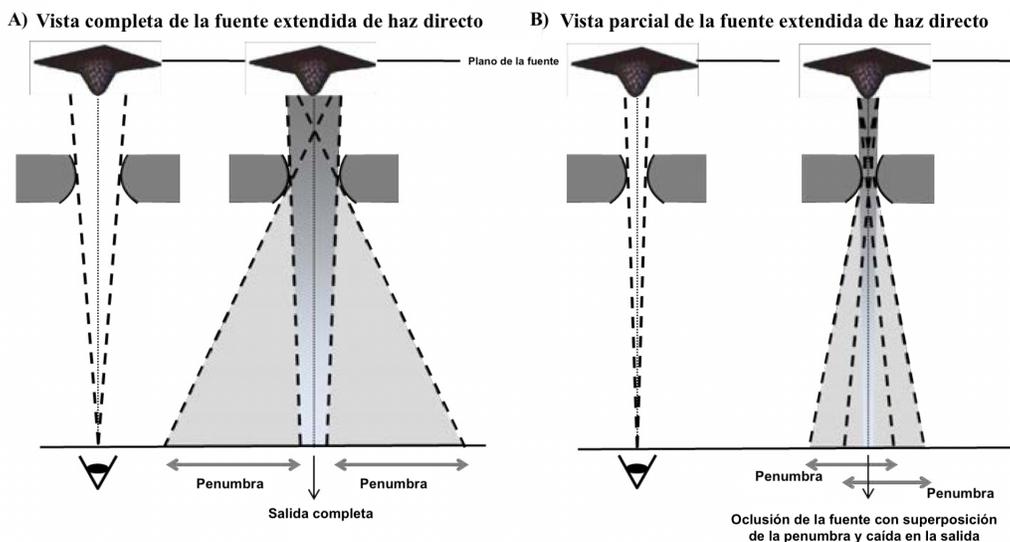


Figura 2.4: Esquema que ilustra el efecto de oclusión parcial de la fuente primaria de fotones. Modificado de [3].

como ensanchamiento del campo aparente, fig.2.5-c), que se traduce en tamaños de campo sobreestimados, así como en un efecto de superposición de penumbras [5, 8, 20].

Por lo tanto, para el caso de campos pequeños el tamaño de campo se define solo como el tamaño de campo de irradiación que vienen dado por el FWHM. Adicionalmente, el TRS-483 recomienda reportar también el tamaño de campo geométrico al realizar medidas, de tal forma que se pueda verificar que existe una cierta congruencia entre uno y otro [8].

Otros aspectos asociados con la disminución del tamaño de campo

Como consecuencia de la disminución del tamaño de campo, existen dos aspectos importantes que deben ser considerados: el endurecimiento del espectro de energía y su influencia en los poderes de frenado agua-aire, las cuales serán abordadas con detalle a continuación:

- *Endurecimiento del espectro de energía*

Como ya fue mencionado previamente, cuando un haz de radiación es colimado la componente dispersada es la primera en verse disminuida además, de que la cantidad de dispersión producida en el maniquí también se reduce ya que el volumen irradiado es menor [5, 8], esto da como resultado un aumento en la energía promedio (fig 2.6) ya que la contribución por parte de las bajas energías disminuye predominando así las altas energías.

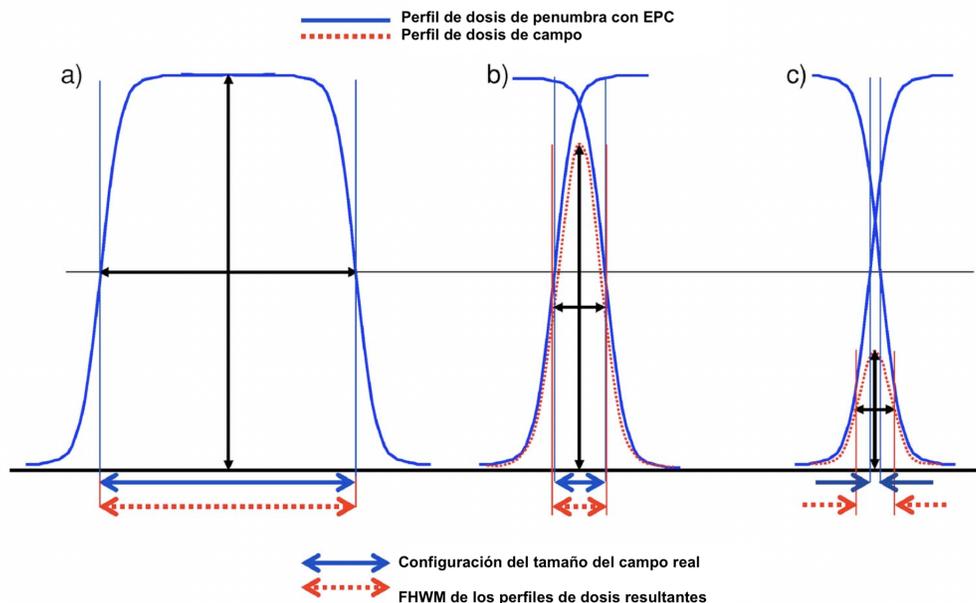


Figura 2.5: Esquema que ilustra el efecto de la superposición de penumbras en el FWHM que resultan en el ensanchamiento del campo aparente en comparación con los ajustes del colimador. Modificado de [4].

■ *Influencia en los poderes de frenado*

Como consecuencia del endurecimiento de la energía del haz, los coeficientes de absorción másicos de energía entre el agua y el material del detector se ven afectados, lo cual podría suponer un cambio en el cociente de los poderes de frenado entre el agua y material del detector. Sin embargo, años atrás Andreo *et al.* [6], demostraron por medio de cálculos Monte Carlo la casi nula dependencia de los poderes de frenado con el tamaño de campo y la profundidad para la relación *agua/aire* (fig 2.7). Hallando una influencia del tamaño del campo en no más del 0.5% para una profundidad de 10 *cm* y un haz de fotones de 6 MV en un rango de tamaños de campo desde el de referencia hasta un campo de 0.3 *cm* × 0.3 *cm* y un diámetro de 0.3 *cm* para campos cuadrados y circulares respectivamente [6, 8].

Particularmente, esta relación de los poderes de frenado $S_{w,air}$ es una de las cantidades más importantes para la dosimetría de referencia de haces de fotones ya que principalmente, la dosimetría se realiza con una cámara de ionización llena de aire [5].

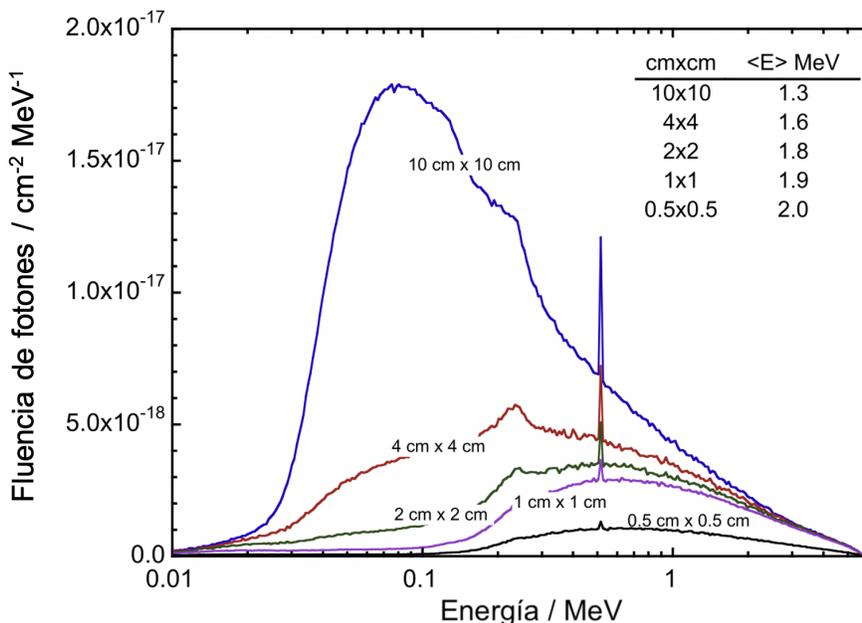


Figura 2.6: Efecto del endurecimiento del haz como resultado de la disminución del tamaño de campo. Modificado de [5].

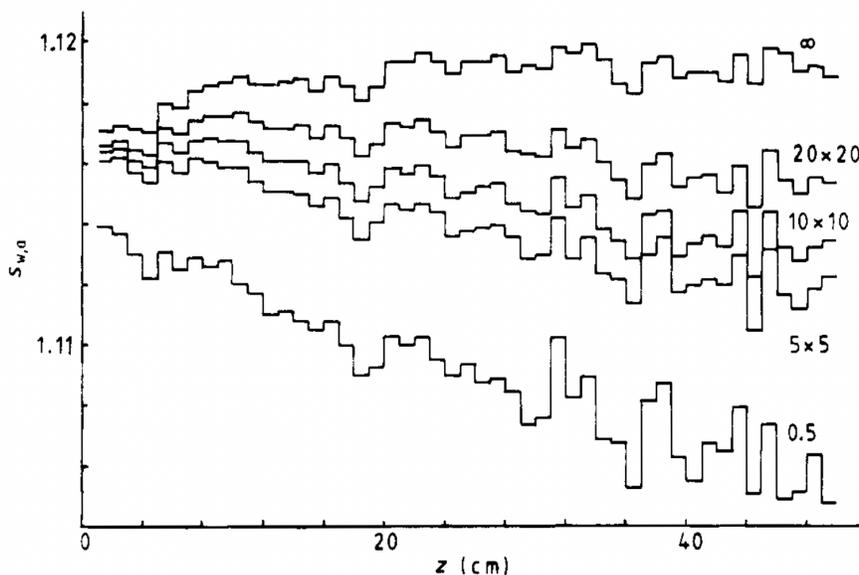


Figura 2.7: Dependencia de los poderes de frenado en relación con el tamaño de campo y la profundidad, se observa que para una profundidad de referencia la variación es mínima. Recuperado de [6].

2.7.3. Condiciones relacionadas con el detector

Cuando hablamos de campos pequeños, el tamaño del detector en relación con el tamaño de campo de radiación juega un papel importante ya que la señal producida por el dosímetro es proporcional a la dosis media absorbida sobre su volumen sensible, la cual se verá afectada por la homogeneidad de la dosis absorbida sobre el volumen del detector (fig.2.8) [1, 8]. De manera que, para el caso en el que el campo es más pequeño que el tamaño del dosímetro y los electrones secundarios atraviesan solo una fracción del volumen sensible, la señal del detector será promediada de forma incorrecta, dando como resultado un *efecto parcial de volumen* [1].

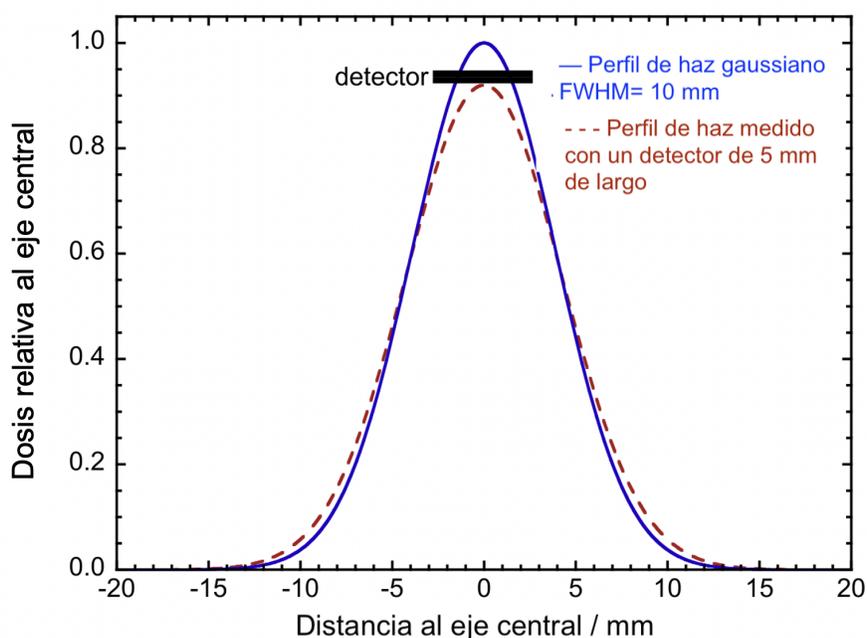


Figura 2.8: Efecto parcial de volumen como resultado de medir la dosis en una zona no es uniforme. Modificado de [5].

Además del efecto sobre el promedio del volumen, es importante tener en cuenta que también ocurre una perturbación de la fluencia de las partículas cargadas por la presencia del detector, la cual se verá reflejada en su propia respuesta. El efecto de perturbación tiene que ver con las características particulares de cada dosímetro como su diseño y el material del que está hecho ya que resultan en desviaciones de la teoría de cavidades de Bragg-Gray que por ende, requieren de factores de corrección que compensen por dichas perturbaciones las cuales se vuelven más relevantes en presencia de altos gradientes de dosis y en ausencia de condiciones de EPC [5, 8].

Tamaño del detector en relación con el tamaño de campo

Tradicionalmente, el detector ampliamente utilizado para llevar a cabo la dosimetría de la radiación en campos convencionales es la cámara de ionización que se basa en el principio de la teoría de B-G. Sin embargo, estos detectores presentan complicaciones en zonas de altos gradientes de dosis o en haces no uniformes, así como limitaciones relacionadas con su tamaño debido a la relación señal-ruido (S/N), que se produce entre la carga colectada dentro del volumen y la señal de fondo proveniente de sus componentes y el cable [1, 5, 8, 26]. De manera que su uso requiere de factores de corrección por perturbación de la fluencia, que son relativamente pequeños para campos convencionales.

En contraste con las condiciones experimentales que se tienen en campos grandes, para situaciones de campos pequeños los tamaños de las cámaras comúnmente utilizadas se vuelven comparables con las dimensiones del campo o incluso son más grandes que este, por lo que presentan un efecto parcial de volumen que debe ser corregido para que la medición sea precisa [5]. No obstante, es posible que los efectos por promedio parcial de volumen, así como los factores de corrección requeridos por la geometría y composición del detector que perturban la fluencia del haz, se vuelvan extremadamente grandes provocando que la conversión de ionización a dosis absorbida basada en la teoría de cavidades no sea concisa. Estas situaciones físicas complican el uso de algunas cámaras de ionización para llevar a cabo la dosimetría de referencia y relativa en campos no convencionales [4, 8, 26].

Por estas razones y con el fin de lograr una respuesta electrónicamente estable, se han establecido condiciones para determinar cuándo un detector (particularmente, una cámara de ionización) puede ser utilizado en campos pequeños. La principal, tiene que ver con las dimensiones del campo en función del tamaño del dosímetro (fig.2.9). Para esto, recordemos que el r_{LCPE} establece la relación que permite determinar bajo qué situaciones se logra el ELPC en estos campos (ec.2.13). Cuando esto es llevado a la práctica, esta distancia debe medirse respecto a la dimensión del dosímetro [5, 8, 9].

De manera que para un determinado detector en presencia de un campo de irradiación, la distancia desde el borde externo del dosímetro al borde del campo debe ser al menos el r_{LCPE} calculado para dicho campo, y para alcanzar el equilibrio de partícula cargada (EPC) el campo establecido debe cumplir con la siguiente condición [8, 9]:

$$FWHM \geq 2 \cdot r_{LCPE} + d \quad (2.14)$$

donde d , corresponde a la distancia más grande entre dos puntos en el límite exterior del detector. Es decir, d es la dimensión más grande del detector.

A su vez, esto implica que en situaciones donde no se cumpla la relación 2.14, existirán condiciones de campo pequeño que van a dificultar la determinación de la dosis de forma correcta. La figura 2.13 representa esquemáticamente la condición descrita anteriormente.

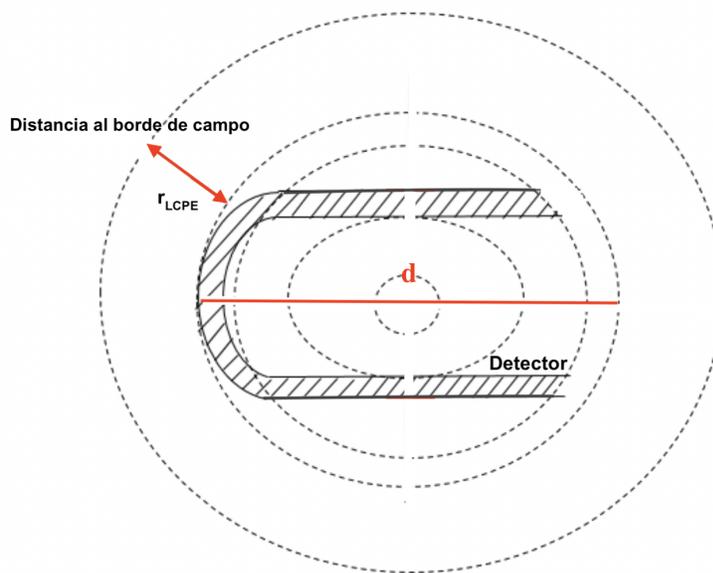


Figura 2.9: Esquema que representa la condición física que debe cumplir el campo de irradiación con relación al tamaño del dosímetro para que este pueda ser usado para cuantificar la dosis. Modificado de [2].

Efectos de perturbación del detector

El principal problema de la dosimetría de campos pequeños se debe a la presencia del dosímetro en el campo de irradiación, ya que este genera una perturbación difícil de cuantificar de forma confiable debido principalmente a sus diferencias con el medio tanto en composición como en densidad, las cuales afectan la fluencia de las partículas cargadas que dependen de la geometría del detector, el medio donde se mide, la energía del haz y el tamaño de campo [4, 20]. Se ha visto que además del efecto parcial de volumen, la diferencia en la densidad entre los materiales del dosímetro y el agua también contribuye de forma importante en los factores de perturbación para campos pequeños, ya que no solo influye el material del volumen sensible, sino que la presencia de los materiales circundantes también contribuye a dichos factores [8].

Por estas razones, cuando hablamos de campos pequeños es necesario el uso de detectores con características adecuadas (tamaño, composición y construcción), que permitan llevar a cabo medidas dosimétricas precisas. Dichas características, serán abordadas más adelante.

2.8. Dosimetría de referencia en campos pequeños

La publicación del protocolo TRS-483 trajo consigo una homogeneización para llevar a cabo la dosimetría de campos pequeños, para el caso de la dosimetría de referencia, este código de práctica basa sus recomendaciones en el protocolo ampliamente conocido y utilizado por la comunidad científica el TRS-398 para campos convencionales, y expande sus recomendaciones abordando las situaciones en las que no se puede establecer un campo de referencia de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$. De manera que la dosimetría de referencia para campos pequeños, también basa sus mediciones en un cámara de ionización calibrada en términos de dosis absorbida en agua [2, 8].

Para el caso de equipos donde se pueden establecer las condiciones de referencia comunes dadas en el TRS-398: tamaño de campo de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ en la superficie del maniquí, y una distancia fuente-superficie o fuente-detector de 100 cm [3], la dosimetría de referencia se realiza siguiendo las recomendaciones dadas por ese mismo protocolo de dosimetría o por un equivalente como el de la referencia [25].

Por el contrario, sí el equipo no puede establecer dichas condiciones el formalismo introduce un nuevo concepto de *campo de referencia máquina específico* (*msr* por sus siglas en inglés), que corresponde al campo más grande definido por el equipo cuyas dimensiones cumplen con la condición establecida por la expresión 2.14. Esto ocurre para equipos como el TomoTherapy, el CyberKnife y el GammaKnife, donde los tamaños de campo más grandes que pueden ser definidos son de $5\text{ cm} \times 10\text{ cm}$, 6 cm de diámetro y de 1.8 cm o 1.6 cm de diámetro, respectivamente [8, 9].

Para los fines de este trabajo, las características disponibles permiten establecer las condiciones de referencia dadas para campos convencionales, de manera que la dosimetría de referencia se puede realizar siguiendo las recomendaciones del TRS-398. Por lo tanto, la dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia z_{ref} para un haz de referencia de calidad Q_0 y en ausencia de la cámara viene dada por [3]:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} \cdot N_{D,w,Q_0} \quad (2.15)$$

donde M_{Q_0} es la lectura del dosímetro y N_{D,w,Q_0} es el factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua. La profundidad de referencia se establece de tal forma que la contaminación electrónica que se origina en la trayectoria del haz sea insignificante en el punto de medida, el TRS-483 recomienda una profundidad de 10 cm . En la mayoría de los casos, la cámara de ionización se utiliza en un haz de calidad Q , diferente a la utilizada durante la calibración (Q_0), cuando esto ocurre la dosis absorbida en agua viene dada por [3]:

$$D_{w,Q_0} = M_Q \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (2.16)$$

donde k_{Q,Q_0} , corrige por las diferencias entre las calidades de los haces y M_Q corresponde a la lectura de la cámara corregida por las magnitudes de influencia⁹ para las que el factor de calibración es válido.

⁹Las magnitudes de influencia son aquellas que no son el objeto de medida pero, influyen en la magnitud a medir como por ejemplo: la presión, temperatura y tensión de colección [3].

El factor de corrección por la calidad del haz k_{Q,Q_0} , se define como el cociente entre los factores de calibración de la cámara de ionización en términos de dosis absorbida en agua en las calidades Q y Q_0 [3]:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} \quad (2.17)$$

En situaciones donde no se disponen de datos experimentales o es difícil medir k_{Q,Q_0} , el factor se puede determinar teóricamente haciendo uso de la teoría de Bragg-Gray, la cual es válida para todos los tipos de haces de alta energía e incluye los cocientes de los poderes de frenado *agua/aire* de Spencer-Attix [3]:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(S_{w,air})_Q (W_{air})_Q P_Q}{(S_{w,air})_{Q_0} (W_{air})_{Q_0} P_{Q_0}} \quad (2.18)$$

donde P_Q y P_{Q_0} , corresponden a los factores de perturbación global que toman en cuenta todas las desviaciones de las condiciones ideales de un detector Bragg-Gray. Para el caso de haces terapéuticos de fotones, la consideración general de que $(W_{air})_Q = (W_{air})_{Q_0}$, lleva a una expresión más sencilla que depende solo de los cocientes de los poderes de frenado *agua/aire* y de los factores de perturbación en las calidades de los haces Q y Q_0 [3]:

$$k_{Q,Q_0} \approx \frac{(S_{w,air})_Q P_Q}{(S_{w,air})_{Q_0} P_{Q_0}} \quad (2.19)$$

2.9. Dosimetría relativa en campos pequeños

En términos generales, una caracterización dosimétrica completa comprende la determinación correcta de las medidas de referencia y relativas de un haz de fotones clínico. Particularmente, el objetivo de la caracterización es obtener datos experimentales que posteriormente serán utilizados por el sistema de planeación para el cálculo de la dosis: la relación tejido-maniquí (TPR) o la relación tejido-máximo (TMR), el porcentaje de dosis en profundidad (PDD), las relaciones fuera del eje (OAR) y los factores de campo (OF), todos por sus siglas en inglés, corresponden a las medidas relativas de mayor interés [4].

Particularmente, los factores de campo son una de las medidas relativas más importantes, ya que su valor juega un papel crucial durante el cálculo de las unidades monitor que serán impartidas en un tratamiento. Dadas las discrepancias que se presentan al medir estos factores en campos no convencionales y de la relevancia que estos mismos tienen, este trabajo se enfoca en determinar dichos valores para distintos tamaños de campo pequeño siguiendo el formalismo presentado en el TRS-483 para su cálculo.

2.9.1. Factores de campo

Un factor de campo $\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$, se define como el cociente entre la dosis absorbida en agua medida a una cierta profundidad para un campo diferente al campo de referencia f_{clin} y la dosis absorbida en agua para el campo de referencia f_{msr} , este valor permite convertir la dosis absorbida en agua para el campo de referencia a la dosis absorbida en agua para el campo de interés [5, 8, 26]. Su valor puede ser obtenido experimentalmente o calculado por métodos de Monte Carlo.

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}}} \quad (2.20)$$

Para haces convencionales, este valor se obtiene fácilmente a partir del cociente de las lecturas M del detector debido a la independencia del tamaño de campo con los cocientes de los poderes de frenado y con los factores de perturbación [8].

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \quad (2.21)$$

Sin embargo, para campos pequeños es necesario aplicar la definición del factor de campo como un cociente de dosis, ya que a pesar de la poca dependencia que muestran los campos pequeños con los cocientes de los poderes de frenado, los factores de perturbación y los efectos de promedio de volumen dependen ampliamente del tipo y tamaño del dosímetro a utilizar, así como del tamaño de campo [5]. Para lo cual, es necesario añadir un factor de corrección que convierta la relación de las lecturas del detector en una relación de dosis verdadera.

Por lo tanto, el formalismo para la dosimetría de pequeños campos estáticos utilizados en la radioterapia de haz externo: TRS-483, define formalmente el factor de campo de la siguiente forma [5, 8, 29]:

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \cdot k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \quad (2.22)$$

donde $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ es el factor de corrección de campo, el cual depende del tamaño de campo y del tipo de dosímetro a utilizar, su valor se obtiene generalmente a partir de cálculos Monte Carlo. Para el caso de las máquinas que pueden establecer el campo de referencia convencional ($10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$), el campo msr corresponde al campo de referencia, es decir: $f_{msr} \equiv f_{ref}$ por lo que se puede sustituir el subíndice en el factor de corrección.

Para el caso especial en el que la lectura del detector utilizado es directamente proporcional a la dosis absorbida en agua sobre el punto de interés, el factor de corrección $k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}$, es igual a la unidad y por lo tanto, el factor de campo puede obtenerse a partir del cociente de lecturas [8, 26]. Esta situación se presenta en detectores como película radiocrómica, cámaras de ionización líquidas y centelladores orgánicos, cuyos factores de corrección se aproximan a la unidad, por lo que se consideran altamente adecuados para llevar a cabo medidas relativas en campos pequeños [5, 8].

