



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MEXICO**  
POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

**INFLUENCIA DEL TAMAÑO DE CAMPO EN LA RESPUESTA DE LA PELÍCULA RADIOCRÓMICA EBT3 Y  
SU IMPACTO EN LA MEDICIÓN DE LOS FACTORES TOTALES DE DISPERSIÓN EN CAMPOS  
PEQUEÑOS**

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

PRESENTA:  
FATIMA DEL ROSARIO ESCARCIA CASTILLO

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

MIEMBROS DEL COMITÉ TUTOR:  
  
DRA. MERCEDES RODRÍGUEZ VILLAFUERTE,  
INSTITUTO DE FÍSICA-UNAM  
  
M. en C. JOSÉ MANUEL LÁRRAGA GUTIÉRREZ,  
INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA

DRA. PAOLA BALLESTEROS ZEBADÚA,  
INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA

MÉXICO, D. F., ENERO DE 2016



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

## DEDICATORIA

*A mis padres que son las personas más fuertes y nobles que conozco y que me motivan a ser una mejor persona cada día.*

*A Hamilcar que en momentos de oscuridad fuiste la luz que iluminó nuestras vidas y que con tu bella sonrisa continuas alegrando nuestros días.*

## **AGRADECIMIENTOS**

A mis padres, mis hermanos y a mis sobrinos, por su apoyo incondicional, por siempre motivarme y por creer en mí.

Al Físico Antonio Ramírez Fernández por su apoyo tanto personal como profesional. Por motivarme para seguir creciendo como persona y siempre brindarme su apoyo incondicional.

A Francisco Berumen Murillo, por todo tu apoyo incondicional, tus enseñanzas, tu paciencia y por siempre creer en mí. Por tu leal y sincera amistad.

A la Dra. Amanda García Garduño, mi asesora, por su apoyo brindado para la realización de este trabajo, por el tiempo dedicado y por sus enseñanzas.

A la Dra. María Isabel Gamboa de Buen por sus valiosas enseñanzas, por su tiempo, su paciencia, por su sincera amistad, por todo el apoyo que me ha brindado desde que la conozco. Gracias por creer en mí.

A la Dra. Paola Ballesteros Zebadúa por su paciencia, por el tiempo que me dedicó para explicarme dudas y por su buena disposición de siempre ayudarme.

Al M. en C. Alfredo Herrera por su apoyo para realizar la parte experimental de este trabajo. Por hacerme pasar muy buenos momentos durante las mediciones y por brindarme tu amistad.

Al M. en C. Benjamín Leal por tus atinados consejos, tu apoyo incondicional y por tus enseñanzas. Por tu leal amistad.

A Karen González por tu ayuda para realizar este trabajo, pero sobre todo, gracias por tu sincera amistad, por escucharme cada que lo necesito, gracias por tus consejos.

A los miembros de mi comité tutor, la Dra. Mercedes Rodríguez, la Dra. Paola Ballesteros y el M. en C. José Manuel Lárraga por sus consejos sobre mi tema de tesis.

A mis sinodales: el Dr. Arnulfo Martínez Dávalos, por sus consejos y observaciones para la mejora del presente trabajo. A la Dra. Olga Ávila Aguirre por sus consejos, observaciones y su buena disposición. Al M. en C. Benjamín Leal Acevedo por su tiempo, sus críticas y sus enseñanzas. Al Médico Miguel Ángel Celis por el interés mostrado en este trabajo de tesis y por su buena disposición.

A los miembros del Laboratorio de Física Médica del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía (INNN) por su apoyo y las facilidades brindadas para llevar a cabo este trabajo.

A la Unidad de Radioneurocirugía del INNN por facilitarme sus instalaciones para realizar las medidas necesarias para realizar este trabajo de tesis.

Al Instituto de Ciencias Nucleares de la UNAM, en especial al área de Cómputo por todo su apoyo, por los buenos momentos que me permitieron compartir con ustedes. En especial al Secretario Técnico en Cómputo, Redes y Telecomunicaciones por su apoyo incondicional y las facilidades brindadas durante el tiempo en que se llevó a cabo el presente trabajo.

Al programa de becas CONACYT por brindarme el soporte financiero durante la maestría.

Al apoyo PAEP por el soporte financiero para la asistencia a congresos tanto nacionales como internacionales.

Al Posgrado en Ciencias Físicas de la UNAM.

A mis maestros, compañeros y amigos, por sus enseñanzas y por los momentos vividos.

## ÍNDICE GENERAL

<b>ÍNDICE GENERAL</b>	<b>I</b>
<b>RESUMEN</b>	<b>IV</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>VI</b>
<b>CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN</b>	<b>1</b>
<b>CAPÍTULO 2: ANTECEDENTES Y MARCO TEÓRICO</b>	<b>7</b>
<b>2.1 PRINCIPIOS BÁSICOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA</b>	<b>7</b>
2.1.1 EVOLUCIÓN DE LA RADIOTERAPIA EXTERNA VINCULADA A LOS SISTEMAS DE COLIMACIÓN	7
2.1.2 BASES RADIOBIOLÓGICAS	8
<b>2.2 VARIACIÓN DEL ESPECTRO DE ENERGÍA</b>	<b>9</b>
2.2.1 ESPECTRO DE ENERGÍA DE RAYOS X	9
2.2.2 CAMBIO DE LA RESPUESTA DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS RESPECTO A LA VARIACIÓN DEL TAMAÑO DE CAMPO DE RADIACIÓN	12
<b>2.3 RADIOTERAPIA CONVENCIONAL</b>	<b>15</b>
2.3.1 MEDICIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA: FORMALISMO TRS 398 DESCRITO POR LA OIEA	15
<b>2.4 RADIOTERAPIA NO CONVENCIONAL</b>	<b>18</b>
<b>2.5 PROBLEMAS ASOCIADOS A CAMPOS NO CONVENCIONALES</b>	<b>19</b>
2.5.1 TAMAÑO DE LA FUENTE DE RADIACIÓN.	19
2.5.1.1 OCLUSIÓN PARCIAL DEL HAZ DE RADIACIÓN.	20
2.5.2 ALCANCE DE LOS ELECTRONES EN EL MEDIO: FALTA DE EQUILIBRIO LATERAL DE PARTÍCULA CARGADA (ELPC)	21
2.5.3 TAMAÑO DEL DETECTOR.	21
2.5.3.1 PERTURBACIÓN DEL HAZ DE RADIACIÓN	21

2.5.3.2 SUPERPOSICIÓN DE PENUMBRAS, PERFILES CON ALTOS GRADIENTES DE DOSIS Y SOBREENESTIMACIÓN DE LA DOSIS	22
<b>2.6 FORMALISMO PARA LA DOSIMETRÍA DE CAMPOS DE RADIACIÓN NO CONVENCIONALES</b>	<b>23</b>
2.6.1 FORMALISMO PROPUESTO PARA LA DOSIMETRÍA DE CAMPOS DE RADIACIÓN NO CONVENCIONALES	24
<b>2.7 DOSIMETRÍA FÍSICA</b>	<b>26</b>
2.7.1 DOSIMETRÍA ABSOLUTA	26
2.7.2 DOSIMETRÍA RELATIVA	27
2.7.2.1 FACTORES TOTALES DE DISPERSIÓN (TSF)	27
<b>2.8 DETECTORES EMPLEADOS PARA CAMPOS NO CONVENCIONALES</b>	<b>27</b>
2.8.1 CARACTERÍSTICAS DE UN DETECTOR IDEAL	27
2.8.2 DETECTORES PARA CAMPOS NO CONVENCIONALES	28
2.8.3 DIODO SFD	29
2.8.4 PELÍCULA RADIOCRÓMICA	31
2.8.4.1 PRECAUCIONES QUE SE DEBEN CONSIDERAR EN EL MANEJO Y USO DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS	32
2.8.4.2 PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT3	33
<b>2.9 SISTEMA DE LECTURA</b>	<b>35</b>
<b>2.10 CARACTERIZACIÓN DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS CON EL ESCÁNER DE CAMA PLANA</b>	<b>36</b>
2.10.1 CUANTIFICACIÓN DE LA RESPUESTA DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS A LA RADIACIÓN	36
2.10.2 CURVA DE CALIBRACIÓN	37
<b><u>CAPÍTULO 3. MATERIALES Y METODOLOGÍA EXPERIMENTAL</u></b>	<b>39</b>
<b>3.1 MATERIALES</b>	<b>39</b>
3.1.1 ACELERADOR LINEAL NOVALIS BRAINLAB	39
3.1.2 PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS GAFCHROMIC® EBT3	40
3.1.3 DIODO SFD	41
3.1.4 ESCÁNER DE CAMA PLANA EPSON EXPRESSION 11000 XL	42

3.1.5	MANIQUÍ DE AGUA SÓLIDA PLASTIC WATER® CIRS PCW500	43
3.1.6	SOFTWARE IMAGEJ	43
<b>3.2</b>	<b>METODOLOGÍA EXPERIMENTAL</b>	<b>43</b>
3.2.1	MANEJO, USO Y ALMACENAMIENTO DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT3	44
3.2.2	IRRADIACIÓN DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT3	45
3.2.2.1	CALIBRACIÓN DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT3	45
3.2.2.2	VARIACIÓN DE LA RESPUESTA DE LA PELÍCULA RADIOCRÓMICA EBT3 RESPECTO AL TAMAÑO DE CAMPO	46
3.2.2.3	VARIACIÓN DE LA RESPUESTA DE LA PELÍCULA RADIOCRÓMICA EBT3 AL CAMBIAR EL LOTE DE PELÍCULA	48
3.2.3	LECTURA Y ANÁLISIS DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT3	48
3.2.3.1	LECTURA DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT3	48
3.2.3.2	ANÁLISIS DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT3	49
<b><u>CAPÍTULO 4. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS</u></b>		<b>53</b>
4.1	<b>CALIBRACIÓN DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT3</b>	<b>53</b>
4.2	<b>VARIACIÓN EN LA RESPUESTA DE LA PELÍCULA RADIOCRÓMICA EBT3 CON RESPECTO AL TAMAÑO DE CAMPO DE RADIACIÓN</b>	<b>56</b>
4.2.1	CAMPOS CUADRADOS	56
4.2.2	FACTORES TOTALES DE DISPERSIÓN (TSF) UTILIZANDO EL SISTEMA DE COLIMACIÓN CÓNICO	59
4.3	<b>VARIACIÓN DE LA RESPUESTA DE LA PELÍCULA RADIOCRÓMICA EBT3 AL CAMBIAR EL LOTE DE PELÍCULA</b>	<b>64</b>
4.3.1	CAMPOS CUADRADOS	64
4.3.2	FACTORES TOTALES DE DISPERSIÓN (TSF) UTILIZANDO EL SISTEMA DE COLIMACIÓN CÓNICO	65
4.4	<b>DISCUSIÓN DE RESULTADOS</b>	<b>71</b>
<b><u>CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES</u></b>		<b>77</b>
<b><u>BIBLIOGRAFÍA</u></b>		<b>79</b>



## RESUMEN

Los campos pequeños de radiación implican un desafío dosimétrico debido a los problemas físicos involucrados que pueden causar dificultades en la realización de una adecuada dosimetría. Cuando se mide la dosis en un campo pequeño con cualquier detector, la presencia de éste perturba directamente al haz de radiación. Esta alteración es difícil de cuantificar experimentalmente.

Los factores totales de dispersión (TSF por sus siglas en inglés), son una de las medidas relativas que forman parte de la caracterización de un haz de radiación y que tienen un impacto directo en el cálculo de las unidades de monitor (UM) con las que se realiza el plan de tratamiento del paciente. Por lo tanto, es esencial llevar a cabo una correcta medición de este parámetro.

Actualmente la dosimetría de campos pequeños utiliza películas radiocrómicas ya que han mostrado ciertas ventajas sobre otros dosímetros. La película radiocrómica EBT3 es el último modelo de este tipo de películas que tiene mayores atributos que sus predecesores.

El propósito de este trabajo ha sido analizar la respuesta de la película EBT3 cuando se varía el tamaño del campo de radiación y cómo este hecho puede afectar la medición de los factores totales de dispersión (TSF), especialmente en campos pequeños de radiación. Adicionalmente medimos el impacto al cambiar el lote de películas entre las mediciones.

Se utilizó un maniquí de agua sólida para llevar a cabo las mediciones dosimétricas con película radiocrómica. La irradiación de la película radiocrómica EBT3 se realizó en un acelerador lineal con una energía nominal de 6 MV en modo fotones a una profundidad de 5 cm con técnica Distancia Fuente-Superficie (SSD por sus siglas en inglés) de 95 cm para el análisis del impacto en la respuesta de las películas al variar el tamaño de campo y su posible dependencia con la energía. Las medidas correspondientes a los TSF se realizaron con una geometría SSD de 98.5 cm a una profundidad de 1.5 cm, usando diferentes colimadores cónicos con tamaños de cono de 4 a 20 mm. Todas las irradiaciones se realizaron perpendicularmente al plano de la película y cubriendo un intervalo de dosis de 1 a 10 Gy. Se utilizaron cuatro diferentes tamaños de campo para analizar la respuesta de la película al variar éste y al cambiar el lote de película empleada. Los tamaños de campo utilizados fueron: 10 cm × 10 cm, 5 cm × 5 cm, 3 cm × 3 cm y 1 cm × 1 cm. Se emplearon dos lotes de película

radiocrómica EBT3: LV: # A03181302 y LN: # 03031403 para todas las mediciones. La lectura de las películas se llevó a cabo mediante un escáner de cama plana Epson Expression 11000 XL en modo de transmisión con una resolución espacial de 72 dpi, con todas las opciones de post-procesamiento apagadas, utilizando 48 bits de profundidad de color en Rojo-Verde- Azul (RGB por sus siglas en inglés). Se analizaron las películas escaneadas en la componente del canal rojo.

Los resultados muestran que al variar el tamaño de campo de radiación las medidas presentan una diferencia porcentual promedio entre cada tamaño de campo menor al 1% para ambos lotes. Sin embargo, la respuesta de las películas se ve afectada cuando se cambia el lote de película empleada hasta en un 3%. Este hecho se puede atribuir al cambio en la composición química de la película para cada lote.

## ABSTRACT

Small radiation fields constitute a dosimetric challenge due to the physical problems involved that may cause difficulties in performing proper dosimetry measurements. When measuring dose in a small field with any detector, its presence directly disturbs the radiation beam. This disturbance is difficult to quantify experimentally.

The total scatter factor (TSF) is a relative way to characterize a radiation beam and it has a direct impact on the calculation of the monitor units for a given patient plan. Therefore, it is essential to carry out a correct measurement of this parameter.

Currently, dosimetry of small fields uses radiochromic films since they have shown some advantages over other dosimeters. The radiochromic film EBT3 is the latest model of this type of films that has better attributes than their predecessors.

The purpose of this work has been analyzing the variation of EBT3 films response when the radiation field is reduced and how this fact can impact the measurement of total scatter factors (TSF), especially in small radiation fields. Additionally we measured the impact of changing the film batch between measurements.

A solid water phantom was used for film dosimetric measurements; EBT3 film irradiation was performed in a linear accelerator with 6 MV photons at a depth of 5 cm, and 95 cm Source-Surface Distance (SSD) technique was applied to analyze the impact on the response of the films by varying the field size and the potential energy dependence. Measurements corresponding to the TSF were performed with a 98.5 cm SSD geometry at a depth of 1.5 cm, using cone beam collimators with apertures from 4 to 20 mm. All irradiations were performed perpendicularly to the film plane covering a dose range of 1 to 10 Gy. Four different field sizes were used to analyze the variation in film response and the effect using a different film batch, field sizes were: 10 cm × 10 cm, 5 cm × 5 cm, 3 cm × 3 cm y 1 cm × 1 cm. Two batches of EBT3 film were used: #A03181302 (LV) and #03031403 (LN) for all measurements. Film readout was carried out with an Epson Expression 11000 XL flatbed scanner in transmission mode using a spatial resolution of 72 dpi, with all post-processing and color management options turned off, and 48 bits Red-Green-Blue (RGB) color depth. The scans were analyzed in the red channel.

The results have shown that when varying the field size to take the measurements, the average change in dose for different field sizes was less than 1%. However, the dose measurements were mostly affected when films from different batches were used between the calibration and the perform measurements by about 3%. This fact can be attributed to the variation in the chemical composition between batches.

## **CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN**

La radioterapia es un tratamiento principalmente oncológico en el que se emplea radiación ionizante para lograr una ablación, destrucción o control del crecimiento de lesiones, ya sean malignas o benignas. Tiene como objetivo principal el depósito de la dosis prescrita en el volumen blanco a tratar (células anormales o cancerígenas) y al mismo tiempo reducir la dosis que se deposita al tejido normal circundante, reduciendo así posibles efectos secundarios [1].

Con el transcurso de los años y el avance de la tecnología, la radioterapia ha ido evolucionando significativamente. En un principio las irradiaciones utilizaban campos cuadrados durante el tratamiento, que si bien depositaban la dosis prescrita al volumen blanco, no controlaban la dosis en los órganos adyacentes, ocasionando lesiones y /o consecuencias graves e irreparables. Por tal motivo, aparecieron y evolucionaron los sistemas de colimación permitiendo modificar la geometría del haz de radiación de acuerdo a la forma del volumen a tratar y protegiendo además de una manera más óptima a los órganos adyacentes, originando así a la radioterapia conformal. A la par de esto, se utilizaban campos circulares o cónicos que inicialmente fueron pensados para tratar lesiones funcionales. Posteriormente al modificar la fluencia de fotones por unidad de área se dio origen a la radioterapia de intensidad modulada. Propiciando así la aparición de nuevas técnicas y equipos de tratamiento mediante radiación ionizante como lo son: la tomoterapia, el gamma Knife, el cyberknife, la radiocirugía y la radioterapia estereotáctica [1].

De manera tal que, en la actualidad se ha logrado aumentar la precisión en el tratamiento de lesiones pequeñas e irregulares utilizando este tipo de equipos, es decir, impartiendo tratamientos con campos de apenas algunos milímetros, considerados campos pequeños o no convencionales.

Un campo pequeño es definido como aquel campo cuyas dimensiones son menores al alcance de los electrones secundarios del haz en consideración. Otra definición de campo pequeño

establece que es aquel campo con dimensiones de 3 cm × 3 cm o menores, es decir, fuera del tamaño de tratamiento convencional, por lo cual, se necesita especial atención tanto en las medidas como en el cálculo de la dosis [1-3].

Los campos pequeños implican un reto dosimétrico debido a las consecuencias físicas que intervienen en estos tamaños de campo que ocasionan problemas para la realización de una correcta dosimetría (medidas relativas y/o absolutas), dichos problemas físicos son: oclusión parcial del haz de radiación, perturbación del haz de radiación, superposición de penumbras, perfiles con altos gradientes de dosis y sobreestimación de la dosis, falta de equilibrio lateral de partícula cargada [4].

En campos pequeños al realizar una medición con cualquier detector, la presencia de éste perturba directamente el haz de radiación. La perturbación es difícil de cuantificar de manera confiable y experimental. Lo anterior es debido a que el detector es diferente del medio tanto en composición como en densidad, afectando la fluencia de partículas cargadas. La fluencia depende de la geometría del detector, el medio en el cual se mide, la energía del haz, y el tamaño de campo [3].

A lo largo del tiempo se han empleado diferentes dosímetros para caracterizar campos pequeños de radiación, como lo son: las cámaras de ionización [5], detectores de estado sólido (diodo) [6], detectores tipo diamante [7], dosímetros termoluminiscentes [8], películas radiográficas [5] y películas radiocrómicas [8], cuyas ventajas y desventajas se han discutido ampliamente en la literatura [8,9]. Siendo los diodos y las películas radiocrómicas los más recomendados por diversos autores [1] para llevar a cabo la dosimetría de campos pequeños ya que presentan ventajas respecto a otros detectores, una de estas ventajas es que son muy sensibles respecto al volumen, es decir, tienen buena resolución espacial sin perder sensibilidad (en el caso de los diodos).

La Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM por sus siglas en inglés) en su Task Group 42 realizó una recomendación importante para llevar a cabo el comisionamiento de un sistema para radiocirugía y la verificación dosimétrica en pacientes sometidos con esta

técnica referente a campos pequeños. La recomendación consiste en la utilización de películas radiográficas (en esos momentos existentes) como dosímetros óptimos para realizar dicha dosimetría, sin embargo éstas han sido discontinuadas, dando lugar a las películas radiocrómicas que ofrecen características óptimas para efectuar la dosimetría de campos pequeños [10].

Actualmente, uno de los principales dosímetros empleados en la dosimetría de campos pequeños son las películas radiocrómicas por las características ópticas que presentan, en ventaja con otros dosímetros [11]. Estas características son menor sensibilidad a la luz ultravioleta (UV), poca dependencia con la energía, equivalencia a tejido ( $Z_{effect}^{EBT} = 6.84$  comparado con  $Z_{effect}^{agua} = 7.3$ ) [12], no hay necesidad de procesarla, fácil de cortar y manejar, además de que pueden sumergirse en agua [13,14].

En particular, las películas radiocrómicas EBT3 son el modelo más reciente de este tipo de películas que poseen mejores atributos que sus predecesoras, como lo son mayor resolución espacial, mayor sensibilidad, tiempo de estabilización de color en horas, y una alta equivalencia a agua y baja dependencia con la energía [14], teniendo como el cambio más importante respecto a sus predecesoras, la adición de una capa especial de sustrato de poliéster que evita la formación de patrones de interferencia de Anillos de Newton en las imágenes adquiridas usando escáneres de cama plana. Además la película EBT3 es simétrica y elimina la necesidad de no perder de vista qué lado de la película se colocó en el escáner en el momento de la lectura [14].

Por otro lado, para caracterizar un campo de radiación tanto convencional como no convencional (pequeño) existen parámetros absolutos y relativos, siendo los parámetros absolutos los referentes a las medidas que se realizan para la calibración del equipo en condiciones de referencia. La caracterización de un campo de radiación de manera relativa se basa en la medición de tres parámetros principales que alimentan al sistema de planeación con el que se realiza el cálculo de la distribución de dosis, que son: Curvas de dosis en profundidad o razón de tejido máximo (TMR por sus siglas en inglés), factores totales de dispersión (TSF por sus siglas en inglés) y perfiles fuera de eje (OAR por sus siglas en inglés).

Dentro de estas medidas relativas, los factores totales de dispersión (TSF) son los que repercuten directamente en el cálculo de las unidades monitor durante el cálculo de la dosis, por ello, es esencial llevar a cabo una medición correcta de dicho parámetro [1]. Aunado a que en lo reportado en la literatura son los parámetros que poseen mayores diferencias cuando son medidos con diversos dosímetros [15,16].

En la actualidad se ha discutido ampliamente en la literatura los problemas relacionados con la dosimetría de campos pequeños de radiación; sin embargo, se han presentado a nivel mundial diversos accidentes de seguridad radiológica relacionados con este tipo de campos. El Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) ha reportado 26 accidentes relacionados con los sistemas de planeación; entre los cuales destaca que entre 2004 y 2005, en el Moffitt Cancer Center de Tampa Florida, un error en la medida del factor total de dispersión causó que 77 pacientes con cáncer cerebral recibieran una dosis 50% por encima de la prescrita [4]. Otro de los accidentes sucedió entre 2006 y 2007, en Toulouse Francia, en el que se subestimó el factor total de dispersión de un campo de radiocirugía en un acelerador lineal, lo que provocó una sobreirradiación de 32 pacientes con neurinoma acústico unilateral [4], solo por mencionar algunos de estos accidentes.

Como se puede observar, los problemas dosimétricos asociados a campos pequeños conllevan a posibles accidentes de seguridad radiológica relacionados a las medidas relativas que alimentan el sistema de planeación. Medir específicamente los factores totales de dispersión (TSF), analizar la tendencia de éstos y es necesario obtener un intervalo confiable dentro de las especificaciones que establece la AAPM [10, 17].