A pesar de esta ventaja, tanto el TRS-483 como otros trabajos hacen hincapié en que el detector de campo pequeño perfecto no existe e incluso, recomiendan el uso de más de un tipo de detector para realizar una medida, de manera que la redundancia pueda garantizar la precisión dosimétrica requerida [5, 8, 9].

2.10. Detectores para la dosimetría de campos pequeños

2.10.1. Dosimetría de referencia

Para el caso de la dosimetría de referencia, el código de práctica TRS-483 recomienda el uso de una cámara de ionización junto con un maniquí de agua para la determinación de la dosis absorbida en agua. Asimismo, es importante tener en cuenta la restricción del tamaño de la cámara a utilizar ya que esta debe cumplir con la condición de que los límites exteriores se encuentren al menos a una distancia r_{LCPE} de los bordes del campo, además de las características implícitas con las que debe de cumplir como su equivalencia con el agua, que su presencia no perturbe la fluencia del haz, que tenga una respuesta independiente con la tasa de dosis y la orientación, una alta sensibilidad, buena estabilidad y una respuesta lineal con la dosis [1, 8].

2.10.2. Dosimetría relativa

Además del tamaño del detector, la dosimetría relativa de campos pequeños presenta otros desafíos como el posicionamiento del detector al momento de realizar la medida, ya que los campos pequeños no presentan una meseta de dosis en el centro como en los campos convencionales (fig. 2.5), por esta razón, la colocación del detector debe realizarse con mucho cuidado [10]. Además, existen ciertas características que deberían de poseer los detectores destinados para la dosimetría de campos no convencionales, las cuales se mencionan a continuación [8]:

- Una estabilidad del detector a corto plazo, mejor que el 0.1 % para una dosis total absorbida acumulada como producto de múltiples exposiciones.
- Linealidad de la dosis mejor que el 0.1 % en un rango de dosis absorbida de al menos tres órdenes de magnitud. Así como una linealidad de la tasa de dosis y de dosis por pulso dentro del mismo criterio (0.1 %).
- Dependencia energética de la respuesta del detector en el rango útil para la radioterapia de campo pequeño que comprende desde rayos γ de ^{60}Co a haces de rayos-X de 10 MV.
- Alta resolución espacial, de tal forma que exista una cierta compensación entre la relación *señal/ruido* y un tamaño de dosímetro pequeño.
- Para el caso del tamaño, este debe ser tal que la corrección por el promedio de volumen no exceda el 5 %.

- Independencia de la respuesta del detector con la orientación del equipo respecto al haz de irradiación y en caso de que exista una variación, que está sea menor al 0.5% para ángulos menores a 60° entre el eje del haz y el eje del detector.
- La señal de fondo debe ser al menos tres órdenes de magnitud más baja que la respuesta del detector.
- La corrección por la influencia de los factores ambientales debe ser no mayor al 0.3%.

Partiendo de estos requerimientos se llega a la conclusión de que el detector ideal para campo pequeño no existe, ya que en caso de que así fuera, debería medir la fluencia en un punto, tener una respuesta lineal, ser independiente de la energía y de la tasa de dosis absorbida, así como de presentar una equivalencia al agua [1, 8], cosa que actualmente ninguno de los equipos comerciales cumple en su totalidad debido a que los efectos de perturbación de la fluencia, el tamaño del detector, así como las dificultades de posicionamiento y el material del que está compuesto, son los problemas más importantes que se encuentran en casi todos los sistemas dosimétricos utilizados en campo pequeño [9, 10].

En campos convencionales, la cámara de ionización también suele ser el detector más utilizado para la dosimetría relativa sin embargo, para el caso de campos pequeños las dimensiones de estos equipos hacen que siempre exista un tamaño de campo límite, por debajo del cual la corrección por promedio de volumen se vuelva extremadamente grande, además de tener bajas relaciones señal/ruido y algunos efectos de polaridad, de manera que es necesario el uso de otro tipo de detector que supere a las cámaras en cuanto a las correcciones necesarias por los efectos de perturbación. Aunque a menudo ocurre que estas ventajas tienen un costo en cuanto a términos de reproducibilidad o facilidad de operación [1, 9].

Por ese motivo, se recomienda que al momento de elegir un detector para llevar a cabo alguna de las medidas relativas que comprende la caracterización de un haz: PDD, TMR, TPR, OAR o FOF, la elección se haga en función de lo que se busque medir y además, que sea utilizado más de un tipo de detector para realizar la medición (preferentemente dos o tres), de modo que la repetición en los resultados minimice la posibilidad de errores [8, 9].

Considerando las principales dificultades que presentan las cámaras de ionización, es posible señalar tres características que pueden hacer que otro tipo de detector sea más adecuado para la dosimetría relativa de campos pequeños [1]:

1. Una región sensible equivalente al agua en términos de absorción de la radiación.
2. La densidad de la región sensible es igual o muy cercana a la del agua.
3. El tamaño del volumen sensible es pequeño en comparación con el campo de radiación.

Tomando en cuenta estos tres puntos, detectores como las cámaras de ionización con volúmenes muy pequeños, cámaras líquidas, diodos de silicio, detectores de dia-

mante, centelladores orgánicos, películas radiocrómicas, dosímetros termoluminiscentes (TLD) y dosímetros estimulados ópticamente OSLD, son recomendados para llevar a cabo medidas relativas en campos no convencionales [1, 8]. La tabla 2.1, resume las principales ventajas y desventajas que presentan estos equipos.

Partiendo de los objetivos de este trabajo, profundizaremos en las características que poseen las películas radiocrómicas ya que presentan grandes ventajas frente a otros detectores para llevar a cabo medidas relativas, sus características específicas serán abordadas con mayor detalle en los siguientes apartados.

Tabla 2.1: Características de los detectores recomendados para dosimetría de campo pequeño [8, 9, 10, 11].

Detector	Ventajas	Desventajas
Cámara de ionización de aire	<ul style="list-style-type: none"> -Baja dependencia energética -Respuesta direccional uniforme -Independiente de la tasa de dosis -Bajo efecto de promedio de volumen -Respuesta lineal 	<ul style="list-style-type: none"> -Requieren de correcciones por polaridad y efectos del vástago -A pesar del volumen pequeño, para algunos campos resultan grandes
Cámara de ionización líquida	<ul style="list-style-type: none"> -Aumento en la señal producida -Tejido equivalente 	<ul style="list-style-type: none"> -Dependencia con la tasa de dosis y la temperatura -Requieren de correcciones por polaridad y vástago
Diodos	<ul style="list-style-type: none"> -Volumen sensible $<0.2 \text{ mm}^3$ -Efectos por promedio de volumen despreciables -Alta sensibilidad -No requieren de voltaje externo 	<ul style="list-style-type: none"> -Respuesta dependiente de la energía, temperatura y tasa de dosis -Alta dependencia direccional -Vida útil limitada -Material no equivalente
Diamante	<ul style="list-style-type: none"> -Volumen sensible $<0.5 \text{ mm}^3$ -Respuesta independiente de la energía y de la dirección -Alta sensibilidad -Tejido equivalente 	<ul style="list-style-type: none"> -Dependencia con la tasa de dosis -Requieren de una pre-irradiación
Centelladores orgánicos	<ul style="list-style-type: none"> -Respuesta lineal -Alta resolución espacial -Independientes de la energía -Dimensiones $<1 \text{ mm}^3$ 	<ul style="list-style-type: none"> -Complicaciones debido a la presencia de luz Cherenkov -Dependencia con la temperatura
Película radiocrómica	<ul style="list-style-type: none"> -Alta resolución espacial -Tejido equivalentes -Independencia con la energía, tasa de dosis y orientación -Proceso de autorrevelado natural 	<ul style="list-style-type: none"> -Respuesta no lineal -Son sensibles a la luz UV y a la temperatura -Requieren de un manejo cuidadoso
TLD	<ul style="list-style-type: none"> -Respuesta lineal -Tejido equivalentes -Independencia con la energía y la tasa de dosis 	<ul style="list-style-type: none"> -Requieren de correcciones por no linealidad
OSLD	<ul style="list-style-type: none"> -Alta sensibilidad -Poca dependencia con la energía en el rango de MeV -Fácil manejo -Independencia con la tasa de dosis 	<ul style="list-style-type: none"> -Dependencia con la dosis arriba de 2 Gy -Dependencia con la orientación -Material no equivalente

2.11. Películas radiocrómicas

2.11.1. Estructura

La película radiocrómica (PR), es un dosímetro químico constituido a base de polímeros específicamente, monómeros de diacetilo que son sometidos a una progresiva polimerización cuando se exponen a la radiación, dicha polimerización ocasionará un cambio de color de semitransparente a azul que será visible sin requerir de ningún procesamiento para su desarrollo y que además, dependerá de la dosis recibida y del tiempo transcurrido tras la irradiación [1, 13, 30].

Actualmente, los modelos disponibles en el mercado pueden tener alguna de las tres configuraciones ilustradas en la figura 2.10. El sustrato 1, es un poliéster transparente liso que contiene partículas de sílica microscópicas con un tamaño $< 10 \mu m$ el cual, evita la formación de patrones de interferencia como los anillos de Newton durante el procesamiento de la película. El sustrato 2, es un sobrelaminado de poliéster que puede ser liso, transparente e incoloro que tiene una composición similar al sustrato 1 [13]. Adicionalmente, la presencia de los sustratos unidos a la capa activa en las películas de tipo 2 y 3, permiten disminuir los efectos producidos por la exposición a la luz y proteger la capa activa de daños mecánicos.

	Configuración Tipo 2	Configuración Tipo 3
Configuración Tipo 1	Sustrato 2	Sustrato 2
	Capa adhesiva	
Capa activa	Capa activa	Capa activa
Sustrato 1	Sustrato 1	Sustrato 1

Figura 2.10: Configuraciones de las películas radiocrómicas disponibles.

La capa adhesiva que está presente en las configuraciones de tipo 2, tiene la función de unir el sustrato 2 con la capa activa que contiene los microcristales del componente activo dispersos en una matriz polimérica soluble en agua. Además, de nanopartículas de óxido de aluminio y nanopartículas de un tinte amarillo que es esparcido homogéneamente sobre la capa activa; el óxido de aluminio (Al_2O_3), es esencial para los modelos utilizados en la dosimetría ya que permite minimizar la dependencia energética de la respuesta de la película desde rangos de keV hasta MeV. El tinte amarillo junto con el sustrato 2, permiten realizar dosimetría multicanal, en ausencia de este tinte, solo es posible llevar a cabo dosimetría en el canal rojo [13].

Finalmente, el componente activo de todas las películas radiocrómicas proviene de una clase de hidrocarburos conocidos como *diacetilenos*, que cuando presentan una forma con un orden molecular, pueden ser sometidos a una polimerización en cadena tras la exposición a cualquier forma de radiación ionizante que produce un polímero de color intenso [13].

Por otro lado, se sabe que la sensibilidad de las PR depende de la composición atómica de la capa activa, para el caso de los modelos utilizados en el entorno clínico, esta se compone principalmente por carbono, hidrógeno, oxígeno, nitrógeno, litio y cloro [11, 30], y los porcentajes en cómo se disponen estos elementos internamente harán que su rango de sensibilidad aumente o disminuya. Su composición, también hace que su número atómico efectivo sea muy similar al del agua ($Z_{eff} = 7.3$), lo que representa una ventaja extra sobre aquellos dosímetros que no son tejido-equivalentes.

2.11.2. Características generales

Cuando hablamos en términos de resolución espacial, la dosimetría con película radiocrómica, ofrece unas ventajas insuperables al ser comparada con otros detectores, esta y el resto de sus características las ha convertido en una parte integral de la dosimetría para la radioterapia, así como en el resto del entorno clínico. Los siguientes apartados describen en detalle cada una de sus propiedades.

Autorrevelado natural

Como se mencionó al inicio de este apartado, los cambios de color producidos en la película serán producto de la polimerización el cual es un proceso que desencadena la radiación y tarda alrededor de 24 *horas* para completarse [13]. Sin embargo, tal proceso no se detiene ya que se ha observado un aumento en la dosis después semanas y meses posteriores a la irradiación, es por ello que estos dosímetros no sirven como medio de archivo permanente dado que su respuesta varía con el tiempo. Adicionalmente, se sabe que este proceso también depende de la temperatura de almacenamiento [11, 30].

Dependencia energética

Estos dosímetros presentan un comportamiento prácticamente independiente de la energía dentro un rango de keV a MeV. Sin embargo, como ya se señaló anteriormente la sensibilidad de cada modelo depende de la composición atómica de la capa activa (Z), la cual se encuentra estrechamente ligada con su aplicación en la clínica y en consecuencia con su dependencia energética. De manera que la independencia con la energía también estará asociada con cada modelo de película y con el uso que se le dará, puesto que existen modelos que están diseñados exclusivamente para su uso en haces de kilovoltaje que no serían útiles en haces de megavoltaje, pues se vería comprometida no solo su dependencia energética sino también su sensibilidad [1, 31, 32, 33].

Dependencia con la tasa y el fraccionamiento de dosis

Se sabe que para los modelos de películas utilizados en aplicaciones médicas, la dependencia con la tasa de dosis en la respuesta del dosímetro es insignificante tanto para haces con y sin filtro de aplanado (WFF/FFF), de manera que estos dosímetros también presentan una independencia con la tasa de dosis. De igual forma, se ha

demostrado que son independientes del fraccionamiento de la dosis, por lo que pueden ser irradiadas varias veces para medir una dosis acumulada [13, 30].

Resolución espacial

Una de las características más relevantes de la película radiocrómica es su resolución espacial, ya que cuenta con una resolución de 1200 *lineas/mm*. A pesar de ello, este valor se ve afectado en la práctica por el sistema de lectura a utilizar, el cual definirá la resolución final en el software del escáner que suele ser de dos órdenes de magnitud inferior al de la película dado que intervienen factores como la resolución física, el tamaño de la fuente de luz, los efectos de dispersión de la película y otras fuentes de luz ambientales [11, 13, 30].

Uniformidad

Las películas radiocrómicas presentan una falta de uniformidad en su respuesta que se caracteriza por fluctuaciones que pueden ser locales o regionales [11, 13, 30]:

Las *locales*, se refieren a las variaciones que surgen como resultado de las lecturas hechas en la región de interés; producto de la estructura de la capa activa de la propia película, la señal del escáner, el ruido electrónico, entre otras, y se cuantifican por el porcentaje de la desviación estándar de la respuesta de la película respecto a la media de la región de interés.

Por su parte, las variaciones *regionales* toman en cuenta la película en su totalidad, estas surgen por la no uniformidad de la capa activa; como el recubrimiento, la alineación de las partículas, el grosor de la capa activa en toda la superficie y el sistema de lectura, como puede ser la respuesta no homogénea del escáner durante la digitalización de la imagen. Estas fluctuaciones se pueden evaluar cualitativamente a través de la visualización gráfica de una imagen.

2.11.3. Principio de medición

En la dosimetría química, la dosis absorbida se determina a partir de cambios químicos cuantitativos, particularmente al trabajar con este tipo de dosímetros se debe tener en cuenta que su rendimiento está estrechamente asociado con el procedimiento para llevar a cabo su lectura, de manera que los resultados dependerán del sistema de dosimetría que se utilice el cual se conforma por el *modelo de película*, el *escáner* y el *protocolo de dosimetría* a seguir [1, 32].

Para el caso de las películas radiocrómicas (PR), la información de la señal se obtiene al medir la transmisión de luz, ya que a medida que la película se irradia se produce un cambio en la absorbancia que puede ser cuantificado a través de la densidad óptica (*DO*) haciendo uso de un densitómetro, un espectrofotómetro o un escáner [1, 13].

La densidad óptica se define como el logaritmo en base \log_{10} de la opacidad, la cual se establece como el cociente entre la intensidad de la luz medida en ausencia de la película y la intensidad de la luz transmitida a través de la película en dirección

perpendicular a su plano [1, 2]. De manera que la DO puede ser expresada de la siguiente forma:

$$DO = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I_{exp}} \right) \quad (2.23)$$

donde I_0 corresponde a la intensidad de la película antes de ser irradiada e I_{exp} a la intensidad de la misma pieza de película tras ser irradiada. En las PR, la densidad óptica (DO) es proporcional a la afluencia de energía que atraviesa las partículas y por lo tanto, proporcional a la dosis [11].

2.11.4. Técnicas de manipulación y almacenamiento

Uno de los principales inconvenientes de la dosimetría con películas radiocrómicas, es la necesidad de un protocolo para su manejo antes, durante y después de la irradiación, ya que al requerir de un análisis óptico, es necesario seguir un procedimiento cuidadoso que permita controlar y minimizar el impacto de los factores que pudieran incrementar la incertidumbre en el proceso de medida.

Afortunadamente, hoy en día se tiene un claro conocimiento sobre las técnicas de manejo básicas que se deben seguir al trabajar con estos sistemas, particularmente los grupos de trabajo 55 y 235 de la AAPM brindan recomendaciones específicas para realizar la dosimetría con película radiocrómica, las cuales son válidas para la mayoría de los modelos disponibles enfocados al ámbito clínico y se detallan a continuación [31, 34].

Una de las sugerencias principales, es manipular las películas desde los bordes ya que el contacto directo con las manos puede causar incertidumbres en la determinación de la densidad óptica debido a que los aceites de la piel pueden transferirse a las películas. También se recomienda evitar presionarlas sobre superficies no homogéneas ya que pueden rayarse fácilmente y conducir a las mismas alteraciones.

Al momento de realizar cortes cuando se requieren tamaños diferentes, lo recomendado es utilizar tijeras afiladas para minimizar el daño en los bordes y la separación de las capas de la película. Además, se sugiere que esto se realice al menos 24 horas antes de su irradiación, con el fin de que los componentes de la capa activa se relajen tras el trauma mecánico inducido por el corte. Y que la lectura tras ser irradiadas se realice transcurrido el mismo tiempo (24 h), ya que es el requerido para que el proceso de polimerización finalice [12, 13].

Por otro lado, como el proceso de coloración postirradiación depende también de la temperatura [11, 30], se recomienda que durante todo el proceso (almacenamiento antes y después de la irradiación, así como durante la exposición), la temperatura esté controlada alrededor de 20°C. Adicionalmente, las películas al ser sensibles a la luz UV [1, 13], se recomienda que su almacenamiento y manipulación se realice en un ambiente oscuro donde se evite la presencia de fuentes UV solar como podría ser la luz dispersada a través de ventanas o tragaluces, esto con el objetivo de evitar alteraciones innecesarias en su densidad óptica.

2.11.5. Influencia del sistema de lectura

Como ya fue mencionado, la digitalización de las películas se realiza con un equipo óptico que puede ser un densitómetro, un espectrofotómetro o un escáner. Independientemente del instrumento que se utilice, este estará conformado por una fuente de luz y un detector que registra la intensidad de la luz transmitida a través de la película [12], de manera que este proceso juega un papel sumamente importante para la determinación y precisión de la dosis absorbida por lo que resulta necesario tomar en cuenta los posibles artefactos que pueden intervenir durante su desarrollo.

Actualmente, los equipos que miden el cambio en la intensidad de la película con un escáner de cama plana basado en un dispositivo de acoplamiento de cargas, (CCD por sus siglas en inglés) son los más utilizados. Este emplea algoritmos que proporcionan valores de píxele a las unidades de memoria informática que contienen los diferentes tonos de color RGB (rojo, verde, azul), a los que se les pueden asignar una medida de intensidad dada, de manera que el valor de píxel almacenado es un sustituto de la intensidad de luz cuantificada [13].

Sin embargo, a pesar de que los escáneres de cama plana se pueden incorporar fácilmente al sistema de dosimetría, la fuente de luz tiene un efecto relevante en las mediciones ya que su tamaño físico, frecuencia, uniformidad, intensidad, estabilidad y polarización pueden influenciar al momento de realizar una lectura [13].

Uno de los efectos más relevantes durante el proceso de lectura, es el de polarización y dispersión de la luz debido a los tamaños y disposición de los componentes de la capa activa que hacen que dependa de la orientación relativa película-escáner. Por lo que resulta importante mantener la orientación de las películas en la cama de escaneo, específicamente respecto a la dirección de la luz incidente, ya que una posición incorrecta puede resultar en diferencias relevantes en la señal medida [12, 13, 30].

Particularmente, las películas son comercializadas en formatos rectangulares y los polímeros que componen la capa activa están alineados paralelamente al lado más corto de la película, si la dirección de escaneo también es paralela a sus componentes los efectos de polarización no influyen en la respuesta de la película, de manera que se recomienda mantener la orientación de escaneo paralela al lado más corto para evitar alteraciones en la lectura. Si se utilizan recortes de películas, lo más recomendado es realizar marcas en los bordes que permitan seguir identificando dicha orientación a lo largo de todo el proceso dosimétrico [12, 13, 30].

Adicionalmente, se ha comprobado que para el caso de los modelos de películas con diseños simétricos en su estructura como las del tipo 2 y 3 (fig.2.10), la orientación de la película hacia arriba/abajo, no afecta la densidad óptica medida en ninguno de los dos modos de escaneo disponibles: reflexión o transmisión (que tienen que ver con la forma en como los detectores CCD recolectan la luz) [12, 30].

Por otro lado, la mayoría de los escáneres comerciales basados en detectores CCD, presentan una falta de uniformidad en su respuesta, la cual se atribuye a una baja eficiencia geométrica, falta de uniformidad de la fuente de luz, fugas de luz en zonas cercanas a los bordes y diferencias en la sensibilidad de los elementos de detección del CCD [30]. Esto también influye en las fluctuaciones locales y regionales ya mencionadas, por lo que se recomienda colocar la película en la región central del escáner

al momento de realizar la lectura de manera que se pueda minimizar dicho efecto.

Asimismo, la estabilidad del equipo es un factor que también interviene en el proceso de lectura, por esta razón, se recomienda realizar un calentamiento previo del equipo realizando escaneos con la cama vacía o en presencia de la película y desechar los primeros [30, 33, 35, 36], esto con el fin de evitar alteraciones en las medidas, ya que algunas variaciones se atribuyen al enfriamiento que presenta la lámpara cuando se enciende el equipo. A pesar de que ambas prácticas pueden considerarse, lo más recomendado es realizar el calentamiento en ausencia del dosímetro, ya que de lo contrario, puede verse afectada la precisión en la medida cuando se repiten los escaneos en presencia de la película [35].

Además de los factores que pueden intervenir en el proceso de lectura por parte de la fuente de luz, es importante, tener en cuenta que los softwares comerciales que vienen incorporados al escáner permiten seleccionar los distintos parámetros y modalidades de adquisición: como la resolución, color (RGB o B/N), profundidad de color, modalidad de reflexión o transmisión, entre otros. Generalmente, las películas suelen escanearse en modo transmisión, formato RGB a una profundidad de 48 *bits* (16 *bits* por canal) y una resolución de 72 *ppp* (píxeles por pulgada) ya que esta configuración presenta una buena relación entre el ruido y la resolución de la imagen [12, 13, 30].

2.11.6. Relación con la dosis

Para llevar a cabo una dosimetría precisa con película radiocrómica, es necesario describir las características dosimétricas del equipo mediante una curva de dosis-respuesta, la cual se establece como la relación entre la dosis absorbida y la respuesta de la película (densidad óptica asociada) a partir de diferentes valores de dosis conocidas, a la cual también se le conoce como curva de calibración [12, 32]. Una vez que se establece dicha relación es posible llevar a cabo mediciones relativas [13].

La curva, tiene la característica de ser no lineal y su correlación se expresa a través de un ajuste polinómico al ser este el que proporciona una menor incertidumbre y un menor error absoluto [12, 13, 30, 32]. Otra de las características es que los valores de dosis involucrados en la curva de calibración deben cubrir el rango previsto que se usará durante el resto de las mediciones [1, 33].

Durante el proceso de caracterización, la respuesta de la película depende de diferentes factores como el tipo de película, tipo de radiación y el sistema de lectura [13, 30]. El tipo de película toma en cuenta el modelo, lote y rango de sensibilidad, el tipo de radiación incluye fotones, electrones o protones y el sistema de lectura considera la fuente de luz, orientación de la película, modo de escaneo y los artefactos del propio equipo.

Una correcta calibración, permite minimizar el nivel de incertidumbre para las medidas que posteriormente se tomarán, por lo que resulta fundamental, realizar el proceso de manera correcta [30], asimismo, se recomienda que para cada lote de película exista una curva de calibración ya que existen variaciones de lote a lote para un mismo modelo de película debido a las heterogeneidades provocadas por las fluctuaciones de la capa activa [1, 13, 32, 33].

Materiales y Método

3.1. Materiales

3.1.1. Películas radiocrómicas

Los dosímetros empleados fueron películas radiocrómicas de la marca GAFCHROMIC™ (Ashland Inc) de los cuales, dos pertenecen a la familia EBT (*External Beam Therapy*) que corresponden a los modelos EBT-3 y EBT-XD, además del modelo MD-V3 de la misma marca (figura 3.1), con números de lote: 12181802, 12191801 y 06061402, respectivamente. Para el caso de las películas EBT, estas vienen en una presentación de 25 unidades con dimensiones de $20.32\text{ cm} \times 25.40\text{ cm}$, mientras que para el tipo MD-V3 la presentación es de 5 unidades de $12.7\text{ cm} \times 12.7\text{ cm}$.



Figura 3.1: Modelos de películas radiocrómicas utilizadas en este trabajo. Fotografías tomadas bajo condiciones de luz controlada.

Los tres modelos, comparten la característica de ser adecuadas para su uso en haces de fotones de alta energía [14, 15, 16]. En cuanto a los espectros de absorción, presentan un máximo principal en 636 nm y un secundario en 585 nm , es por ello que se recomienda el uso del canal rojo para llevar a cabo el análisis en los tres casos, además de que este mismo es el que presenta una menor incertidumbre relativa [12, 13,

30]. Por lo que respecta al proceso de coloración postirradiación, también comparten la característica de efectuarse principalmente dentro de las primeras 6 *horas* y entre las 6 y 24 *horas*, se produce un aumento del 1%, sin embargo, a pesar del pequeño cambio producido entre las 6 y 24 *h*, la recomendación sigue siendo esperar 24 *h* para su lectura con el objetivo de garantizar una buena precisión [13, 30].

De acuerdo con lo descrito previamente en la sección 2.11.1, los modelos de películas utilizados para este trabajo presentan una configuración del tipo 3 (fig.2.10) [13]. La figura 3.2 muestra la estructura de cada modelo y la tabla 3.1 presenta la composición química de la capa activa de cada una de ellas, así como su Z_{eff} que en todos los casos es cercano al del agua ($Z_{eff} = 7.3$).

Modelo EBT-3	Modelo EBT-XD	Modelo MD-V3
Poliéster mate - 125 μm	Poliéster mate - 125 μm	Poliéster mate - 125 μm
Capa activa - 28 μm	Capa activa - 25 μm	Capa activa - 10 μm
Poliéster mate - 125 μm	Poliéster mate - 125 μm	Poliéster mate - 125 μm

Figura 3.2: Estructura y dimensiones de los modelos de película utilizadas.

Adicionalmente, la tabla 3.2 resume otras características relevantes de las películas como el rango de dosis dinámico¹ y el rango óptimo² y su dependencia con la energía. Donde es posible notar a partir de la información proporcionada por ambas tablas, que los porcentajes en como se disponen los componentes y el grosor de la capa activa de cada película, están directamente relacionados con el rango de dosis útil, de manera que una capa activa más delgada, permite aumentar el rango óptimo de dosis debido a que se reduce la dispersión y polarización de la luz [12, 13].

Finalmente, la presencia de los dos sustratos de poliéster que cubren la capa activa permiten minimizar la probabilidad de daños mecánicos inducidos al momento de manipular las películas, así como de que en caso de ser sumergidas en agua, esta solo se difunda sobre sus bordes permitiendo de esta forma su uso dentro de maniqués de agua [13].

¹El rango dinámico hace referencia al rango de dosis en el que puede ser utilizada la película.

²El rango óptimo corresponde al intervalo de dosis donde se puede obtener el mejor rendimiento de la película, por lo que se recomienda tomar en cuenta este intervalo por encima del rango dinámico al momento de la práctica.

Tabla 3.1: Composición química de la capa activa y número atómico efectivo (Z_{eff}) de los modelos de películas radiocrómicas utilizadas para este trabajo [12, 13].

Modelo	Composición de la capa activa por % atómico									
	H	Li	C	N	O	Na	Al	S	Cl	Z _{eff}
EBT-3	56.5	0.6	27.4	0.3	13.3	0.1	1.6	0.1	0.1	7.46
EBT-XD	57.0	0.6	28.5	0.4	11.7	0.1	1.5	0.1	0.1	7.46
MD-V3	58.2	0.6	27.7	0.4	11.7	0.5	0.3	0.1	0.6	7.63

Tabla 3.2: Características adicionales de los modelos de películas utilizadas en este trabajo [14, 15, 16].

Modelo	Características		
	Rango de dosis dinámico	Rango de dosis óptimo	Dependencia con la energía
EBT-3	0.1 - 20 Gy	0.2 - 10 Gy	<5 % dentro de 100 keV - 18 MeV
EBT-XD	0.1 - 60 Gy	0.4 - 40 Gy	<5 % dentro de 100 keV - 18 MeV
MDV-3	1 - 100 Gy	1 - 100 Gy	<5 % dentro de 1 - 18 MeV

3.1.2. Acelerador lineal

Para las irradiaciones de los tres modelos de películas radiocrómicas (PR) descritas previamente, se utilizó un acelerador lineal *TrueBeam STx* (NS : 2425), de la casa comercial Varian Medical Systems (Palo Alto, CA, USA), que se encuentra ubicado en la unidad de Radiocirugía del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suárez” (fig.3.3). Este equipo, opera solo en la modalidad de fotones con una energía nominal de 6 MV con y sin filtro de aplanado (WFF y FFF, respectivamente). Alcanzando una tasa de dosis máxima de 600 unidades monitor³ por minuto (UM/min), para la modalidad 6MV-WFF y de 1400 UM/min para 6MV-FFF.

El acelerador, cuenta con una geometría de referencia definida para un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm, a una distancia fuente-superficie (SSD) de 100 cm.

³Una unidad monitor (UM), corresponde a la lectura de la cámara de ionización primaria que se encuentra contenida dentro del acelerador lineal, siendo la lectura proporcional a la intensidad medida del haz de radiación [37].



Figura 3.3: Acelerador Lineal TrueBeam STx ubicado en la unidad de Radiocirugía del INNN.

3.1.3. Sistema de colimación

El equipo cuenta con dos pares de quijadas (X, Y) que funcionan como colimador secundario, las cuales tienen la característica de no poder cerrarse por completo, siendo 0.5 cm el espacio mínimo entre las quijadas X1, X2 y Y1, Y2 respectivamente. Además, cuenta con un sistema de colimación terciario micro-multihojas (MLC) de alta definición, modelo: HD120 (fig. 3.4), que consta de 60 pares de hojas, cubriendo 8 cm en la región central con 32 pares de hojas de 2.5 mm de ancho cada una y 7 cm en la región externa (cubiertos por cada lado), con 14 pares de hojas de 5 mm de ancho [38, 39].

Para este trabajo, ambos sistemas de colimación fueron utilizados para definir los tamaños de campo utilizados.

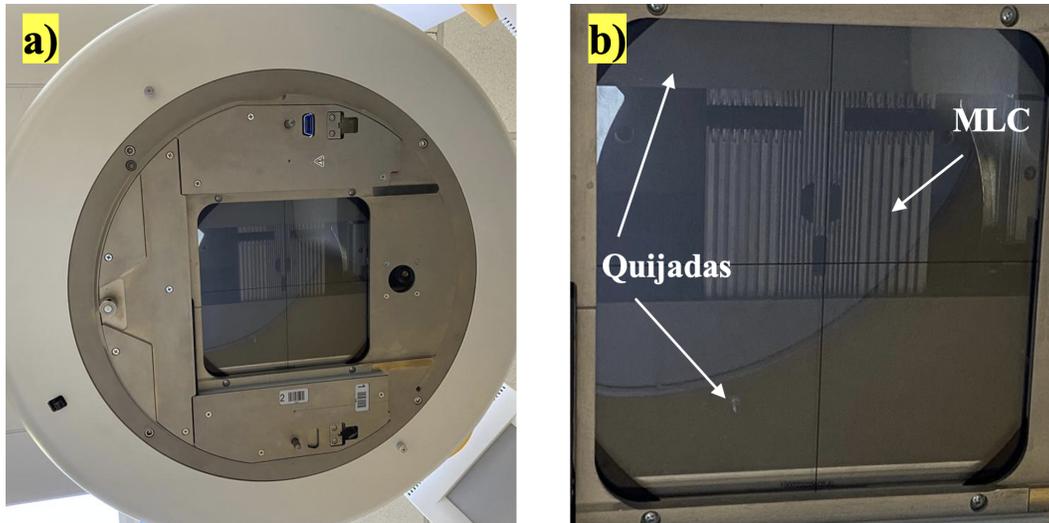


Figura 3.4: Sistema de colimación del acelerador TrueBeam STx. a) Vista inferior de la salida del haz. b) Colimación secundaria y terciaria compuesta por las quijadas y el MLC.

3.1.4. Maniquí de agua sólida

Para el arreglo experimental empleado durante las irradiaciones, se utilizaron maniqués de agua sólida (fig. 3.5) cuyas dimensiones son $30\text{ cm} \times 30\text{ cm} \times 1\text{ cm}$. Las cuales presentan las mismas características radiológicas que el agua líquida.

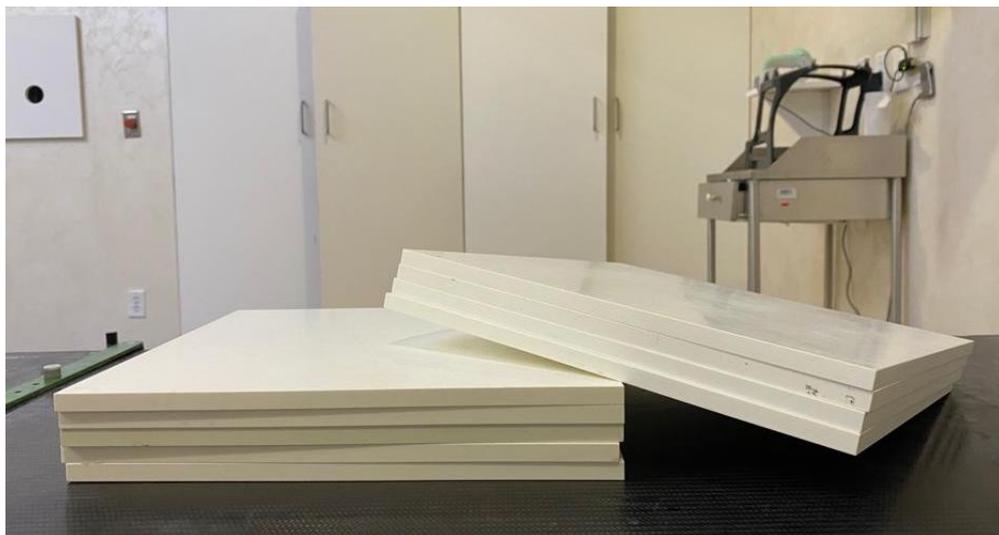


Figura 3.5: Maniquí de agua sólida utilizado durante las irradiaciones.

3.1.5. Escáner de cama plana

Para el procesamiento de las PR, se utilizó un escáner de cama plana a color marca EPSON Expression 11000XL (Seiko Corporation, Japón) en modo de transmisión (fig. 3.6), particularmente, este modelo es recomendado por el fabricante para llevar a cabo la lectura de las películas [14, 15, 16], debido a que presenta mejor uniformidad en su respuesta [30]. Este equipo cuenta con un sensor de línea MatrixCCD® de Epson, una resolución máxima de escaneo de $12,800 \times 12,800$ *ppp* (píxeles por pulgada), una profundidad de color de 48 *bits* (16 *bits* por color) y una lámpara fluorescente de gas xenón como fuente de luz [7].



Figura 3.6: Escáner de cama plana EPSON Expression 11000XL empleado para la digitalización de las películas radiocrómica. Tomado de [7].

3.1.6. ImageJ

El análisis de las películas, se realizó con el programa ImageJ 1.53k (Image Processing and Analysis in Java), desarrollado en el National Institutes of Health, USA (NIH). El cual, es de dominio público además de ser ampliamente utilizado en el ámbito científico para el procesamiento y análisis de imágenes.

3.2. Método

3.2.1. Recomendaciones para el manejo y análisis de las películas

La película radiocrómica, al ser un dosímetro pasivo requiere de una caracterización previa a su uso. Como ya ha sido mencionado en secciones anteriores, este tipo de detectores requieren de un manejo especial durante su almacenamiento, uso y procesamiento, para lo cual existen sugerencias establecidas. En este trabajo, se siguieron las recomendaciones dadas por la AAPM, presentadas en los informes No.55 y No.235 [31, 34] y que fueron descritas previamente en la sección 2.11.4.

Para el procesamiento, de igual forma se tomaron en cuenta las sugerencias dadas en la sección 2.11.5. Dado que la posición de la película sobre la cama del escáner es un factor relevante en la incertidumbre debido al efecto de polarización de la luz que puede sufrir y la falta de homogeneidad del equipo, en todos los casos se aseguró que las películas fueran colocadas en la región central en orientación *landscape* tal y como se ilustra en la figura 3.7, donde el lado más largo de la película (que ha sido identificado por la dirección de las marcas hechas sobre la película), es paralelo al lado más largo del escáner y por lo tanto, también a la dirección de escaneo [33, 40, 41].

Adicionalmente, para la digitalización se realizó un calentamiento previo de la lámpara que consistió en realizar escaneos consecutivos en ausencia de la película durante 20 *min* (en intervalos de 1 *min*) en todas las ocasiones que se encendió el escáner por primera vez. Se utilizó el programa asociado a este equipo, donde se verificó que todos los ajustes de procesamiento y post-procesamiento de imagen estuvieran desactivados [36]. Siguiendo las recomendaciones, el escaneo se realizó en modo transmisión, en formato RGB (rojo, verde y azul), con una profundidad de 16 *bits* por color, las resoluciones espaciales utilizadas fueron de 72, 150 y 300 *ppp* dependiendo del análisis a realizar, por último todas las imágenes se guardaron en formato *.TIFF* para su posterior análisis, la ventaja de este formato es que comprime todos los datos crudos sin pérdida o alteración de la información.

3.2.2. Calibración de las películas

Arreglo experimental

Uno de los puntos importantes antes de utilizar las películas para realizar medidas, es que estas sean caracterizadas con el sistema óptico a utilizar. En este trabajo, se llevó a cabo la calibración de los tres modelos de películas acoplado al sistema de lectura: escáner EPSON 11000XL, para lo cual, fue necesario irradiar cada modelo a diferentes dosis conocidas de manera que se obtuviera una relación entre la dosis absorbida y el cambio en la densidad óptica de la película producida por la radiación. El proceso fue el mismo para los tres modelos y se describe a continuación.

Siguiendo las recomendaciones descritas para su manipulación (sección 2.11.4) y con el fin de reducir la incertidumbre estadística, 24 h previo a la irradiación se realizaron cuatro cortes de 3 *cm* × 3 *cm* por cada valor de dosis absorbida para los

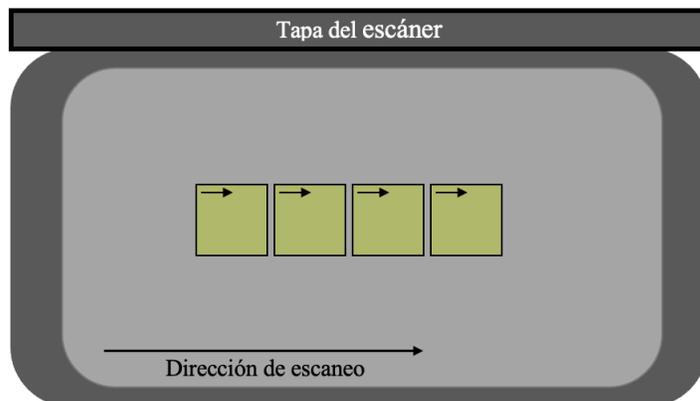


Figura 3.7: Esquema que ilustra la vista superior de la cama del escáner y la forma en la que deben ser colocadas la películas así como la dirección de escaneo, también se muestran las marcas que deben realizarse sobre los cortes de la película para identificar el lado más largo de la hoja durante todo el proceso.

modelos EBT-3 y EBT-XD, mientras que para el modelo MD-V3, se conservó el número de cortes, pero las dimensiones fueron de $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$, dado que las hojas son de menor tamaño. En cada corte, se realizó una pequeña marca en la esquina superior derecha de la película de manera que el lado más largo se pudiera identificar durante todo el proceso, principalmente al momento de ser digitalizadas (fig. 3.7).

El arreglo experimental fue el siguiente: se utilizaron 20 cm de agua sólida que se colocaron sobre la mesa del equipo y fueron llevados a una distancia $SSD = 100\text{ cm}$ con ayuda de los láseres de la sala. Posteriormente, se retiraron 10 cm y se fijó un campo de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$, que corresponde al de referencia. De igual forma, con ayuda de la luz de campo, en la parte central se colocaron simultáneamente las cuatro películas correspondientes a cada punto de dosis de forma perpendicular a la salida del haz, luego, se colocaron los 10 cm restantes de agua sólida obteniendo así, una profundidad de 10 cm como se muestra en la figura 3.8.

Es importante mencionar que la independencia con la energía hace que el tamaño de campo usado no influya en la curva de calibración sin embargo, el arreglo experimental toma en cuenta las recomendaciones del TG-55 [31] para llevar a cabo las irradiaciones correspondientes y de esta forma, minimizar la probabilidad de errores. Adicionalmente, dicha independencia hace posible el uso de una sola curva de calibración para todos los tamaños de campo involucrados en este trabajo.

Los intervalos de dosis analizados fueron de $0 - 10\text{ Gy}$ para el modelo EBT-3, de $0 - 40\text{ Gy}$ para la EBT-XD y de $0 - 70\text{ Gy}$ para el sistema MD-V3. A pesar de ser un dosímetro independiente de la tasa de dosis [34], todas las irradiaciones se realizaron con una rapidez de $600\text{ UM}/\text{min}$. A pesar de que se ha reportado que la respuesta de la película se estabiliza dentro de las primeras 6 h [41], con el objetivo de establecer un mismo periodo antes y después de la irradiación, la digitalización de las películas se realizó transcurridas las 24 h posteriores a la irradiación con una resolución de 72 ppp . Además de las películas irradiadas también se contó con un grupo de películas del

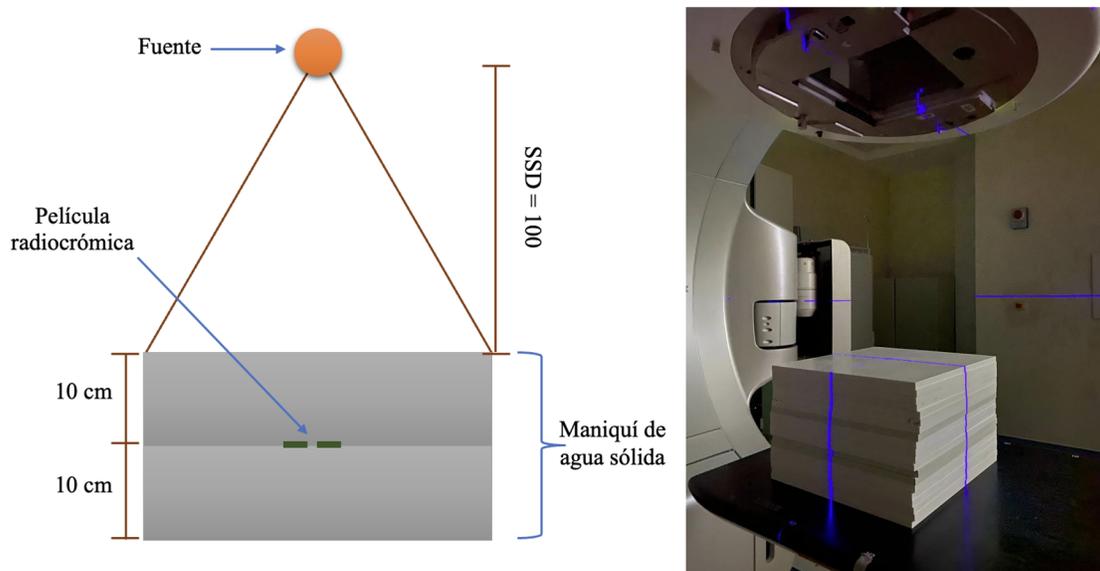


Figura 3.8: Configuración experimental utilizada durante las irradiaciones para la calibración de los tres modelos de película radiocrómica.

mismo lote y dimensiones que no fueron irradiadas, pero fueron manejadas de igual forma que el resto de las películas involucradas, esto con la finalidad de tener una señal de fondo y un dosímetro testigo y así determinar la densidad óptica de acuerdo con lo establecido por la ecuación 2.23.

El número de puntos empleados en las curvas de calibración se determinó siguiendo las recomendaciones de Bouchard *et al.* [40], siendo de 12 para los modelos EBT-3, EBT-XD y 14 para el tipo MD-V3, dado que este último tiene un rango sensible más amplio en comparación de los otros dos.

Análisis estadístico

Para el análisis estadístico, se ejecutó el programa ImageJ y se cargó la imagen con las cuatro películas digitalizadas correspondientes a un valor de dosis, tal y como se muestra en la figura 3.9-a, estas fueron descompuestas en los tres canales; rojo, verde y azul, con la herramienta *Color > Split Channels* que se encuentra en el menú *Image* (fig. 3.9-b). Posteriormente, se extrajo solo la información del canal rojo al ser el recomendado por ser el más sensible [42].

Sobre el área central de cada corte se seleccionó una región de interés (ROI) de $30 \text{ px} \times 30 \text{ px}$, de la cual se obtuvo la intensidad I y su respectiva desviación estándar σ (fig. 3.9-c,d). Como cada valor de dosis contaba con cuatro películas, se realizó un promedio de la intensidad y de las desviaciones asociadas, con estos valores y partiendo de la expresión 2.23, se obtuvo la densidad óptica para cada punto considerando los respectivos valores promedio que viene dados por la ecuación 3.1. Luego, aplicando el método de las derivadas parciales se obtuvo la expresión correspondiente a su incertidumbre (ec. 3.2).

Una práctica común al momento de determinar la densidad óptica es obtener su

señal de fondo, es decir, digitalizar la película antes de ser irradiada para que dicho valor sea restado del cambio que sufre la película tras la irradiación y de esta forma, obtener la densidad óptica neta (DO_{net}) debida solo a la radiación. Sin embargo, esto implica el aumento de una variable que si bien, mejorará la precisión del resultado medido, también provocará un aumento de la incertidumbre asociada a dicho valor así como un mayor tiempo de procesamiento. Algunos trabajos han reportado una mejora de alrededor de solo el 0.5% [33], de manera que si la inexactitud ante la falta de la señal de fondo no es significativa o el tamaño de las piezas de películas utilizadas son pequeñas, es recomendable omitir la digitalización preliminar de las películas [12, 32, 41].

Este procedimiento previo, también se puede omitir si se realiza un manejo cuidadoso de la película, evitando que sean sometidas a cambios abruptos de las condiciones ambientales [32], que fue lo que se hizo en este trabajo, por este motivo y considerando el tamaño de los cortes utilizados, se prescindió de un procesamiento antes de la irradiación.

$$DO = \log_{10} \left(\frac{\bar{I}_{nexp}}{\bar{I}_{exp}} \right) \quad (3.1)$$

$$\sigma_{DO} = \frac{1}{\ln(10)} \sqrt{\left(\frac{\bar{\sigma}_{nexp}}{\bar{I}_{nexp}} \right)^2 + \left(\frac{\bar{\sigma}_{exp}}{\bar{I}_{exp}} \right)^2} \quad (3.2)$$

donde \bar{I}_{nexp} corresponde a la intensidad promedio de las películas no irradiadas e \bar{I} a la intensidad promedio de las películas irradiadas a una dosis conocida, $\bar{\sigma}_{nexp}$ y $\bar{\sigma}_{exp}$ son las respectivas desviaciones estándar promedio de las películas.

Este procedimiento, se llevó a cabo para todos los puntos pertenecientes a la curva de calibración de los tres modelos de película utilizados en este trabajo.

Una vez extraída la información de todas las películas, con ayuda del programa OriginLab®(Northampton, Massachusetts, USA), se procedió a graficar la dosis en función de la densidad óptica obtenida para cada punto y posteriormente, se realizó un ajuste. La elección de la función, se hizo tomando en cuenta los siguientes criterios establecidos por Devic *et al.* [43] y que han sido ampliamente adoptados dentro de la comunidad [1, 11, 12, 13, 30, 32, 40]:

- La curva debe pasar por el origen.
- Debe ser monótonamente creciente.
- Puede o no tener algún punto de inflexión en la zona de interés.
- En caso de que exista, este debe estar entre 0 y 0.5 veces el valor de la densidad óptica neta máxima.

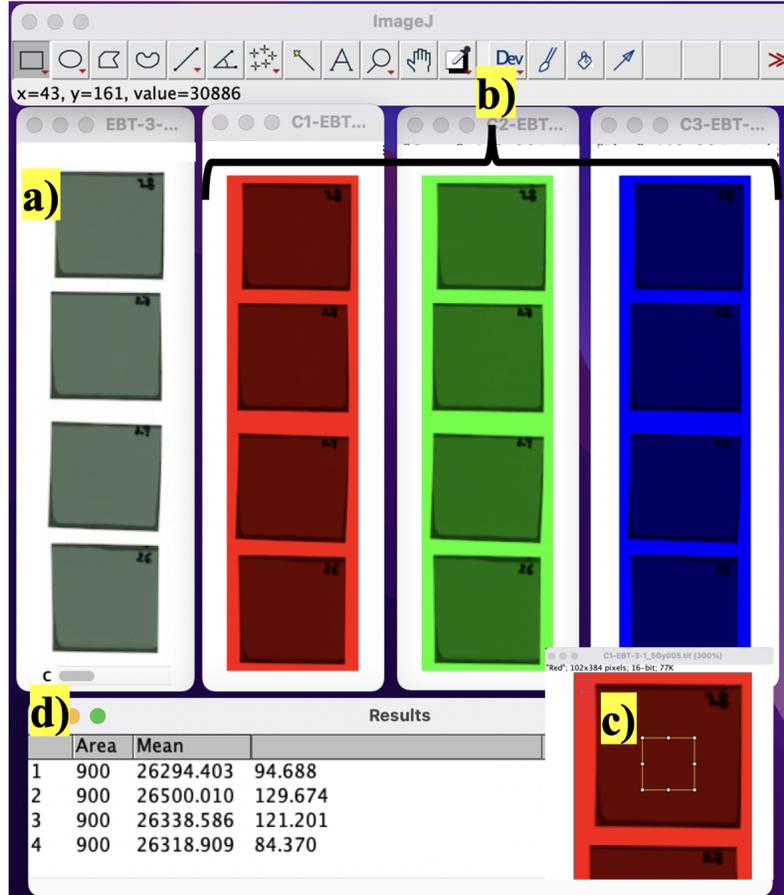


Figura 3.9: Análisis de las películas radiocrómicas usando ImageJ. a) Películas digitalizadas. b) Descomposición de los tres canales. c) Selección de una ROI sobre el canal rojo. d) Extracción de la intensidad y su desviación estándar.

De manera que la función de ajuste para los tres modelos corresponde a la siguiente:

$$D_{ajuste} = a + b \cdot DO + c \cdot (DO)^n \quad (3.3)$$

donde $a = 0$, b y c son parámetros de ajuste y n es una constante cuyo valor cambió de acuerdo al modelo de película que se utilizó. Para su elección, se consideró el criterio de elegir el parámetro cuyo valor conducía a una incertidumbre final mínima [43] para lo cual, se llevó a cabo un análisis del ajuste que consistió en lo siguiente:

- Para un mismo conjunto de datos (pertenecientes a un modelo de película) se realizaron diferentes ajustes variando el valor de n dentro de un intervalo de 2 a 3.5 en pasos de 0.1.
- Se obtuvo el error relativo $(Er)^4$ de los parámetros de ajuste b y c debido a que su valor depende de n .