El presente trabajo se basa en el análisis de la respuesta de la película radiocrómica EBT3 al variar el tamaño de campo de radiación y el lote de película, así como el impacto en las medidas de los factores totales de dispersión (TSF) en campos pequeños. Con el cambio del tamaño de campo se pretende observar entre otras cosas la posible dependencia con la energía que presentan este tipo de películas, esto debido a que en la literatura existe una controversia acerca de dicha dependencia, ya que algunos autores consideran que la película radiocrómica EBT3 no presenta dependencia con la energía de manera significativa para haces de



megavoltaje (6 y 18 MV) [12, 18], mientras que Massillon et al. [19] reportan que hay una diferencia de hasta 11% en la respuesta por unidad de dosis para 50 kV y hay una pequeña dependencia ( $< 2\%$  para dosis mayores o iguales que 0.1 Gy) para energías de megavoltaje (6 y 15 MV). Además de que en la literatura no se ha encontrado un amplio análisis acerca del impacto en las medidas de los TSF al variar el tamaño de campo.

El objetivo de esta tesis es evaluar el impacto en los factores totales de dispersión (TSF) medidos con película radiocrómica EBT3 en función de la variación del tamaño de campo de radiación y el impacto en ellos al cambiar el lote de película empleado. Se plantean los siguientes objetivos específicos para alcanzar dicho objetivo principal:

- Calibración de las películas radiocrómicas con cuatro diferentes tamaños de campo.
- Análisis de la variación en las medidas de dosis al emplear cuatro diferentes tamaños de campo de radiación.
- Análisis del impacto en los factores totales de dispersión (TSF) medidos con película radiocrómica EBT3 empleando el sistema de colimación cónico al variar el tamaño de campo de radiación.
- Análisis del impacto en las medidas de los TSF al cambiar el lote de película empleado para realizar las medidas.
- Comparación de las medidas obtenidas de los factores totales de dispersión respecto a medidas realizadas con diodos dedicados a campos pequeños: SFD.

La contribución de esta tesis es realizar la dosimetría de campos pequeños de manera adecuada, mostrando que la película radiocrómica EBT3 es un dosímetro viable para la medición de factores totales de dispersión presentado una baja dependencia con el tamaño de campo de radiación.

La estructura de este trabajo de tesis es la siguiente; en el capítulo 2 se presentan los fundamentos físicos y el marco teórico de los temas relacionados a este trabajo. Abordando la caracterización de los campos pequeños, en el que se explican los problemas físicos para realizar la dosimetría de éstos, las principales características de las películas radiocrómicas y

el manejo de éstas empleando como sistema de lectura al escáner de cama plana en modo de transmisión. El capítulo 3 describe de manera detallada los materiales y la metodología experimental que se empleó para realizar el análisis de la dependencia con el tamaño de campo de radiación y su impacto en las medidas de los factores totales de dispersión. En el capítulo 4 se explica, se analiza y se discute cada uno de los resultados obtenidos. Finalmente, el capítulo 5 trata sobre las conclusiones y expectativas de este trabajo.

## CAPÍTULO 2: ANTECEDENTES Y MARCO TEÓRICO

### 2.1 Principios básicos de radioterapia externa

La radioterapia es una rama de la medicina que trata lesiones (principalmente oncológicas) empleando radiación ionizante para lograr una ablación, destrucción o control del crecimiento de éstas [20]. La función principal de la radiación consiste en dañar el ADN dentro de las células (principalmente cancerígenas) haciéndolas incapaces de dividirse y reproducirse. El objetivo principal de la radioterapia es depositar la mayor cantidad de dosis en el volumen blanco a tratar (células anormales o cancerígenas) y al mismo tiempo, reducir al mínimo la dosis que se deposita al tejido normal circundante, reduciendo así posibles efectos secundarios [20]. Esta modalidad terapéutica es utilizada ampliamente ya que representa una alternativa viable y sustentable para el tratamiento de diversos tipos de lesiones (principalmente cancerosas) y que ha tomado relevancia debido a que en la actualidad dichas lesiones oncológicas son una de las principales causas de mortalidad a nivel mundial [21].

#### 2.1.1 *Evolución de la radioterapia externa vinculada a los sistemas de colimación*

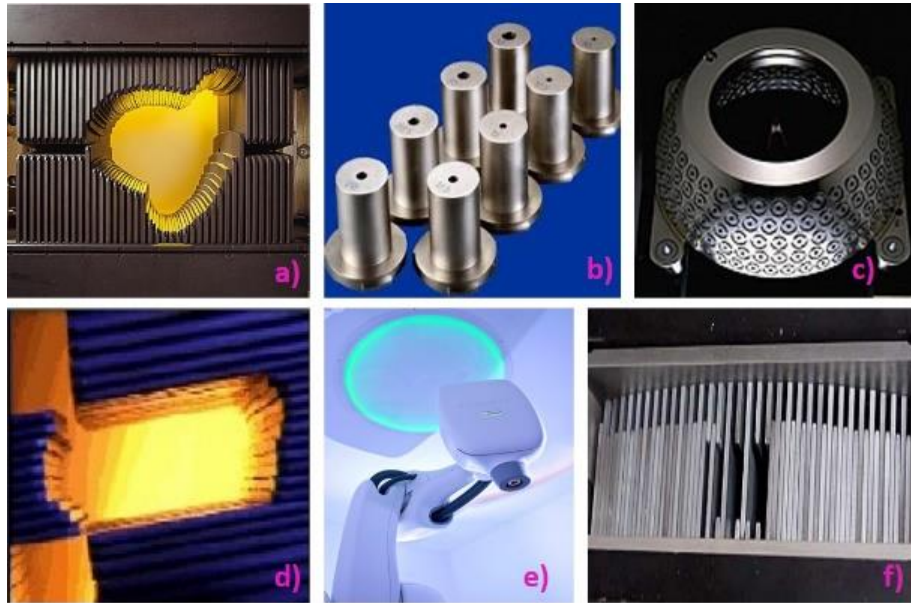
La finalidad principal de la evolución de la radioterapia ha sido concentrar la dosis prescrita en el volumen de interés a tratar y a su vez minimizar el riesgo de daño a tejidos sanos adyacentes [22]. Razón por la cual, los primeros tratamientos en los que se empleaban campos cuadrados de radiación han ido evolucionando a la par del desarrollo de los sistemas de colimación utilizados en radioterapia externa.

Los sistemas de colimación que se emplean en radioterapia son dispositivos que permiten modificar la geometría del haz de radiación de acuerdo a la forma del volumen a tratar, esto al referirnos a radioterapia conformal. Además dichos sistemas permiten modificar la fluencia de fotones por unidad de área, refiriéndonos así a la radioterapia de intensidad modulada (IMRT por sus siglas en inglés) [1].

Con el avance de la radioterapia de manera conjunta al desarrollo de los sistemas de colimación ha dado lugar a la aparición de nuevas técnicas de tratamiento empleando equipos cada vez más sofisticados como lo son: la tomoterapia, el gamma Knife, el cyberknife, la

radiocirugía y la radioterapia estereotáctica, los cuales permiten impartir tratamientos con haces de radiación ionizante altamente colimados, presentando así problemas de índole dosimétrico que se discutirán más adelante en este trabajo de tesis.

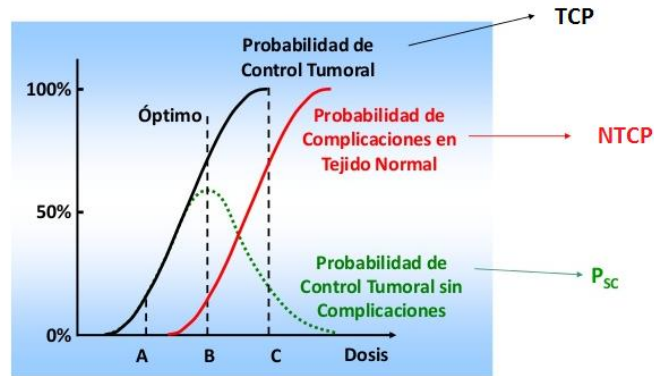
A continuación en la Figura 2.1 se muestran algunos ejemplos de sistemas de colimación empleados en radioterapia.



**Figura 2.1** Ejemplos de sistemas de colimación utilizados en radioterapia. a) Colimador Multihojas (Millenium), b) Sistema de colimación cónico para aceleradores, c) Sistema de colimación empleando en Gamma Knife (Helmet), d) Colimador micro multihojas (m3-mMLC), e) Cyber Knife (cono), f) Tomotherapy.

### 2.1.2 Bases Radiobiológicas

Un punto primordial en radioterapia es el conocimiento de la dosis de radiación que se administra al paciente. Existe una relación dosis efecto típica que involucra a la probabilidad de control tumoral y a la probabilidad de complicación del tejido normal, las cuales dependen de la dosis de radiación que recibe el paciente. En la Figura 2.2 se muestra esquemáticamente la forma sigmoide de dicha relación dosis efecto.



**Figura 2.2.** Curvas de probabilidad de control tumoral (TCP) y de complicación del tejido normal (NTCP). (Figura tomada de [23]).

De la figura anterior se puede observar que ambas curvas sigmoidales dependen fuertemente del conocimiento exacto y preciso de la dosis absorbida, ya que los tejidos normales y los tejidos tumorales responden de manera diferente a la radiación, presentando dos diferencias fundamentales:

- a) Distinta capacidad de regeneración de las células
- b) Distinta proporción de células supervivientes, ya que en los tejidos tumorales esta proporción es mucho menor que en los tejidos sanos [24].

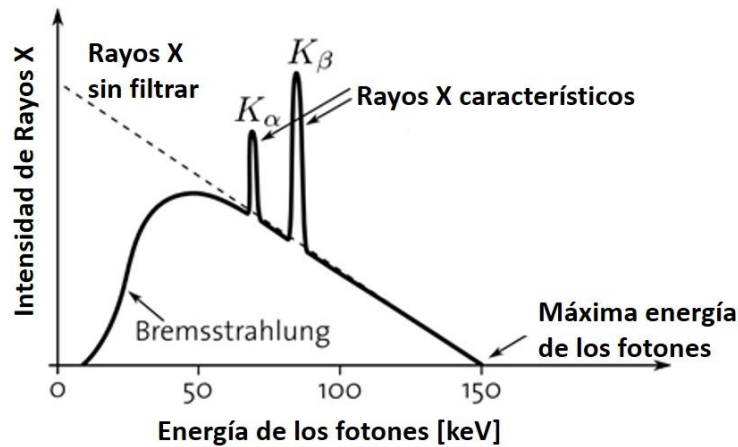
Es notorio que cualquier error en la dosis administrada puede dar lugar a una subdosificación o sobredosificación del tumor o a una complicación para el tejido normal. El valor de la incertidumbre que generalmente es aceptada para la dosis administrada al paciente debe ser menor al 5% e incluye a todas las posibles fuentes de error que pueden contribuir a la incertidumbre de la misma [4, 25].

## 2.2 Variación del espectro de energía

### 2.2.1 Espectro de energía de Rayos X

El espectro de rayos X es una representación gráfica de la distribución en energía de los fotones que constituyen el haz de radiación. Un espectro de rayos X sin filtrar está formado por el espectro continuo de rayos X de frenado o bremsstrahlung superpuesto por el espectro

discreto formado por los rayos X característicos. En la Figura 2.3 se muestra un espectro típico de rayos X.



**Figura 2.3.** Espectro típico de rayos X. Se muestra espectro continuo de rayos X de frenado (Bremsstrahlung) superpuesto por los rayos X característicos [26].

Un espectro de rayos X es por llamarlo de alguna manera, la huella dactilar del haz de radiación. Conocer el espectro de radiación es la clave para comprender la manera en que afectan cambios de voltaje (KVp), corriente, tiempo y filtración al haz de radiación. Por lo tanto, si se varía la energía de los fotones, se origina un espectro completamente nuevo y diferente [27].

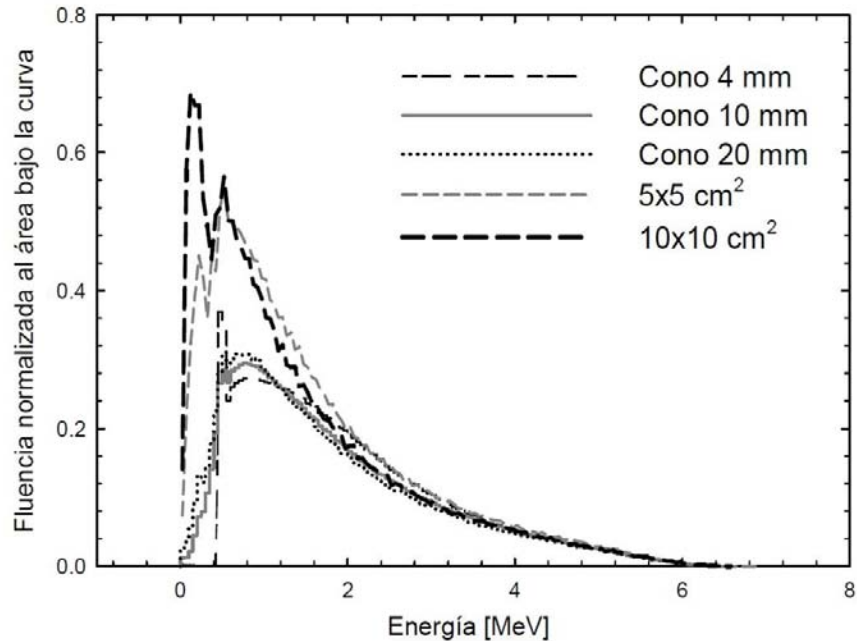
Otro aspecto importante que caracteriza un haz de radiación es la calidad o dureza de éste, es decir, la capacidad de penetración que tiene el haz, que también influye de manera importante en la forma del espectro de radiación. La dureza de un haz de radiación se logra añadiendo filtros a los haces, con la finalidad de eliminar los fotones de bajas energías. El resultado de ir endureciendo el haz es que la distribución espectral de éste se va reduciendo progresivamente, desplazándolo cada vez más a la región de kilovoltage. Para energías mayores a 300 keV, el filtrado de un espectro de rayos X formado por electrones con energías de megavoltaje, elimina principalmente los fotones con energías por debajo de unos cientos de keV sin modificar en gran medida la forma espectral a energías más altas; esto debido a que para energías más altas el efecto fotoeléctrico se vuelve menos importante que el efecto Compton y el coeficiente total de atenuación es menos dependiente de la energía [28].

En campos no convencionales de radiación las características del espectro de radiación difieren de las de un campo convencional, esto debido a la falta de equilibrio de partícula cargada y a los diferentes sistemas de colimación utilizados en la formación de campos no convencionales de radiación. Estas diferencias en los espectros dependen del método de colimación empleado, de la energía del haz, de la distancia desde el eje central (CAX por sus siglas en inglés) y la profundidad en el agua [3].

Sánchez Doblado y colaboradores [29] realizaron una simulación Monte Carlo acerca de un espectro de fluencia de fotones de 6MV de energía en aire posicionando el maniquí en superficie y colimando al haz con un colimador multihojas (MLC) y con conos utilizados para radiocirugía, en la que mostraron grandes diferencias espectrales entre los tamaños de campo de 10 cm × 10 cm y los de menor tamaño de campo, además observaron que la forma de los espectros depende del método de colimación que se utilice. Además concluyeron que la energía promedio del haz de fotones del espectro medido en aire disminuye al aumentar la distancia desde el eje central [3].

En medidas hechas en agua, se observa que el número de fotones de baja energía disminuye al reducir el tamaño de campo y, como consecuencia, la energía promedio de la distribución de la fluencia de fotones incrementa con la disminución del tamaño de campo. Los cambios en la fluencia total de energía de los fotones, es decir, la energía de los fotones primarios y de los fotones generados en el maniquí son más prominentes para energías menores que 15 MV. Por lo tanto, al disminuir el tamaño de campo, los cambios en la energía del haz son más notorios para haces de energía menores a 15 MV [3].

Otra simulación Monte Carlo donde se puede observar la variación de los espectros al cambiar el tamaño de campo fue realizada por Lárraga Gutiérrez y colaboradores [30], en la que se muestran los espectros de fotones de campos circulares de 4, 10 y 20 mm y de campos cuadrados de 5 cm × 5 cm y 10 cm × 10 cm a una profundidad de 5 cm [31]. Los espectros se muestran en la Figura 2.4.



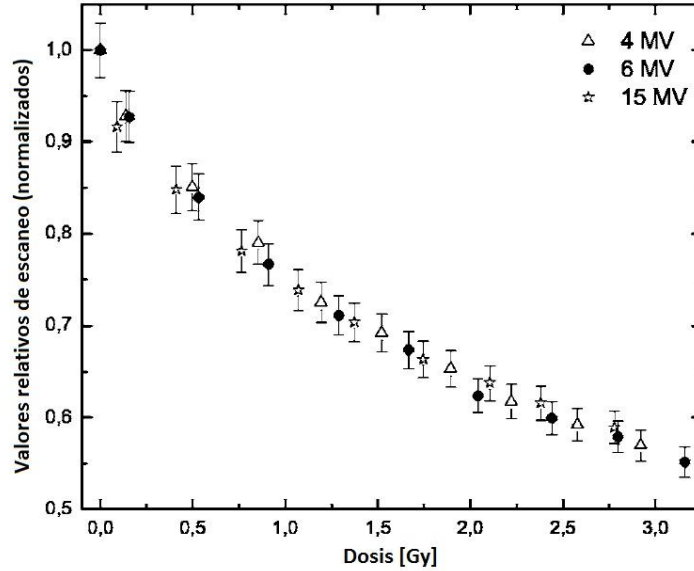
**Figura 2.4.** Espectro de fotones generado con diversos tamaños de campo a una profundidad de 5 cm simulado con Monte Carlo. (Figura tomada de [30]).

En la Figura 2.4 se muestra claramente que al variar el tamaño de campo de radiación ya sea al emplear sistema de colimación cónico o no, el espectro de energía en el blanco cambia considerablemente, esto debido al aumento o disminución de la radiación dispersa que llega a éste.

### 2.2.2 Cambio de la respuesta de las películas radiocrómicas respecto a la variación del tamaño de campo de radiación

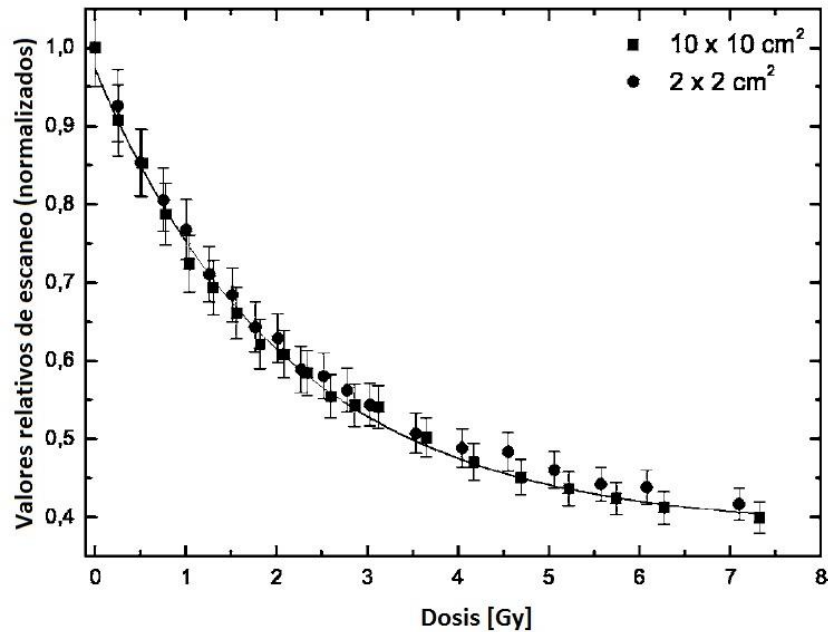
M. Todorovic y colaboradores [32] realizaron una amplia investigación acerca de la dependencia con la energía que presentan las películas radiocrómicas al irradiarlas cambiando la energía de irradiación y el tamaño de campo de las curvas de calibración. Mostraron que al irradiar las películas EBT prototipo B (películas más nuevas para el año 2006) con tres diferentes energías de 4, 6 y 15 MV, las películas no mostraban dependencia con la energía para el intervalo de energía de megavoltaje, como se muestra en la Figura 2.5.





**Figura 2.5.** Gráfica de dependencia con la energía de la curva de dosis -respuesta para energías de irradiación de megavoltaje. Curvas de dosis para las películas EBT prototipo B que se determinaron para energías de fotones de 4, 6 y 15 MV. No se presenta influencia de la energía en la respuesta de la película. (Figura tomada del artículo [32]).

Además investigaron la influencia que se presenta al variar el tamaño de campo de la curva de calibración en la respuesta de la dosis. Para analizar este punto, realizaron irradiaciones con dos diferentes tamaños de campo que son de 10 cm × 10 cm y de 2 cm × 2 cm. Si la respuesta de las películas presentara dependencia con la energía, diferentes tamaños de campo darían como resultado diferentes curvas de dosis-respuesta. Este hecho aunado al valor del número atómico efectivo ( $Z_{efect}^{EBT\ prototipo} = 6.9$ ) de la película EBT prototipo B y de la independencia con la energía para intervalos de energía de megavoltaje, proporciona como conclusión que la película radiocrómica es independiente de la energía para el intervalo de megavoltaje. En la Figura 2.6 se muestra la comparación de los dos distintos tamaños de campo de las curvas de calibración empleados para comprobar que la variación en éstos no afecta la respuesta de las películas radiocrómicas [32].



**Figura 2.6.** Influencia de la elección del tamaño de campo de calibración. La película radiocrómica EBT prototipo B fue calibrada utilizando dos diferentes tamaños de campo que son de 10 cm × 10 cm y de 2 cm × 2 cm. La película no presenta una influencia en la curva de dosis vs respuesta al variar el tamaño de campo de calibración. Es posible utilizar diferentes tamaños de campo para la calibración y la medición. (Figura tomada del artículo [32]).

Por lo tanto, el estudio de M. Todorovic y colaboradores muestra que es posible utilizar diferentes tamaños de campo para la calibración y medición sin afectar la respuesta de la película, siempre y cuando la película sea independiente de la energía y del tamaño de campo de radiación [32].

Otro estudio que se llevó a cabo mediante simulación Monte Carlo acerca del cambio en el espectro de energía al variar el tamaño de campo y la profundidad realizado por Saitoh y colaboradores [33], muestra que:

- a) La energía del espectro de radiación cambia como función del tamaño de campo y de la profundidad.
- b) La energía promedio incrementa conforme el tamaño de campo decrece.
- c) La energía promedio incrementa conforme la profundidad incrementa.
- d) La variación en la energía promedio incrementa conforme aumenta la energía de los fotones incidentes.

### 2.3 Radioterapia Convencional

La radioterapia convencional hace referencia a los haces convencionales de rayos X usados en radioterapia externa. El formalismo que se utiliza actualmente para determinar la dosis absorbida en agua para un campo de fotones de alta energía es ampliamente descrito por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) en su reporte 398 [34].

Los campos de rayos X que se emplean en radioterapia externa son generalmente producidos en aceleradores lineales de uso médico, que tienen los siguientes componentes principales:

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

Los componentes mencionados del punto 3 al punto 8 aunados a la energía de los electrones, determinan las características físicas del haz de fotones.

Por lo general, los haces de radiación en aplicaciones médicas tienen un tamaño de campo de radiación de entre  $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$  a  $40\text{ cm} \times 40\text{ cm}$ , y utilizan una energía nominal de entre 6 a 25 MV. La manera de caracterizar experimentalmente a estos haces convencionales de radiación es a través de medidas de dosis en agua [4].