⁴El error relativo se define como el cociente entre el error absoluto y el valor que consideramos como exacto y funciona como indicador de la calidad de una medida [44].

- También se tomó en cuenta el valor de chi-cuadrado (χ^2), ya que este nos habla de la correlación entre los datos experimentales y el ajuste obtenido.
- Adicionalmente, se eliminaron outliers⁵ evidentes que quedaron fuera de cualquier ajuste.

Posteriormente, partiendo del Er y del χ^2 , se seleccionaron aquellos ajustes cuyo error asociado a cada parámetro (a y b) era menor al 3 %, se obtuvo la incertidumbre total de la dosis para los ajustes seleccionados y se eligió aquel que conducía a una incertidumbre total mínima.

Análisis de incertidumbres

El análisis de incertidumbres correspondiente a la función de ajuste se realizó partiendo de la expresión 3.3, tomando en cuenta el procedimiento propuesto por Devic *et al.* [43], se obtuvo que la incertidumbre porcentual viene dada por la siguiente expresión:

$$\sigma_{D_{tot}} = \frac{\sqrt{DO^2 \cdot \sigma_b^2 + DO^{2 \cdot n} \cdot \sigma_c^2 + (b + n \cdot c \cdot DO^{n-1})^2 \cdot \sigma_{DO}^2}}{D_{ajuste}} \times 100 \quad (3.4)$$

donde σ_b y σ_c , son las desviaciones estándar de los parámetros de ajuste b y c , mientras que σ_{DO} , corresponde a la incertidumbre asociada a la densidad óptica obtenida a partir de la ecuación 3.2.

A su vez, la expresión anterior (3.4) puede ser dividida en sus componentes principales, una de ellas corresponde a la contribución por parte de la naturaleza experimental y la segunda, a la del propio ajuste realizado [11, 12, 32, 36, 40, 43]:

$$\sigma_{D_{exp}}(\%) = \frac{\sqrt{(b + n \cdot c \cdot DO^{n-1})^2 \cdot \sigma_{DO}^2}}{D_{ajuste}} \times 100 \quad (3.5)$$

$$\sigma_{D_{ajuste}}(\%) = \frac{\sqrt{DO^2 \cdot \sigma_b^2 + DO^{2 \cdot n} \cdot \sigma_c^2}}{D_{ajuste}} \times 100 \quad (3.6)$$

La primera, es consecuencia de la medición de la densidad óptica, es decir, es el resultado de todo el proceso llevado a cabo para su obtención, mientras que la incertidumbre del ajuste proviene de la función elegida y de los parámetros resultantes, en otras palabras, de la estadística obtenida.

⁵Los outliers son valores extremadamente altos o bajos que pertenecen a un conjunto de datos.

3.2.3. Determinación de los factores de campo

Elección de la dosis de irradiación

Para llevar a cabo las irradiaciones correspondientes al cálculo de los factores de campo, primero fue necesario determinar a partir de las curvas de calibración obtenidas y de su respectivo análisis, los valores de dosis cuya contribución de incertidumbre fuera menor para cada modelo de película. Para lo cual, se graficaron las dos componentes de la incertidumbre: la experimental y la proveniente del ajuste, así como la incertidumbre total de la dosis en función de la dosis y, a partir de un análisis cualitativo y cuantitativo, se eligió la dosis apropiada a cada modelo.

Así mismo, al momento de elegir el valor de dosis adecuado se tomó en cuenta el tiempo de máquina, principalmente para el modelo MD-V3, ya que al tener un rango de dosis más amplio los valores de dosis involucrados durante la calibración, fueron mayores a comparación de los otros dos modelos y dosis más altas implican un mayor tiempo de uso del equipo.

Arreglo experimental

Una vez establecidas las dosis de irradiación para cada modelo de película, se efectuaron las irradiaciones correspondientes al cálculo de los factores de campo para un haz de fotones de 6 MV con y sin filtro de aplanado (WFF, FFF), las dimensiones involucradas fueron las siguientes: $0.5\text{ cm} \times 0.5\text{ cm}$, $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$, $1.5\text{ cm} \times 1.5\text{ cm}$, $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$, $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$, $6\text{ cm} \times 6\text{ cm}$, más el campo de referencia que corresponde a $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$. Los campos fueron definidos con el sistema de colimación del equipo descrito previamente en la sección 3.1.3, para todos los casos, el campo nominal se fijó con el colimador micro-multihojas (MLC) mientras, las quijadas mantenían una apertura de 0.5 cm adicionales para los campos de 0.5 cm , 1 cm , 1.5 cm , 2 cm , 3 cm y 6 cm de lado, para el caso del campo de 10 cm , la apertura adicional fue de 1 cm . La tabla 3.3 resume dicha configuración en cada caso.

Tabla 3.3: Configuración establecida por el sistema de colimación para la definición de los tamaños de campo de interés. Para el caso del MLC y las quijadas, las dimensiones hacen referencia al tamaño por lado.

Tamaño de campo [cm^2]	MLC [cm]	Quijadas [cm]
0.5×0.5	0.5	1
1×1	1	1.5
1.5×1.5	1.5	2
2×2	2	2.5
3×3	3	3
6×6	6	6.5
10×10	10	11

Nuevamente, 24 *h* antes de la irradiación se realizaron los cortes para cada modelo de película, se utilizaron cuatro piezas por cada tamaño de campo conservando las dimensiones implementadas durante la calibración: 3 *cm* × 3 *cm* para EBT-3, EBT-XD y 2 *cm* × 2 *cm* para MD-V3. Para configuración experimental, se usaron nuevamente 20 *cm* de agua sólida que fueron llevados a una distancia $SSD = 90$ *cm*, cada película fue colocada a una profundidad de 10 *cm* de forma individual, cuidando que el eje central de cada una estuviera alineado y perpendicular a la región central del haz de radiación (como se ilustra en la figura 3.10), el tamaño de campo definido correspondía a alguno de los ya mencionados.

La tasa de dosis se mantuvo a 600 *UM/min* para las irradiaciones con filtro de aplanado (WFF) y de 1400 *UM/min* para las irradiaciones sin filtro (FFF). Una vez más, se contó con un grupo de películas de cada modelo que tuvieron la misma manipulación pero no fueron irradiadas. Transcurridas las 24 *h* posteriores a la irradiación, se llevó a cabo la digitalización de las películas utilizando tres resoluciones diferentes: 72, 150 y 300 *ppp*.

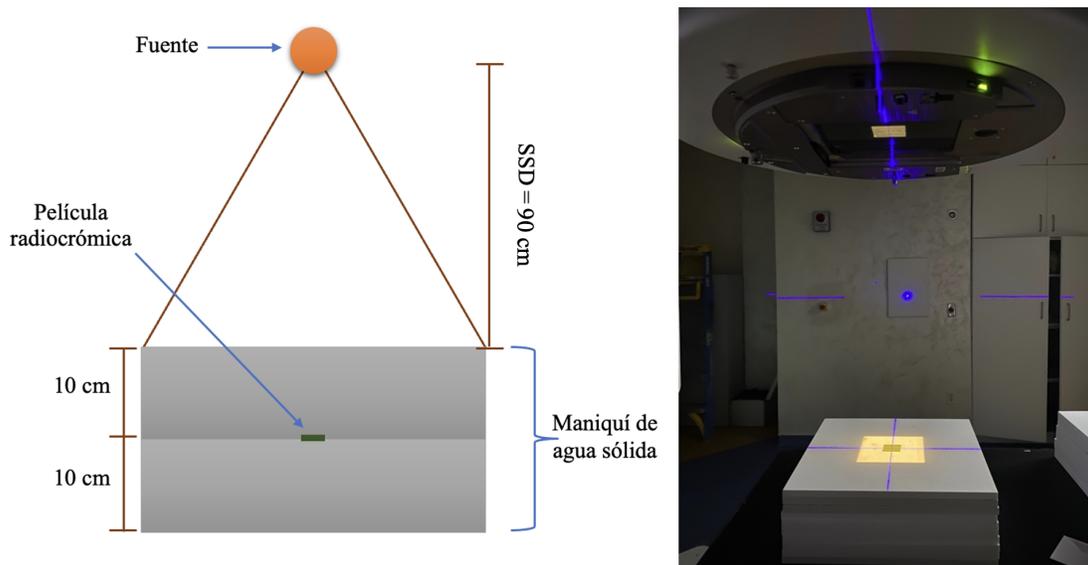


Figura 3.10: Diseño experimental utilizado durante las irradiaciones de los tres modelos de película para la obtención de los factores de campo con y sin filtro de aplanado. La imagen de la derecha muestra la película colocada a 10 *cm* antes de que sea cubierta por los 10 *cm* restantes que le dan dicha profundidad.

Análisis estadístico

Una vez más, el análisis se realizó con el programa ImageJ siguiendo un procedimiento análogo al descrito en la sección 3.2.2: partiendo de las películas digitalizadas correspondientes a un tamaño de campo y para una resolución dada, se desplegó la imagen en sus tres canales y se extrajo la información solo del canal rojo. Adicionalmente, durante este análisis fue necesario utilizar una de las escalas de visualización

con las que cuenta el programa ubicada en el menú *Image >Lookup Tables* esto, con el objetivo de poder localizar la zona de alto gradiente en la imagen y así asegurar la posición de la región de interés (ROI) en la zona central de cada película.

La escala utilizada fue *3-3-2 RGB*, la cual solo modifica la visualización sin alterar el valor de píxel promedio y preserva las variaciones sistemáticas en la densidad óptica de la película. La figura 3.11, ilustra un ejemplo de como se percibe una película EBT-3 que fue irradiada con una configuración de campo de $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ y escaneada con una resolución de 72 ppp . Como es posible notar, fácilmente se pueden distinguir la región central y los límites del campo donde inicia la penumbra.

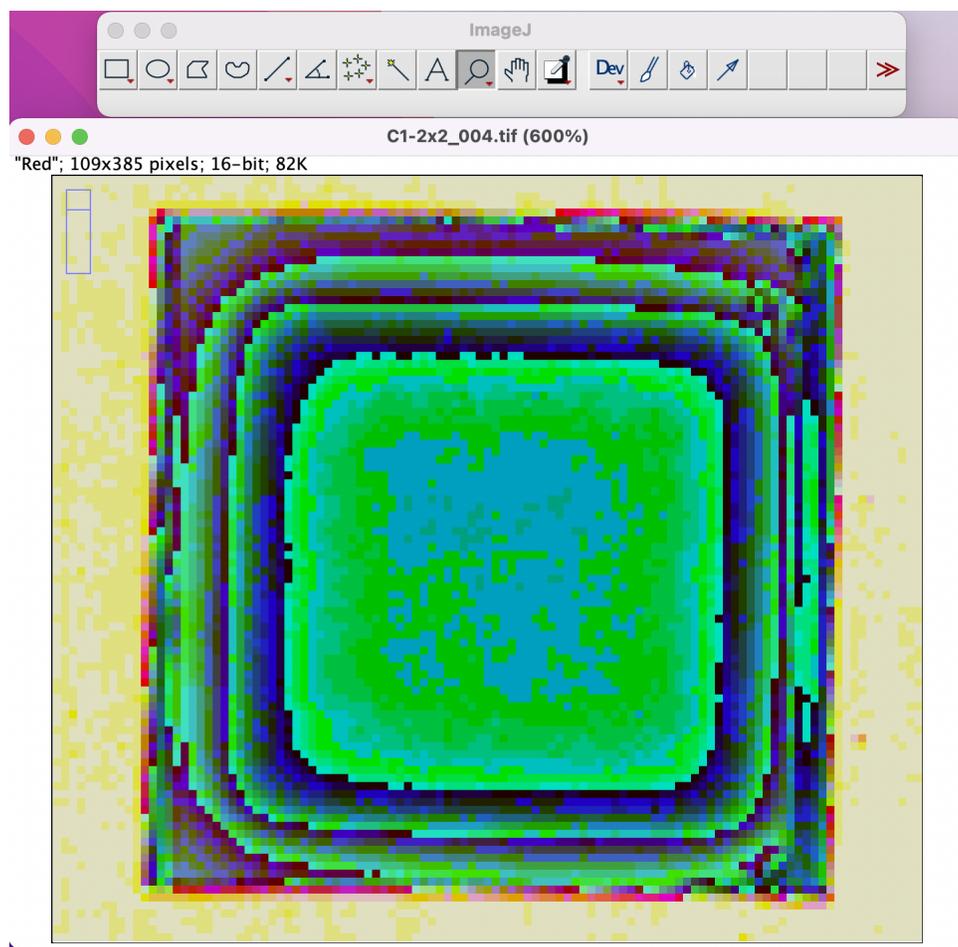


Figura 3.11: Película radiocrómica visualizada en el software ImageJ, posterior a la aplicación del filtro de visualización 3-3-2-RGB, que permite identificar la zona de alto gradiente.

Análisis del tamaño de ROI

Asimismo, con el objetivo de utilizar el tamaño de ROI cuya contribución de incertidumbre fuera menor, se realizó un análisis del mismo. Esta evaluación consistió en obtener la intensidad I y la desviación estándar σ_I de diferentes tamaños de ROI

definidos sobre el área central de la película, y haciendo uso de la ecuación 3.7 se obtuvo su correspondiente error relativo. Como este valor proporciona un indicador de la calidad de una medida [44], un error relativo pequeño indica una mejor estadística que se traduce en una incertidumbre final mejor controlada, ya que este tipo de variables que intervienen y pueden repercutir en la precisión de la medida, están siendo restringidas durante todo el análisis.

Este proceso se realizó para todos los tamaños de campo irradiados, las tres resoluciones consideradas, los dos modos de irradiación utilizados: WFF, FFF y los tres modelos de películas involucradas, puesto que no es posible asumir que un solo tamaño de ROI será apropiado para todos los casos, la elección de la región de interés apropiada en cada caso, resultó en un proceso bastante minucioso.

$$\varepsilon_r = \frac{\sigma_I}{I} \times 100 \quad (3.7)$$

Cálculo de los factores de campo

Tras realizar la selección del tamaño de ROI apropiado para cada tamaño de campo, se estimó su densidad óptica y la incertidumbre asociada a partir de las ecuaciones 3.1 y 3.2. Luego, haciendo uso de las funciones de ajuste obtenidas durante la caracterización de las películas y de la expresión 3.4 derivada del análisis de incertidumbres, se obtuvo el valor de dosis correspondiente a cada caso y su respectiva incertidumbre.

Posteriormente, se obtuvieron los factores de campo partiendo de la definición 3.9 dada en la sección 2.9.1 como un cociente entre la dosis absorbida en el campo clínico y la dosis en el campo de referencia [8], la cual a su vez se deriva de una proporción de las lecturas del detector multiplicado por un factor de corrección de campo que depende de cada dosímetro según la siguiente expresión:

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} \cdot k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} \quad (3.8)$$

Sin embargo, para el caso de las películas radiocrómicas, se cumple con la condición de que la lectura obtenida es directamente proporcional a la dosis absorbida en el punto de medición, de manera que el factor de corrección para este detector es igual a uno:

$$k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = 1$$

y en consecuencia, los factores de campo para todos los tamaños de campo involucrados en este trabajo, se obtuvieron directamente del cociente de dosis según la siguiente expresión:

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \frac{D_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} \quad (3.9)$$

adicionalmente, aplicando el método de las derivadas parciales, se obtuvo la expresión

correspondiente a su incertidumbre asociada:

$$\sigma_{\Omega} = \Omega \times \sqrt{\left(\frac{\sigma_{Dfclin}}{D_{fclin}}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{Dref}}{D_{ref}}\right)^2} \quad (3.10)$$

donde σ_{Dfclin} y σ_{Dfref} corresponden a las incertidumbres de las dosis del campo clínico y del campo de referencia ($10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$) obtenidas previamente.

Segundo método para el cálculo de los factores de campo: Escalamiento de dosis

A partir de los valores de dosis obtenidos con la función de ajuste durante el análisis para la determinación de los factores de campo, fue posible observar una caída continua en la dosis a medida que el tamaño de campo era más pequeño debido al efecto de oclusión parcial de la fuente primaria de fotones.

Por otro lado, algunos autores han reportado una mayor incertidumbre a valores de dosis más bajas [30], de manera que a partir del comportamiento observado en los valores de dosis obtenidos, se propuso un método de escalamiento para los tamaños de campo más pequeños: $0.5 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm}$, $1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$ y $1.5 \text{ cm} \times 1.5 \text{ cm}$, donde la caída en la dosis fue más abrupta. Este segundo método producto del análisis, tuvo como objetivo evaluar si al entregar una mayor cantidad de dosis para los campos más pequeños donde el efecto de oclusión de la fuente era más evidente, el valor del factor de campo era modificado y simultáneamente, estudiar si la incertidumbre asociada disminuía.

Para esto, fue necesario establecer un factor de escalamiento (Fc) para cada tamaño de campo, este primer paso se hizo a partir de la caída de dosis observada previamente. La tabla 3.4 muestra el Fc propuesto para cada campo. Luego, se llevaron a cabo las irradiaciones para los tres modelos de películas y los tres tamaños de campo involucrados, una vez más, se realizaron cuatro cortes por cada tamaño de campo, el arreglo experimental así como la definición de los campos y las dimensiones de los cortes de las películas, fueron iguales a las descritas previamente en la sección 3.2.3.

Tabla 3.4: Factores de escalamiento de dosis propuestos para llevar a cabo el cálculo del factor de campo para las dimensiones de campo más pequeñas

Tamaño de campo [cm^2]	Factor de Escalamiento (Fc)
0.5×0.5	2
1×1	1.5
1.5×1.5	1.5

El Fc propuesto, se utilizó durante el cálculo de las unidades monitor como un factor multiplicativo. Las tasas de dosis para las modalidades WFF y FFF se mantuvieron como en el caso anterior, de nuevo se contó con los grupos de películas por cada

modelo que no fueron irradiadas. Tras llevar a cabo las irradiaciones, el procesamiento de las películas se realizó de igual forma tomando en cuenta las tres resoluciones involucradas. El análisis estadístico y el análisis del ROI fueron realizados según lo explicado anteriormente dentro de esta misma sección.

Tras obtener la densidad óptica junto con su incertidumbre asociada y el valor de la dosis, fue necesario hacer uso del factor de escalamiento como un divisor, es decir, la dosis del campo clínico (D_{fclin}) involucrada en el cálculo del factor de campo se obtuvo como un cociente de la dosis resultante del ajuste (D_{ajuste}) y el factor de escalamiento (F_c):

$$D_{fclin} = \frac{D_{ajuste}}{F_c} \quad (3.11)$$

Finalmente, el factor de campo y su incertidumbre, se calcularon a partir de las ecuaciones 3.8 y 3.10.

3.2.4. Determinación del tamaño de campo cuadrado equivalente

Arreglo experimental

En la sección 2.7.2, se abordaron algunas de las dificultades que deben ser tomadas en cuenta al momento de trabajar con campos pequeños, una de ellas tiene que ver con el concepto de tamaño de campo ya que en estos casos, el campo nominal (o campo geométrico), no corresponde con el tamaño de campo de irradiación real. Por esta razón, en este trabajo fue necesario determinar el tamaño de campo cuadrado equivalente para todas las dimensiones involucradas, el cálculo se hizo a partir de la definición dada en el TRS-483 y el procedimiento seguido para su determinación se describe a continuación.

Se contó con un arreglo experimental análogo al utilizado durante las irradiaciones para los factores de campo (figura 3.12), los campos se definieron con el sistema de colimación compuesto por quijadas + MLC siguiendo las configuraciones dadas en la tabla 3.3 que también enlista las dimensiones involucradas. Para este caso, se realizaron solo dos cortes de película por cada tamaño de campo: una para determinar el campo cuadrado equivalente con el filtro de aplanado a la salida del haz (WFF), y otra para hacer el cálculo cuando no hay filtro (FFF), los cortes se hicieron considerando un margen de 1 *cm* por lado respecto al tamaño nominal, es decir, que para el campo de 10 *cm* × 10 *cm* las dimensiones de las películas fueron de 11 *cm* × 11 *cm* y así sucesivamente.

Cabe mencionar que al igual que en los casos anteriores, los cortes se realizaron con 24 *h* previas a la irradiación tomando en cuenta todas las recomendaciones para su manipulación asimismo, se contó con un par de películas que no fueron irradiadas pero siguieron el mismo protocolo de manipulación y procesamiento. Las irradiaciones se hicieron utilizando película solo del modelo EBT-3 a una dosis de 6 *Gy* conservando las tasas de dosis usadas anteriormente: 600 *UM/min* para WFF y 1400 *UM/min* para FFF, la razón de utilizar el modelo EBT-3, se debe a que fue el modelo del que más película se disponía además de que al tener un menor rango de dosis, el tiempo de

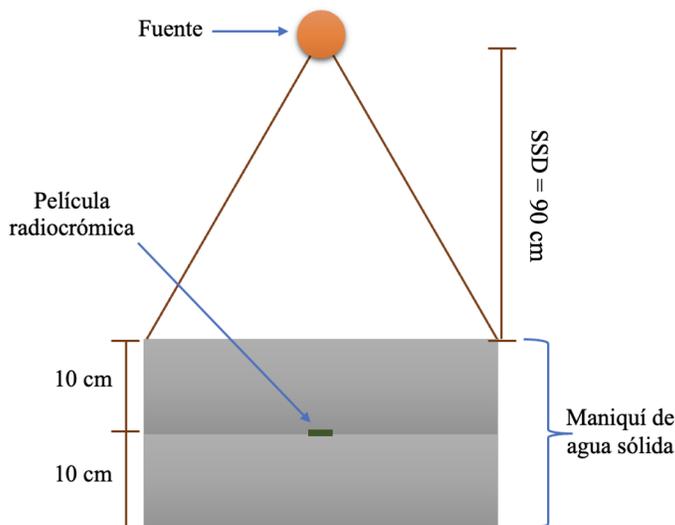


Figura 3.12: Configuración experimental utilizada durante las irradiaciones de la película EBT-3 para la determinación de los tamaños de campo cuadrado equivalente con y sin filtro de aplanado. La imagen de la derecha muestra la película colocada a 10 *cm* antes de que sea cubierta por los 10 *cm* restantes que le dan dicha profundidad.

equipo también era más corto. Evidentemente, al usar los mismos tamaños de campo para los tres modelos de películas involucradas, no fue necesario que los tamaños de campo cuadrado equivalente también fueran obtenidos para los otros dos modelos.

Análisis estadístico

Transcurridas las 24 *h*, se llevó a cabo la digitalización de las películas con una resolución de 72 *ppp*. Posteriormente, con el programa *ImageJ* se desplegó la imagen correspondiente a una de las películas y una vez más se trabajó sobre el canal rojo (fig. 3.13-a). En este análisis, la información se extrajo de perfiles que fueron obtenidos en las direcciones *x*, *y*, para lo cual, fue necesario trazar una región de interés rectangular en la zona central de la imagen de manera que el ancho del ROI cubriera todo el ancho de la película (fig. 3.13-b) y, haciendo uso de la combinación de teclas *Ctrl + k*, se desplegaba el perfil correspondiente a una de las direcciones (*x* o *y*), dependiendo de si la ROI era colocada en la dirección vertical u horizontal de la película (fig. 3.13-c).

Los datos crudos obtenidos con el software correspondían a valores de intensidad (fig. 3.13-d), por lo que fue necesario hacer la conversión a densidad óptica y luego a dosis haciendo uso de la expresión 3.1 y de la curva de calibración correspondiente al modelo de la película EBT-3. Para realizar el cambio a densidad óptica se utilizó un solo valor de intensidad extraído de una ROI de la película no irradiada.

Luego, partiendo de los valores de dosis, se localizó el valor del eje central del perfil que fue tomado como el punto medio entre dos puntos localizados al 90 % respecto al valor máximo y se llevó a cabo una normalización respecto a dicho valor. A partir

de los perfiles de dosis obtenidos en las direcciones x , y renormalizados al eje central, se obtuvo el FWHM, o la semianchura en cada caso (fig.3.14), ya que por definición, para el caso de campos pequeños el tamaño de campo se define solo por el campo de irradiación, el cual viene dado por el FWHM [8].

Para esto, se obtuvieron dos puntos respecto al eje central situados al 50 % del perfil de dosis, los cuales a su vez fueron adquiridos mediante una interpolación lineal dada por la ecuación 3.12 la cual toma en cuenta los dos puntos más cercanos al 50 % de dosis por cada lado del perfil.

$$x(50\%) = \frac{x_2 - x_1}{D_{\%,2} - D_{\%,1}}(50\% - D_{\%,1}) + x_1 \quad (3.12)$$

donde $D_{\%,1}$, $D_{\%,2}$ corresponden a los dos puntos cuyas dosis porcentuales están más cerca por arriba y por abajo del 50 % de la dosis y x_1 , x_2 , son las respectivas posiciones de dichos puntos.

Este procedimiento se hizo tanto para el perfil en x , como en y . Finalmente, el tamaño de campo cuadrado equivalente (S_{clin}) se obtuvo a partir de la siguiente expresión dada en el TRS-483 [8]:

$$S_{clin} = \sqrt{AB} \quad (3.13)$$

donde A y B corresponden a los anchos de campo dosimétricos en los planos x , y respectivamente definidos por el FWHM.

Este análisis se realizó para todos los tamaños de campo involucrados en este trabajo y para las dos modalidades de irradiación que fueron con y sin filtro de aplanado: WFF, FFF.

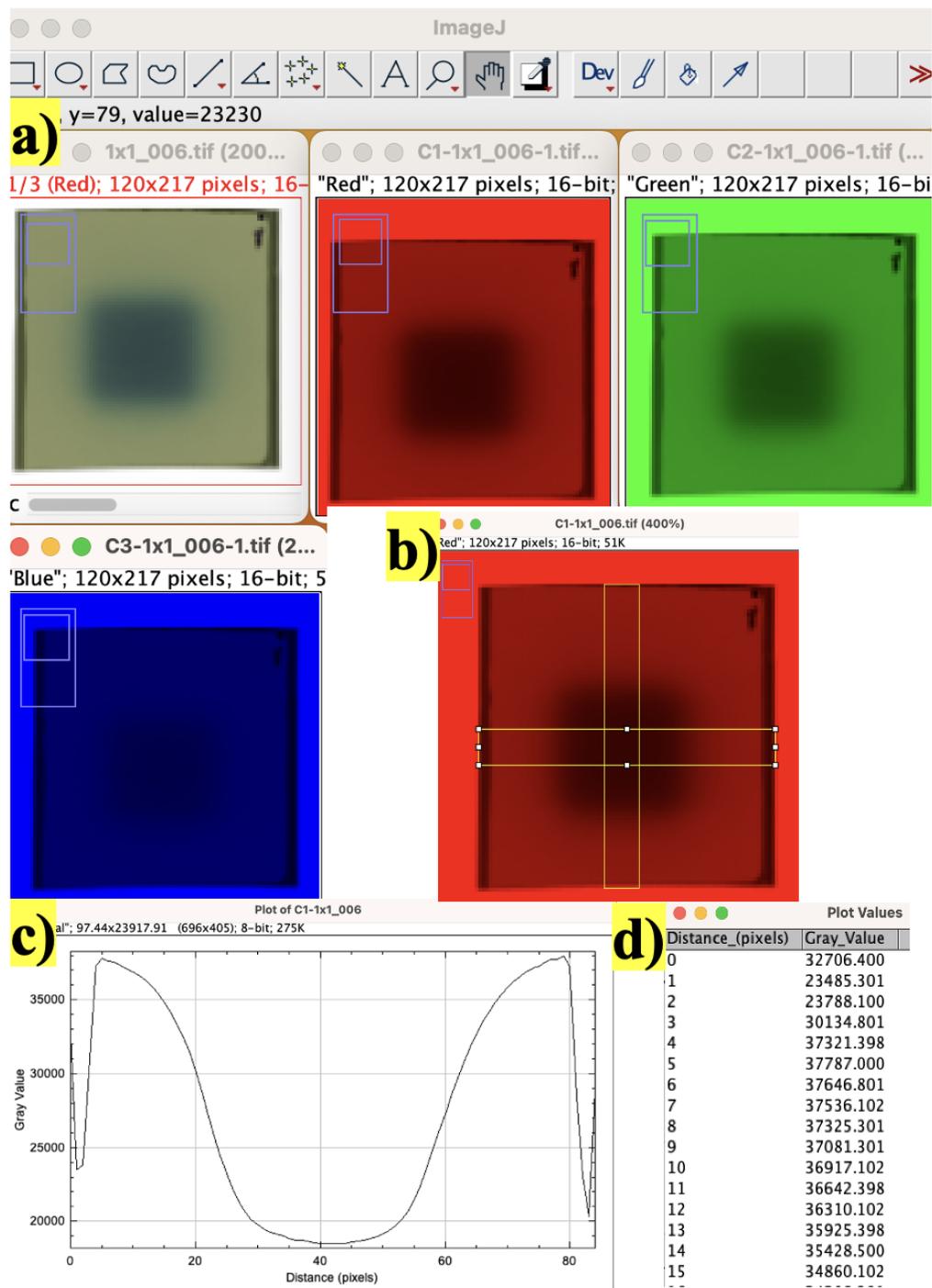


Figura 3.13: Análisis para la determinación del tamaño de campo usando ImageJ. a) Película digitalizada y desplegada en los tres canales. b) Regiones de interés trazadas en las direcciones x , y . c) Perfil obtenido en la dirección x , este se observa invertido dado a que los datos vienen dados en intensidad como función del píxel. d) Datos crudos del perfil, los cuales fueron transformados a densidad óptica.

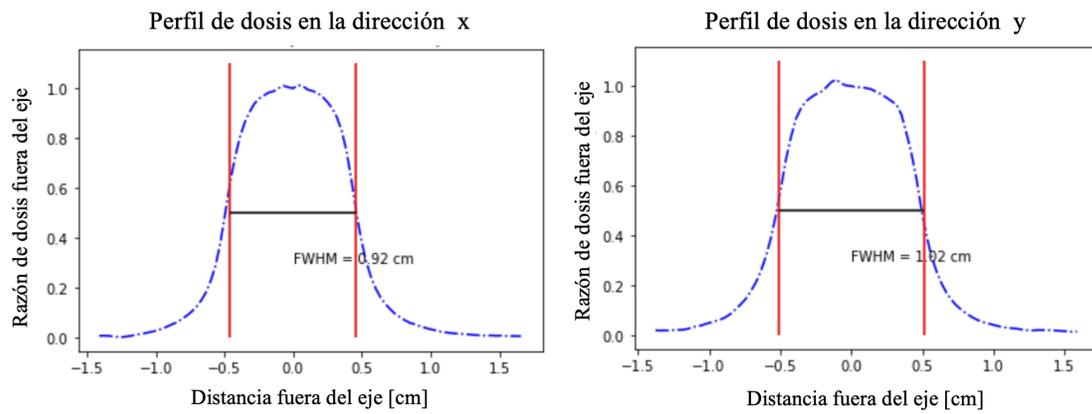


Figura 3.14: Perfiles fuera del eje y sus respectivos FWHM obtenidos en las direcciones x, y para un tamaño de campo de 1 cm x 1 cm.

Resultados y Discusión

4.1. Curvas Dosis-Respuesta

La tabla 4.1 resume los resultados obtenidos durante el análisis para la elección del mejor ajuste para el caso de la película EBT-3, en ella se presentan los ajustes que cumplieron con el criterio previamente descrito en la sección 3.2.2 de que los parámetros tuvieran un error relativo $< 3\%$. En la figura 4.1 se muestran los puntos experimentales junto con su incertidumbre asociada, así como los ajustes involucrados.

Tabla 4.1: Parámetros de ajuste obtenidos para cada modelo de película.

EBT-3							
n	2.9	χ^2	0.005	n	3	χ^2	0.005
	Valor	σ	Er		Valor	σ	Er
B	6.976	0.188	2.69 %	B	7.284	0.180	2.47 %
C	48.079	0.910	1.89 %	C	50.461	0.942	1.87 %
n	3.1	χ^2	0.005	n	3.2	χ^2	0.006
	Valor	σ	Er		Valor	σ	Er
B	7.565	0.181	2.39 %	B	7.822	0.188	2.40 %
C	53.046	1.022	1.93 %	C	55.843	1.148	2.06 %

Tras realizar el análisis para los tres modelos de película utilizados, fue posible elegir el mejor ajuste para una combinación dada entre el modelo de película y el escáner utilizado. La tabla 4.2 resume los parámetros resultantes para cada modelo de película empleado en este trabajo y la figura 4.2 presenta gráficamente dichos resultados.

Como se mencionó en la sección 3.2.2, el valor de n varió según el modelo de película, de acuerdo con la literatura este suele tomar valores entre 2.5 y 3 [20] para películas del tipo EBT. En este trabajo, hallamos que para el caso de la película EBT-3 las incertidumbres se minimizan cuando n toma valores de 2.9, 3, 3.1 y 3.2

siendo $n = 3$ el más apropiado, mientras que para el modelo EBT-XD los valores más adecuados fueron 3, 3.1, 3.2 y 3.3 con $n = 3.2$ como el mejor, de manera que los resultados aquí obtenidos son del orden a los ya reportados. Sin embargo, para el modelo MD-V3, las incertidumbres son menores cuando n es igual a 2.1, 2.2, 2.3 y 2.4 y el que cumple de mejor forma con las condiciones señaladas fue el valor de 2.2.

Este último resultado, puede ser explicado a partir del rango dinámico del modelo ya que n toma en cuenta el comportamiento de la dosis no lineal cuando esta se acerca a los niveles de saturación de la película [43] y particularmente, el modelo MD-V3 tiene el rango dinámico más amplio de los tres utilizados ($0 - 100 Gy$) pero, durante la calibración el rango de dosis que se consideró fue de 0 a $70 Gy$ ya que solo se tomó en cuenta el intervalo de dosis que sería útil para llevar a cabo las mediciones posteriores, de manera que al no cubrir completamente el rango dinámico durante la calibración, el comportamiento que podemos observar sigue una tendencia más cuadrática (fig. 4.2), contrario a lo que se observa para los modelos EBT, donde si se cubrió todo el rango dinámico de ambos modelos y se obtiene un comportamiento cúbico. De manera que se esperaría que al cubrir completamente el rango de dosis durante la calibración, el comportamiento que se obtendría fuese también cúbico.

Finalmente, a pesar de que en todos los modelos las variaciones en la incertidumbre total entre un ajuste y otro fueron menores al 0.5 %, este análisis nos permitió asegurar la elección del mejor ajuste, que conduce a una incertidumbre mínima en la dosis y que será útil para el posterior análisis de la dosis durante la determinación de los factores de campo, dado que existen diferentes fuentes de incertidumbre que contribuyen a la incertidumbre total del sistema de dosimetría compuesto por el escáner, la película y el protocolo a seguir.

Tabla 4.2: Parámetros de ajuste que conducen a una incertidumbre total mínima para cada modelo de película utilizado.

EBT-3			
n	3	χ^2	0.005
	Valor	σ	Er
B	7.284	0.180	2.47 %
C	50.461	0.942	1.87 %
EBT-XD			
n	3.2	χ^2	0.016
	Valor	σ	Er
B	23.029	0.241	1.05 %
C	108.485	0.951	0.88 %
MD-V3			
n	2.2	χ^2	0.079
	Valor	σ	Er
B	73.021	1.173	1.61 %
C	279.862	4.239	1.51 %

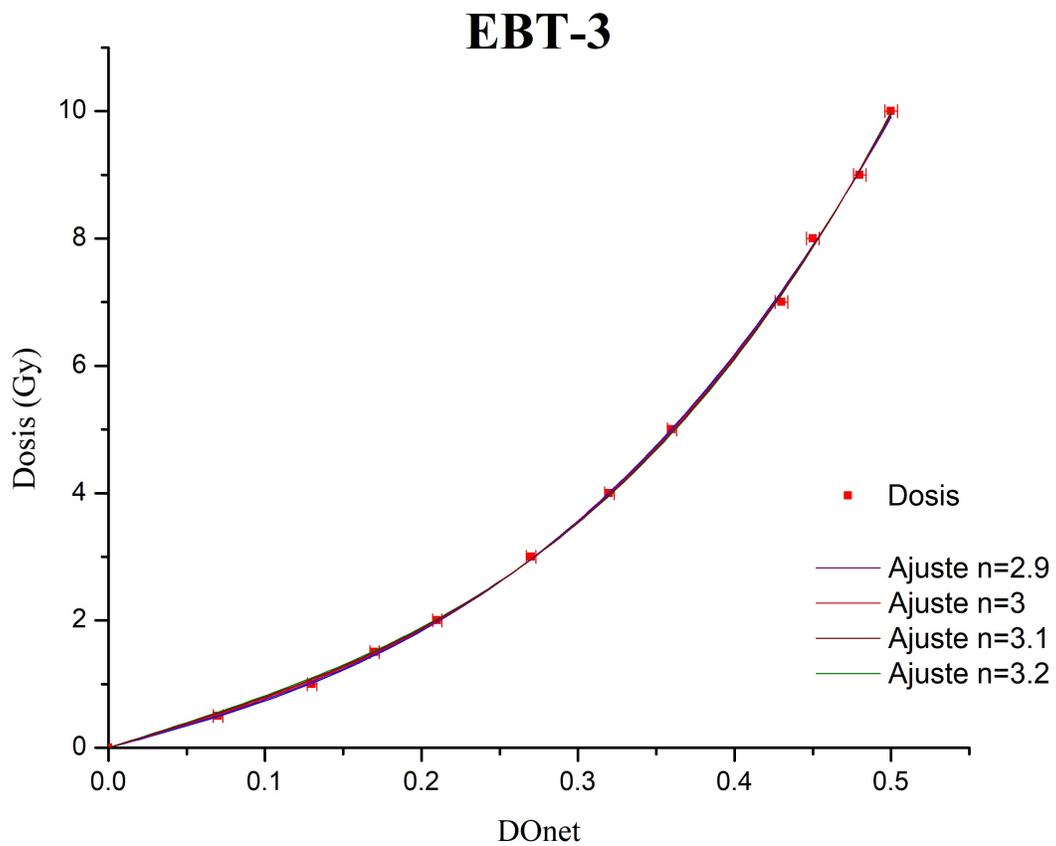


Figura 4.1: Análisis del ajuste para el caso de la película EBT-3. Se muestran los puntos experimentales junto la incertidumbre asociada y los ajustes que cumplieron con los criterios señalados.

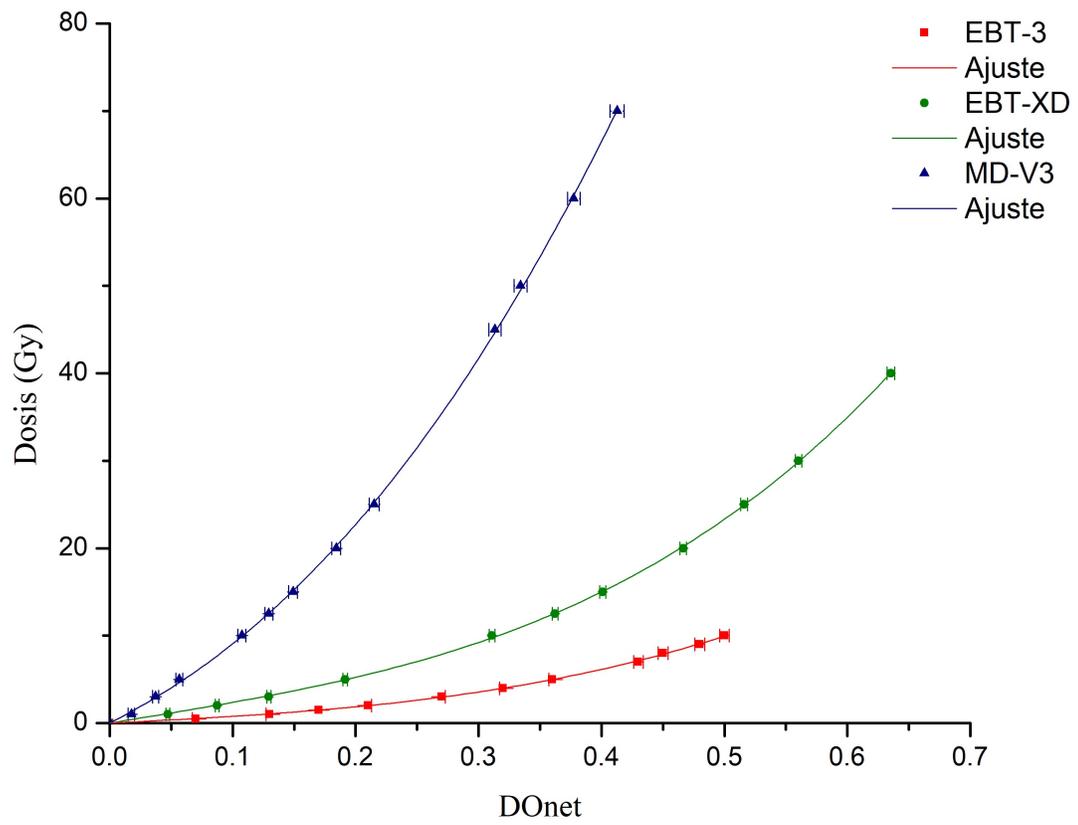


Figura 4.2: Curvas de calibración para los tres modelos de película utilizados.

4.2. Factores de Campo

4.2.1. Dosis de irradiación

La dosis de irradiación para el cálculo de los factores de campo correspondiente a cada modelo de película, fueron determinadas a partir de la incertidumbre asociada a cada valor de dosis administrado durante la caracterización de las películas. Las figuras 4.3-4.5 muestran la contribución de la incertidumbre total producto de sus dos componentes: la incertidumbre debida al ajuste y la causada por los procesos experimentales en función de la dosis. De donde es posible notar que en todos los casos la mayor aportación es debida a la parte experimental, lo que concuerda con lo reportado por otros trabajos [40].

Como ya se mencionó anteriormente, además de tomar en cuenta el criterio de considerar la dosis cuya incertidumbre total fuera menor, también se consideró el tiempo de trabajo del equipo, es decir, la elección de la dosis se basó en aquel punto cuya incertidumbre total asociada fuera baja y a la vez óptima en cuanto al tiempo de máquina. Por ejemplo, para el caso del modelo MD-V3, las incertidumbres asociadas para algunos puntos a dosis mayores como 45, 50 y 60 *Gy* son menores, sin embargo, por cuestiones de tiempo de máquina el cual es mayor a mayor dosis, no era conveniente utilizar dosis tan grandes. En contraste, para el caso de una dosis de 30 *Gy*, su incertidumbre total es baja en comparación con las incertidumbres asociadas a menores dosis y el tiempo requerido para llevar a cabo una irradiación de este orden es apropiado.

Otro comportamiento de particular interés que ha sido reportado en la literatura y que también observamos aquí, es el aumento de la incertidumbre a dosis más bajas debido a una falta de homogeneidad en las películas [30, 36], por lo que estas no fueron consideradas para llevar a cabo las irradiaciones desde el inicio. De manera que, partiendo de estos criterios, se eligieron las siguientes dosis de acuerdo al modelo de película:

EBT-3	EBT-XD	MD-V3
6 Gy	15 Gy	30 Gy

Partiendo de estos valores, podemos resaltar el hecho de que las dosis que cumplen con los criterios de minimizar la incertidumbre asociada y el tiempo de máquina, son aquellos que están alrededor de la mitad del rango dinámico de cada modelo, se piensa que esto ocurre debido a que en este punto el nivel de polimerización alcanzada por la radiación en la película, es suficiente para reducir la falta de homogeneidad que se presenta a bajos niveles de dosis, lo que ocasiona que la incertidumbre asociada aumente considerablemente.

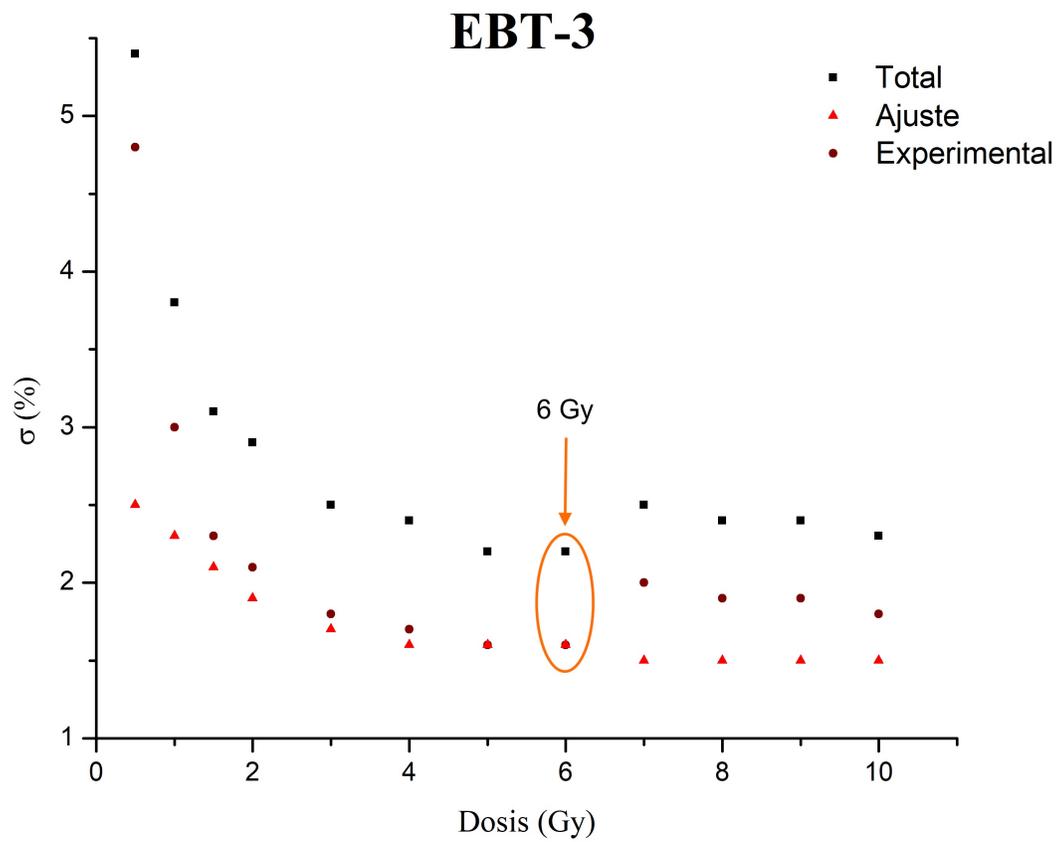


Figura 4.3: Análisis de incertidumbre para el modelo de película EBT-3. Se muestra la incertidumbre total junto con sus componentes asociados al ajuste y al proceso experimental en función de la dosis.

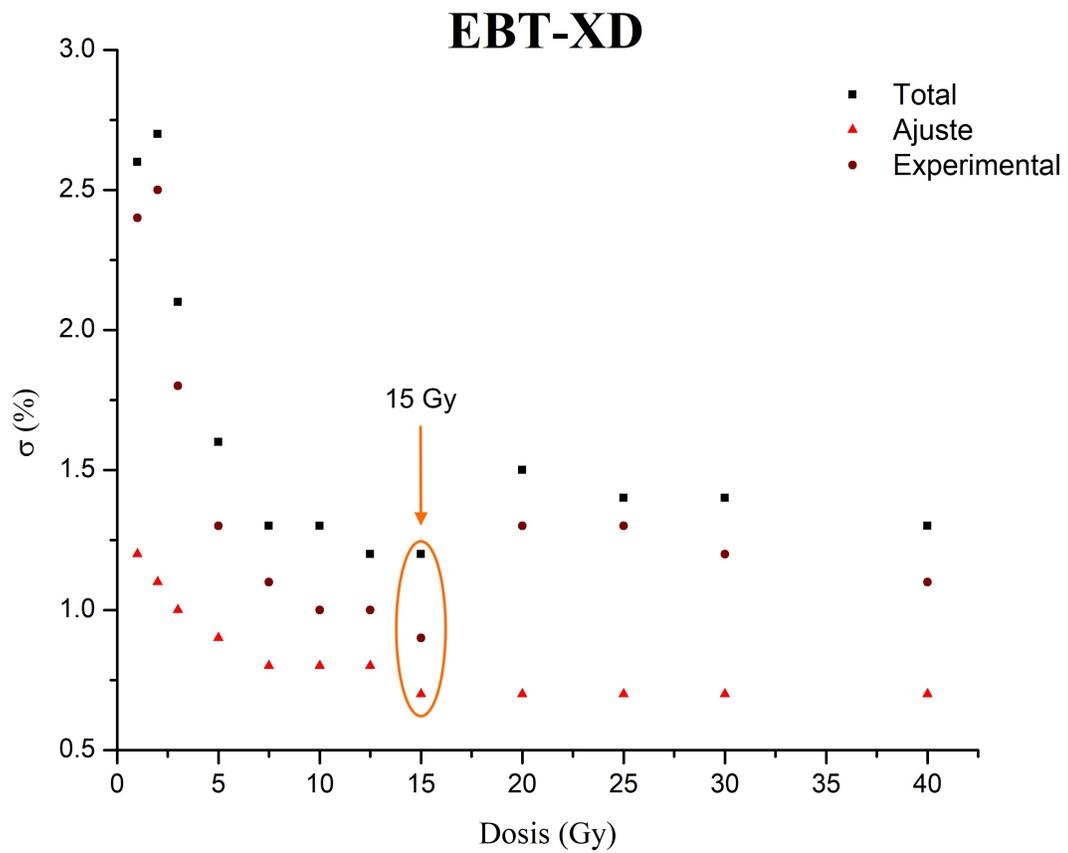


Figura 4.4: Análisis de incertidumbre para el modelo de película EBT-XD. Se muestra la incertidumbre total junto con sus componentes asociados al ajuste y al proceso experimental en función de la dosis.

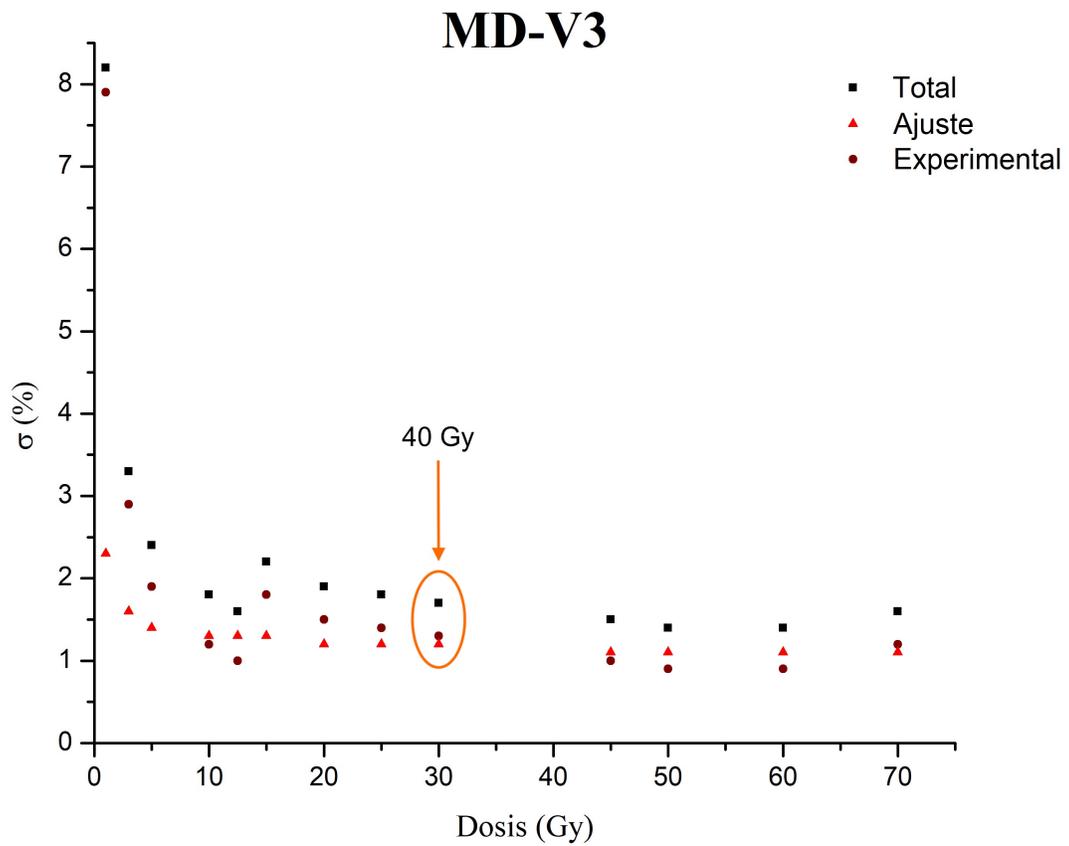


Figura 4.5: Análisis de incertidumbre para el modelo de película MD-V3. Se muestra la incertidumbre total junto con sus componentes asociados al ajuste y al proceso experimental en función de la dosis.