#### 2.3.1 *Medición de la dosis absorbida en agua: Formalismo TRS 398 descrito por la OIEA*

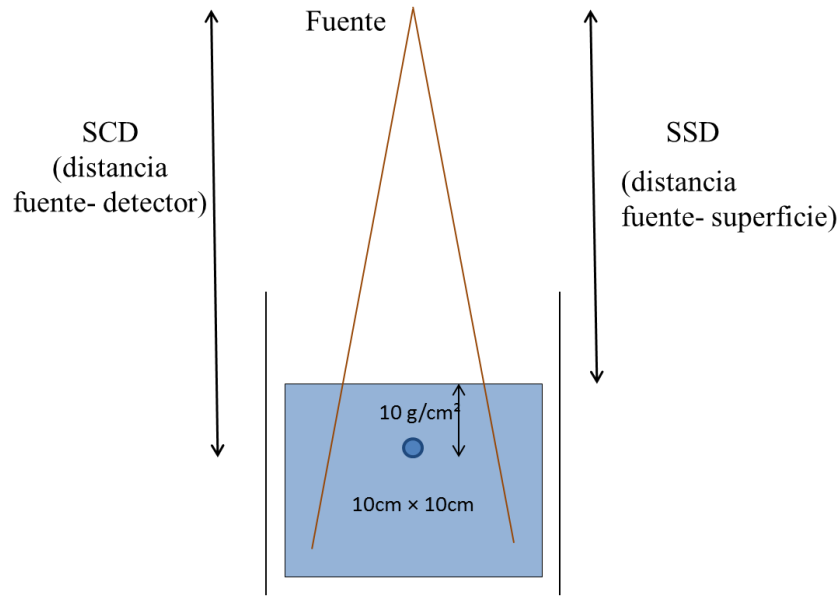
Actualmente, uno de los protocolos más utilizados para llevar a cabo la medición de la dosis absorbida en agua utilizando como dosímetro a las cámaras de ionización, es el protocolo de

la OIEA en su reporte 398 [34]. Dicho protocolo se basa en la teoría de Spencer Attix [28] para determinar la dosis absorbida en campos de radiación de uso clínico. A continuación se realizará una breve descripción acerca de dicho protocolo.

La dosis absorbida en agua medida a una profundidad de referencia ( $Z_{ref}$ ), en agua, para un haz de referencia de calidad ( $Q_0$ ) y con ausencia de la cámara, está dada de la siguiente manera:

$$D_{W,Q_0} = M_{Q_0} N_{D_w Q_0}, \quad 2.1$$

donde  $M_{Q_0}$  es la lectura del dosímetro en condiciones de referencia usadas en el laboratorio de calibración;  $N_{D_w Q_0}$  es el factor de calibración del dosímetro en términos de la dosis absorbida en agua y que se obtiene de un laboratorio de calibración. Al hablar de condiciones de referencia nos referimos a las condiciones bajo las cuales se llevaron a cabo las mediciones, que son: tamaño de campo, posición del detector empleado, distancia del detector a la fuente, presión atmosférica, temperatura ambiente y humedad relativa. Generalmente, en la mayoría de las situaciones clínicas, las condiciones de medida no corresponden con las condiciones de referencia utilizadas en el laboratorio de calibración, lo que puede afectar la respuesta del dosímetro [34]. La Figura 2.7 muestra la geometría de calibración tanto en el laboratorio secundario estándar como en las condiciones del usuario.



**Figura 2.7.** Geometría para la calibración de dosímetros y de campos convencionales de radioterapia sugerida por la OIEA en su reporte 398.

Cuando se utiliza un dosímetro en un haz de calidad  $Q$ , diferente a la calidad ( $Q_0$ ) empleada para su calibración, la dosis absorbida en agua debe corregirse introduciendo un factor de corrección  $K_{Q,Q_0}$ , este valor de dosis está dado por:

$$D_{W,Q} = k_{Q,Q_0} N_{D_{W,Q_0}} M_Q, \quad 2.2$$

donde el factor  $K_{Q,Q_0}$  corrige por los efectos de la diferencia entre la calidad del haz de referencia ( $Q_0$ ) y la calidad real del usuario  $Q$  [34].

El protocolo TRS 398 propuesto por la OIEA permite medir la dosis absorbida en agua con precisión y exactitud aproximada del 2% [4, 34].

De manera ideal, el factor de corrección por la calidad de haz debería medirse directamente para cada cámara de ionización en la misma calidad de haz que utilice el usuario, sin embargo, no es posible llevar a cabo este procedimiento en la mayoría de los laboratorios de calibración debido a la falta de sistemas dosimétricos adecuados para su realización. En la mayoría de los casos en los que no se dispone de estos sistemas de dosimetría o de los datos

experimentales necesarios, se emplea la teoría de Spencer Attix para calcular dichos factores de manera teórica [34].

La teoría de Spencer Attix establece la relación directa de la medición de dosis empleando como dosímetro a la cámara de ionización de la siguiente manera:

$$N_{D_{W,Q_0}} = p(s)_{cav}^{med} \frac{1}{\rho V} \frac{W_{aire}}{e}, \quad 2.3$$

donde  $\rho$  y  $V$  son la densidad y el volumen de la masa de aire en la cavidad de la cámara y  $W_{aire}/e$  es la función de trabajo de ionización del aire en condiciones ambientales de calibración. Los factores  $p$  y  $(s)_{cav}^{med}$  dependen de la energía del campo de radiación, por lo que es de esperarse que  $N_{D_{W,Q_0}}$  sea válido solamente bajo las condiciones de calibración.

El parámetro  $p$  corrige las perturbaciones al campo de radiación causadas por la presencia del detector en el agua, por lo que éste es de gran importancia. Además incluye el producto directo de los siguientes factores de influencia que corrigen las perturbaciones causadas por la presencia de: la pared de la cámara de ionización ( $P_{wall}$ ), del electrodo ( $P_{elec}$ ), del punto efectivo de medición ( $P_{repl}$ ) y por recombinación iónica ( $P_{ion}$ ). El parámetro  $(s)_{cav}^{med}$  es el cociente de poderes de frenado de un material con relación al aire, definido como la relación entre los poderes de frenado máxicos restringidos del material  $m$  y del aire, promediados sobre un espectro de electrones [34]. Estos factores están incorporados experimentalmente bajo las condiciones de calibración en la medición de  $N_{D_{W,Q_0}}$  [4].

#### 2.4 Radioterapia no convencional

La radioterapia no convencional es aquella que utiliza campos no convencionales de radiación, es decir, de menor tamaño que los utilizados en radioterapia convencional, los cuales como ya se mencionó anteriormente tiene muchos problemas de índole dosimétrico.

A continuación se describe el formalismo propuesto por Alfonso et al. [35] para tratar este tipo de campos.

## **2.5 Problemas asociados a campos no convencionales**

Actualmente, existen varias definiciones de campo pequeño, entre las cuales destacan las siguientes:

Los campos de radiación no convencionales son aquellos campos de  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$  o menores, es decir, fuera del tamaño de tratamiento convencional, por lo cual se requiere atención especial tanto en las mediciones como en el cálculo de dosis [36].

Al considerar la geometría del equipo, la energía del haz, la composición y densidad del medio irradiado, se pueden establecer de manera general, tres factores esenciales que determinan si un campo de radiación es pequeño [36]:

1. El tamaño de las partes visibles de la fuente de radiación, en las que se consideran sus proyecciones desde la posición del detector y a través del sistema de colimación.
2. El tamaño del detector en relación al tamaño de campo.
3. El alcance de los electrones en el medio irradiado.

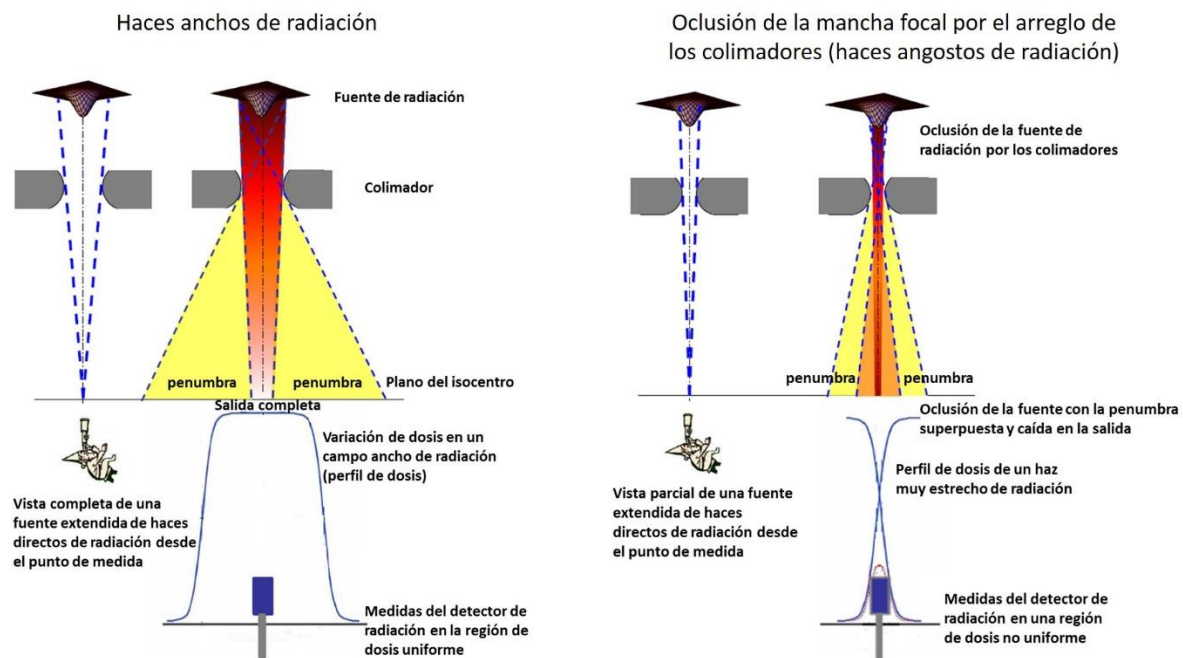
Los tres factores anteriores ocasionan problemas para la realización de una correcta dosimetría en la determinación y caracterización de medidas relativas y/o absolutas para campos pequeños de radiación, como lo son: perturbación del haz de radiación, falta de equilibrio lateral de partícula cargada, altos gradientes de dosis y penumbras pronunciadas, entre otros [4]. A continuación se describirán dichos problemas dosimétricos asociados a los campos pequeños.

### *2.5.1 Tamaño de la fuente de radiación.*

Este problema está asociado al hecho de que el haz de electrones que incide sobre el blanco no es infinitamente delgado, ni es monoenergético, por lo que los tamaños típicos de la fuente o mancha focal que se generan son milimétricos, los cuales dependen de la distribución espacial del haz de electrones, del alcance de los electrones en el blanco y de su colimación, dando origen a un fenómeno conocido como *oclusión parcial del haz de radiación* [3, 4].

### 2.5.1.1 Oclusión parcial del haz de radiación.

Cuando se va reduciendo el tamaño de campo de radiación, las contribuciones de la radiación dispersa son las primeras en irse absorbiendo, por lo que no se provoca una disminución considerable en la dosis; sin embargo, a medida que se continúa disminuyendo el tamaño del campo de radiación, no sólo se bloquea la radiación dispersa, sino que además se empieza a bloquear la radiación directa, de manera que el colimador bloquea parcialmente la mancha focal, esto visto desde la perspectiva del detector de radiación, con lo que se produce una caída abrupta en la dosis que puede llegar a ser hasta de un 40%, lo que por ende impacta directamente en las medidas relativas de la caracterización de un haz de radiación [1, 3, 4]. En la Figura 2.8 se muestra la oclusión parcial de la fuente de radiación.



**Figura 2.8.** Oclusión parcial del haz de radiación por el uso de un arreglo de colimadores. (Figura tomada de [3]).



### 2.5.2 Alcance de los electrones en el medio: Falta de equilibrio lateral de partícula cargada (ELPC)

La falta de equilibrio lateral de partícula cargada en un haz de fotones ocurre para altas energías y/o en haces angostos cuando el radio del haz de radiación es pequeño en comparación al alcance máximo de los electrones secundarios [3], esto debido a que los electrones producidos por haces de fotones de megavoltaje tienen un alcance considerable el cual se prolonga en medios de baja densidad.

Cuando se tiene una energía de fotones dada, existe un alcance máximo que alcanzan los electrones secundarios hasta que su energía sea completamente cedida. El *equilibrio lateral de partícula cargada* se tiene cuando el radio  $r$  de un haz de fotones es mayor que el alcance máximo  $R$  de los electrones secundarios. Por el contrario, el equilibrio lateral de partícula cargada no se alcanza cuando el radio de un haz de fotones es menor que el alcance máximo de los electrones secundarios [3, 4].

Los errores sistemáticos al momento de realizar las mediciones experimentales son ocasionados principalmente debido a la falta de ELPC, al tamaño finito del detector y a las propiedades intrínsecas del mismo, así como a su dependencia con la energía y con la rapidez de dosis [37].

### 2.5.3 Tamaño del detector.

Para llevar a cabo la caracterización de cualquier campo de radiación, ya sea de manera relativa o absoluta es necesario emplear detectores de radiación. Cada uno de los detectores existentes posee características particulares para su uso ya que no existe un detector universal, por lo que se debe elegir al detector adecuado según lo que se quiera medir.

#### 2.5.3.1 Perturbación del haz de radiación

Al momento de realizar una medida en dosimetría, la presencia del detector perturba de manera directa al haz de radiación, lo que impacta de manera significativa las medidas realizadas en campos pequeños de radiación, mientras que por el contrario para medidas

realizadas en campos convencionales de radiación no tienen un impacto significativo [1, 40].

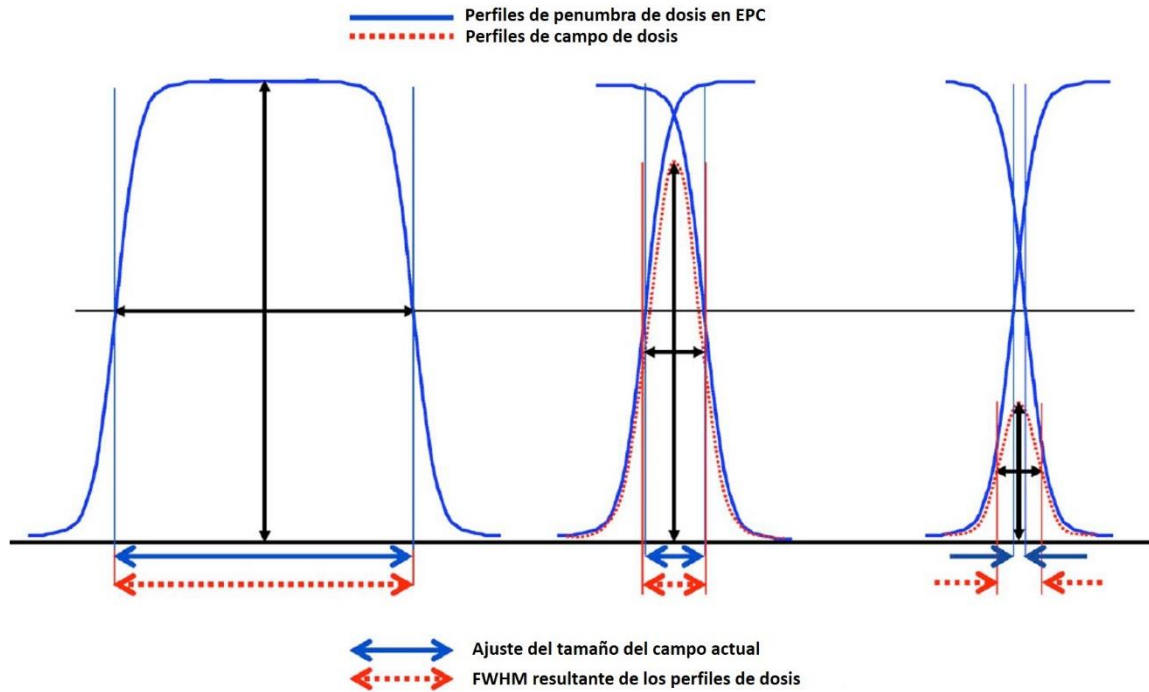
En la actualidad, la mayoría de los detectores existentes se pueden emplear para caracterizar haces de radiación para campos convencionales, sin embargo no todos los detectores podrían ser utilizados para realizar medidas en campos pequeños, debido a que la presencia de éste perturba directamente al haz de radiación. Llevar a cabo una cuantificación confiable y experimental de dicha perturbación es difícil, ya que el detector es diferente del medio tanto en composición química como en densidad, debido a que los detectores de radiación por lo general no son tejido-equivalentes, lo cual afecta la fluencia de partículas cargadas, que depende de la geometría del detector, el medio en el cual se mide, la energía del haz y el tamaño de campo [1, 38].

#### 2.5.3.2 *Superposición de penumbras, perfiles con altos gradientes de dosis y sobreestimación de la dosis*

Un perfil de radiación está compuesto por: el haz primario, la penumbra geoméricamente definida desde el punto de vista del filtro de aplanado y la penumbra dosimétrica causada por la propagación de los electrones secundarios [3].

La penumbra generalmente se define como penumbra 80-20% y es la distancia entre los niveles 80 y 20% de isodosis. En campos convencionales de radiación existe una relación lineal entre la posición de los colimadores respecto a la rotación del eje de dichos colimadores y la anchura a media altura (FWHM, por sus siglas en inglés); sin embargo, para campos pequeños existe el efecto denominado *superposición de penumbras*, en donde el valor de la dosis medido en el eje central es inferior al que se mide para campos convencionales, esto debido a que el valor de la dosis máxima del eje central se ha reducido y el FWHM es determinado en una posición más baja en la curva de penumbra [3]. Por tal razón, la penumbra se estrecha cada vez más cuando se reduce el colimador dando origen a los altos gradientes de dosis que decaen en pocos milímetros, por lo que se debe emplear un detector con alta resolución espacial para minimizar una posible sobreestimación del tamaño de campo, ya que la medición puede resultar afectada en las regiones donde el gradiente varía a

lo largo del detector, produciendo así el efecto parcial de volumen [9, 4, 31]. En la Figura 2.9 se muestra el efecto de superposición de penumbras en campos pequeños de radiación.



**Figura 2.9.** Efecto de superposición de penumbras en campos pequeños. Se muestra la caída en el valor de dosis en el eje central y la superposición de penumbra causada por la oclusión parcial de la fuente de radiación y la falta de equilibrio partícula cargada (CPE). Se puede observar el efecto que se presenta sobre la definición del tamaño de campo en términos de FWHM [3,36]. (Figura tomada de [3]).

## 2.6 Formalismo para la dosimetría de campos de radiación no convencionales

En la actualidad se ha ampliado el uso de campos de radiación cuyas características no permiten la aplicación directa de la teoría de cavidades de Spencer Attix (Bragg- Gray) [28] y por lo tanto la aplicación de los protocolos existentes para realizar dosimetría. Por lo general, estos campos de radiación tienen dimensiones no mayores que  $2 \text{ cm} \times 2 \text{ cm}$  y se caracterizan por [4]:

- a) La falta de equilibrio lateral de partícula cargada (ELPC).
- b) La presencia del detector perturba el espectro de electrones en el medio.
- c) Existen cambios en los cocientes de poderes de frenado.

La determinación de la dosis en este tipo de campos de radiación recibe el nombre de dosimetría fuera del equilibrio o dosimetría de campos pequeños. Es importante mencionar que la exactitud y la precisión del 2% que se cumple en campos convencionales de radiación, en los campos pequeños no es posible garantizar su cumplimiento, esto debido a las condiciones que presentan los campos pequeños de radiación [3].

### 2.6.1 Formalismo propuesto para la dosimetría de campos de radiación no convencionales

El problema de la dosimetría de campos pequeños fue abordado por Alfonso et al. (2008) [35] a partir del formalismo TRS 398 de la OIEA, pero ahora definiendo la dosis absorbida en agua en un campo de referencia específico de tamaño  $f_{msr}$  de la siguiente manera [39]:

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} K_{Q,Q_0}^{f_{ref}} K_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}, \quad 2.4$$

donde  $M_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$  es la lectura del detector en el campo  $f_{msr}$  en la profundidad de referencia en agua, corregido por las cantidades de influencia, como lo son presión, temperatura, colección de iones y efectos de polaridad.  $N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}}$  es el coeficiente de calibración en términos de la dosis absorbida en agua para una cámara de ionización con una calidad de haz de referencia ( $Q_0$ ), medido en un laboratorio estándar de calibración para un campo de referencia de 10 cm  $\times$  10 cm.  $K_{Q,Q_0}^{f_{ref}}$  es el factor de corrección por calidad del haz, el cual corrige al  $N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}}$  por las diferencias entre la calidad del haz de referencia ( $Q_0$ ) dadas por un laboratorio estándar de calibración y la calidad del haz ( $Q$ ) para un campo de referencia convencional  $f_{ref}$ .  $K_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$  es un factor adicional que corrige por diferencias entre las condiciones de tamaño de campo, geometría, material del maniquí, la calidad del haz para para un campo de referencia convencional  $f_{ref}$  y el campo de referencia específico de la máquina  $f_{msr}$  [39].

Respecto a la dosimetría de campos no convencionales, este nuevo formalismo introduce un factor de campo que convierte la dosis absorbida en agua en un campo de referencia o

específico ( $msr$ ) a la dosis absorbida en un campo ( $F$ ) fuera de ELPC, esto es de la siguiente manera [39]:

$$D_{w,Q}^F = \Omega_{QF,Qmsr}^{F,msr} D_{w,Qmsr}^{msr}, \quad 2.5$$

donde  $\Omega_{QF,Qmsr}^{F,msr}$  es llamado el factor de salida de campos pequeños.

En la expresión anterior, el factor de campo se muestra como el factor de dispersión total introducido tomando las dosis absorbidas en agua en lugar de las lecturas del detector. Este factor puede calcularse directamente con simulación Monte Carlo ya que es el cociente de las dosis absorbidas en agua para los campos  $F$  y  $msr$ , con este método no se involucra dosímetro alguno para calcular al factor  $\Omega_{QF,Qmsr}^{F,msr}$  [4].

Con respecto a los factores de campo, este nuevo formalismo propone que se puedan medir como el cociente de las lecturas del dosímetro multiplicados por un factor de corrección del haz, de la siguiente manera [4]:

$$\Omega_{QF,Qmsr}^{F,msr} = k_{QF,Qmsr} \frac{M_{QF}^F}{M_{Qmsr}^{msr}}, \quad 2.6$$

donde  $k_{QF,Qmsr}$  corrige por las diferencias en la respuesta del detector entre un campo de calidad  $Q_{msr}$  y  $QF$ . Los factores de corrección del haz se pueden calcular directamente empleando simulación Monte Carlo [4].

Los criterios para las incertidumbres que se abordan en este protocolo para la dosimetría de campos pequeños empleando detectores de radiación especiales para este tipo de campos, como lo son las películas radiocrómicas, establece que dichas incertidumbres deben ser menores que el 2%, mientras que el error en el cálculo de dosis en un plan de radiocirugía (que puede referirse a campos pequeños de radiación) sea menor que 3% y para el tratamiento completo por debajo del 5% [4, 37].

## 2.7 Dosimetría física

Al referirnos a dosimetría de manera general tanto para campos convencionales de radiación como para campos no convencionales (campos pequeños), se deben realizar medidas de manera absoluta y relativa.

### 2.7.1 Dosimetría Absoluta

Antes de realizar cualquier tipo de medición, se debe tener la certeza de que el equipo generador de radiación que se va a emplear esté correctamente calibrado, es decir, que dicho equipo esté impartiendo la cantidad de dosis correcta.

Las unidades monitor (UM) son la unidad de medida de la dosis liberada durante un tratamiento por el acelerador lineal. Estas unidades deben ser calibradas en dosis absorbida, en Gray [Gy]. Las UM se miden usualmente a la profundidad de calibración  $d_{cal}$  en un maniquí de agua con una energía de 6 MV en modo de fotones y con un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm basándose en el protocolo TRS 398 de la OIEA [34]. El factor de calibración M es definido como [1, 41]:

$$M[Gy/UM] = D(10 \times 10 \text{ cm}^2, 0, d_{cal}, SSD_{cal})/UM, \quad 2.7$$

Simplificando comúnmente se usa:  $d_{cal} = d_{max}$  y  $SSD_{cal} = SID - d_{max}$ , donde  $SID = \text{Distancia fuente} - \text{isocentro}$ .

La calibración del acelerador lineal empleado para este trabajo se realiza de tal forma que se deposita 1 cGy por cada unidad monitor para las condiciones de calibración dadas a una profundidad de 5 cm, usando un campo de referencia de 10 cm × 10 cm y una Distancia Fuente- Superficie (SSD por sus siglas en inglés) de 95 cm, empleando una cámara de ionización PTW 300013 tipo Farmer Ion Chamber.

### 2.7.2 Dosimetría Relativa

Algunos autores establecen que el cálculo dosimétrico está determinado en función de tres parámetros básicos (medidas relativas) [42]: curvas de dosis en profundidad o razón tejido máximo (TMR por sus siglas en inglés), perfiles fuera de eje (OAR por sus siglas en inglés) y factores totales de dispersión (TSF por sus siglas en inglés). En el caso particular de este trabajo de tesis, sólo se realizaron medidas de los TSF.

#### 2.7.2.1 Factores totales de dispersión (TSF)

La forma en que un haz de radiación se comporta o se dispersa al salir de un colimador con respecto a un campo de referencia, es definida por el factor total de dispersión. El factor total de dispersión corrige por el uso de un tamaño de campo de tratamiento distinto al usado durante la calibración del acelerador (10 cm × 10 cm), y toma en cuenta la atenuación del haz debida a los colimadores en comparación con un campo abierto de radiación [43]. Este parámetro es de suma importancia ya que es el factor de conversión directa entre dosis relativa y absoluta. El TSF está definido como:

$$TSF(c) = \frac{D(c, 0, d_{max}, SSD_{d_{max}})}{D(10 \times 10 \text{ cm}^2, 0, d_{max}, SSD)} \quad 2.8$$

El TSF se mide a la profundidad de  $d_{max}$  en el eje central del haz para un colimador cónico de diámetro  $c$ , cuya medida es relativa a una medición en dosis en el mismo punto en un campo cuadrado de referencia 10 cm × 10 cm. Las medidas de los TSF se efectúan para todos los colimadores cónicos colocando los colimadores primarios (quijadas) a 4 cm × 4 cm [1].

## 2.8 Detectores empleados para campos no convencionales

### 2.8.1 Características de un detector ideal

Para realizar la caracterización de cualquier campo de radiación, ya sea de manera relativa o absoluta es necesario emplear detectores de radiación. Cada uno de los detectores existentes

posee características particulares para su uso ya que todos presentan ventajas y/o desventajas, por lo que se debe elegir al detector adecuado según lo que se quiera medir.

De manera general para que se pueda considerar que un detector es útil, éste debe cumplir con las siguientes características [4]:

- a. Alta resolución espacial.
- b. Alta sensibilidad.
- c. Linealidad.
- d. Reproducibilidad.
- e. Tejido-equivalencia.
- f. Independencia con la energía.
- g. Independencia con la tasa de dosis.

A continuación se describirán los principales detectores utilizados en la dosimetría de campos pequeños y que fueron utilizados en este trabajo de tesis.

### *2.8.2 Detectores para campos no convencionales*

Para la dosimetría de campos pequeños, es esencial utilizar detectores con diámetros menores que el campo de radiación que se va a medir, debido a que se tendría una imprecisión en la región de altos gradientes [38, 44-47]. Razón por la cual, a lo largo del tiempo se han utilizado diferentes dosímetros para caracterizar haces pequeños de radiación como lo son: las cámaras de ionización [5], detectores de estado sólido (diodo) [6], detectores tipo diamante [7], dosímetros termoluminiscentes (TLD) [8], películas radiográficas [5] y películas de tinte radiocrómico [8]. Las ventajas y desventajas de cada uno de estos detectores han sido ampliamente discutidas en la literatura [8, 9, 15, 48-53].

Wilcox et al. [9] realizaron un análisis cualitativo de las propiedades que debe cumplir un detector ideal empleado en la dosimetría de campos pequeños; algunos de los dosímetros analizados en dicho trabajo son: cámara de ionización, diodo, diamante, película radiocrómica, entre otros. En la Tabla 2.1 se muestran los resultados obtenidos en este análisis.



**Tabla 2.1.** Propiedades de los detectores utilizados para dosimetría de campos pequeños. El número de X representa las ventajas que el detector posee. (Tabla tomada de [9]).

Detector	Precisión y reproducibilidad	Sensibilidad	Respuesta Lineal	Independencia tasa de dosis	Independencia energética	Resolución Espacial	Equivalencia de agua	Facilidad de uso
Cámara de ionización	XXX	XXX	XXX	XXX	XXX	X	X	XXX
Diodo	XX	XXX	XX	XX	XX	XXX	X	XXX
Diamante	XX	XX	XX	X	XXX	XXX	XXX	X
TLD	XX	XX	XX	XXX	XX	XX	XX	X
MOSFRT	X	XX	XXX	XXX	XX	XXX	X	X
Centellador Plástico	X	X	XXX	XXX	XX	XXX	XXX	X
Alanina	X	X	XX		X	XXX	XX	X
Película radiográfica								
XV	XX	XXX	XX	XXX	X	XXX	X	XX
EDR2	XX	XXX	XX	XXX	XX	XXX	X	XX
Película radiocrómica								
MD-55	X	XX	XX	XXX	XXX	XXX	XXX	XXX
EBT	XXX	XXX	XX	XXX	XXX	XXX	XXX	XXX

En la tabla anterior se puede observar que las películas radiocrómicas muestran superioridad en las propiedades antes mencionadas, por lo que son altamente recomendadas para efectuar la dosimetría de campos pequeños. Las principales características en las que muestran ventajas las películas radiocrómicas son reproducibilidad y precisión, independencia con la energía, tejido equivalencia con el agua y fácil uso. Por tal motivo, en el presente trabajo de tesis se han seleccionado a las películas radiocrómicas como el dosímetro ideal para llevar a cabo las medidas relativas concernientes a los factores totales de dispersión en campos pequeños.

### 2.8.3 Diodo SFD

Los diodos son detectores de estado sólido muy sensibles con respecto a su volumen, por lo que pueden fabricarse en dimensiones pequeñas, lo que implica que tienen una buena resolución espacial sin perder sensibilidad [54]. Cuentan con un tiempo de respuesta muy rápido (microsegundos) y su respuesta es lineal, sin embargo, ésta depende de la temperatura, tasa de dosis, energía y algunos pueden presentar dependencia angular [4, 54]. Los diodos son fabricados a base de silicio.

Al no ser el diodo un detector de radiación absoluto, las medidas realizadas con él deben compararse siempre con un detector de referencia.

La sensibilidad de los diodos disminuye conforme aumenta la dosis acumulada, por lo que se recomienda que cada cierto tiempo se haga de nuevo una caracterización de la sensibilidad del detector.

Es importante establecer que los diodos no son recomendables para realizas medidas absolutas, ya que son dependientes de muchos factores externos y su respuesta y sensibilidad cambian. Sin embargo, son una opción altamente recomendable para llevar a cabo la caracterización de haces pequeños, siempre y cuando se tenga en consideración todas las desventajas antes mencionadas.

Los diodos han sido ampliamente recomendados para campos no convencionales de radiación en la medición de caracterizaciones relativas. Dentro de los cuales destaca el diodo SFD, el cual consiste en un disco de p-Si con un diámetro de 0.6 mm, un espesor de 0.06 mm y un volumen sensible total de 0.017 mm<sup>3</sup> [55]. Las mediciones con este tipo de detector deben ser realizadas colocando el vástago paralelo al haz de radiación de acuerdo a las especificaciones del fabricante.

Los diodos tienen ventajas tales como:

- Alta sensibilidad.
- Rápida respuesta temporal.
- No es necesario aplicarle un voltaje externo.
- Estabilidad mecánica.
- Tamaños pequeños ( $\leq 2.0$  mm).

Mientras que su principal desventaja es que tienen una respuesta dependiente de la temperatura, de la tasa de dosis y de la energía, así como dependencia angular.

En la realización de este trabajo, se compararon los resultados obtenidos con las películas radiocrómicas EBT3, con valores previamente obtenidos con diodos SFD, que fueron realizados en un proyecto de investigación independiente [1].

#### 2.8.4 Película Radiocrómica

Las películas radiocrómicas empleadas en aplicaciones médicas se basan en polidiacetileno y fundamentalmente están compuestas por hidrógeno, carbono, nitrógeno, oxígeno, litio, cloro, sodio, entre otros, que dependiendo del tipo y del lote presentan una variación en su composición química.

Debido a sus componentes químicos, el número atómico efectivo de las películas radiocrómicas es muy similar al del agua ( $Z_{effect}^{EBT} = 6.84$  comparado con  $Z_{effect}^{agua} = 7.3$ ) [12]. Las películas radiocrómicas no requieren ningún proceso de revelado post irradiación ya que cuentan con un proceso de revelado natural o auto-revelado al ser expuestas a la radiación ionizante, ocasionado por el proceso de polimerización que desencadena la radiación ionizante sobre la capa activa de la película, lo que provoca un cambio en la tonalidad de ésta. La radiación produce un aumento de la densidad de los polímeros formados, presentando un aumento significativo de la densidad óptica de la película [1].

Las películas radiocrómicas deben ser caracterizadas mediante algún sistema de lectura, por lo general se emplea un escáner de cama plana, esto con la finalidad de obtener medidas reproducibles y confiables, ya que la variación en la composición química de las películas varía de lote a lote, lo que afecta en la lectura de éstas.

Las películas radiocrómicas presentan ventajas respecto a otros detectores de radiación sobre todo para llevar a cabo la dosimetría de campos pequeños, debido a las características y propiedades que éstas poseen entre las que destacan: alta resolución espacial, poca dependencia de la energía, no necesitan un proceso de revelado post irradiación, son sumergibles en agua y su número atómico efectivo es casi tejido-equivalente, ideales para medidas con altos gradientes de dosis [56]. Las películas radiocrómicas son muy delgadas, por lo que la presencia de éstas no perturba al haz de radiación cuando se colocan en condiciones perpendiculares al haz de radiación. Las películas radiocrómicas no son reutilizables, pero la información almacenada en ellas puede mantenerse por un periodo largo de tiempo [4].

Los instrumentos de lectura de las películas pueden ser densitómetros, espectrofotómetros o equipos de digitalización (escáner).

#### *2.8.4.1 Precauciones que se deben considerar en el manejo y uso de las películas radiocrómicas*

Como ya se mencionó, las películas radiocrómicas presentan algunas ventajas con respecto a otros detectores de radiación, entre las que se encuentran que no necesitan ningún tipo de procesamiento de revelado y son relativamente fáciles de utilizar, sin embargo exigen un manejo muy cuidadoso y estricto para reducir en lo posible todos aquellos factores que pudieran incrementar la incertidumbre en el proceso de medición y así obtener medidas precisas y reproducibles. Por lo que es recomendable tomar en cuenta las siguientes precauciones para el manejo y uso de las películas, [4, 11, 13, 57]:

- Manipularlas por los bordes, de preferencia tratando de no tocar el área central de la película para evitar dejar huellas o impresiones sobre ésta.
- No presionarlas sobre superficies no homogéneas ya que pueden rayarse fácilmente.
- Pueden marcarse con un rotulador en uno de los bordes de la película, ya que éste no altera las capas externas de poliéster. Para borrarlo se puede usar cualquier disolvente (alcohol, acetona). La finalidad del marcaje de la película es no perder la dirección y orientación de irradiación y escaneo.
- Para realizar las medidas, las películas se pueden cortar en trozos más pequeños para un manejo más fácil y mejor aprovechamiento. Sin embargo, el corte de la película puede producir una zona dañada por el trauma mecánico. Por lo que dicha zona debe ser excluida del análisis. Con el fin de que se relajen las tensiones mecánicas, las películas deben cortarse al menos 24 horas antes de la irradiación [58].
- Aunque las películas pueden manipularse en condiciones normales de luz ambiental, se recomienda manipularlas y almacenarlas en un cuarto oscuro con luz roja y en condiciones controladas de humedad y temperatura, para evitar que la luz UV incida en las películas.

- La temperatura influye de manera importante en la coloración de la película en el proceso de post irradiación, por lo que se recomienda mantener el cuarto oscuro de almacenaje a una temperatura de 20°C.

Las películas radiocrómicas pueden ser un buen detector de radiación, pero requieren un estricto protocolo de almacenaje, manipulación, irradiación y lectura; ya que si no se toman en cuenta las debidas precauciones y recomendaciones, se puede llegar a tener un error hasta del 20% lo que puede ocasionar graves accidentes [4].

#### 2.8.4.2 Películas radiocrómicas EBT3

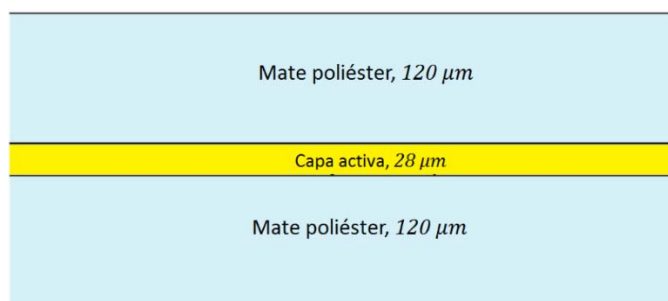
La película radiocrómica GAFCHROMIC® EBT3 es fabricada por la casa comercial International Speciality Products (ISP) y está dirigida para la medida de dosis en radioterapia de haz externo, radiocirugía y braquiterapia [14]. Es el modelo más reciente de esta casa comercial y presenta ventajas sobre sus predecesoras, tales como poca dependencia con la energía, mayor tolerancia a la luz UV, es simétrica, puede sumergirse en agua, entre otras.

La película EBT3 tiene la misma composición química en su capa activa que su predecesora la película EBT2, sin embargo una de las características más destacables con las que cuenta la EBT3 es que se le añadió una capa especial de sustrato de poliéster que previene la formación de patrones de interferencia llamados anillos de Newton que se generan cuando se adquieren imágenes usando un escáner de cama plana. Además, la estructura de las películas EBT3 es simétrica con lo cual elimina la necesidad mantener y cuidar cuál de los lados de la película se colocó sobre la cama del escáner al momento de la lectura.

La película EBT3 presenta un intervalo de dosis útil hasta de 10 Gy en el canal rojo y mayor a 40 Gy en el canal verde. Además muestra baja dependencia con la energía y presenta número atómico equivalente a tejido ( $Z_{efectivo} = 6.84$ ) y tiene alta resolución espacial (25  $\mu m$ ) [12, 14].

La EBT3 está compuesta de una capa activa con un grosor de aproximadamente 28  $\mu m$ , contiene el componente activo, el colorante marcador cuya función es hacer a la película

menos sensible a la luz visible, los estabilizadores y otros aditivos que brindan a la película una baja dependencia energética. La capa activa se encuentra entre dos capas de poliéster de entre 100-120  $\mu\text{m}$  de espesor que son tratadas con partículas microscópicas de sílice (silica gel por su nombre en inglés) para evitar la formación de los Anillos de Newton. En la Figura 2.10 se muestra la configuración de la película radiocrómica EBT3 [14].



**Figura 2.10.** Configuración de la película dosimétrica Gafchromic EBT3. (Figura tomada de [14]).

La composición atómica de la película EBT3 se muestra en la Tabla 2.2 cuyo número atómico efectivo es de 6.84.

**Tabla 2.2** Composición química de la película GafChromic EBT3.

Película GafChromic EBT3- desde Octubre de 2012 (lote A101012)								
Capa	Grosor nominal [ $\mu\text{m}$ ]	Densidad [ $\text{g}/\text{cm}^2$ ]	Composición Atómica (%)					Z efectivo
			H	Li	C	O	Al	
Matte: base de poliéster de la película	125	1.35	36.4	0	45.5	18.2	0	6.64
Activa (se asume 7.5% de humedad)	28	1.2	56.8	0.6	27.6	13.3	1.6	7.26
Matte: base de poliéster de la película	125	1.35	36.4	0	45.5	18.2	0	6.64

El poliéster utilizado en la fabricación de las películas EBT3 tiene un tratamiento especial en la superficie que contiene partículas microscópicas de sílice, estas partículas mantienen un espacio entre la superficie de la película y la ventana de cristal del escáner de cama plana. Dado que dicho espacio es casi diez veces la longitud de onda de la luz visible, la formación

de patrones de interferencia de Anillos de Newton es prevenido, estos patrones impactan en la calidad de la calibración y en cualquier mapa de dosis [14].

El espectro de absorción de la película EBT3 muestra que el pico de mayor absorción está en 636 nm, por lo que la sensibilidad está maximizada para la lectura con luz roja.

## **2.9 Sistema de lectura**

Existen varios sistemas ópticos de lectura para analizar las películas radiocrómicas entre las cuales destacan los escáneres de cama plana, los espectrofotómetros y los densitómetros. Cualquiera de estos sistemas de lectura debe estar perfectamente caracterizado ya que las películas son sensibles a una longitud de onda específica dependiendo de su modelo.

En el ámbito clínico, el sistema de lectura más utilizado es el escáner por ser barato y fácil de conseguir. Para que se obtengan medidas reproducibles, el protocolo que se debe seguir al utilizar un escáner cama plana es riguroso. A continuación se mencionan las consideraciones generales que se deben tomar en cuenta cuando se utiliza un escáner [4]:

- Es recomendable que el escáner se utilice en modo de transmisión, ya que al utilizarse en modo de reflexión, la saturación de la película se presenta antes.
- La temperatura de la cama y de la lámpara del escáner. Una vez que se haya encendido el escáner, la electrónica y la lámpara deben estabilizarse, por lo que se recomienda dejar de transcurrir al menos media hora antes de comenzar a digitalizar [59].
- Las películas pueden ser sensibles a la posición en la irradiación y/o en la lectura, por lo que se debe tener precaución de mantener la orientación al manipularlas e incluso al cortarlas [4].
- Una de las ventajas de digitalizar la película con el escáner es que permite separarla en tres componentes de color: rojo, verde y azul, siendo el componente rojo el más sensible para el intervalo de dosis de hasta 10 Gy. Para el formato de digitalización se recomienda realizarlo en una profundidad de 48 bits por pixel (16 bits por color); dependiendo del intervalo de dosis que se va a medir es la componente de color que se va a utilizar [58, 59].

- Al momento de la digitalización es importante tener cuidado de no dejar aire entre la película y la cama del escáner, ya que se pueden generar artefactos (anillos de Newton) que afecten la transmisión de luz y generen un aumento en la incertidumbre.

## 2.10 Caracterización de las películas radiocrómicas con el escáner de cama plana

### 2.10.1 Cuantificación de la respuesta de las películas radiocrómicas a la radiación

El efecto de la radiación en las películas se mide en términos de la opacidad a la luz de la película, medida ya sea con un densitómetro, con un espectrofotómetro o con un escáner. La opacidad es definida como el cociente de la intensidad de la luz medida en ausencia de la película, entre la intensidad de la luz transmitida a través de la película en dirección perpendicular a su plano. Por tanto, la densidad óptica (OD) se define como el logaritmo en base 10 de la opacidad. Para calcular el valor de la densidad óptica se empleó la siguiente expresión [1]:

$$OD = \log_{10} \left( \frac{I_0}{I} \right), \quad 2.9$$

donde  $I_0$  es la intensidad de la luz medida en ausencia de la película (fondo),  $I$  es la intensidad de la luz transmitida a través de la película.

La coloración de las películas radiocrómicas depende de la dosis de radiación absorbida, es decir, que debido a esta coloración, la luz que pasa a través de la película se atenúa, teniendo como resultado un oscurecimiento. La medida de dicho oscurecimiento es la densidad óptica de las películas. De manera general, la densidad óptica se mide a una longitud de onda determinada. En el caso de la película EBT3, de acuerdo con el fabricante, esta longitud de onda es de 636 nm [14].

Al emplear un escáner de cama plana para evaluar los tonos de gris o los tonos de color que presenta la película después de la irradiación, se obtiene la respuesta de la película, que está dada por [60]:

$$R = \log_{10} \left( \frac{T_{Gf}}{T_{Gi}} \right), \quad 2.10$$



donde  $TG_f$  es el tono de gris o de color de la película sin irradiar (fondo) y  $TG_i$  es el tono de gris o de color de la película irradiada. Cabe mencionar que las respuestas de las películas obtenidas en el escáner son proporcionales a la densidad óptica mencionada anteriormente.

### 2.10.2 Curva de calibración

Al ser la película radiocrómica un dosímetro relativo, su caracterización debe realizarse mediante una comparación con respecto a un sistema de dosimetría bien establecido. Una *curva de calibración o curva de respuesta* está conformada por la relación entre la dosis absorbida y la respuesta de la película a distintos niveles de radiación.

Las condiciones que se emplearon para la irradiación de las películas radiocrómicas están basadas en las recomendaciones hechas por la AAPM- TG55 [11]. El procedimiento de irradiación consiste en cortar una hoja de película en varias piezas de menor tamaño e irradiarlas [13].

El número de puntos que se emplean para formar a una curva de calibración es fundamental para reducir la incertidumbre. Bouchard et al. [61] realizaron un análisis detallado de las incertidumbres concernientes a la curva de calibración, en donde establecieron que el número mínimo de puntos que se debe utilizar para formar una curva de calibración es de 12. En la mayoría de trabajos que se encuentran en la literatura, se emplean más de 12 puntos para realizar dicha curva [13].

Como ya se mencionó anteriormente, la respuesta de la película está caracterizada por medio de la densidad óptica, por lo que se obtiene una curva *dosis-respuesta* a la que se le aplica un ajuste estableciendo una relación analítica entre ambas magnitudes. Para la selección de la función de ajuste, en la mayoría de los trabajos encontrados en la literatura, emplean un ajuste polinómico de segundo o tercer grado [13, 62]. Autores como Bouchard y colaboradores [61] establecen que una curva de calibración debe cumplir con las siguientes características:

- Pasar por el origen
- Ser monótona y creciente

- Tener uno o ningún punto de inflexión en la zona de interés y, si existe, debe estar entre 0 y 0.5 veces el valor de la densidad óptica neta máxima.

## CAPÍTULO 3. MATERIALES Y METODOLOGÍA EXPERIMENTAL

### 3.1 Materiales

#### 3.1.1 Acelerador Lineal Novalis BrainLAB

Para llevar a cabo la irradiación de las películas radiocrómicas utilizadas en este trabajo, se empleó un acelerador lineal dedicado D-LINAC Novalis perteneciente a la Unidad de Radioneurocirugía del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía (INNN), ver Figura 3.1.



**Figura 3.1.** Acelerador Lineal Dedicado D-LINAC Novalis perteneciente a la Unidad de Radiocirugía del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía.

Al hablar de un acelerador lineal dedicado se hace referencia a un equipo dedicado exclusivamente a tratamientos de radiocirugía y radioterapia estereotáctica fraccionada. Este acelerador es una unidad de tratamiento de mega voltaje modificada por BrainLAB basada en el equipo Varian Clinac® y que trabaja sólo en la modalidad de fotones, con una energía nominal de 6 MV y una tasa de dosis máxima de 800 unidades monitor por minuto (UM/min). Con un máximo tamaño de campo de radiación útil clínicamente de 9.8 cm × 9.8 cm. El

acelerador es operado mediante el software IPlanDose, Versión 4.1 desarrollado por BrainLab.

El acelerador Novalis está calibrado de acuerdo al protocolo TRS 398 [34], de tal manera que para una profundidad de 5 cm, a una Distancia Fuente- Superficie (SSD) de 95 cm y con un tamaño de campo de radiación de 10 cm × 10 cm, se obtenga 1UM correspondiente a una dosis igual 1cGy.

El equipo Novalis cuenta con dos sistemas de colimación para radiocirugía; el primero de ellos es un sistema de colimación cónica de diferentes diámetros a isocentro que van desde los 4, 6, 7.5, 10, 12.5, 15, 17.5 y 20 mm; y el segundo es un sistema de colimación micro-multi-laminas m3-mMLC que se encuentra instalado de manera permanente en el acelerador. La distancia entre el m3-mMLC y el isocentro es de 41 cm, mientras que la distancia entre el extremo inferior de un cono circular y el isocentro del equipo es de 29 cm [13, 63].