4.2.2. Tamaño de la región de interés (ROI)

Debido a las múltiples fuentes que contribuyen a la incertidumbre total en un sistema de dosimetría conformado por el modelo de película radiocrómica, el escáner y el protocolo a seguir, este trabajo también se enfocó en realizar un análisis detallado de la contribución de los factores que juegan un papel importante en la determinación de la incertidumbre: como el ajuste, la dosis de irradiación, la resolución de escaneo y el tamaño del ROI, esto con el objetivo de crear un método adecuado para la determinación de las incertidumbres durante la medición de una dosis desconocida.

A pesar de que algunos autores afirman que el origen de las incertidumbres es aleatorio [30], también se ha discutido que estas surgen de la interacción entre la película y el escáner e incluso, se ha mencionado que la incertidumbre de la dosis depende del tamaño de la región de interés utilizada para calcular la densidad óptica [33, 40]. Por esta razón, nos enfocamos en realizar un análisis exhaustivo del tamaño del ROI, tomando en cuenta las diferentes configuraciones que se tuvieron en cuanto a modelo, modalidad de irradiación y resolución de escaneo.

Durante este análisis, se obtuvo un aumento del error relativo en función del tamaño de la región de interés y de la resolución espacial, lo cual se le atribuye a las fluctuaciones producidas entre el sistema *película/escáner* que hacen que la dispersión del valor píxel del ROI aumente al aumentar la resolución y el área de escaneo como consecuencia de un aumento del ruido del píxel individual [30], provocando que la resolución sea la que presente el efecto más relevante. Incluso, algunos protocolos han desaconsejado el uso de resoluciones por arriba de los 150 *ppp* ya que producen mayor ruido y ralentizan el proceso de escaneo y el análisis de la película [33].

Otros trabajos recomiendan el uso de áreas lo suficientemente grandes para hacer insignificantes las fluctuaciones estadísticas dentro de ellas, de manera que un aumento en la resolución no modifique significativamente la incertidumbre [41], en este trabajo se corroboró que para un modelo de película dado y un tamaño de ROI grande en función del tamaño de campo analizado, el error relativo obtenido del promedio de la intensidad y su respectiva desviación estándar, no varió significativamente al aumentar la resolución en las dos modalidades de irradiación (con y sin filtro de aplanado).

Sin embargo, nos apegamos al criterio de utilizar el tamaño de ROI que presentara el menor error relativo asociado a su respectivo tamaño de campo y resolución involucrada. Las tablas 4.3 y 4.4, resumen los resultados obtenidos con y sin filtro de aplanado para el caso de la película EBT-3 y las tres resoluciones de escaneo. En ella se presentan las dimensiones que cumplieron con dicha condición, los resultados para los modelos EBT-XD y MD-V3 son resumidos en las tablas 4.5-4.6 y 4.7-4.8, respectivamente. Estos resultados muestran que para cada tamaño de campo con una resolución y modalidad de irradiación dada, el tamaño del ROI utilizado fue exclusivo de esa combinación, permitiendo así mantener una fuente relevante de incertidumbre controlada durante el proceso de la determinación de la dosis para el cálculo de los factores de campo.

Tabla 4.3: Tamaño de ROI definido para cada tamaño de campo establecido en función del error relativo. Se muestran los resultados para el modelo de película EBT-3 en la modalidad WFF y las tres resoluciones analizadas durante este trabajo.

EBT-3 (WFF)				
72 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	3×3	20035.33	78.17	0.39 %
1×1	8×8	18292.96	95.46	0.52 %
1.5×1.5	15×15	17768.75	87.46	0.49 %
2×2	20×20	17491.52	85.26	0.49 %
3×3	30×30	17148.40	84.13	0.49 %
6×6	30×30	16508.30	85.54	0.52 %
10×10	30×30	15915.79	97.86	0.61 %
150 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	4×4	20104.33	110.95	0.55 %
1×1	6×6	18291.00	113.54	0.62 %
1.5×1.5	8×8	17765.08	124.59	0.70 %
2×2	10×10	17389.85	128.86	0.74 %
3×3	15×15	17068.24	140.60	0.82 %
6×6	20×20	16505.15	140.49	0.85 %
10×10	20×20	16002.33	152.77	0.95 %
300 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	6×6	20013.63	144.34	0.72 %
1×1	8×8	18080.15	171.50	0.95 %
1.5×1.5	10×10	17730.60	174.96	0.99 %
2×2	15×15	17456.05	175.66	1.01 %
3×3	20×20	17054.46	197.14	1.16 %
6×6	30×30	16570.69	214.69	1.30 %
10×10	30×30	15983.32	206.70	1.29 %

Tabla 4.4: Tamaño de ROI definido para cada tamaño de campo. Se muestran los resultados para las tres resoluciones del modelo de película EBT-3 en la modalidad FFF.

EBT-3 (FFF)				
72 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	2×2	20015.50	40.12	0.20 %
1×1	6×6	18375.75	88.97	0.48 %
1.5×1.5	12×12	17944.77	69.82	0.39 %
2×2	15×15	17617.94	65.58	0.37 %
3×3	20×20	17411.88	88.98	0.51 %
6×6	20×20	16795.72	90.64	0.54 %
10×10	20×20	16524.73	75.30	0.46 %
150 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	4×4	20116.00	124.37	0.62 %
1×1	8×8	18358.46	100.68	0.55 %
1.5×1.5	8×8	17959.92	126.06	0.70 %
2×2	10×10	17628.70	137.57	0.78 %
3×3	15×15	17375.41	146.12	0.84 %
6×6	20×20	16926.22	150.98	0.89 %
10×10	20×20	16353.79	155.89	0.95 %
300 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	4×4	19953.33	125.46	0.63 %
1×1	5×5	18292.29	143.03	0.78 %
1.5×1.5	20×20	18012.14	197.11	1.09 %
2×2	20×20	17594.81	195.18	1.11 %
3×3	25×25	17381.98	199.37	1.15 %
6×6	30×30	16868.04	205.00	1.22 %
10×10	30×30	16339.26	216.03	1.32 %

Tabla 4.5: Tamaño de ROI definido para cada tamaño de campo establecido en función del error relativo. Se muestran los resultados para el modelo de película EBT-XD en la modalidad WFF y las tres resoluciones analizadas durante este trabajo.

EBT-XD (WFF)				
72 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	2×2	23806.75	78.05	0.33 %
1×1	6×6	20732.28	47.58	0.23 %
1.5×1.5	10×10	20410.89	68.25	0.33 %
2×2	10×10	19731.19	68.47	0.35 %
3×3	15×15	19411.91	64.93	0.33 %
6×6	15×15	18197.02	67.81	0.37 %
10×10	20×20	17906.02	64.03	0.36 %
150 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	4×4	23694.33	108.39	0.46 %
1×1	6×6	20636.88	103.22	0.50 %
1.5×1.5	6×6	20401.22	100.69	0.49 %
2×2	10×10	19701.75	115.02	0.58 %
3×3	15×15	19329.79	126.65	0.66 %
6×6	20×20	18287.30	126.34	0.69 %
10×10	20×20	17899.24	126.79	0.71 %
300 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	6×6	23773.75	138.00	0.58 %
1×1	8×8	20686.92	135.55	0.66 %
1.5×1.5	10×10	20392.10	174.31	0.85 %
2×2	15×15	19882.15	173.51	0.87 %
3×3	20×20	19412.03	180.46	0.93 %
6×6	20×20	18322.77	178.95	0.98 %
10×10	30×30	17860.59	191.94	1.07 %

Tabla 4.6: Tamaño de ROI definido para cada tamaño de campo. Se muestran los resultados para las tres resoluciones del modelo de película EBT-3 en la modalidad FFF.

EBT-XD (FFF)				
72 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	2×2	23073.25	41.04	0.18 %
1×1	6×6	21084.25	41.91	0.20 %
1.5×1.5	8×8	20521.35	67.89	0.33 %
2×2	10×10	20041.88	49.02	0.24 %
3×3	10×10	19360.51	64.33	0.33 %
6×6	15×15	18775.98	63.57	0.34 %
10×10	15×15	17937.40	65.28	0.36 %
150 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	3×3	23026.44	79.21	0.34 %
1×1	8×8	21143.54	96.56	0.46 %
1.5×1.5	8×8	20645.39	104.10	0.50 %
2×2	10×10	20043.95	119.78	0.60 %
3×3	15×15	19771.26	116.66	0.59 %
6×6	20×20	18775.68	118.96	0.63 %
10×10	20×20	17916.73	113.39	0.63 %
300 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	4×4	22966.67	162.62	0.71 %
1×1	5×5	21131.43	142.68	0.68 %
1.5×1.5	15×15	20575.28	149.69	0.73 %
2×2	15×15	20058.05	167.70	0.84 %
3×3	20×20	19343.47	179.50	0.93 %
6×6	30×30	18700.05	183.67	0.98 %
10×10	30×30	18239.48	179.65	0.98 %

Tabla 4.7: Tamaño de ROI definido para cada tamaño de campo establecido en función del error relativo. Se muestran los resultados para el modelo de película MD-V3 en la modalidad WFF y las tres resoluciones analizadas durante este trabajo.

MD-V3 (WFF)				
72 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	2×2	32882.00	48.70	0.15 %
1×1	4×4	30267.67	60.40	0.20 %
1.5×1.5	5×5	29238.38	52.26	0.18 %
2×2	10×10	28953.81	85.09	0.29 %
3×3	15×15	28344.51	80.84	0.29 %
6×6	15×15	27455.06	70.25	0.26 %
10×10	20×20	26488.57	85.76	0.32 %
150 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	3×3	32911.67	130.29	0.40 %
1×1	6×6	30226.63	135.99	0.45 %
1.5×1.5	8×8	29375.69	128.02	0.44 %
2×2	10×10	28979.45	120.93	0.42 %
3×3	10×10	28424.55	118.15	0.42 %
6×6	20×20	27471.82	143.19	0.52 %
10×10	20×20	26566.04	139.26	0.52 %
300 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	6×6	33071.00	131.04	0.40 %
1×1	8×8	30394.85	184.36	0.61 %
1.5×1.5	15×15	29384.56	190.77	0.65 %
2×2	20×20	28984.09	211.96	0.73 %
3×3	20×20	28383.82	194.71	0.69 %
6×6	30×30	27447.27	207.58	0.76 %
10×10	30×30	26544.56	225.80	0.85 %

Tabla 4.8: Tamaño de ROI definido para cada tamaño de campo. Se muestran los resultados para las tres resoluciones del modelo de película EBT-3 en la modalidad FFF.

MD-V3 (FFF)				
72 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	2×2	32763.000	47.081	0.14 %
1×1	4×4	30165.250	68.994	0.23 %
1.5×1.5	6×6	29744.562	68.640	0.23 %
2×2	10×10	29063.525	78.429	0.27 %
3×3	10×10	28630.013	61.961	0.22 %
6×6	15×15	27771.147	74.938	0.27 %
10×10	15×15	27205.141	86.168	0.32 %
150 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	4×4	32844.000	81.122	0.25 %
1×1	6×6	30133.875	115.084	0.38 %
1.5×1.5	8×8	29780.385	150.775	0.51 %
2×2	10×10	29041.900	147.395	0.51 %
3×3	10×10	28739.500	134.553	0.47 %
6×6	20×20	27791.544	156.793	0.56 %
10×10	20×20	27210.709	170.709	0.63 %
300 dpi				
Campo	ROI	Intensidad	σ_I	Er
0.5×0.5	4×4	32823.000	115.870	0.35 %
1×1	8×8	29998	168.839	0.56 %
1.5×1.5	10×10	29675.900	187.690	0.63 %
2×2	20×20	28990.380	216.535	0.75 %
3×3	20×20	28867.646	195.762	0.68 %
6×6	30×30	27970.323	218.313	0.78 %
10×10	30×30	27159.832	214.756	0.79 %

4.2.3. Factores de Campo obtenidos con el primer método

Partiendo de la definición dada por el TRS-483, para el caso en el que el dosímetro cumple con la condición de brindar una lectura directamente proporcional a la dosis absorbida que viene dada por la ecuación 3.9 y que ha sido abordada a lo largo de este trabajo, se determinaron los factores de campo para los siete tamaños involucrados, los tres modelos de películas estudiadas, las dos modalidades de irradiación: WFF, FFF y las tres resoluciones de escaneo analizadas: 72, 150 y 300 *ppp*.

Las figuras 4.6-4.8, muestran los valores obtenidos en cada caso, cada figura resume los resultados para un modelo de película y las dos modalidades de irradiación por separado, los puntos corresponden al valor del factor de campo obtenido en función del tamaño de campo para las tres resoluciones, estos resultados fueron comparados con un valor promedio de factores de campo calculados para el mismo LINAC pero con diferentes detectores que si requieren de un factor de corrección cuyos valores han sido reportados en la literatura [45, 46, 47], estos valores promedio se muestran en la tabla 4.9 y en las figuras corresponden a la línea punteada de color naranja. Asimismo, cada valor de factor de campo se presenta junto con su respectiva incertidumbre obtenida a partir de la expresión 3.10. Para el caso de los puntos promedio, la incertidumbre asociada corresponde a la desviación estándar del valor promedio.

Las tablas 4.10 y 4.11 presentan los resultados numéricos para la modalidad con y sin filtro de aplanado para los siete tamaños de campo involucrados en este estudio y las tres resoluciones de escaneo para la película EBT-3 así como la diferencia porcentual calculada respecto al valor promedio. Las tablas 4.12 y 4.13 muestran los resultados para el modelo EBT-XD y finalmente, las tablas 4.14-4.15 corresponden a los resultados para la película MD-V3.

Como es posible observar en las figuras, en todos los casos existe un traslape entre los puntos correspondientes al factor de campo y su incertidumbre asociada, lo cual es más evidente para la película EBT-3 en la modalidad WFF (fig. 4.6-a), esto nos habla de la buena congruencia que existe entre los resultados obtenidos durante este trabajo y los calculados previamente por otros dosímetros donde si entra en juego un factor de corrección $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$, que fue multiplicado por el cociente de las lecturas obtenidas de cada detector.

Para el caso de la modalidad con filtro de aplanado (WFF), los detectores involucrados en el valor promedio fueron: los diodos *IBA-SFD*, *PTW-60018 (SRS)*, las cámaras de ionización *IBA-CC01*, *PTW-31016 (PinPoint 3D)* y el detector de diamante *PTW-60019 (mD)*. Mientras que para la modalidad sin filtro (FFF), se consideraron los mismos detectores exceptuando solo la cámara de ionización *IBA-CC01*. Estos valores fueron proporcionados por el Jefe del Departamento de la Unidad de Física Médica del INNN, a quien agradecemos su disposición para enriquecer este trabajo.

Los resultados aquí presentados, permiten demostrar que la película radiocrómica es una buena opción para llevar a cabo medidas relativas, principalmente porque a diferencia de otros detectores no es necesario aplicar un factor de corrección para la determinación del factor de campo, sino que efectivamente, dicho factor se obtiene partir del cociente de las lecturas obtenidas por el dosímetro, lo que minimiza la

Tabla 4.9: Valor del factor de campo promedio para los diferentes tamaños de campo y las dos modalidades obtenidos a partir de los detectores previamente mencionados.

Factores de Campo Promedio		
Tamaño de Campo [cm^2]	WFF	FFF
0.5×0.5	0.542±0.001	0.568±0.002
1×1	0.702±0.002	0.714±0.006
1.5×1.5	0.762±0.002	0.775±0.004
2×2	0.795±0.002	0.807±0.004
3×3	0.833±0.003	0.848±0.004
6×6	0.923±0.002	0.929±0.002
10×10	1.002±0.002	1.000±0.001

probabilidad de errores que pudieran surgir durante el cálculo de estos mismos.

Además, observamos que la resolución espacial no influye directamente en el valor del factor de campo, sino que está solo se ve reflejada en un aumento del valor de la incertidumbre asociada producto del aumento del ruido del píxel individual que ocasiona una mayor dispersión en el ROI definido [30]. Este punto, también había sido discutido previamente durante el análisis del tamaño del ROI, de manera que es posible confirmar que este comportamiento se mantiene constante, es decir, que una mayor resolución espacial solo afecta la incertidumbre asociada al valor, más no el valor como tal.

Estos resultados también permitieron constatar que realizar una correcta caracterización de la película tomando en cuenta su rango dinámico dentro de la radioterapia es de gran importancia, ya que los resultados para los tres modelos caen dentro del promedio calculado a partir de otros detectores. Asimismo, al realizar una comparación entre los valores del factor de campo promedio y los factores calculados con los tres modelos de películas y las tres resoluciones de escaneo, se halló que para la modalidad WFF la mayor desviación entre el factor promedio y los resultados obtenidos en este trabajo fue de 2.24 % para el campo de 0.5 cm^2 obtenido con la película EBT-3 y una resolución de 300 *ppp*. Mientras que para los modelos EBT-XD y MD-V3, las variaciones más grandes respecto al promedio fueron de 1.88 % y 1.64 % obtenidas para los campos de 1.5 cm^2 y 0.5 cm^2 respectivamente, a una resolución de 300 *ppp*.

Por otro lado, para la modalidad sin filtro de aplanado; FFF, observamos un comportamiento que es igual de bueno al ser comparado con el valor promedio, sin embargo, notamos que para valores de campo más pequeños ($< 2 cm$), es posible apreciar mayores fluctuaciones entre el promedio y las resoluciones involucradas de los tres modelos de películas las cuales a pesar de caer dentro de las respectivas barras de incertidumbres algunas llegan a ser mayores al 5 %. Para el modelo EBT-3, la discrepancia más grande fue de 5.16 % para el campo de 0.5 cm^2 y la resolución de 300 *ppp*. Para los modelos EBT-XD y MD-V3, estas fueron de 3.94 % y 2.09 % para los campos de 0.5 cm^2 y 1.5 cm^2 a una resolución de 300 *ppp*.

Estas variaciones observadas principalmente en los campos más pequeños para la modalidad FFF, nos llevó a proponer el segundo método de estudio ya descrito en la sección 3.2.3, que consistió en aplicar un escalamiento de la dosis. El objetivo de aplicar dicho escalamiento fue analizar si esto reduciría las pequeñas variaciones observadas en los factores de campo y al mismo tiempo, estudiar que ocurría con la incertidumbre asociada ya que como lo discutimos anteriormente, valores de dosis más bajas, se asocian con una incertidumbre más alta [30, 36], y a pesar de que todas las irradiaciones se hicieron con un mismo valor de dosis, el efecto de oclusión de la fuente, hace que la dosis entregada sea inferior a la programada en el equipo.

Tabla 4.10: Factores de campo obtenidos con el modelo de película EBT-3 para un haz de fotones de 6 MV con filtro de aplanado (WFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.

Factores de campo para la película EBT-3 (WFF)						
Tamaño de Campo [cm^2]	72 ppp	Dif%	150 ppp	Dif%	300 ppp	Dif%
0.5×0.5	0.542±0.015	0.10	0.550±0.020	1.49	0.554±0.026	2.24
1×1	0.714±0.021	1.60	0.701±0.026	0.23	0.709±0.033	0.90
1.5×1.5	0.771±0.022	1.21	0.756±0.028	0.79	0.758±0.036	0.43
2×2	0.799±0.023	0.46	0.796±0.030	0.15	0.796±0.039	0.07
3×3	0.836±0.025	0.26	0.829±0.031	0.54	0.835±0.041	0.21
6×6	0.915±0.027	0.80	0.925±0.036	0.29	0.929±0.047	0.64
10×10	1.000±0.029	0.22	1.000±0.039	0.22	1.000±0.051	0.22

Tabla 4.11: Factores de campo obtenidos con el modelo de película EBT-3 para un haz de fotones de 6 MV sin filtro de aplanado (FFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.

Factores de campo para la película EBT-3 (FFF)						
Tamaño de Campo [cm^2]	72 ppp	Dif%	150 ppp	Dif%	300 ppp	Dif%
0.5×0.5	0.589±0.016	3.66	0.590±0.023	3.71	0.598±0.027	5.16
1×1	0.735±0.021	2.91	0.737±0.029	3.16	0.749±0.035	4.80
1.5×1.5	0.780±0.022	0.67	0.780±0.030	0.73	0.786±0.039	1.41
2×2	0.815±0.023	0.89	0.807±0.031	0.09	0.812±0.041	0.60
3×3	0.841±0.024	0.76	0.854±0.033	0.77	0.843±0.043	0.55
6×6	0.916±0.026	1.32	0.921±0.036	0.78	0.931±0.047	0.30
10×10	1.000±0.028	0.00	1.000±0.039	0.00	1.000±0.051	0.00

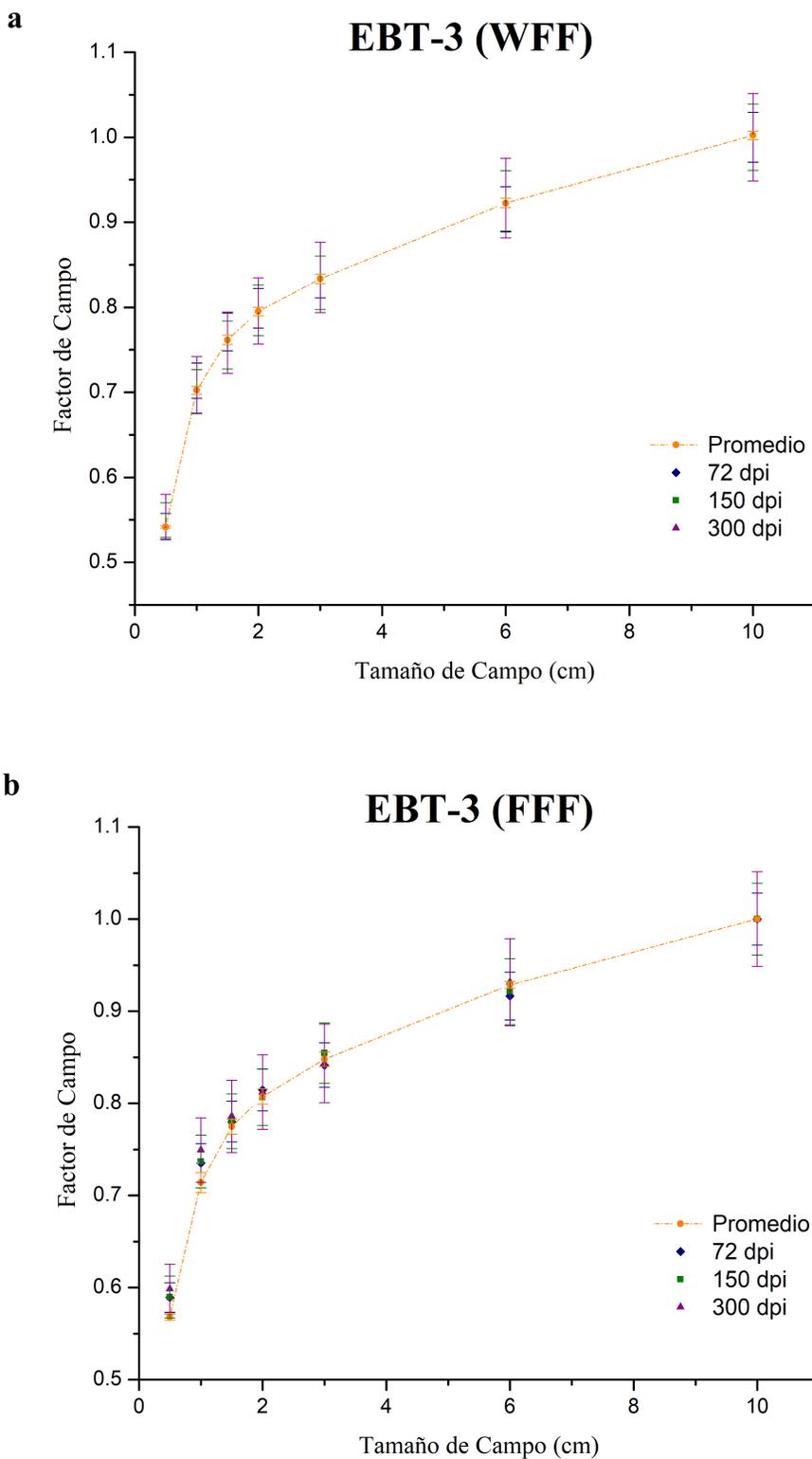


Figura 4.6: Factores campo para el modelo de película EBT-3. Se presentan los resultados para ambas modalidades: WFF, FFF y las tres resoluciones de escaneo analizadas.

Tabla 4.12: Factores de campo obtenidos con el modelo de película EBT-XD para un haz de fotones de 6 MV con filtro de aplanado (WFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.