El equipo Novalis es utilizado principalmente para llevar a cabo tratamientos de radiocirugía de cabeza y cuello utilizando métodos guiados por imagen basados en dos sistemas de fijación especiales: malla termoplástica (radioterapia) y marco estereotáctico (radiocirugía). Se pueden realizar tratamientos con cinco diferentes técnicas que son, campos estáticos, arcos estáticos, arcos dinámicos y radioterapia de intensidad modulada (IMRT).

### 3.1.2 Películas radiocrómicas GAFCHROMIC® EBT3

Se utilizaron las películas de tinte radiocrómico Gafchromic® EBT3 de dos diferentes lotes que son #A03181302 y #03031403 de la casa comercial *International Specialty Products* (ISP). La presentación comercial de las películas es de 20.3 cm × 25.4 cm, distribuidas en cajas de 25 unidades, ver Figura 3.2. Dichas películas fueron proporcionadas por el Laboratorio de Física Médica del INNN.



**Figura 3.2.** Película de tinte radiocrómico Gafchromic® EBT3. Imagen tomada de [14].

Las características técnicas principales de la película EBT3 incluyen:

- Puede ser medida/leída usando un escáner de cama plana.
- Presenta un amplio intervalo de dosis: desde 1 cGy hasta > 40 Gy. Para la componente roja el intervalo útil de dosis es de 1 cGy a 10 Gy y hasta 40 Gy para la componente verde.
- Incorpora una capa activa de un colorante amarillo:
  - Activa dosimetría multicanal,
  - Disminuye UV / sensibilidad a la luz.
- Revelado en tiempo real sin necesidad de tratamiento post-exposición.
- Revestido en poliéster especial para detener la formación de los patrones de Anillo de Newton
- Baja dependencia con la energía y presenta número atómico equivalente a tejido
- Alta resolución espacial ( $25 \mu m$ )
- Resistente al agua y puede ser sumergida en maniqués de agua.

Para el manejo, almacenamiento, irradiación y análisis de las películas se siguieron las recomendaciones sugeridas por el fabricante y por la AAPM en su reporte 63 [11, 14].

### 3.1.3 Diodo SFD

El diodo SFD consiste en un disco de p-Si con un diámetro de 0.6 mm, un espesor de 0.06 mm y un volumen total de 0.017 sensible  $mm^3$  [55]. Para este tipo de detectores las

mediciones deben ser realizadas colocando el vástago paralelo al haz de radiación de acuerdo a las especificaciones del fabricante.

Cabe mencionar que las medidas hechas con diodo SFD utilizadas en este trabajo de tesis fueron tomadas de un proyecto de investigación independiente.

#### 3.1.4 Escáner de cama plana Epson Expression 11000 XL

Actualmente en el mercado se cuenta con una gran variedad de escáneres, siendo el escáner de cama plana en modo de transmisión, el que presenta una mayor eficacia para llevar a cabo la dosimetría empleando películas radiocrómicas como dosímetros [4].

Para llevar a cabo la lectura de las películas radiocrómicas se empleó un escáner de cama plana modelo Epson Expression 11000 XL, perteneciente al laboratorio de Física Médica del INNN, ver Figura 3.3.

Este escáner contiene un sensor óptico de línea Color Epson Matrix CCD™, una máxima resolución de 2400 x 4800 dpi, una profundidad de color de 48 bits y una velocidad de escaneo en color de 16 ms/línea. La fuente de luz es una lámpara fluorescente de luz fría. Para el funcionamiento adecuado del escáner se emplea un paquete completo de software propio de la marca EpsonScan, llamado LaserSoft Imaging® para calibrar y manejar los colores.



**Figura 3.3.** Escáner de cama plana en modo transmisión Epson Expression 11000 XL, empleado para la lectura de las películas radiocrómicas.

### 3.1.5 Maniquí de agua sólida Plastic Water® CIRS PCW500

Para la calibración e irradiación de las películas se utilizó un maniquí de agua sólida Plastic Water® CIRS PCW500 modelo PW perteneciente a la Unidad de Radioneurocirugía del INNN.

Éste es un maniquí flexible y no se rompe bajo impacto. Presenta una diferencia con agua de aproximadamente 1% para energías de entre 10 keV hasta 100 MeV, ver la Figura 3.4 [64].



**Figura 3.4.** Maniquí de agua sólida Plastic Water® CIRS PCW500 modelo PW utilizado para la calibración e irradiación de las películas radiocrómicas.

### 3.1.6 Software ImageJ

Para realizar el análisis de las películas irradiadas se utilizó el software ImageJ 1.47v (Image Processing and Analysis in Java) [65].

ImageJ es un software libre, que sirve para el procesamiento y análisis de imágenes digitales programado en Java desarrollado en el National Institute of Health de USA, y que actualmente es muy utilizado por la comunidad científica, además de ser sugerido su uso por la AAPM para el análisis de imágenes [66].

## 3.2 Metodología Experimental

Lo primero que se llevó a cabo fue la calibración del acelerador lineal empleado para realizar las irradiaciones de forma tal que se depositará 1 cGy por cada unidad monitor para las condiciones de calibración dadas a una profundidad de 5 cm, usando un campo de referencia

de 10 cm × 10 cm y a una Distancia Fuente- Superficie (SSD) de 95 cm, empleando una cámara de ionización PTW 300013 tipo Farmer Ion Chamber.

Posteriormente, se llevó a cabo la metodología del almacenamiento, manejo, uso y análisis de las películas radiocrómicas. A continuación se muestra a detalle el procedimiento empleado para efectuar la dosimetría de campos pequeños.

### 3.2.1 Manejo, uso y almacenamiento de las películas radiocrómicas EBT3

Actualmente, en la literatura se ha descrito ampliamente las recomendaciones para el manejo, almacenamiento, uso y análisis de este tipo de dosímetros, y que esencialmente son descritos por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM por sus siglas en inglés) en su Task Group 55 [56], entre otros autores más [62, 67-69].

Para la realización de este trabajo se utilizaron películas de tinte radiocrómico GafChromic® EBT3 de dos distintos lotes que son LV: A03181302 (fecha de caducidad: Marzo de 2015) y LN: 03031403 (fecha de caducidad: Marzo de 2016), a las que se les dio el mismo tratamiento. Se cortaron hojas de película en pequeños cuadros de tamaño 3 cm × 3 cm, que fueron utilizados para llevar a cabo todas las medidas correspondientes a este trabajo, ver Figura 3.5.



**Figura 3.5.** Películas radiocrómicas EBT3 con un tamaño de 3 cm × 3 cm. a) Película radiocrómica sin irradiar (fondo). b) Película radiocrómica después de haber sido irradiada.

Para el manejo adecuado de las películas, se llevaron a cabo las recomendaciones previamente descritas en la sección 2.8.4.2.



### 3.2.2 Irradiación de las películas radiocrómicas EBT3

Este trabajo se dividió básicamente en tres etapas importantes:

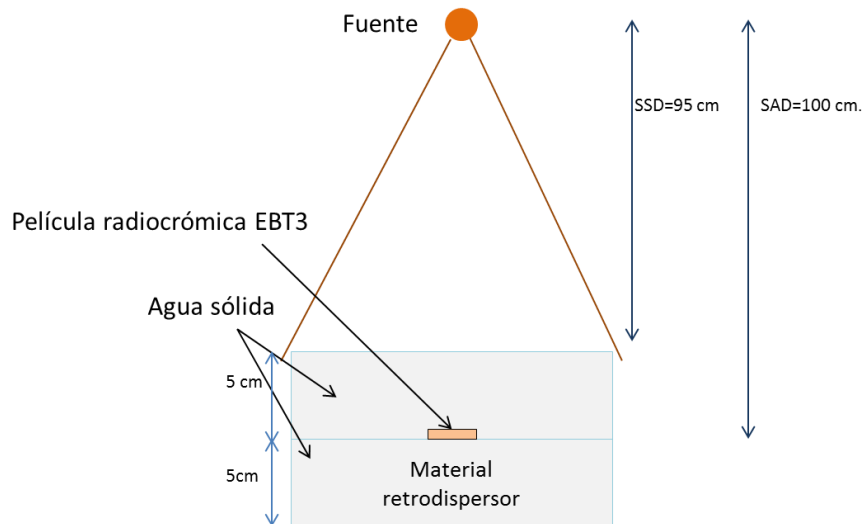
1. Se realizó el análisis de la variabilidad en la respuesta de la película radiocrómica EBT3 respecto al tamaño de campo, utilizando cuatro diferentes tamaños de campo cuadrados, con la finalidad de observar la posible dependencia con la energía que pueden presentar las películas.
2. Se midió el impacto en las medidas de los factores totales de dispersión (TSF) empleando el sistema de colimación cónico.
3. Se realizó el análisis de la respuesta de la película radiocrómica EBT3 al cambiar el lote de película, tanto para campos cuadrados como para los TSF.

Previo a realizar dichas medidas, se llevó a cabo la calibración de la película radiocrómica con dichos campos.

Todas las irradiaciones se realizaron colocando la película en dirección perpendicular a la dirección de incidencia del haz de radiación, empleando como maniquí varias placas de agua sólida y apoyándonos en los láseres de la sala de irradiación para la correcta alineación del maniquí sobre la cama de irradiación del acelerador. A continuación se describe de una manera más amplia cada una de éstas medidas:

#### 3.2.2.1 Calibración de las películas radiocrómicas EBT3

La calibración de las películas se llevó a cabo colocándolas a 5 cm de profundidad del maniquí de agua sólida, con una Distancia Fuente- Superficie (SSD) de 95 cm y con 5 cm de agua sólida como material retrodispersor por debajo de la película. Las películas fueron irradiadas en un campo de 10 cm × 10 cm con una tasa de dosis de 480 cGy/min, ya que ésta es la tasa de dosis más estable del equipo, ver Figura 3.6.



**Figura 3.6.** Configuración experimental para llevar a cabo las medidas de calibración y variación del tamaño de campo de radiación (dependencia con la energía) para ambos lotes de película radiocrómica.

### 3.2.2.2 Variación de la respuesta de la película radiocrómica EBT3 respecto al tamaño de campo

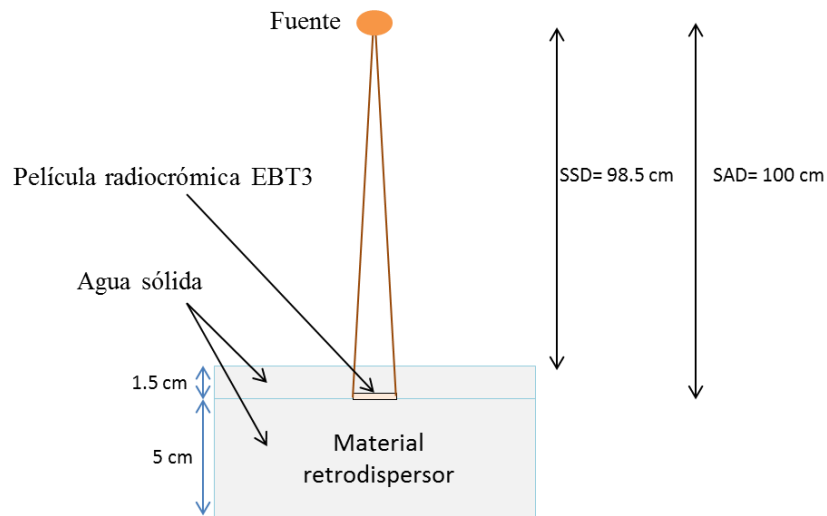
Para analizar la variación en la respuesta de la película, se empleó la misma configuración experimental mencionada, excepto que se varió el tamaño de campo de radiación utilizando un campo de 5 cm × 5 cm, 3 cm × 3 cm y de 1 cm × 1 cm, con lo cual se pretende observar la posible dependencia con la energía que puedan presentar las películas radiocrómicas.

Además se realizaron medidas correspondientes a los TSF en las que se aplicaron las curvas de calibración obtenidas con los campos cuadrados, para analizar el impacto en la respuesta de la película al variar el tamaño de campo y su posible dependencia con la energía. Las medidas de los factores totales de dispersión se llevaron a cabo de la siguiente manera:

Las condiciones de irradiación para realizar las medidas de los factores totales de dispersión (TSF), se llevaron a cabo empleando el sistema de colimación cónico, es decir, se utilizaron los conos de diferentes tamaños de diámetro que son 4.0, 6.0, 7.5, 10.0, 12.5, 15.0, 17.5 y 20 mm, medidos a isocentro. Todas las irradiaciones se realizaron abriendo las quijadas primarias a 4 cm × 4 cm y colocando las películas a 1.5 cm de profundidad del maniquí de

agua sólida, con una técnica SSD de 98.5 cm y con 5 cm de agua sólida como material retrodispersor por debajo de la película, ver Figura 3.7.

Todas las películas fueron irradiadas con 400 UM y con una tasa de exposición de 480 cGy/min. Además se irradió un campo de referencia de 10 cm × 10 cm bajo las mismas condiciones de irradiación del sistema de colimación cónico con la finalidad de normalizar las medidas obtenidas con éste y así obtener los TSF.



**Figura 3.7.** Configuración experimental para llevar a cabo las medidas relativas para obtener los factores totales de dispersión (TSF), empleando el sistema de colimación cónico para ambos lotes de película radiocrómica.

Tanto para cada valor de dosis de los diferentes tamaños de campo como para los distintos tamaños de conos, se irradiaron cinco películas con el objetivo de reducir la incertidumbre estadística [61] y se mantuvo una película para lectura de fondo para cada uno de ellos.

### *3.2.2.3 Variación de la respuesta de la película radiocrómica EBT3 al cambiar el lote de película*

Para llevar a cabo el análisis en el impacto de la respuesta de la película radiocrómica debido al cambio de lote se realizaron exactamente las mismas mediciones tanto para campos cuadrados como para los TSF en dos lotes diferentes de película, con la finalidad de observar la diferencia existente entre dichos lotes.

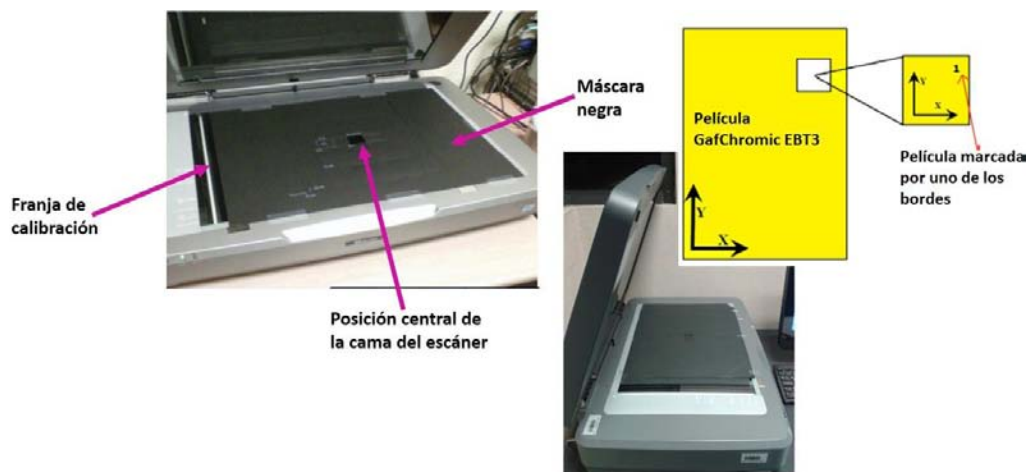
### *3.2.3 Lectura y análisis de las películas radiocrómicas EBT3*

#### *3.2.3.1 Lectura de las películas radiocrómicas EBT3*

Para la lectura de las películas se empleó un escáner de cama plana Epson Expression 11000 XL en modo de transmisión realizando el siguiente procedimiento:

- El proceso de lectura se llevó a cabo en un cuarto oscuro con luz roja, para evitar que la luz UV incidiera en las películas a escanear. El cuarto oscuro cuenta con condiciones controladas de humedad y temperatura.
- Previo al escaneo de las películas, se limpió cuidadosamente la cama del escáner para eliminar cualquier residuo de polvo o manchas digitales que pudiera tener.
- Para realizar el escaneo de las películas, se colocó una máscara negra alrededor de la película cubriendo por completo la cama del escáner con la finalidad de evitar contribuciones a la respuesta de la película debida a la dispersión de la luz en las zonas periféricas, ver Figura 3.8. Para colocar la máscara de manera correcta, se tomaron dos precauciones:
  - No tapar la franja de calibración del escáner.
  - Procurar que no quedara aire entre la máscara y la cama del escáner para evitar los patrones de Moiré.
- Antes de iniciar la lectura se dejó que el escáner se estabilizará durante 15 minutos.
- Para cada película se mantuvo la orientación relativa película-escáner de acuerdo a las especificaciones del fabricante debido a la dependencia angular que presentan las películas, ver Figura 3.8.

- Cada película se colocó en la misma posición central sobre la cama del escáner, debido a la falta de uniformidad que presenta la fuente de luz.
- Todas las películas se escanearon en modo de transmisión, en formato RGB (rojo, verde y azul), con una resolución espacial de 72 puntos por pulgada (dpi), con 48 bit de profundidad de color (16 bits por canal) y deshabilitando todas las opciones de procesamiento de imágenes.
- Las imágenes se guardaron en formato TIFF sin compresión, para posteriormente ser analizadas empleando el software ImageJ.
- Se verificó constantemente la estabilidad del escáner, es decir, que éste no se calentara, ya que este hecho afecta considerablemente la respuesta de la película.

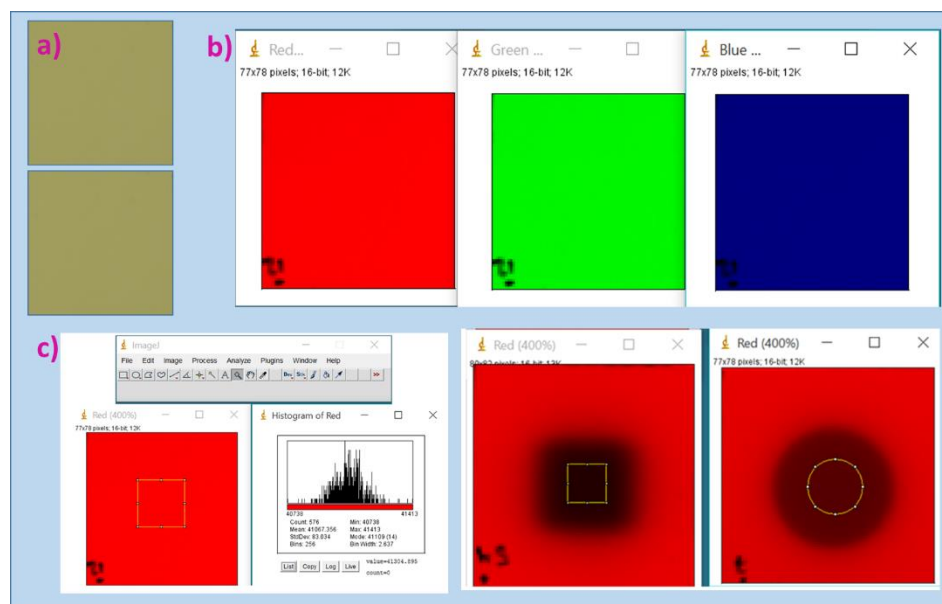


**Figura 3.8.** Escáner de cama plana Epson Expression 11000 XL en modo de transmisión empleado para la lectura de las películas radiocrómicas EBT3, al que se le colocó una máscara negra para realizar la lectura de las películas.

### 3.2.3.2 Análisis de las películas radiocrómicas EBT3

Para realizar el análisis de las películas ya una vez digitalizadas, se emplea el software ImageJ con el cual se extrae la información únicamente del canal rojo, debido a que la respuesta de la película se encuentra en un intervalo de dosis menor que 10 Gy, el cual es nuestro caso. Para obtener la información del canal rojo, primeramente se realizó la separación de los canales empleando del menú de opciones de ImageJ: *IMAGE>STACK>STACK TO IMAGE*.

Posteriormente, es necesario delimitar las distintas regiones de interés (ROI) de acuerdo al tamaño de campo y cono a analizar. Ya que se tienen las ROI, se obtienen las intensidades y desviaciones estándar de las muestras de películas tanto irradiadas como no irradiadas (fondo). Se debe tener precaución a la hora de elegir el tamaño de la ROI, ya que la desviación estándar de ésta debe ser menor al 3% de la intensidad [1]. El tamaño de ROI se varió de acuerdo al tamaño de campo y/o de cono empleado al realizar las medidas.



**Figura 3.9.** Análisis de las películas radiocrómicas EBT3 empleando el software ImageJ. a) Muestras de películas radiocrómicas EBT3. b) Descomposición de las componentes de una muestra de película en RGB. c) Extracción de información de la intensidad para la obtención de la densidad óptica.

Debido a que se tienen cinco películas correspondientes a cada valor de dosis, se realizó un promedio pesado de las intensidades y sus incertidumbres asociadas y mediante éste se calculó el valor de la densidad óptica empleando la Ecuación 2.9.

Para el análisis de la propagación de incertidumbres se consideraron dos componentes importantes: uno es la naturaleza experimental y el otro es el resultante del ajuste realizado a los datos experimentales [1].

La incertidumbre experimental es causada por la medición de la densidad óptica, es decir, por la contribución de todos los parámetros involucrados en la irradiación y en la lectura de

las películas. Para calcular la incertidumbre en la determinación de una dosis generalmente se ajusta la curva a un polinomio de tercer grado de la forma:

$$D_{ajuste} = a + b DO + c DO^2 + d DO^3, \quad 3.1$$

donde  $a = 0$ ,  $b$ ,  $c$  y  $d$  son los parámetros del ajuste y  $DO$  es la densidad óptica neta medida. Para el cálculo de las incertidumbres se consideró el procedimiento propuesto por Devic S. y colaboradores [62], el cual considera que la incertidumbre total en la dosis tiene dos componentes: la incertidumbre experimental y la incertidumbre del ajuste. Para el polinomio de 3er grado, las componentes de la incertidumbre total en porcentaje son las siguientes:

$$\sigma_{D_{exp}} (\%) = \frac{\sqrt{(b+2cDO+3dDO^2)\sigma_{DO}}}{D_{ajuste}} \cdot 100, \quad 3.2$$

$$\sigma_{D_{ajuste}} (\%) = \frac{\sqrt{DO^2\sigma_b^2 + DO^4\sigma_c^2 + DO^6\sigma_d^2}}{D_{ajuste}} \cdot 100, \quad 3.3$$

donde  $\sigma_b$ ,  $\sigma_c$  y  $\sigma_d$  son las desviaciones estándar de los parámetros del ajuste:  $b$ ,  $c$  y  $d$  respectivamente.  $\sigma_{DO}$  se calcula de la siguiente forma:

$$\sigma_{DO} = \frac{1}{\ln 10} \sqrt{\left(\frac{\sigma_I}{I}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{I_0}}{I_0}\right)^2}, \quad 3.4$$

donde  $\sigma_I$  y  $\sigma_{I_0}$  son las desviaciones estándar asociadas a las intensidades  $I$  e  $I_0$  respectivamente. Por lo tanto, la incertidumbre total está dada por:

$$\sigma_D (\%) = \frac{\sqrt{DO^2\sigma_b^2 + DO^4\sigma_c^2 + DO^6\sigma_d^2 + (b + 2cDO + 3dDO^2)^2\sigma_{DO}^2}}{D_{ajuste}} \cdot 100 \quad 3.5$$

La curva de calibración o curva dosis-respuesta se construyó graficando la dosis como función de los datos obtenidos de la densidad óptica.

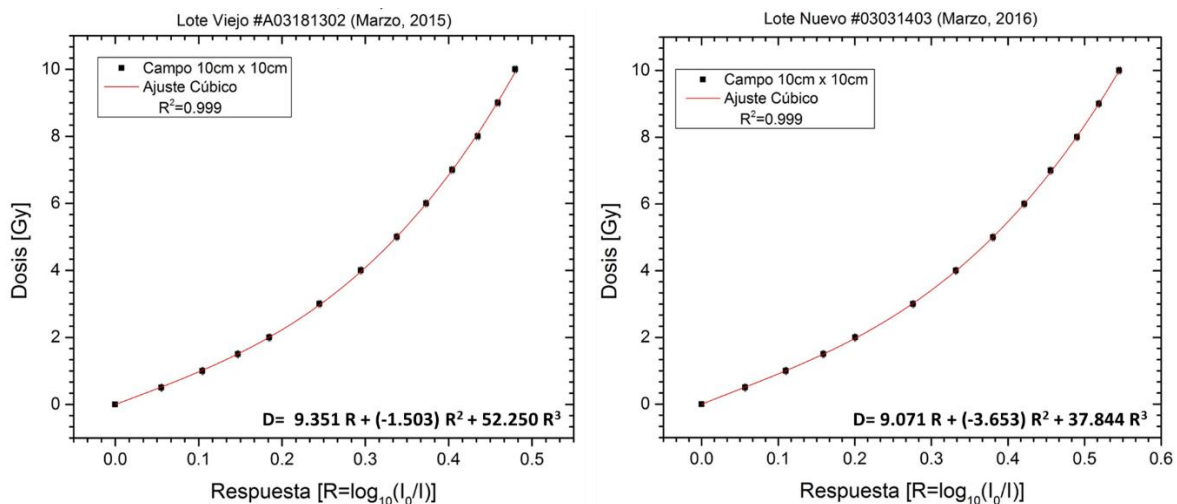


## CAPÍTULO 4. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

En el presente capítulo se desarrollan de manera amplia y detallada los resultados obtenidos de las mediciones empleando películas radiocrómicas, las cuales consistieron en obtener la calibración de las películas con diferentes tamaños de campo, con el objetivo de analizar si la respuesta de la película presenta alguna variación al cambiar la curva de calibración utilizada en las medidas tanto en campos cuadrados como para los TSF medidos con el sistema de colimación cónico y además observar qué tanto se afectan las medidas al cambiar de lote de película radiocrómica utilizada. Para el correcto análisis de las medidas obtenidas se realizaron los cálculos adecuados considerando las incertidumbres de las medidas descritas en el capítulo anterior.

### 4.1 Calibración de las películas radiocrómicas EBT3

En la Figura 4.1 se muestran las curvas de calibración obtenidas para las películas radiocrómicas EBT3, en un intervalo de dosis de 0.5 a 10 Gy, para el tamaño de campo de 10 cm × 10 cm correspondiente a ambos lotes de películas que son LV: A03181302 (fecha de caducidad: Marzo de 2015) y LN: 03031403 (fecha de caducidad: Marzo de 2016).

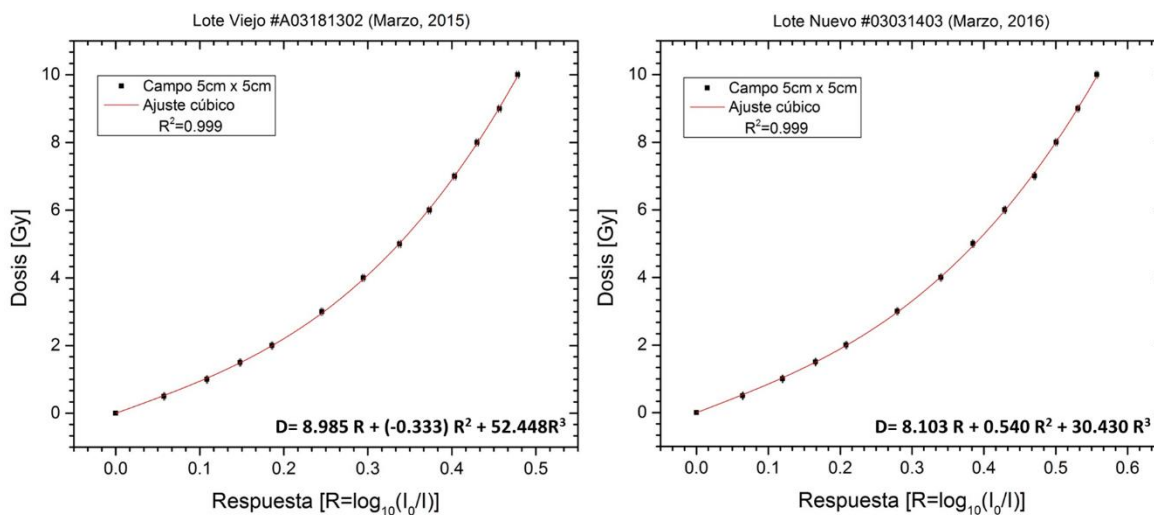


**Figura 4.1.** Curvas de calibración del campo 10 cm × 10 cm, con un intervalo de dosis de 0.5 a 10 Gy para ambos lotes de películas radiocrómicas EBT3, LV: A03181302 y LN: 03031403 respectivamente.

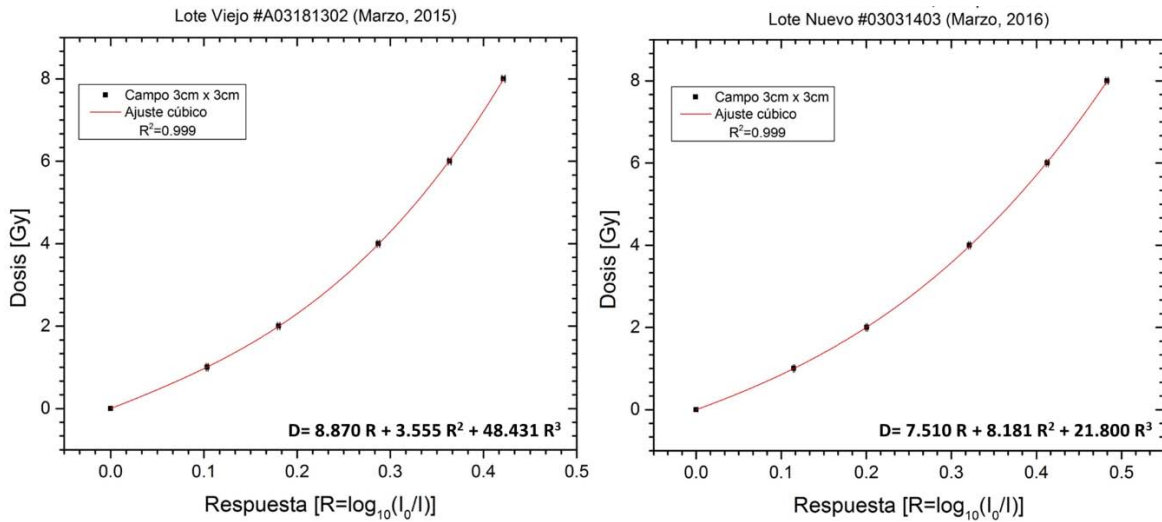
En las gráficas mostradas en la Figura 4.1 se realizó un ajuste polinómico de tercer grado con un valor de  $R^2$  de 0.999 para ambas curvas, por lo cual todas las medidas se encuentran dentro de la línea de ajuste. Este ajuste cúbico es el mejor ajuste que el programa Origin relaciona a la respuesta de la película radiocrómica con la dosis de radiación que éstas recibieron. Los ajustes cúbicos para el análisis de la película radiocrómica están ampliamente descritos en la literatura [70-74].

Además de obtener las curvas de calibración para el campo de 10 cm × 10 cm, se realizaron curvas de calibración para campos de 5 cm × 5 cm, 3 cm × 3 cm y 1 cm × 1 cm para ambos lotes de película con la finalidad de observar el impacto que presentan las medidas de los TSF al cambiar la curva de calibración y al cambiar el lote de película utilizado.

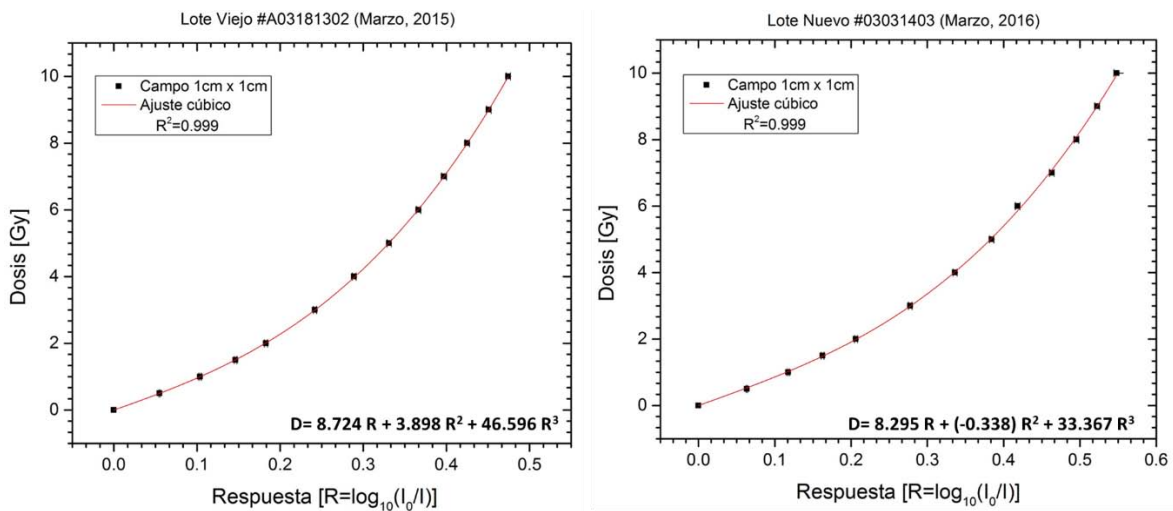
En la Figura 4.2 y en la Figura 4.4 se muestran las curvas de calibración de los campos 5 cm × 5 cm y 1 cm × 1 cm respectivamente para el mismo intervalo de dosis en ambos lotes, a los que de igual manera se les realizó un ajuste cúbico. Para el campo de 3 cm × 3 cm también se realizó una curva de calibración pero con un intervalo de dosis menor, es decir, se irradió de 1 a 8 Gy para ambos lotes de película y, dicha curva se muestra en la Figura 4.3.



**Figura 4.2.** Curvas de calibración para el campo 5 cm × 5 cm correspondiente a ambos lotes de película: LV: A03181302 y LN: 03031403 respectivamente.



**Figura 4.3.** Curvas de calibración para el campo 3 cm × 3 cm correspondiente a ambos lotes de película: LV: A03181302 y LN: 03031403 respectivamente.

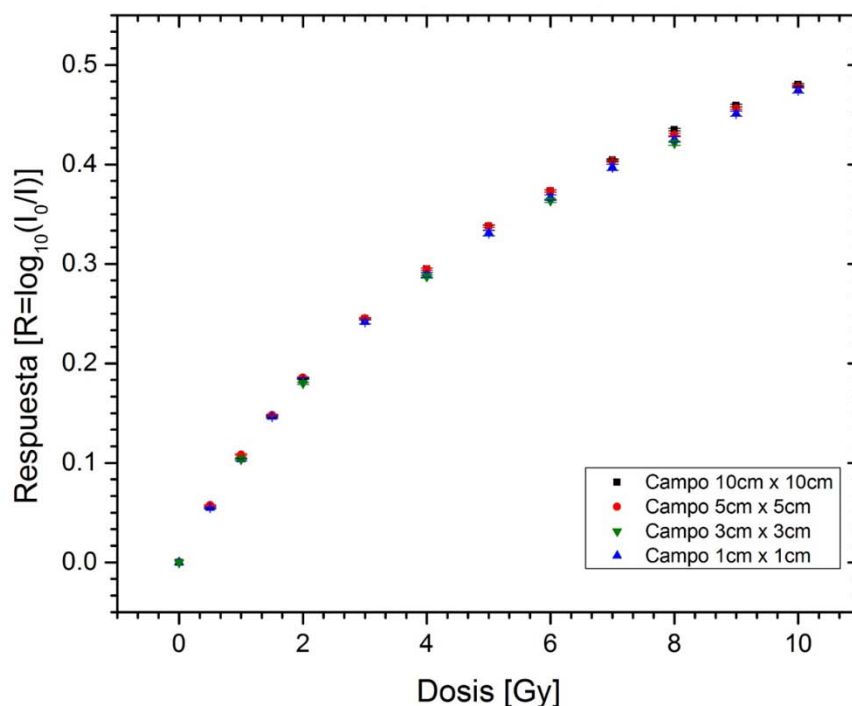


**Figura 4.4.** Curva de calibración para el campo 1 cm × 1 cm correspondiente a ambos lotes de película: LV: A03181302 y LN: 03031403 respectivamente.

## 4.2 Variación en la respuesta de la película radiocrómica EBT3 con respecto al tamaño de campo de radiación

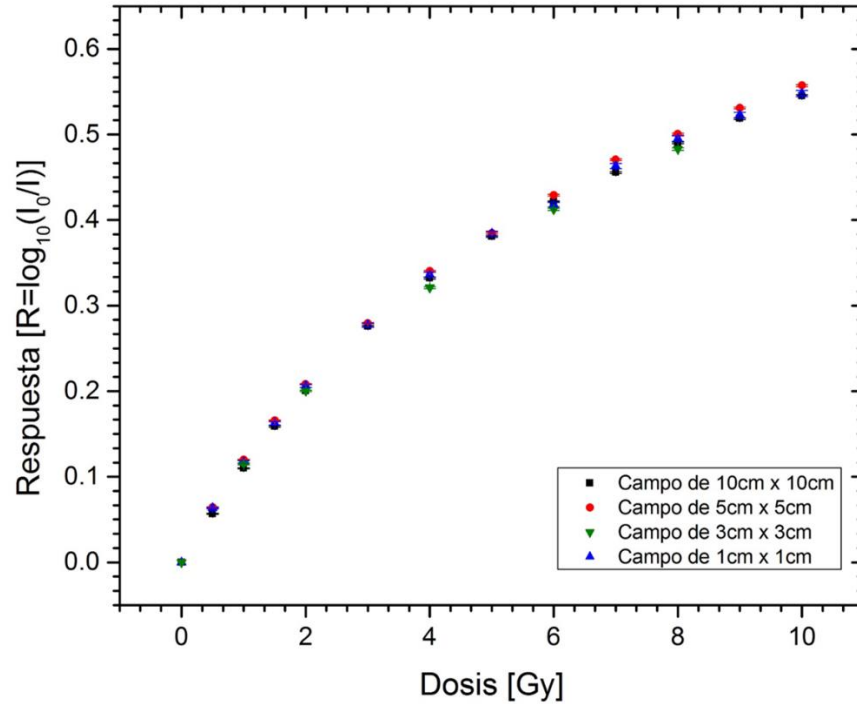
### 4.2.1 Campos cuadrados

La Figura 4.5 muestra los cuatro diferentes tamaños de campo de radiación correspondientes al Lote Viejo (LV: A03181302). Se graficó la respuesta como función de la dosis que recibieron las películas radiocrómicas, con la finalidad de observar la variación en las medidas al cambiar el tamaño de campo de radiación.



**Figura 4.5.** Gráfica de los diferentes tamaños de campo de radiación (10 cm × 10 cm, 5 cm × 5 cm, 3 cm × 3 cm y 1 cm × 1 cm), graficando la respuesta de las películas radiocrómicas como función de la dosis, para observar la variación de éstas al cambiar el tamaño de campo de radiación, correspondiente al LV: A03181302.

De manera similar se realizó la gráfica de los cuatro diferentes tamaños de campo pero para el Lote Nuevo (LN: 03031403) como se muestra en la Figura 4.6.



**Figura 4.6.** Gráfica de los diferentes campos de radiación (10 cm × 10 cm, 5 cm × 5 cm, 3 cm × 3 cm y 1 cm × 1 cm), graficando la respuesta de las películas radiocrómicas como función de la dosis, para observar la variación de éstas al cambiar el tamaño de campo de radiación, correspondiente al LN: 03031403.

En las gráficas se observa un comportamiento creciente ya que los valores en la respuesta aumentan conforme la dosis depositada en ellas aumenta, siendo consistente este comportamiento para todos los tamaños de campo y para ambos lotes de película. Este comportamiento es el típico reportado en la literatura para este tipo de detectores.

De manera cualitativa en la Figura 4.5 y en la Figura 4.6 no se observa una variación significativa en el valor de la respuesta como función de la dosis al cambiar el tamaño de campo de radiación. Se puede observar claramente que todos los tamaños de campo empatan unos con otros para ambos lotes de película. Sin embargo, al observar de manera más detallada en el Lote Nuevo (LN: 03031403), el campo de 5 cm × 5 cm es el que presenta mayor variación con respecto a los otros tamaños de campo ya que para dosis de entre 6 y 10 Gy, dicho campo está por encima de los demás tamaños de campo, es decir, para estas dosis, el campo de 5 cm × 5 cm se satura más rápidamente que el resto de los tamaños de campo.

Otro detalle que se observa es que el campo de 3 cm × 3 cm cae por debajo de todos los tamaños de campo.

Con respecto al Lote Viejo (LV: A03181302) se observa que el campo de 1 cm × 1 cm y el campo de 3 cm × 3 cm presentan una ligera variación con respecto a los demás tamaños de campo, ya que se observan ligeramente por debajo del resto de los tamaños de campo.

Para realizar un análisis más preciso y cuantitativo acerca del cambio en las medidas al variar el tamaño de campo de radiación, se calculó la diferencia porcentual entre las medidas obtenidas de las respuestas de las películas con diferentes tamaños de campo con respecto al campo de 10 cm × 10 cm, además se obtuvo la equivalencia en valores de dosis de estas diferencias porcentuales. Los valores obtenidos se muestran en la Tabla 4.1.

**Tabla 4.1.** Diferencias en porcentaje y absolutas de dosis con respecto al campo de 10 cm × 10 cm al variar el tamaño de campo de radiación.

Dosis Teórica [Gy]	Diferencias en porcentaje y absoluta de dosis respecto al campo de 10 cm × 10 cm					
	Lote Viejo (LV:A03181302)			Lote Nuevo (LN:03031403)		
	Campo 5cm×5cm [%] / [Gy]	Campo 3cm×3cm [%] / [Gy]	Campo 1cm×1cm [%] / [Gy]	Campo 5cm×5cm [%] / [Gy]	Campo 3cm×3cm [%] / [Gy]	Campo 1cm×1cm [%] / [Gy]
0.5	4.012 / 0.006	0	0	13.746 / 0.023	0	13.746 / 0.024
1	4.269 / 0.017	0.328 / 0.011	0.821 / 0.023	9.477 / 0.027	5.103 / 0.002Gy	7.108 / 0.02
1.5	1.399 / 0.015	0	0.583 / 0.001	4.92 / 0.003	0	3.28 / 0.018
2	1.208 / 0.013	2.230 / 0.013	1.208 / 0.003	3.893 / 0.011	0.499 / 0.032Gy	2.596 / 0.014
3	0	0	1.817 / 0.029	0.938 / 0.048	0	0
4	0	2.557 / 0.024	2.266 / 0.01	2.341 / 0.025	3.842 / 0.019Gy	0.78 / 0.022
5	0	0	1.974 / 0	1.368 / 0.082	0	1.368 / 0.014
6	0.6 / 0.043	2.307 / 0.026	1.2 / 0.025	1.849 / 0.025	2.324 / 0.018Gy	0.616 / 0.153
7	0	0	1.655 / 0.004	3.424 / 0.147	0	1.712 / 0.128
8	1.532 / 0.103	3.026 / 0.092	2.554 / 0.087	2.118 / 0.013	1.751 / 0.035Gy	1.059 / 0.054
9	0.484 / 0.008		1.935 / 0.034	2.506 / 0.009		1.002 / 0.001
10	0.462 / 0.046		1.387 / 0.075	2.384 / 0.047		0.954 / 0.056
<b>Diferencia promedio</b>	<b>1.164 / 0.025</b>	<b>2.09 / 0.033</b>	<b>1.450 / 0.026</b>	<b>4.08 / 0.038</b>	<b>2.704 / 0.021</b>	<b>2.852 / 0.045</b>

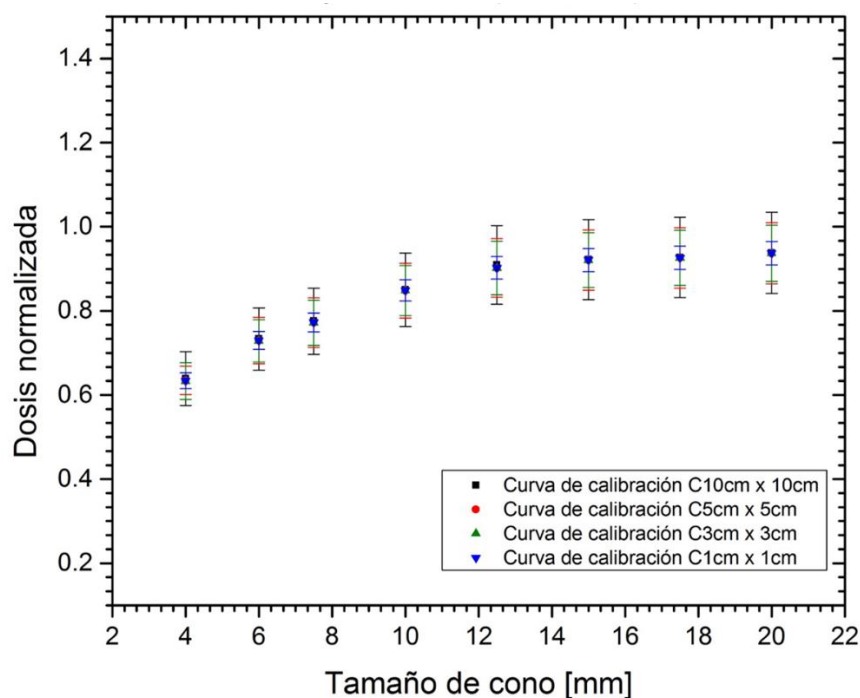
De la tabla anterior se puede observar que las diferencias en porcentaje mayores se muestran en el Lote Nuevo (LN: 03031403). La mayor diferencia en porcentaje se presenta en el campo de 5 cm × 5 cm para el lote Nuevo con un valor promedio de 4.08% y cuyo valor en dosis corresponde a 0.038 Gy. Se puede observar que todas las diferencias promedio en valor de dosis son menores a 1 Gy. Estos valores promedios menores que 1% presentan consistencia

con los reportados en la literatura por Casanova y colaboradores [75], los cuales encuentran valores del 1% para dosis mayores a 4 Gy.

#### 4.2.2 Factores totales de dispersión (TSF) utilizando el sistema de colimación cónico

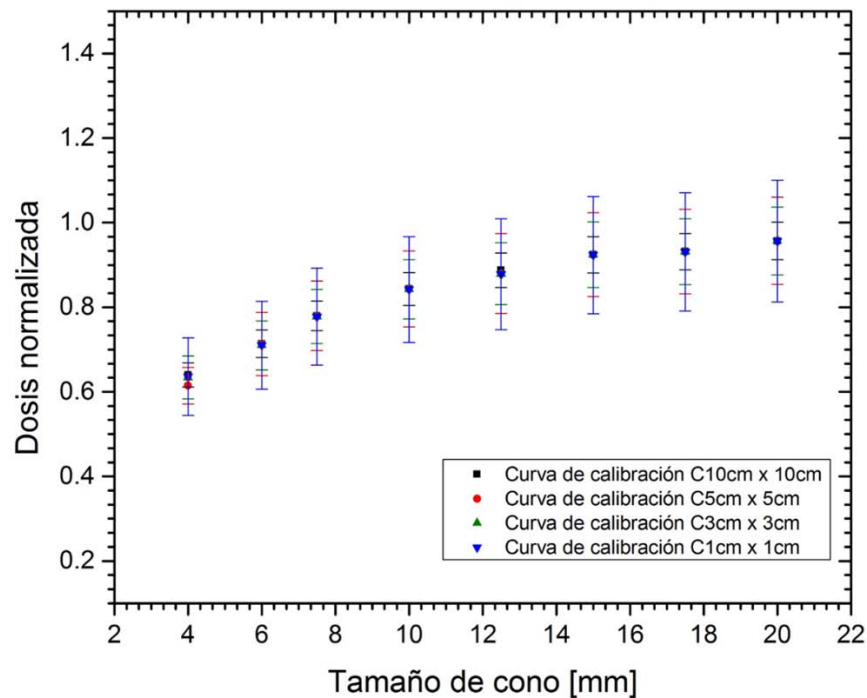
A continuación se muestran las medidas correspondientes a los factores totales de dispersión (TSF) empleando el sistema de colimación cónico de 4.0, 6.0, 7.5, 10.0, 12.5, 15.0, 17.5 y 20.0 mm a isocentro. Todos los resultados obtenidos para ambos lotes de película fueron normalizados a un tamaño de campo de referencia de 10 cm × 10 cm medido bajo las mismas condiciones de irradiación.