Factores de campo para la película EBT-XD (WFF)						
Tamaño de Campo [cm²]	72 ppp	Dif%	150 ppp	Dif%	300 ppp	Dif%
0.5×0.5	0.536±0.009	1.10	0.537±0.013	0.83	0.539±0.017	0.50
1×1	0.702±0.011	0.01	0.708±0.017	0.86	0.700±0.023	0.29
1.5×1.5	0.753±0.012	1.13	0.757±0.018	0.60	0.747±0.025	1.88
2×2	0.798±0.013	0.33	0.793±0.019	0.23	0.788±0.027	0.88
3×3	0.831±0.013	0.33	0.839±0.021	0.66	0.822±0.028	1.38
6×6	0.927±0.014	0.46	0.924±0.023	0.16	0.926±0.031	0.35
10×10	1.000±0.016	0.22	1.000±0.025	0.22	1.000±0.035	0.22

Tabla 4.13: Factores de campo obtenidos con el modelo de película EBT-XD para un haz de fotones de 6 MV sin filtro de aplanado (FFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.

Factores de campo para la película EBT-XD (FFF)						
Tamaño de Campo [cm²]	72 ppp	Dif%	150 ppp	Dif%	300 ppp	Dif%
0.5×0.5	0.580±0.009	2.07	0.587±0.013	3.22	0.591±0.019	3.94
1×1	0.702±0.011	1.67	0.706±0.017	1.15	0.715±0.022	0.16
1.5×1.5	0.759±0.012	2.01	0.761±0.018	1.80	0.767±0.025	1.05
2×2	0.787±0.012	2.53	0.789±0.018	2.34	0.796±0.026	1.41
3×3	0.844±0.013	0.46	0.844±0.020	0.41	0.849±0.028	0.10
6×6	0.910±0.014	2.00	0.917±0.022	1.27	0.931±0.032	0.26
10×10	1.000±0.015	0.00	1.000±0.024	0.00	1.000±0.034	0.00

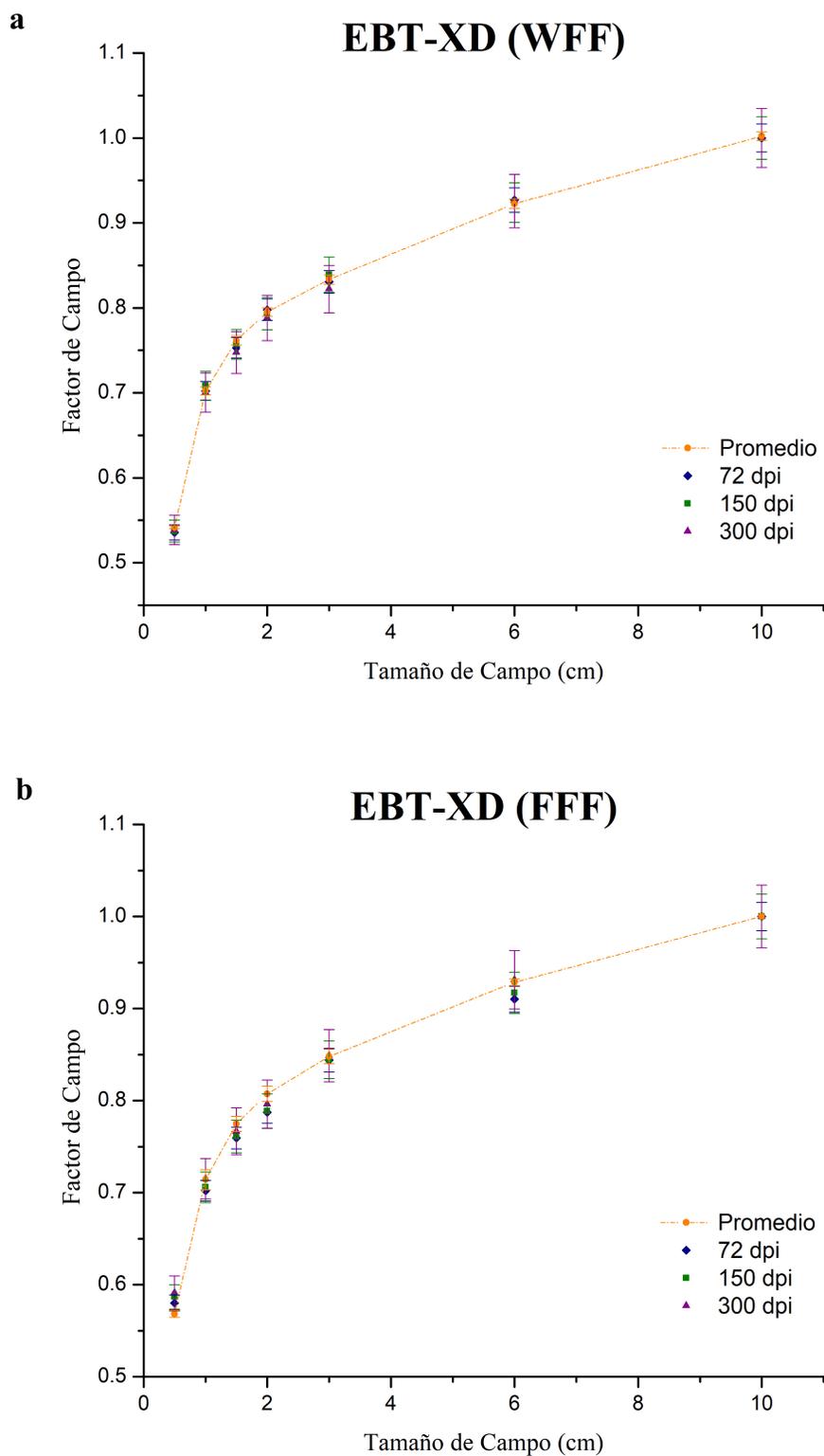


Figura 4.7: Factores campo para el modelo de película EBT-XD. Se presentan los resultados para ambas modalidades: WFF, FFF y las tres resoluciones de escaneo analizadas.

Tabla 4.14: Factores de campo obtenidos con el modelo de película MD-V3 para un haz de fotones de 6 MV con filtro de aplanado (WFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.

Factores de campo para la película MD-V3 (WFF)						
Tamaño de Campo [cm²]	72 ppp	Dif%	150 ppp	Dif%	300 ppp	Dif%
0.5×0.5	0.538±0.011	0.60	0.541±0.015	0.14	0.533±0.020	1.64
1×1	0.695±0.014	1.09	0.701±0.020	0.24	0.706±0.025	0.49
1.5×1.5	0.759±0.016	0.39	0.758±0.021	0.43	0.758±0.028	0.44
2×2	0.785±0.017	1.24	0.793±0.023	0.25	0.787±0.029	1.09
3×3	0.838±0.017	0.58	0.841±0.023	0.87	0.839±0.031	0.66
6×6	0.915±0.019	0.84	0.919±0.026	0.36	0.923±0.034	0.08
10×10	1.000±0.021	0.22	1.000±0.028	0.22	1.000±0.037	0.22

Tabla 4.15: Factores de campo obtenidos con el modelo de película MD-V3 para un haz de fotones de 6 MV sin filtro de aplanado (FFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.

Factores de campo para la película MD-V3 (FFF)						
Tamaño de Campo [cm²]	72 ppp	Dif%	150 ppp	Dif%	300 ppp	Dif%
0.5×0.5	0.561±0.011	1.24	0.558±0.016	1.74	0.567±0.021	0.26
1×1	0.719±0.014	0.67	0.729±0.021	2.07	0.726±0.027	1.68
1.5×1.5	0.778±0.015	0.41	0.763±0.023	1.58	0.759±0.029	2.09
2×2	0.798±0.016	1.21	0.802±0.023	0.62	0.808±0.032	0.14
3×3	0.849±0.017	0.09	0.850±0.024	0.29	0.851±0.033	0.34
6×6	0.914±0.018	1.60	0.924±0.028	0.46	0.911±0.036	1.90
10×10	1.000±0.020	0.00	1.000±0.030	0.00	1.000±0.039	0.00

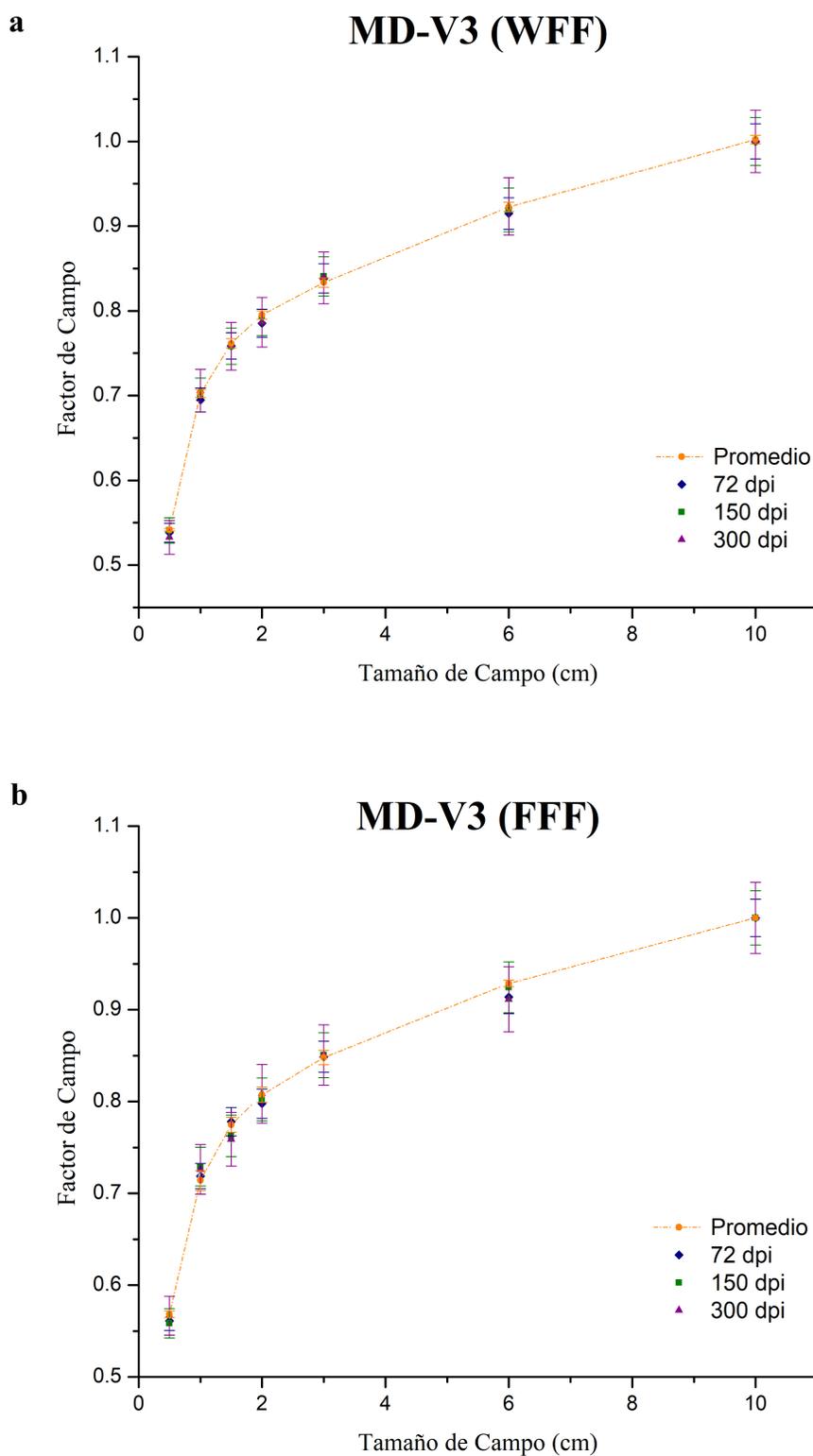


Figura 4.8: Factores de campo para el modelo de película MD-V3. Se presentan los resultados para ambas modalidades: WFF, FFF y las tres resoluciones de escaneo analizadas.

4.2.4. Factores de Campo obtenidos con el segundo método

El segundo método propuesto para la determinación de los factores de campo, tuvo como objetivo evaluar el valor del factor de campo así como estudiar su incertidumbre tras entregar una mayor cantidad de dosis en los campos más pequeños donde el efecto de la oclusión de la fuente fue más evidente, para lo cual, se utilizó un factor de escalamiento establecido a partir de la caída de la dosis observada durante el método tradicional. Las figuras 4.9-4.11 presentan los factores de campo obtenidos para este segundo método donde los cambios se aprecian solo para los campos más pequeños: $0.5\text{ cm} \times 0.5\text{ cm}$, $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$ y $1.5\text{ cm} \times 1.5\text{ cm}$, dado que para el caso de los campos más grandes no se aplicó dicho método puesto que la caída en la dosis no es relevante o no ocurre como para estos tres últimos tamaños de campo.

Nuevamente, en las gráficas se presentan los resultados obtenidos para un modelo de película y las dos modalidades de irradiación (WFF y FFF), los puntos corresponden al valor del factor de campo para las tres resoluciones y la línea naranja es el valor promedio de los factores de campo conocidos de los otros detectores previamente mencionados, en las gráficas también se observa la incertidumbre asociada a cada valor obtenido. Las tablas 4.16-4.17, 4.18-4.19 y 4.20-4.21, resumen los resultados analíticos para cada modelo de película y modalidad de irradiación, donde también se conservaron los resultados para los cuatro tamaños de campo más grandes de las tablas presentadas previamente y se introdujeron los nuevos datos para los tres campos más pequeños determinados a partir de este segundo método.

Partiendo de este análisis, fue posible comprobar que este segundo procedimiento si modificó los valores obtenidos para los tres modelos de películas y las tres resoluciones de escaneo analizadas. Para la película EBT-3 el valor del factor de campo mejoró respecto al valor promedio en la mayoría de los casos, mientras que para los modelos EBT-XD y MD-V3 el factor aumentó ligeramente respecto del promedio particularmente, dicho aumento fue más notorio para los campos de 0.5 cm^2 de la película MD-V3 y modalidad WFF, donde las variaciones respecto al valor promedio pasaron de ser de 0.60 % a 4.33 %, de 0.14 % a 4.13 % y de 1.64 % a 4.76 % para las resoluciones de 72, 150 y 300 *ppp* respectivamente. Por el contrario para los modelos EBT-3 y EBT-XD en los campos de 0.5 cm^2 y 1.5 cm^2 a una resolución de 300 *ppp*, se observó una mejoría en la variación respecto al promedio al pasar de 2.24 % a 0.42 % y de 1.88 % a 0.97 %, correspondientemente. En cuanto al valor de la incertidumbre asociada, está no cambió significativamente en ningún punto, la mayoría de las diferencias se presentaron en el tercer decimal lo cual no representó una variación importante.

Por lo que corresponde a la modalidad FFF, este segundo método mejoró notablemente los resultados previamente obtenidos para los campos de 0.5 cm^2 en los modelos EBT-3 y EBT-XD, los principales cambios se observaron con una resolución de 72 y 300 *ppp* para la película EBT-3, y a 150 y 300 *ppp* para el modelo EBT-XD. Particularmente, para el caso de los tamaños de campo donde se presentaron las mayores desviaciones durante el primer método, las variaciones disminuyeron de 5.16 % a 1.68 % y de 3.94 % a 1.51 % para los campos de 0.5 cm^2 con una resolución de 300 *ppp* de los dos modelos EBT. Para el modelo MD-V3 el cambio no fue tan

significativo ya que para el campo de 1.5 cm^2 y 300 ppp la diferencia respecto al promedio pasó de ser 2.09% a 1.45% sin embargo, sí se apreció una mejoría, por el contrario para esa misma resolución y el campo de 0.5 cm^2 la variación del factor aumentó de 0.26% a 2.56% , de manera que se puede llegar a la conclusión de que este método propuesto resulta útil en situaciones específicas y bien definidas, sobre todo para el caso de tamaños de campo más pequeños y modelos de película EBT donde se sabe que las condiciones de campo pequeño hacen que la distribución de dosis cambie rápidamente y más aún en haces FFF [39].

Tabla 4.16: Factores de campo obtenidos a partir del segundo método propuesto con el modelo de película EBT-3 para un haz de fotones de 6 MV con filtro de aplanado (WFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.

Factores de campo para la película EBT-3 (WFF) - M2						
Tamaño de Campo [cm^2]	72 ppp	Dif%	150 ppp	Dif%	300 ppp	Dif%
0.5×0.5	0.540±0.015	0.34	0.540±0.020	0.34	0.544±0.026	0.42
1×1	0.695±0.020	1.08	0.705±0.027	0.43	0.706±0.034	0.48
1.5×1.5	0.769±0.022	0.95	0.754±0.029	0.98	0.757±0.037	0.68
2×2	0.799±0.023	0.46	0.796±0.030	0.15	0.796±0.039	0.07
3×3	0.836±0.025	0.26	0.829±0.031	0.54	0.835±0.041	0.21
6×6	0.915±0.027	0.80	0.925±0.036	0.29	0.929±0.047	0.64
10×10	1.000±0.029	0.22	1.000±0.039	0.22	1.000±0.051	0.22

Tabla 4.17: Factores de campo obtenidos a partir del segundo método propuesto con el modelo de película EBT-3 para un haz de fotones de 6 MV sin filtro de aplanado (FFF). Se presentan los resultados para tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.

Factores de campo para la película EBT-3 (FFF) - M2						
Tamaño de Campo [cm^2]	72 ppp	Dif%	150 ppp	Dif%	300 ppp	Dif%
0.5×0.5	0.569±0.015	0.21	0.576±0.021	1.35	0.578±0.026	1.68
1×1	0.736±0.020	3.07	0.735±0.028	2.97	0.743±0.035	4.03
1.5×1.5	0.776±0.022	0.19	0.779±0.031	0.58	0.781±0.040	0.81
2×2	0.815±0.023	0.89	0.807±0.031	0.09	0.812±0.041	0.60
3×3	0.841±0.024	0.76	0.854±0.033	0.77	0.843±0.043	0.55
6×6	0.916±0.026	1.32	0.921±0.036	0.78	0.931±0.047	0.30
10×10	1.000±0.028	0.00	1.000±0.039	0.00	1.000±0.051	0.00

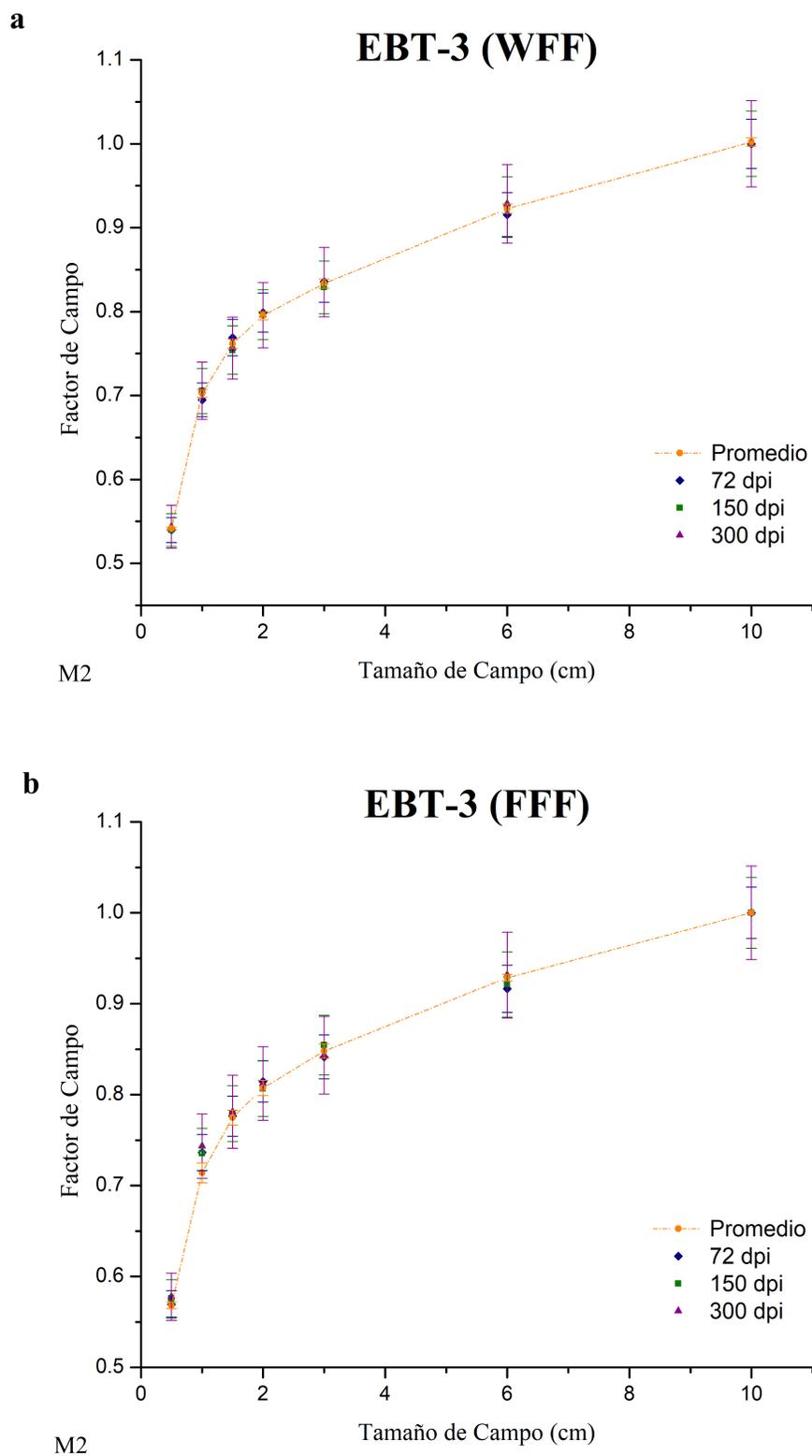


Figura 4.9: Factores de campo para el modelo de película EBT-3 obtenidos con el segundo método empleado. Se presentan los resultados para ambas modalidades: WFF, FFF y las tres resoluciones de escaneo analizadas.

Tabla 4.18: Factores de campo obtenidos a partir del segundo método propuesto con el modelo de película EBT-XD para un haz de fotones de 6 MV con filtro de aplanado (WFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.

Factores de campo para la película EBT-XD (WFF) - M2						
Tamaño de Campo [cm²]	72 ppp	Dif%	150 ppp	Dif%	300 ppp	Dif%
0.5×0.5	0.551±0.008	1.76	0.548±0.012	1.23	0.538±0.017	0.58
1×1	0.693±0.011	1.29	0.689±0.016	1.91	0.695±0.023	1.00
1.5×1.5	0.772±0.12	1.38	0.774±0.018	1.66	0.769±0.026	0.97
2×2	0.798±0.013	0.33	0.793±0.019	0.23	0.788±0.027	0.88
3×3	0.831±0.013	0.33	0.839±0.021	0.66	0.822±0.028	1.38
6×6	0.927±0.014	0.46	0.924±0.023	0.16	0.926±0.031	0.35
10×10	1.000±0.016	0.22	1.000±0.025	0.22	1.000±0.035	0.22

Tabla 4.19: Factores de campo obtenidos a partir del segundo método propuesto con el modelo de película EBT-XD para un haz de fotones de 6 MV sin filtro de aplanado (FFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.

Factores de campo para la película EBT-XD (FFF) - M2						
Tamaño de Campo [cm²]	72 ppp	Dif%	150 ppp	Dif%	300 ppp	Dif%
0.5×0.5	0.571±0.008	0.54	0.571±0.013	0.51	0.577±0.013	1.51
1×1	0.729±0.012	2.09	0.733±0.017	2.67	0.741±0.017	3.69
1.5×1.5	0.776±0.012	0.09	0.781±0.019	0.74	0.788±0.019	1.63
2×2	0.787±0.012	2.53	0.789±0.018	2.34	0.796±0.026	1.41
3×3	0.844±0.013	0.46	0.844±0.020	0.41	0.849±0.028	0.10
6×6	0.910±0.014	2.00	0.917±0.022	1.27	0.931±0.032	0.26
10×10	1.000±0.015	0.00	1.000±0.024	0.00	1.000±0.034	0.00

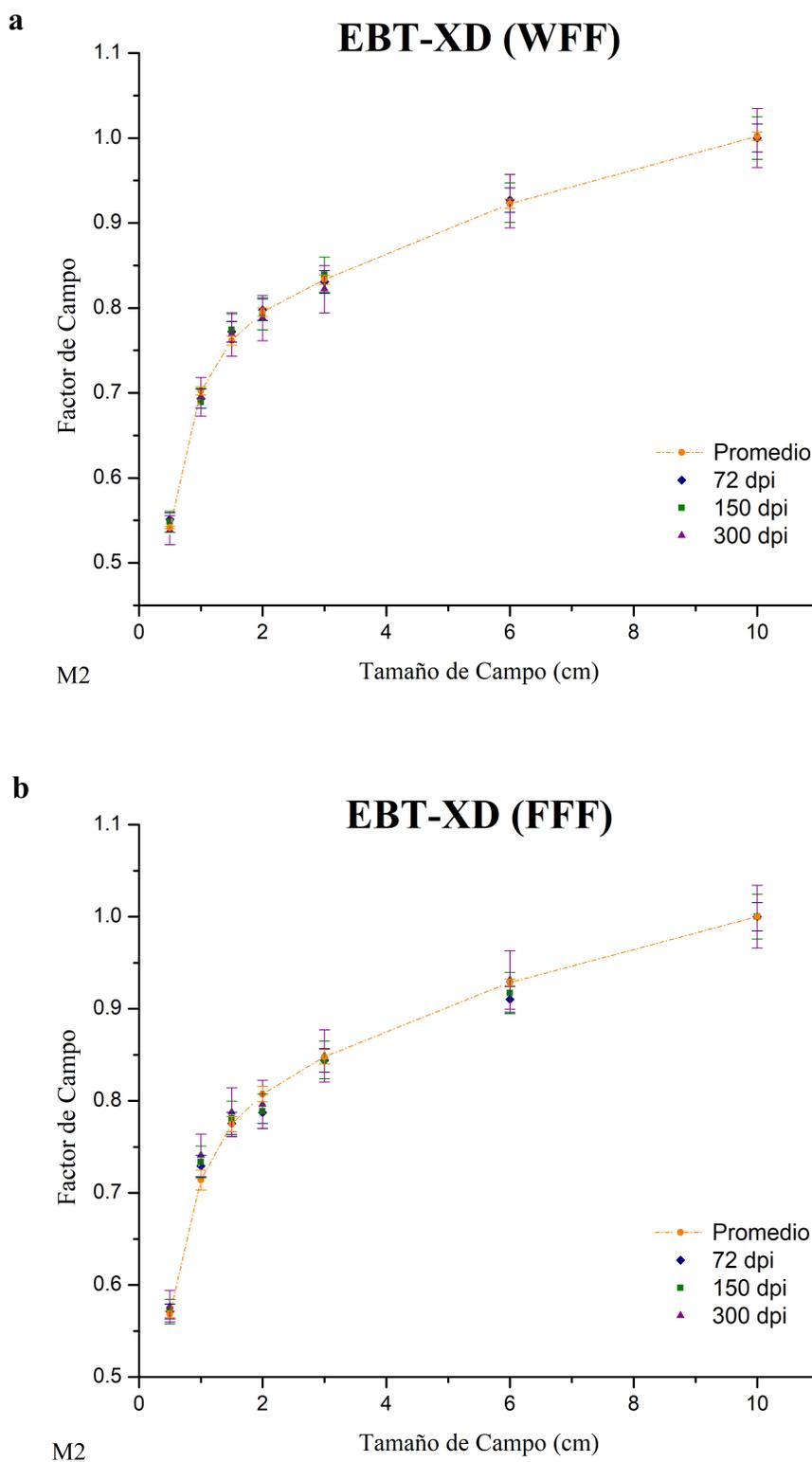


Figura 4.10: Factores de campo para el modelo de película EBT-XD obtenidos con el segundo método empleado. Se presentan los resultados para ambas modalidades: WFF, FFF y las tres resoluciones de escaneo analizadas.