La Figura 4.7 muestra los factores totales de dispersión que se obtuvieron con las cuatro curvas de calibración de los diferentes tamaños de campo con su incertidumbre asociada para el LV: A03181302.



**Figura 4.7.** Factores totales de dispersión (TSF) medidos para diferentes tamaños de campo utilizando el sistema de colimación cónico, correspondientes al lote LV: A03181302.

De la misma manera se obtuvieron los factores totales de dispersión con las cuatro curvas de calibración de los diferentes tamaños de campo con su incertidumbre asociada correspondientes al LN: 03031403, como lo muestra la Figura 4.8.



**Figura 4.8.** Factores totales de dispersión (TSF) medidos para diferentes tamaños de campo utilizando el sistema de colimación cónico, correspondientes al lote LN: 03031403.

De las gráficas anteriores se puede observar que los valores de los factores totales de dispersión incrementan conforme el tamaño del colimador (cono) aumenta, debido a que la cantidad de radiación dispersa originada por los componentes internos del acelerador contribuyen a la radiación que llega hasta la película, lo que ocasiona que entre más grande sea el colimador, mayor será la dosis absorbida en la película por la contribución de radiación dispersa [1, 9, 47]. Aunado a ello, al realizar medidas en campos pequeños, al ocluir o ir disminuyendo el tamaño de campo de radiación, la radiación directa también se va absorbiendo como pasa con la radiación dispersa, lo que contribuye así a la disminución en el valor de los factores totales de dispersión.

Para realizar un análisis más preciso y cuantitativo acerca del cambio en las medidas al variar el tamaño de campo de radiación, se calculó la diferencia porcentual entre las medidas



obtenidas de los TSF con diferentes tamaños de campo con respecto al campo de 10 cm × 10 cm. Los valores obtenidos se muestran en la Tabla 4.2.

**Tabla 4.2.** Diferencias absolutas en porcentaje con respecto al campo de 10 cm × 10 cm al variar el tamaño de campo de radiación. Medidas correspondientes a los TSF para ambos lotes de película radiocrómica EBT3.

Tamaño de cono [mm]	Diferencias absolutas en porcentaje respecto al campo de 10 cm × 10 cm					
	Lote Viejo (LV:A03181302)			Lote Nuevo (LN:03031403)		
	Campo 5cm×5cm [%]	Campo 3cm×3cm [%]	Campo 1cm×1cm [%]	Campo 5cm×5cm [%]	Campo 3cm×3cm [%]	Campo 1cm×1cm [%]
4	0.725	0.95	0.8135	4	0.971	0.65
6	0.5	0.585	0.482	0.093	0.512	0.44
7.5	0.403	0.453	0.37	0.02	0.241	0.288
10	0.253	0.262	0.204	0.016	0.083	0.176
12.5	0.820	0.82	0.779	0.881	0.934	1.028
15	0.125	0.12	0.09	0.023	0.006	0.07
17.5	0.116	0.11	0.082	0.022	0.009	0.062
20	0.1	0.092	0.07	0.016	0.013	0.04

De la tabla anterior se puede observar que las diferencias en porcentaje mayores se presentan en tamaños de diámetro de cono menores, es decir, en tamaños de cono o campos pequeños. La mayor diferencia en porcentaje es de 4% y corresponde al campo de 5 cm × 5 cm para un tamaño de cono de 4 mm para el Lote Nuevo (LN: 09031403); seguida de la diferencia en porcentaje correspondiente al campo de 3 cm × 3 cm para el cono de 4 mm para ambos lotes de película, presentando un valor de entre 0.95 y 0.97%. Estas diferencias porcentuales concuerdan con los valores analizados en la Tabla 4.1, ya que la mayor diferencia en porcentaje correspondía al campo de 5 cm × 5 cm para el lote Nuevo, por lo que podemos ver que los resultados mostrados en la Tabla 4.1 impactan directamente en los valores obtenidos en los factores totales de dispersión.

Además se observa fácilmente que para el cono de 12.5 mm todos los tamaños de campo para ambos lotes presentan algunos de los valores mayores mostrados en la Tabla 4.2, teniendo valores que van desde 0.78% hasta 1.03%.

Los conos de mayor tamaño presentan diferencias porcentuales menores que en los tamaños de cono menor. Esto se observa en todos los tamaños de campo para ambos lotes, siendo la

mayor diferencia porcentual de 0.12% correspondiente al campo de 10 cm × 10 cm con un tamaño de cono de 15 mm perteneciente al Lote Viejo (LV: A03181302).

En las gráficas mostradas tanto en la Figura 4.7 y en la Figura 4.8 como en la Tabla 4.2 se observa que las medidas correspondientes al cono de 12.5 mm son las que presentan los valores más altos de diferencia porcentual.

Otro punto importante que se puede notar al observar de manera independiente cada uno de los lotes de película mostrados en la Figura 4.7 y en la Figura 4.8, es la incertidumbre asociada a cada curva de calibración empleada para obtener los TSF. Si bien todas las medidas de los TSF coinciden entre ellas, la incertidumbre para cada curva de calibración varía significativamente.

Para el Lote Viejo (LV A03181302), la gráfica de la Figura 4.7 muestra que la curva que tiene una menor desviación estadística es la correspondiente al campo de 1 cm × 1 cm, ya que si bien todas las medidas coinciden entre ellas, para este tamaño de campo, el Lote Viejo (LV A03181302) presenta un mejor comportamiento ya que su precisión es mayor comparada con el resto de los tamaños de campo. En la Figura 4.8 se muestra que para el Lote Nuevo (LN: 03031403) el campo que presenta menor variabilidad en las medidas es el campo de mayor tamaño, es decir, el campo de 10 cm × 10 cm, el cual muestra que las medidas de los TSF empatan con las de los otros tamaños de campo, sin embargo tiene mayor precisión en las medidas, lo que hace que el Lote Nuevo (LN: 03031403) presente un mejor comportamiento en la medida de los TSF para tamaños de campo mayores.

En la Tabla 4.3 se muestran los valores de los TSF y sus incertidumbres asociadas con la finalidad de observar de manera cuantitativa lo observado anteriormente en la Figura 4.7 y en la Figura 4.8.

**Tabla 4.3.** Valores de los TSF y sus incertidumbres asociadas medidos con ambos lotes de película radiocrómica EBT3.

Tamaño de cono [mm]	Valores de los TSF y sus incertidumbres asociadas							
	Lote Viejo (LV:A03181302)				Lote Nuevo (LN:03031403)			
	Campo 10cm×10cm	Campo 5cm×5cm	Campo 3cm×3cm	Campo 1cm×1cm	Campo 10cm×10cm	Campo 5cm×5cm	Campo 3cm×3cm	Campo 1cm×1cm
4	0.639±0.064	0.635±0.034	0.633±0.043	0.634±0.019	0.640±0.029	0.615±0.043	0.634±0.051	0.636±0.092
6	0.733±0.074	0.730±0.055	0.729±0.051	0.730±0.021	0.714±0.032	0.713±0.075	0.710±0.058	0.711±0.104
7.5	0.775±0.079	0.772±0.059	0.772±0.054	0.773±0.023	0.780±0.035	0.780±0.082	0.778±0.064	0.778±0.115
10	0.850±0.087	0.848±0.065	0.848±0.060	0.849±0.025	0.843±0.039	0.844±0.090	0.843±0.070	0.842±0.125
12.5	0.909±0.094	0.902±0.070	0.902±0.064	0.902±0.027	0.887±0.041	0.880±0.094	0.879±0.073	0.878±0.131
15	0.922±0.095	0.921±0.071	0.921±0.065	0.921±0.028	0.924±0.043	0.924±0.099	0.924±0.077	0.924±0.139
17.5	0.927±0.096	0.926±0.072	0.926±0.066	0.926±0.028	0.931±0.043	0.932±0.100	0.931±0.078	0.931±0.140
20	0.938±0.097	0.937±0.073	0.937±0.067	0.937±0.028	0.957±0.044	0.957±0.103	0.957±0.080	0.956±0.144

De la Tabla 4.3 se comprueba que lo observado de manera cualitativa en las gráficas de la Figura 4.7, en la Figura 4.8 concuerda con los valores presentados en la tabla. De manera tal que, al observar las incertidumbres de los diferentes tamaños de campo, se concluye que el campo de 1 cm × 1 cm es el que presenta los valores de incertidumbre menores correspondientes al Lote Viejo (LV: A03181302), mientras que para el Lote Nuevo (LN: 03031403) es el campo de 10 cm × 10 cm el que presenta este comportamiento.

De manera general, al observar las variaciones en las incertidumbres asociadas a las medidas de los TSF, se puede notar que el comportamiento de cada lote es distinto, mostrando que su respuesta varía con cada lote. Sin embargo, las diferencias que se muestran al variar el tamaño del campo de radiación son menores al 1% para ambos lotes, por lo tanto, las medidas de los TSF no son afectadas significativamente al variar el tamaño de campo con el que se lleva a cabo la irradiación. Lo que permite corroborar que las películas radiocrómicas presentan una baja dependencia con la energía, ya que si las películas presentarían dependencia energética, esto impactaría notablemente en los valores obtenidos para los factores totales de dispersión, observándose una diferencia significativa entre los valores de los TSF para distintos tamaños de campo, lo cual no ocurre.

### 4.3 Variación de la respuesta de la película radiocrómica EBT3 al cambiar el lote de película

A continuación se muestran los resultados obtenidos al cambiar el lote de película radiocrómica al realizar las medidas para campos cuadrados y para los TSF. Se analizó el impacto del cambio de lote de película sobre las respuestas de éstas.

#### 4.3.1 Campos cuadrados

Se realizaron medidas variando el tamaño de campo cuadrado de radiación empleando dos diferentes lotes de película EBT3.

En la Figura 4.9 se muestra una gráfica comparativa de los distintos tamaños de campo de radiación para ambos lotes de película.

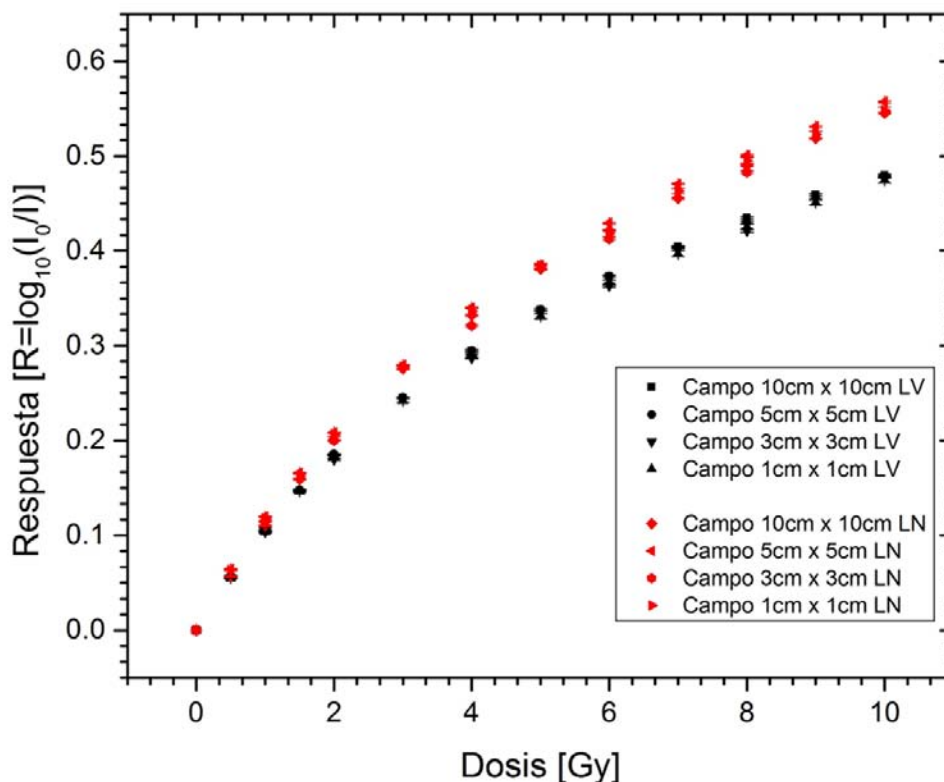


Figura 4.9. Comparación de ambos lotes de película graficando todos los campos de radiación empleados en este trabajo.

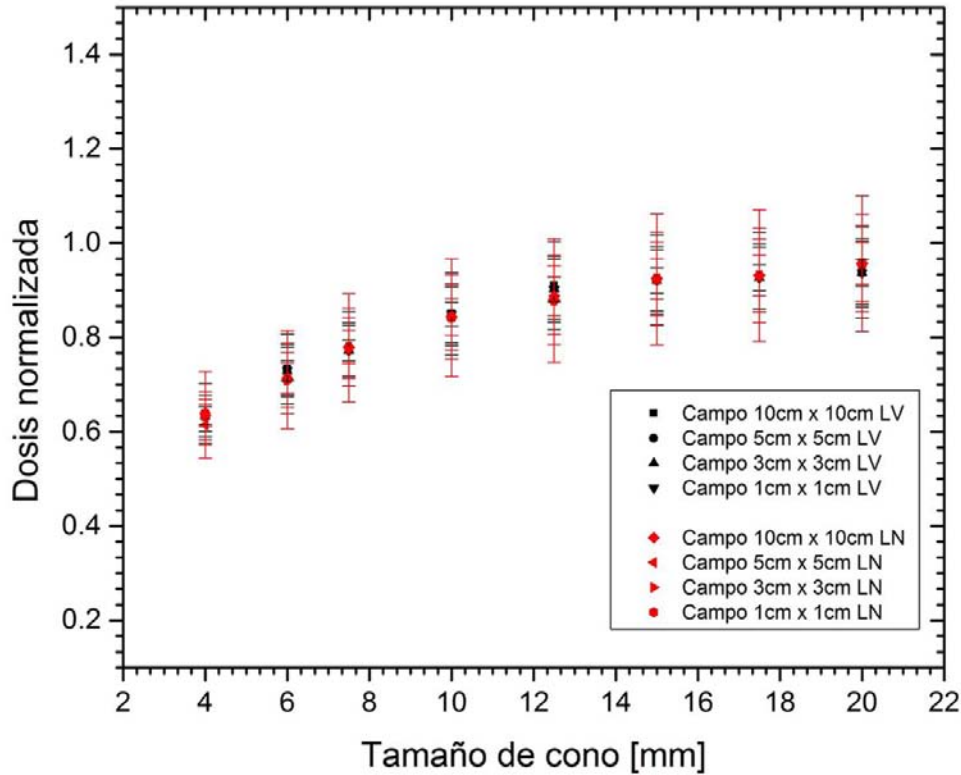
De la gráfica anterior se puede observar que ambos lotes presentan un comportamiento similar en la tendencia de la respuesta típica de una curva de calibración, sin embargo, es notorio que la sensibilidad de ambos lotes cambia. Al igual que en las gráficas realizadas para cada lote por separado, se puede observar que para el Lote Nuevo (LN: 03031403) el campo que sobresale en el intervalo de dosis mayor es el campo de 5 cm × 5 cm, mientras que para el Lote Viejo (LV: A03181302) se observa que los campos de 1 cm × 1 cm y 3 cm × 3 cm están ligeramente por debajo del resto de los tamaños de campo.

Se puede observar claramente que el Lote Nuevo (LN: 03031403) presenta una mayor sensibilidad en la curva dosis-respuesta con respecto al Lote Viejo (LV: A03181302). Se pueden asociar estas diferencias entre lotes a la composición química de la capa activa que constituye a la película ya que varía de lote a lote, por lo que cada lote posee diferente respuesta, como ya lo han mostrado sus predecesoras, esto debido al cambio en la distribución de los polímeros, cambio en la composición química, etc. [76]. Este cambio en la composición química toma mayor relevancia a bajas energías, debido a que el efecto fotoeléctrico toma relevancia en este intervalo de energías, incrementando así la importancia del número atómico efectivo ( $Z_{efectivo}$ ), el cual varía de lote a lote [32].

#### 4.3.2 Factores totales de dispersión (TSF) utilizando el sistema de colimación cónico

Se obtuvieron los TSF empleando dos distintos lotes de película; a continuación se muestran los resultados obtenidos.

En la Figura 4.10 se muestra una comparación de los factores totales de dispersión obtenidos para diferentes tamaños de campo empleando los dos distintos lotes de película radiocrómica EBT3, con el objetivo de observar de manera cualitativa la variación que existe entre ambos lotes de película al realizar la medida de los TSF.



**Figura 4.10.** Comparación de los factores totales de dispersión medidos con ambos lotes de película radiocrómica EBT3 para todos los tamaños de campo empleados en el presente trabajo.

De la gráfica anterior se puede observar de manera cualitativa que no existe una diferencia significativa al medir los TSF con diferentes lotes de película, ya que las medidas de ambos lotes coinciden entre ellas y los valores de las incertidumbres asociadas se abarcan entre ellas. Sin embargo, se observa que existen tres puntos del Lote Viejo que presentan mayor variación respecto al resto de las medidas, dichos puntos corresponden a los conos con tamaño de 20 mm, 12.5 mm y 6 mm. Los puntos que corresponden al cono de 12.5 y 6 mm se encuentran ligeramente por encima del resto de los puntos, mientras que el cono de 20 mm se encuentra ligeramente por debajo del resto de las medidas.

Para llevar a cabo un análisis más preciso y cuantitativo acerca del impacto en las medidas de los TSF al cambiar el lote de película radiocrómica empleado, se realizó una tabla de las diferencias absolutas en porcentaje con respecto al Lote Viejo (LV: A03181302) de las dosis normalizadas obtenidas con los diferentes tamaños de campo y con los dos distintos lotes de película utilizados durante las mediciones y se muestran en la Tabla 4.4.

**Tabla 4.4.** Diferencia absoluta en porcentaje en las medidas de TSF al cambiar el lote de película radiocrómica EBT3. Diferencias obtenidas con respecto al Lote Viejo (LV: A03181302).

Tamaño de cono [mm]	Diferencia absoluta en porcentaje en las medidas al cambiar el lote de película EBT3, con respecto al Lote Viejo (LV:A03181302)			
	Campo 10cm×10cm [%]	Campo 5cm×5cm [%]	Campo 3cm×3cm [%]	Campo 1cm×1cm [%]
4	0.138	3.144	0.113	0.304
6	2.66	2.266	2.589	2.615
7.5	0.571	0.957	0.785	0.65
10	0.828	0.561	0.65	0.801
12.5	2.427	2.487	2.543	2.672
15	0.253	0.401	0.379	0.272
17.5	0.449	0.587	0.568	0.468
20	2.003	2.12	2.11	2.035

De la tabla anterior se puede observar que existen tres tamaños de cono para los cuales la diferencia en porcentaje es mayor que para el resto de las medidas, como ya se venía observando en la Figura 4.10. Estos tamaños de cono son: el cono de 6 mm y el cono de 12.5 mm que tienen la misma diferencia porcentual promedio de todos los tamaños de campo con un valor de 2.6%. El cono de 20 mm presenta una diferencia porcentual promedio es de 2.07%.

La Figura 4.10 es una gráfica importante, ya que en ella se observa claramente que las películas radiocrómicas cuentan con la característica de ser relativamente independientes de la energía, ya que los valores de los TSF coinciden entre ellos, corroborando así que la película radiocrómica es un dosímetro que presenta poca dependencia con la energía para el intervalo de dosis de 0.5 a 10 Gy; ya que si por el contrario, las películas radiocrómicas presentaran cierta dependencia con la energía, las medidas de los TSF se verían afectadas por algún factor dependiendo de cuanta dependencia energética presentan las películas.

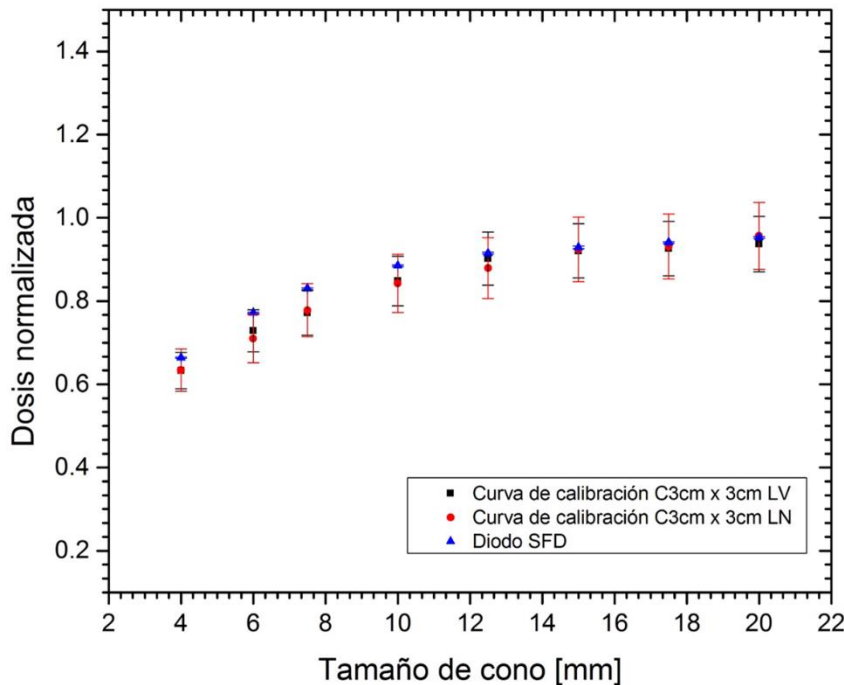
Sin embargo, al observar de la Tabla 4.4 las diferencias porcentuales promedio, se nota claramente que estas diferencias encontradas al cambiar el lote de película para las irradiaciones son mayores que las encontradas anteriormente al cambiar el tamaño de campo

de radiación. Ya que las diferencias porcentuales promedio al cambiar el lote de película llegan a tener un valor de hasta 1.56%, mientras que las encontradas al cambiar el tamaño de campo llegan a ser menores que el 1%. Estas diferencias correspondientes al cambio de lote de película se pueden deber mayormente al cambio en la composición química de cada uno. Por lo que se puede concluir que afecta más a las medidas de los TSF, llevarlas a cabo con un lote distinto de película radiocrómica, que con un diferente tamaño de campo de radiación. Lo cual indica que es de suma importancia llevar a cabo una correcta caracterización y/o calibración de las películas radiocrómicas cada vez que se utilizará un distinto lote de película para realizar cualquier medición.

Una vez que se realizaron las medidas de los TSF con película radiocrómica EBT3, se realizó una comparación de medidas realizadas con otro dosímetro empleado en dosimetría de campos pequeños, en este caso un diodo SFD. Estas medidas fueron tomadas de un proyecto de investigación diferente llevado a cabo por García Garduño y colaboradores [1].

En la Figura 4.11 se muestra una comparación entre los factores totales de dispersión obtenidos para el campo de 3 cm × 3 cm empleando los dos distintos lotes de película radiocrómica EBT3 y los factores totales de dispersión medidos con diodo SFD (medidas obtenidas de la referencia [1]).





**Figura 4.11.** Comparación de los factores totales de dispersión medidos con película radiocrómica EBT3 con respecto a medidas obtenidas con diodo SFD. Los TSF medidos fueron evaluados en la curva de calibración del campo de 3 cm × 3 cm.

Se puede observar en la gráfica anterior que los factores totales de dispersión obtenidos con la película radiocrómica EBT3 presentan valores por debajo de los valores del diodo SFD, marcándose la diferencia en la región donde las irradiaciones se realizaron con tamaños de cono menores que van desde los 4 mm hasta los 10 mm. Sin embargo, las incertidumbres asociadas a ambos lotes de película abarcan las medidas hechas con el diodo SFD.