Tabla 4.20: Factores de campo obtenidos a partir del segundo método propuesto con el modelo de película MD-V3 para un haz de fotones de 6 MV con filtro de aplanado (WFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.

Factores de campo para la película MD-V3 (WFF) - M2						
Tamaño de Campo [cm²]	72 ppp	Dif%	150 ppp	Dif%	300 ppp	Dif%
0.5×0.5	0.519±0.010	4.33	0.520±0.013	4.13	0.516±0.017	4.76
1×1	0.694±0.014	1.25	0.692±0.018	1.46	0.698±0.024	0.65
1.5×1.5	0.748±0.015	1.77	0.760±0.020	0.21	0.756±0.027	0.75
2×2	0.785±0.017	1.24	0.793±0.023	0.25	0.787±0.029	1.09
3×3	0.838±0.017	0.58	0.841±0.023	0.87	0.839±0.031	0.66
6×6	0.915±0.019	0.84	0.919±0.026	0.36	0.923±0.034	0.08
10×10	1.000±0.021	0.22	1.000±0.028	0.22	1.000±0.037	0.22

Tabla 4.21: Factores de campo obtenidos a partir del segundo método propuesto con el modelo de película MD-V3 para un haz de fotones de 6 MV sin filtro de aplanado (FFF). Se presentan los resultados para las tres resoluciones analizadas y las diferencias porcentuales respecto al valor promedio para cada caso.

Factores de campo para la película MD-V3 (FFF) - M2						
Tamaño de Campo [cm²]	72 ppp	Dif%	150 ppp	Dif%	300 ppp	Dif%
0.5×0.5	0.583±0.011	2.56	0.572±0.015	0.69	0.583±0.020	2.56
1×1	0.725±0.014	1.49	0.730±0.020	2.16	0.725±0.026	1.49
1.5×1.5	0.786±0.015	1.45	0.781±0.022	0.84	0.786±0.028	1.45
2×2	0.798±0.016	1.21	0.802±0.023	0.62	0.808±0.032	0.14
3×3	0.849±0.017	0.09	0.850±0.024	0.29	0.851±0.033	0.34
6×6	0.914±0.018	1.60	0.924±0.028	0.46	0.911±0.036	1.90
10×10	1.000±0.020	0.00	1.000±0.030	0.00	1.000±0.039	0.00

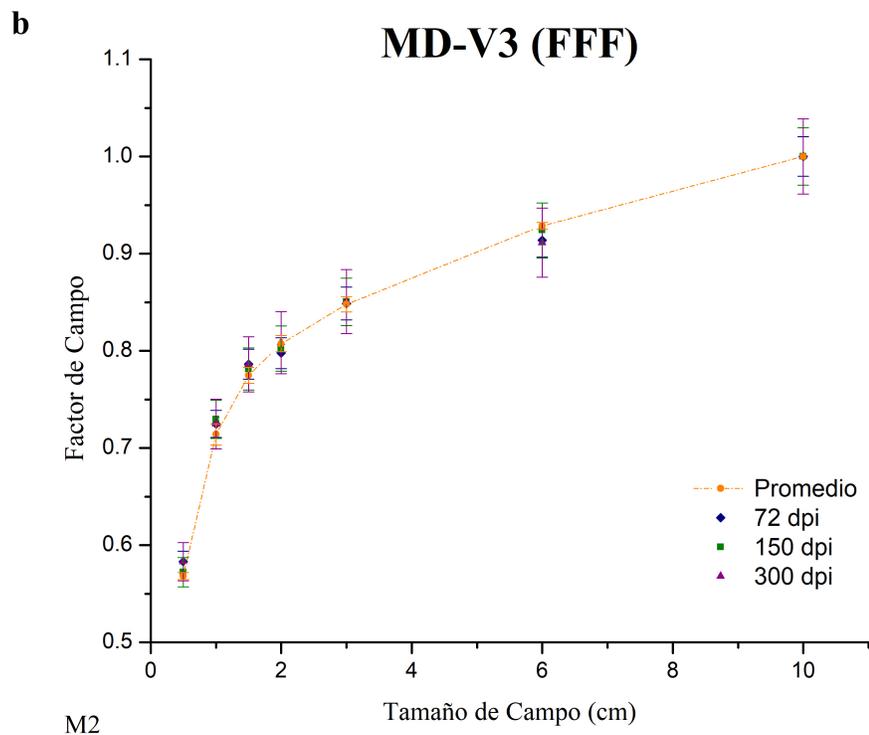
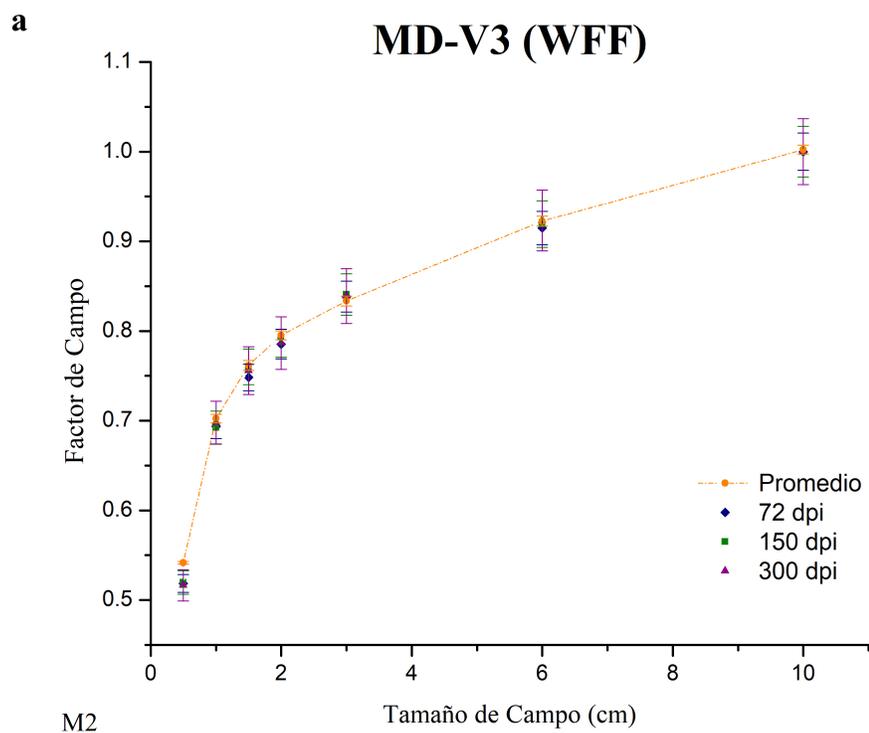


Figura 4.11: Factores de campo para el modelo de película MD-V3 obtenidos con el segundo método empleado. Se presentan los resultados para ambas modalidades: WFF, FFF y las tres resoluciones de escaneo analizadas.

4.3. Tamaños de campo cuadrado equivalente

Por último, como parte de este trabajo de investigación se determinaron los tamaños de campo involucrados (o tamaños de campo de irradiación real) y se verificaron que sus dimensiones coincidieran con el tamaño de campo nominal (o campo geométrico) establecido en cada caso. El procedimiento fue descrito con anterioridad en la sección 3.2.4 donde se menciona que el cálculo del tamaño de campo cuadrado equivalente fue realizado a partir de la definición dada en el TRS-483 [8] (Ec.3.13). Las tablas 4.22 y 4.23 presentan los resultados obtenidos para las modalidades con y sin filtro de aplanado: WFF, FFF respectivamente.

Tabla 4.22: Tamaños de campo cuadrado equivalente para la modalidad WFF

Tamaño de Campo Cuadrado Equivalente para WFF			
Campo nominal [cm^2]	FWHM (x)	FWHM (y)	Campo clínico [cm^2]
10 × 10	9.94	10.02	9.98
6 × 6	5.95	6.00	5.98
3 × 3	2.94	2.99	2.97
2 × 2	1.94	2.00	1.97
1.5 × 1.5	1.45	1.51	1.48
1 × 1	0.92	1.02	0.97
0.5 × 0.5	0.47	0.55	0.51

Tabla 4.23: Tamaños de campo cuadrado equivalente para la modalidad FFF

Tamaño de Campo Cuadrado Equivalente para FFF			
Campo nominal [cm^2]	FWHM (x)	FWHM (y)	Campo clínico [cm^2]
10 × 10	9.90	9.96	9.93
6 × 6	5.93	5.97	5.95
3 × 3	2.93	2.97	2.95
2 × 2	1.95	2.99	1.97
1.5 × 1.5	1.45	1.48	1.47
1 × 1	0.95	1.00	0.98
0.5 × 0.5	0.54	0.46	0.50

Los resultados permiten corroborar que el sistema de colimación utilizado durante las irradiaciones define un tamaño de campo correcto ya que para el caso de la modalidad WFF, la mayor desviación que se obtuvo respecto a un campo nominal fue de 3.13 % para el caso del campo de 1 $cm \times 1 cm$. Mientras que para la modalidad FFF, la mayor desviación encontrada fue de 2.53 % para el mismo tamaño de campo. Por otro lado, cabe mencionar que en la literatura la definición de tamaño de campo cuadrado equivalente no especifica si esta puede aplicarse tanto para haces con filtro de aplanado como sin este, sin embargo, en este trabajo observamos que dicha definición puede ser aplicada en ambos casos ya que los resultados obtenidos son igual de satisfactorios en haces con y sin filtro.

Conclusiones

El cálculo de los factores de campo fue el objetivo principal de este trabajo, tras realizar el análisis correspondiente se puede concluir que la dosimetría con película radiocrómica en situaciones de campo pequeño es una buena opción para llevar a cabo medidas relativas, específicamente, cálculos de factor de campo ya que al comparar los resultados obtenidos con los tres modelos involucrados respecto a otros detectores también recomendados por el TRS-483, hallamos una buena concordancia.

Los criterios establecidos para la elección del ajuste basados en función del error relativo y del chi-cuadrado, permiten concluir que para las películas de tipo EBT, la incertidumbre debida al ajuste se minimiza cuando la constante n toma valores dentro del intervalo de 2.9 a 3.2, mientras que para el modelo MD-V3, esto ocurre entre 2.1 a 2.4. Al considerar estos valores, las variaciones en la incertidumbre total de la dosis entre un ajuste y otro es inferior al 0.5%, de manera que a partir de este trabajo, se recomienda llevar a cabo un análisis de ajuste similar al aquí descrito independientemente del modelo de película a utilizar, ya que esto permite mantener una fuente importante de incertidumbre minimizada durante todo el proceso cuando se trabaja con películas radiocrómicas.

Por otro lado, las diferencias observadas entre los modelos EBT y MD-V3 se infieren que son debidas al rango dinámico de las películas el cual es mayor para la MD-V3. Además, en este trabajo el rango de dosis utilizado durante la calibración de este modelo no cubrió todo el intervalo sensible, de manera que es posible que dicho comportamiento se deba a una falta de saturación de la película la cual se asocia con un comportamiento no lineal de la dosis donde el n juega un rol importante.

Al realizar un análisis para las dosis de irradiación utilizadas durante el cálculo de los factores de campo, se confirmó que la componente de la incertidumbre debida a los procesos experimentales es la que contribuye principalmente a la incertidumbre total, así mismo se obtuvo que a menor dosis, la incertidumbre aumenta como producto de la falta de homogeneidad en las películas. En contraste, se enfatiza el hecho de que si bien, un mayor valor de dosis disminuye la incertidumbre asociada a la dosis, es importante tener en cuenta que realizar un número amplio de irradiaciones implica

mayor tiempo de máquina lo que puede resultar poco conveniente. Por ello, este trabajo recomienda utilizar dosis que tomen en cuenta ambos criterios: la incertidumbre asociada y el tiempo de equipo. En nuestro caso, los valores que cumplen dichos puntos fueron 6, 15 y 30 Gy para los modelos EBT-3, EBT-XD y MD-V3 respectivamente.

Por lo que respecta al tamaño de la región de interés, se concluye que este es un parámetro importante ya que el error relativo de la intensidad promedio aumenta a ROIs más grandes como consecuencia de un aumento del ruido de los píxeles que conforman el área de interés. De igual forma, se obtuvo que la resolución espacial también influye ya que una mayor resolución implica un aumento del ruido local del píxel. De tal forma que en este trabajo el tamaño del ROI fue definido exclusivamente para cada tamaño de campo digitalizado a una cierta resolución espacial e irradiado con una de las dos modalidades. Al individualizar este parámetro, fue posible controlar esta fuente de incertidumbre durante todo el proceso.

En cuanto a los factores de campo obtenidos y de acuerdo con el análisis, las mayores desviaciones encontradas entre el valor promedio de factor de campo y los valores obtenidos con las películas fueron: EBT-3= 2.24 % para un campo de 0.5 cm^2 , EBT-XD= 1.88 % para el campo de 1.5 cm^2 y MD-V3= 1.64 % para el de 0.5 cm^2 con una resolución de 300 *ppp* para los tres casos y haces WFF. Para FFF estas variaciones aumentaron: para el modelo EBT-3 = 5.16 % y campo de 0.5 cm^2 , EBT-XD= 3.94 % y MD-V3= 2.09 % para campos de 0.5 cm^2 y 1 cm^2 respectivamente, con resolución de 300 *ppp* en todos los casos. No obstante, estos cambios disminuyeron con el segundo método propuesto para los tamaños de campo más pequeños. Para WFF, con una misma resolución de escaneo y tamaños de campo mencionados, las variaciones disminuyeron a 0.42 % y 0.97 % para los modelos EBT-3 y EBT-XD respectivamente. En tanto que para el caso FFF, las discrepancias se redujeron a 1.68 % y 1.51 para las películas EBT-3 y EBT-XD, considerando los mismos campos y resolución.

Sin embargo, para el modelo MD-V3, este segundo método no mejoró los resultados previamente obtenidos ya que para el caso WFF y campo de 0.5 cm^2 , el valor del factor de campo se alejó del promedio por un 4.33 %, 4.13 % y 4.76 % para las resoluciones de 72, 150 y 300 *ppp* respectivamente, para FFF el campo de 1.5 cm^2 y resolución de 300 *ppp* presentó una ligera mejoría al presentar una desviación de 1.45 %, sin embargo para esa misma resolución y campo de 0.5 cm^2 se presentó un aumento de 0.26 % a 2.56 %. Por lo que se concluye que este segundo método resulta útil principalmente para los modelos EBT y campos con dimensiones $< 1\text{ cm}$. Además, en este trabajo también se destaca el hecho de que la resolución espacial no es un factor que influye directamente sobre la medida, ya que no se observaron cambios relevantes en los resultados obtenidos entre una resolución y otra, incluso con el segundo método propuesto. Más bien, el efecto de una mayor resolución se refleja en un aumento de la incertidumbre, producto del aumento del ruido local del píxel.

Finalmente, los tamaños de campo cuadrado equivalente obtenidos a partir de la definición dada por el TRS-483, mostraron una buena concordancia entre el tamaño de campo nominal definido con el sistema de colimación del equipo y el obtenido analíticamente para ambas modalidades de irradiación, esto pone de manifiesto que la definición de tamaño de campo cuadrado equivalente puede ser aplicada tanto para haces con filtro de aplanado como para haces sin filtro, dado que las mayores desviaciones obtenidas respecto al tamaño de campo nominal fueron de 3.13% y de 2.53% para los casos WFF y FFF respectivamente.

Bibliografía

- [1] P. Andreo, D.T. Burns, A.E. Nahum, J. Seuntjens, and F.H. Attix. *Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry*. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co., 2nd edition, 2017.
- [2] W.J. Vilca Vega. *Implementación del Nuevo Protocolo TRS 483 para la Validación del Cálculo de Dosis del TPS MONACO para Campos Pequeños Aplicado a Radiocirugía*. Universidad Nacional de Ingeniería, Tesis de Maestría, Lima, Perú, 2019.
- [3] Organismo Internacional de Energía Atómica. *Colección de Informes Técnicos No.398: Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos*. OIEA, Viena, 2005.
- [4] Indra J Das, George X Ding, and Anders Ahnesjö. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. *Medical physics*, 35(1):206–215, 2008.
- [5] Pedro Andreo. The physics of small megavoltage photon beam dosimetry. *Radiation therapy and oncology : Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, 126(2):205–213, 2018.
- [6] P Andreo and Anders Brahme. Stopping power data for high-energy photon beams. *Physics in Medicine & Biology*, 31(8):839, 1986.
- [7] Epson. Escáner Epson Expression 11000XL. <https://epson.com.mx>.
- [8] International Atomic Energy Agency. *Technical Reports Series No.483: Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy*. IAEA, Vienna, 2017.
- [9] Indra J Das, Paolo Francescon, Jean M Moran, Anders Ahnesjö, Maria M Aspradakis, Chee-Wai Cheng, George X Ding, John D Fenwick, M Saiful Huq, Mark Oldham, et al. Report of AAPM Task Group 155: Megavoltage photon beam dosimetry in small fields and non-equilibrium conditions. *Medical physics*, 48(10):e886–e921, 2021.

- [10] Jan Ulrich Würfel. Dose measurements in small fields. *Medical physics international*, 1(1):81–90, 2013.
- [11] O.A. García Garduño. *Dosimetría de campos pequeños con película radiocrómica*. Instituto Politécnico Nacional, Tesis de Doctorado, México, D.F, 2014.
- [12] Slobodan Devic, Nada Tomic, and David Lewis. Reference radiochromic film dosimetry: review of technical aspects. *Physica Medica*, 32(4):541–556, 2016.
- [13] I. Das. *Radiochromic film: role and applications in radiation dosimetry*. Taylor & Francis Group, 1st edition, 2018.
- [14] Ashland. GAFChromic™ EBT3 film specifications. <http://www.gafchromic.com>.
- [15] Ashland. GAFChromic™ EBTXD film specifications. <http://www.gafchromic.com>.
- [16] Ashland. GAFChromic™ MDV3 film specifications. <http://www.gafchromic.com>.
- [17] Christine Allen, Sohyoung Her, and David A Jaffray. *Radiotherapy for cancer: present and future*, 2017.
- [18] Saif S Ahmad, Simon Duke, Rajesh Jena, Michael V Williams, and Neil G Burnet. Advances in radiotherapy. *Bmj*, 345, 2012.
- [19] Cinzia Talamonti, Serenella Russo, Maria Pimpinella, Maria Daniela Falco, Elisabetta Cagni, Stefania Pallotta, Michele Stasi, and Pietro Mancosu. Community approach for reducing small field measurement errors: Experience over 24 centres. *Radiotherapy and Oncology*, 132:218–222, 2019.
- [20] J.M. Lárraga Gutiérrez O.A. García Garduño. *Breviario sobre la dosimetría de campos pequeños para radioterapia*. Solar, S.A. de C.V, México, 2015.
- [21] Fundamental Quantities ICRU. Units for ionizing radiation, ICRU Report 85. *International Commission on Radiation*, 11(1), 2011.
- [22] Hugo Bouchard, Jan Seuntjens, Simon Duane, Yuji Kamio, and Hugo Palmans. Detector dose response in megavoltage small photon beams. i. theoretical concepts. *Medical physics*, 42(10):6033–6047, 2015.
- [23] F.H. Attix. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley-VCH, 1st edition, 2004.
- [24] Gudrun Alm Carlsson. Spencer-attix cavity theory, 2002. <https://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:328337/FULLTEXT01.pdf>.

- [25] Peter R Almond, Peter J Biggs, Bert M Coursey, William F Hanson, M Saiful Huq, Ravinder Nath, and David WO Rogers. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Medical physics*, 26(9):1847–1870, 1999.
- [26] R Alfonso, P Andreo, R Capote, M Saiful Huq, W Kilby, P Kjäll, TR Mackie, H Palmans, K Rosser, J Seuntjens, et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Medical physics*, 35(11):5179–5186, 2008.
- [27] X Allen Li, M Soubra, J Szanto, and LH Gerig. Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head-scatter factors using miniphantoms and brass caps. *Medical physics*, 22(7):1167–1170, 1995.
- [28] F. Khan. *The Physics of Radiation Therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 5th edition, 2014.
- [29] Indra J Das and Paolo Francescon. Comments on the trs-483 protocol on small field dosimetry. *Medical Physics*, 45(12):5666–5668, 2018.
- [30] R Arráns, H Miras, M Ortiz-Seidel, JA Terrón, J Macías, and A Ortiz-Lora. Dosimetría con películas radiocrómicas. *Rev. Fis. Med.*, 10(2):83–104, 2009.
- [31] Azam Niroomand-Rad, Charles Robert Blackwell, Bert M Coursey, Kenneth P Gall, James M Galvin, William L McLaughlin, Ali S Meigooni, Ravinder Nath, James E Rodgers, and Christopher G Soares. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. *Medical physics*, 25(11):2093–2115, 1998.
- [32] Slobodan Devic. Radiochromic film dosimetry: past, present, and future. *Phys Med*, 27(3):122–134, 2011.
- [33] Ignasi Méndez, Juan José Rovira-Escutia, and Bozidar Casar. A protocol for accurate radiochromic film dosimetry using radiochromic. com. *Radiology and Oncology*, 55(3):369–378, 2021.
- [34] Azam Niroomand-Rad, Sou-Tung Chiu-Tsao, Michael P Grams, David F Lewis, Christopher G Soares, Leo J Van Battum, Indra J Das, Samuel Trichter, Michael W Kissick, Guerda Massillon-JL, et al. Report of AAPM Task Group 235 Radiochromic Film Dosimetry: An Update to TG-55. *Medical physics*, 47(12):5986–6025, 2020.
- [35] Leen Paelinck, Wilfried De Neve, and Carlos De Wagter. Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry. *Physics in Medicine & Biology*, 52(1):231, 2006.
- [36] Slobodan Devic, Jan Seuntjens, Edwin Sham, Ervin B Podgorsak, C Ross Schmidlein, Assen S Kirov, and Christopher G Soares. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Medical physics*, 32(7Part1):2245–2253, 2005.

- [37] John P Gibbons, John A Antolak, David S Followill, M Saiful Huq, Eric E Klein, Kwok L Lam, Jatinder R Palta, Donald M Roback, Mark Reid, and Faiz M Khan. Monitor unit calculations for external photon and electron beams: Report of the aapm therapy physics committee task group no. 71. *Medical physics*, 41(3):031501, 2014.
- [38] Yongsook C Lee and Yongbok Kim. Commissioning of the truebeam stx 6 mv fff beam in the raystation treatment planning system for srs and sbrt treatments. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 10(1):16–37, 2021.
- [39] Karthick Raj Mani, Md Anisuzzaman Bhuiyan, Md Shakilur Rahman, and SM Azharur Islam. Open beam dosimetric characteristics of true beam medical linear accelerator with flattening filter (wff) and flattening filter free (fff) beam. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, 24(2):79–89, 2018.
- [40] Hugo Bouchard, Frédéric Lacroix, Gilles Beaudoin, Jean-François Carrier, and Iwan Kawrakow. On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry. *Medical physics*, 36(6Part1):1931–1946, 2009.
- [41] Mária Martišíková, Benjamin Ackermann, and Oliver Jäkel. Analysis of uncertainties in gafchromic® ebt film dosimetry of photon beams. *Physics in Medicine & Biology*, 53(24):7013, 2008.
- [42] Ralf Dreindl, Dietmar Georg, and Markus Stock. Radiochromic film dosimetry: considerations on precision and accuracy for ebt2 and ebt3 type films. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 24(2):153–163, 2014.
- [43] Slobodan Devic, Jan Seuntjens, Gyorgy Hegyi, Ervin B Podgorsak, Christopher G Soares, Assen S Kirov, Imad Ali, Jeffrey F Williamson, and Angel Elizondo. Dosimetric properties of improved gafchromic films for seven different digitizers. *Medical physics*, 31(9):2392–2401, 2004.
- [44] FISICALAB. Errores absolutos y relativos. <https://www.fisicalab.com>.
- [45] José Manuel Lárraga-Gutiérrez. Experimental determination of field factors for small radiotherapy beams using the daisy chain correction method. *Physics in Medicine & Biology*, 60(15):5813, 2015.
- [46] José Manuel Lárraga-Gutiérrez, Paola Ballesteros-Zebadúa, Miguel Rodríguez-Ponce, Olivia Amanda García-Garduño, and Olga Olinca Galván De la Cruz. Properties of a commercial ptw-60019 synthetic diamond detector for the dosimetry of small radiotherapy beams. *Physics in Medicine & Biology*, 60(2):905, 2015.
- [47] Mario A Hernández-Becerril, José M Lárraga-Gutiérrez, Belem Saldivar, and JA Hernández-Servín. Monte carlo verification of output correction factors for a truebeam stx®. *Applied Radiation and Isotopes*, 173:109701, 2021.