La importancia de comparar los TSF medidos con respecto a la curva de calibración del campo de 3 cm × 3 cm radica, en que para este tamaño de campo aún se cumplen las características de un tamaño de campo convencional, es decir, aún se cumplen condiciones de equilibrio de partícula cargada, por lo que las diferencias que se presentan entre los TSF medidos con película radiocrómica y los TSF medidos con diodo SFD se pueden deber a que es importante considerar con qué tipo de dosímetro se llevan a cabo las medidas de los TSF para un tamaño de campo que está en el límite de cumplir el equilibrio de partícula cargada.

Para poder observar de manera cuantitativa la diferencia que existe entre los valores de los TSF obtenidos con diodo SFD y los obtenidos con ambos lotes de película para los diferentes tamaños de campo se realizó un análisis de las diferencias porcentuales entre ambas medidas. Estas diferencias se muestran en la Tabla 4.5.

**Tabla 4.5.** Diferencias absolutas en porcentaje de las medidas de los TSF hechas con diodo SFD con respecto a las medidas hechas con película radiocrómica EBT3 para ambos lotes de película y diferentes tamaños de campo.

Tamaño de cono [mm]	Diferencias absolutas en porcentaje de medidas hechas con diodo SFD respecto a medidas hechas con película radiocrómica EBT3							
	Lote Viejo (LV:A03181302)				Lote Nuevo (LN:03031403)			
	Campo 10cm×10cm [%]	Campo 5cm×5cm [%]	Campo 3cm×3cm [%]	Campo 1cm×1cm [%]	Campo 10cm×10cm [%]	Campo 5cm×5cm [%]	Campo 3cm×3cm [%]	Campo 1cm×1cm [%]
4	3.883	4.642	4.877	4.735	3.741	8.039	4.758	4.417
6	5.294	5.818	5.912	5.804	8.171	8.271	8.727	8.645
7.5	7.032	7.465	7.52	7.426	6.425	6.446	6.683	6.732
10	4.062	4.325	4.335	4.274	4.931	4.914	5.018	5.116
12.5	0.606	1.437	1.433	1.395	3.108	4.024	4.079	4.178
15	0.769	0.895	0.89	0.859	0.515	0.492	0.509	0.585
17.5	1.488	1.606	1.6	1.572	1.035	1.013	1.027	1.098
20	1.607	1.707	1.701	1.676	0.388	0.405	0.401	0.352

De manera general, de la tabla anterior se observa que los valores mayores de la diferencia en porcentaje de las medidas de los TSF para campos pequeños hechas con diodo SFD respecto a las medidas realizadas con la película radiocrómica EBT3, se presentan en el Lote Nuevo (LN: 03031403) con valores que llegan a ser hasta del 8.7%, el cual corresponde al cono de 6 mm del campo de 3 cm × 3 cm. El cono con tamaño de diámetro de 7.5 mm es el segundo que presenta diferencias altas, con valores de hasta el 7.5% correspondiente al campo de 3 cm × 3 cm del Lote Viejo (LV: A03181302). Por lo tanto, se observa que las mayores diferencias entre los TSF medidos con el diodo SFD y los medidos con la película EBT3, se presentan en las medidas hechas con el Lote Nuevo (LN: 03031403) de película radiocrómica EBT3.

Se calculó una diferencia porcentual promedio entre las medidas hechas con diodo SFD y las realizadas con película radiocrómica EBT3, para el Lote Viejo (LV: A03181302) en la región

de tamaños de cono menor un valor de 5.5 %, mientras que para la región de tamaños de cono mayor se encontró una diferencia porcentual del 1.3%. Para el Lote Nuevo (LV: 03031403) en tamaños de cono menor se encontró un valor del 6.3%, mientras que para tamaños de cono mayor un valor de 1.4%. Observando así que las diferencias porcentuales mayores se muestran en regiones donde los tamaños de cono son más pequeños para ambos lotes de película, además de mostrar diferencias mayores en el Lote Nuevo de película radiocrómica.

Por los resultados obtenidos, se puede notar, que el impacto en las medidas de los TSF para campos pequeños depende en gran medida del detector empleado al momento de realizar las medidas. Tomando en cuenta las características con las que cuenta la película radiocrómica EBT3 en ventaja con el diodo SFD como lo son tejido equivalencia, alta resolución espacial, fácil manejo y reproducibilidad en las medidas si se sigue de manera rigurosa el protocolo de manejo de éstas, que son sumergibles en agua, no perturban el medio a irradiar, además de que como se analizó en este trabajo, estas películas no presentan dependencia con la energía. Se puede considerar que para la dosimetría de campos pequeños la película radiocrómica EBT3 es mejor dosímetro que el diodo SFD. Si bien el diodo SFD es considerado como un dosímetro de referencia viable para los campos pequeños, en la literatura se ha reportado que éste presenta una sobre respuesta al realizar medidas en este tipo de campos [77], razón por la cual, la película presenta aún más ventajas que el diodo.

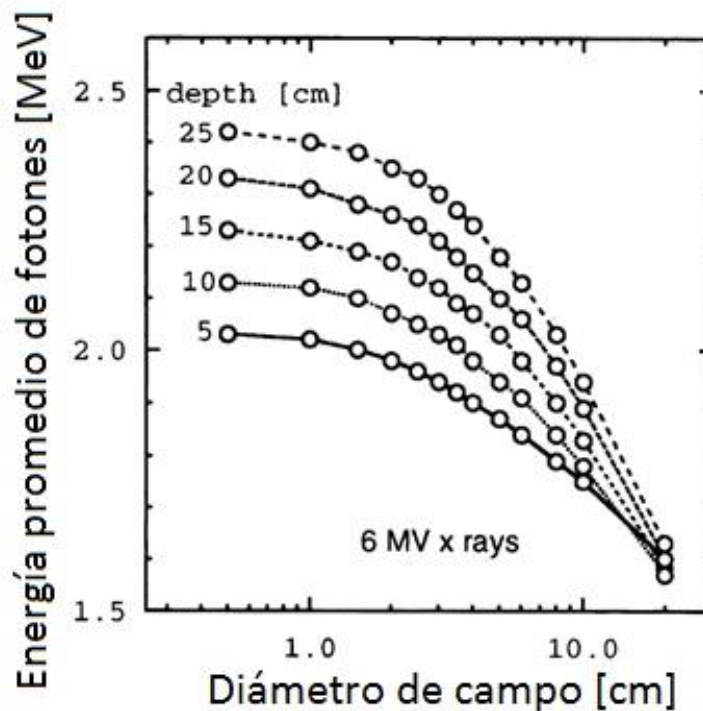
#### **4.4 Discusión de resultados**

Este trabajo consistió en llevar a cabo un análisis de la influencia del tamaño de campo y el cambio de lote de película radiocrómica EBT3 en la variación de su respuesta y su impacto en las medidas de los factores totales de dispersión.

Actualmente, la película radiocrómica es sumamente utilizada en la dosimetría de campos pequeños, esto debido a las características que posee en ventaja con otros detectores de radiación, entre las cuales, una de las más importantes es su baja o casi nula dependencia con la energía al variar el tamaño de campo. Razón por la cual se decidió validar y analizar esta característica del nuevo modelo de película radiocrómica EBT3 en este presente trabajo.

Para ello, se realizaron medidas con distintos tamaños de campo que son  $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$ ,  $3 \times 3\text{ cm}$ ,  $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$  y  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  en un intervalo de dosis de 0.5 a 10 Gy, con el objetivo de observar la variación en las medidas al cambiar el tamaño de campo de radiación y el impacto que pueden presentar las medidas de los factores totales de dispersión en la dosimetría de campos pequeños. Si las medidas presentaban grandes variaciones debido al cambio del tamaño de campo, esto podría indicar que a diferencia de cómo se ha venido diciendo, la película radiocrómica EBT3 si presentaría dependencia con la energía. Sin embargo, una de los limitantes para la realización de este trabajo es que no se pudo variar la energía de radiación, ya que el acelerador utilizado solo cuenta con una energía nominal de 6 MV en modo de fotones, razón por la cual se decidió variar el tamaño de campo para así analizar qué impacto tiene en las medidas, ya que como es bien sabido al variar el tamaño de campo de radiación, el espectro de energía y por ende la energía promedio cambian [30, 33].

Saitoh y colaboradores realizaron un estudio mediante simulación Monte Carlo acerca del cambio en el espectro de energía al variar el tamaño de campo y la profundidad [33], en el que encontraron que conforme aumenta el tamaño o diámetro del campo de radiación, la energía promedio de los fotones disminuye. En la siguiente gráfica se muestran los resultados obtenidos por Saitoh y colaboradores de manera que se puede apreciar más fácilmente este argumento.



**Figura 4.12.** Variación en la energía promedio de fotones como función del diámetro del campo de radiación con profundidades en agua de 5 a 25 cm para una energía de 6 MV. (Figura tomada de [33]).

Para 6 MV de energía a una profundidad de 5 cm, que es lo que se muestra en la Figura 4.12, la energía promedio de los fotones era de 1.75 MeV y de 2.02 MeV para 10 cm y 1 cm respectivamente, lo que nos indica que la variación en la energía promedio al cambiar el tamaño de campo fue de aproximadamente 0.3 MeV, es decir, el cambio en la energía promedio es pequeña. Lo que nos lleva a pensar que los resultados obtenidos en el presente trabajo de tesis mostrados en la sección 4.2 acerca de la variación del tamaño de campo y cómo influye esto en las medidas de los TSF para campos pequeños, presentan también una variación pequeña en la energía promedio, ya que de igual manera, la variación del tamaño de campo fue de 1 cm × 1 cm a 10 cm × 10 cm en la misma profundidad y para la misma energía.

Dicho en otras palabras, al variar el tamaño de campo en este intervalo, la energía promedio de los fotones tiene una variación pequeña. Además de la Figura 4.12 se puede observar que en campos pequeños, la energía promedio de los fotones incrementa a mayor profundidad debido a que el número de fotones de baja energía decrece [33].

Saitoh y colaboradores concluyen que el espectro de energía cambia como función del tamaño de campo y de la profundidad. Y que la energía promedio incrementa conforme el tamaño de campo decrece, además de que la variación en la energía promedio incrementa conforme la energía de los fotones incidentes incrementa.

En otro estudio realizado por M. Todorovic y colaboradores [32] en el que emplean un prototipo de película EBT muestran que al variar la energía de radiación de 4, 6 y 15 MV para un mismo tamaño de campo, esto no influye en las curvas de dosis-respuesta para energías de megavoltaje. Además realizan en el mismo estudio, un análisis sobre la variación en las curvas de respuesta dosis al cambiar el tamaño de campo de radiación, utilizando campos de 2 cm × 2 cm y de 10 cm × 10 cm, en el cual muestran que tampoco existe dependencia energética para energías de megavoltaje, es decir, muestran que la película es independiente de la energía para este modelo que es predecesor al utilizado en este trabajo de tesis. Otros autores como Butson y colaboradores [78] y Chiu-Tsao y colaboradores [45] al analizar la película EBT encuentran que para energías que van desde 21 kV hasta 10 MV la dependencia en energía es del 10%. Sin embargo, este intervalo de energía es mucho más amplio que el que se emplea en este trabajo de tesis.

De acuerdo a los resultados obtenidos en el presente trabajo correspondientes a la sección 4.2, en los cuales se obtiene que la variación en las medidas de los TSF para campos pequeños al cambiar el tamaño de campo es menor al 1% concuerda con lo reportado en la literatura con los autores previamente mencionados y con R. Dreindl y colaboradores [79], así como con Sorriaux y colaboradores [18], los cuales reportan que las películas EBT3 presentan una dependencia con la energía entre el 1 y el 2%.

Otros estudios con diferentes técnicas de tratamientos en las que también se utilizaron las películas radiocrómicas para analizar la dependencia con la energía de éstas y el impacto de la variación de tamaño de campo son los siguientes:

Casanova Borca y colaboradores [75] realizaron un amplio estudio acerca de las características dosimétricas de la película EBT3 para intervalos de energía utilizados en la técnica de IMRT, en el que uno de los aspectos que analizaron fue la dependencia con la energía que presentan dichas películas. Para realizar este análisis emplearon la película

radiocrómica EBT3 con número de lote A10171102, e irradiaron ocho piezas de película con un intervalo de dosis de fotones de 0.3, 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5, 3 y 4 Gy empleando un acelerador lineal Varian con haces de energía de 6 MV y 15 MV, que son los comúnmente usados para técnica de IMRT. Además utilizaron diferentes valores de rapidez de dosis para analizar la respuesta de la película, estos valores de rapidez de dosis fueron de 100, 300 y 600 UM/min. Y encontraron como resultado que la diferencia entre la respuesta de las películas es despreciable con valores menores al 1% para dosis menores de 4 Gy. Lo que muestra que la película radiocrómica EBT3 tiene una respuesta casi independiente de la energía de radiación utilizada para IMRT.

Estos resultados coinciden con los obtenidos en este trabajo de tesis debido a que los dos diferentes lotes de película (LV: A03181302 y LN: 03031403) empleados en este trabajo también presentan dependencia energética despreciable por debajo del 1% para un intervalo de dosis de 0.5 a 10 Gy.

Otro de los factores que podría influir en la variación de las medidas de los TSF para campos pequeños es la variación en la penumbra 80-20 cuando se modifica el tamaño de campo, además de la precisión mecánica del equipo con el que se realizaron las mediciones, lo cual incluye la transmisión y la fuga de radiación.

Al no haberse realizado en el presente trabajo pruebas concernientes a estos factores que influyen en la variación de las medidas, se realizó una búsqueda en la literatura acerca de lo reportado en relación a estos parámetros. García Garduño y colaboradores [80] realizaron un amplio trabajo en el que analizan estos tres parámetros realizando medidas con película EBT. En su estudio encontraron que las variaciones en la penumbra son aproximadamente del  $2.3 \pm 0.11\%$  al variar el tamaño de campo de  $9.1 \text{ cm} \times 9.1 \text{ cm}$  a  $1.8 \text{ cm} \times 1.8 \text{ cm}$ . Mientras que para la transmisión fueron aproximadamente del  $1 \pm 0.5\%$  y para la fuga de aproximadamente  $1.10 \pm 0.8\%$ . Al observar estos resultados, se puede concluir que no influyen de manera significativa en las medidas.

En referencia a los resultados encontrados en la sección 4.3 que corresponden al impacto en las medidas de los TSF para campos pequeños al cambiar el lote de película radiocrómica empleada para realizar las medidas, se observa claramente que afecta más en las medidas el

cambiar de lote de película que el hecho de variar el tamaño de campo de radiación. Ya que el incremento de la sensibilidad del Lote Nuevo (LN: 03031403) de la película radiocrómica EBT3 comparada con el Lote Viejo (LV: A03181302) es el resultado del cambio en la composición química en la capa activa de la película, ya que una variación por menor que sea en algún de los elementos que componen a la capa activa de la película, es decir, que el  $Z_{efectivo}$  presente alguna variación ya sea aumentándolo o disminuyéndolo, sugiere que la absorción fotoeléctrica de fotones de energía bajas del orden de keV sea impulsado [32].



## CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES

Llevar a cabo una correcta caracterización de los campos pequeños de radiación es complejo debido a los problemas físicos que estos conllevan. Uno de los problemas centrales es la elección del detector de radiación adecuado que se empleará para llevar a cabo dicha dosimetría.

Este trabajo de tesis se ha centrado en realizar un análisis sobre la nueva película radiocrómica EBT3, la cual es un dosímetro viable y confiable para realizar la dosimetría de campos pequeños. Para ello se planteó como principal objetivo, evaluar el impacto de la variación del tamaño de campo y el cambio de lote en la respuesta de la película EBT3, así como en las medidas de los factores totales de dispersión (TSF).

Para cumplir con dicho objetivo, se llevaron a cabo medidas con cuatro diferentes tamaños de campo, con las cuales se realizó la calibración de las películas radiocrómicas para dos distintos lotes de película. Con estas mediciones se analizó la variación en la respuesta de la película radiocrómica EBT3 con respecto al tamaño de campo, encontrándose que las respuestas de las películas no se ven afectadas de manera significativa al variar el tamaño de campo de radiación. Es decir, que es factible, utilizar cualquier campo de radiación con un intervalo de dosis de 0.5 a 10 Gy, sin afectar las medidas de los factores totales de dispersión en menos de un 1%. Por lo que la película EBT3 no presenta dependencia energética de manera significativa. Sin embargo, las medidas de los factores totales de dispersión (TSF) se afectan mayormente al cambiar el lote de película empleado que cuando se varía el tamaño de campo de radiación, esto debido al cambio en la composición química de cada lote. Lo cual indica que es de suma importancia llevar a cabo una correcta caracterización y/o calibración de las películas radiocrómicas cada vez que se utilizará un distinto lote de película para realizar cualquier medición. Finalmente se comprobó que las medidas realizadas con película radiocrómica EBT3 son comparables con otros detectores de radiación empleados en dosimetría de campos pequeños como lo es el diodo SFD.

El presente trabajo de tesis podría ser enriquecido mediante proyectos futuros que consisten en caracterizar completamente a la película radiocrómica EBT3, no sólo analizando el impacto en la respuesta de la película al variar el tamaño de campo y cambiar el lote de película, sino ahondar más en el análisis de las otras características que presentan dichas películas como lo son, el tiempo de estabilización post escaneo, posición en el escáner, medidas relativas como los son la adquisición de los TMR y OAR, etc. Además se podrían realizar medidas en superficie para llevar a cabo dosimetría in vivo mediante el uso de película radiocrómica, enfocándose principalmente en tratamientos de cabeza y cuello. Finalmente, se podría determinar si es posible utilizar las películas radiocrómicas como dosímetros confiables para realizar auditorías en dosimetría de campos pequeños.

## BIBLIOGRAFÍA

1. García Garduño O. A., "*Dosimetría de campos pequeños con película radiocrómica*". Tesis de Doctorado en Tecnología Avanzada, Centro de Investigación en Ciencias Aplicadas y Tecnológicas Avanzadas, Instituto Politécnico Nacional, (2015).
2. Bassinet C. et al., "*Small fields output factors measurements and correction factors determination for several detectors for a CyberKnife® and linear accelerators equipped with microMLC and circular cones*", Med. Phys. 40 (7): 071725, (2013).
3. Aspradakis, M. M. "*Small Field MV Photon Dosimetry*". World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. 44: 854–854 (2009).
4. García Garduño O. A. et al., "*Breviario sobre la dosimetría d campos pequeños para radioterapia*", Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía "Manuel Velasco Suárez", México, D.F. (2015).
5. Heydarian M., Hoban P., Beddoe, "*A comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery*", Phys. Med. Biol. 41, 93–110 (1996).
6. Westermark M. et al., "*Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams*". Phys. Med. Biol. 45, 685–702 (2000).
7. Rustgi N., Frye D. M. D, "*Dosimetric characterization of radiosurgical beams with a diamond detector*". Med. Phys. 22: 2117-2, (1995).
8. Duggan D. M, Coffey C. W., "*Small photon field dosimetry for stereotactic radiosurgery*", Medical Dosimetry 23 (3): 153-159, (1998).
9. Wilcox Ellen E., Daskalov George M., "*Evaluation of GAFCHROMIC EBT film for Cyberknife dosimetry*". Med. Phys. 34, 1967–1974 (2007).
10. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 42, "*Report No.54, Stereotactic Radiosurgery*", American Institute of Physics, N.Y. (1995).
11. American Association of Physicists in Medicine (AAPM), "*Report No.63, Radiochromic Film Dosimetry*", Med. Phys. 25, 2093-2, (1998).
12. Reinhardt, S., Hillbrand, M., Wilkens, J. J., Assmann, W., "*Comparison of Gafchromic EBT2 and EBT3 films for clinical photon and proton beams*", Med. Phys. 39 (8): 5257, (2012).

13. León Marroquí E. Y., “*Caracterización de la película radiocrómica EBT2 con diferentes sistemas de lectura para validar su uso en Radioneurocirugía*”, Tesis de Maestría en Ciencias con Especialidad en Física Médica, Facultad de Medicina, UAEM, (2013).
14. International Speciality Products (ISP), “*GAFCHROMIC® EBT3 Scan Handling Guide*”, (2010).
15. García Garduño O. A. et al., “*Effect of dosimeter type for commissioning small photon beams on calculated dose distribution in stereotactic radiosurgery*”, Med. Phys. 41 (9): 092101, (2014).
16. Zhu XR, Allen JJ, Shi J, Simon WE., “*Total scatter factors and tissue maximum ratios for small radiosurgery fields: comparison of diode detectors, a parallel-plate ion chamber, and radiographic film*”, Med. Phys. 27 (3): 472-477, (2000).
17. Wilcox Ellen E., Daskalov George M., “*Accuracy of dose measurements and calculations within and beyond heterogeneous tissues for 6 MV photon fields smaller than 4 cm produced by Cyberknife*”, Med. Phys. 35 (6): 2259-2266, (2008).
18. Sorriaux J. et al., “*Evaluation of Gafchromic EBT3 films characteristics in therapy photon, electron and proton beams*”, Med. Phys. 29 (6): 599-606, (2013).
19. Massillon J. L. Guerda, “*Energy Dependence of the New Gafchromic EBT3 Film: Dose Response Curves for 50 KV, 6 and 15 MV X-Ray Beams*”, International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, 01 (02): 60-65, (2012).
20. Hogle William P., “*The State of the Art in Radiation Therapy*”, Seminars in Oncology Nursing, 22 (4): 212-220, (2006).
21. Organización Mundial de la Salud (OMS), página web (recuperada), (2011). <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/es>
22. Roselló et al., “*Física y tratamiento con radiaciones ionizantes en radioterapia*”, Revista Española de Física (La Física Médica), 23 (1), (2009).
23. Fis. Hernández Flores Francisco Javier, “*Curva de probabilidad de control tumoral*”, Centro Nacional de Radioterapia (CNR), (2013).

24. Hall E., *“Radiobiology for the Radiologist”*, Philadelphia: J.B.Lippincott Company, (1994).
25. Papanikolaou J. J. et al., *“Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams: Report of AAPM Task Group 65”*, American Association of Physicists in Medicine (AAPM), (2004).
26. Dr. Philippe Cattin, *“Imagen Espectro de Rayos X”*, MIAC, University of Basel, (2015).
27. Ramos Amores David, *“El haz de radiación. Espectro de rayos X (imagen)”*, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, HGU, Santa Lucía, (2015).
28. Attix F. H., *“Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry”*, John Wiley & Sons Ltd, New York, (1986).
29. Sánchez Doblado et al., *“Ionization chamber dosimetry of small photon fields: a Monte Carlo study on stopping-power ratios for radiosurgery and IMRT beams”*, Med. Phys. Biol. 48 (14): 2081-2099, (2003).
30. Lárraga Gutiérrez J. M. et al., *“Simulación Monte Carlo Del Acelerador Lineal Novalis Del INNN”*, Resúmenes del XLVIII Congreso Nacional de Física, pag. 45, (2005).
31. García Hernández D., *“Desempeño de dosímetros de película para la caracterización de haces de fotones de alta energía usados en radiocirugía estereotáctica”*, Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica).” Posgrado en Ciencias Física, UNAM, (2011).
32. Todorovic M., Fischer M., Cremers F., Thom E., Schmidt R., *“Evaluation of GafChromic EBT prototype B for external beam dose verification”*, Med. Phys. 33: 1321, (2006).
33. Saitoh Hidetoshi, et al., *“A study on field size and depth dependence of energy spectrum”*, Jpn. Soc. Ther. Radiol. Oncol., 31 (11): 279-285, (1999).
34. International Atomic Energy Agency (IAEA), *“TRS-398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on absorbed dose to water”*, International Atomic Energy Agency (IAEA), Viena (2001).
35. Alfonso R. et al., *“A New Formalism for Reference Dosimetry of Small and*

- Nonstandard Fields.*” Medical physics 35 (11): 5179–86, (2008).
36. Das Indra J., Ding George X., Ahnesjö Anders, “*Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry*”, Med. Phys. 35(1): 206-215, (2008).
  37. Yang J, Pino R., “*Analytical calculation of central-axis dosimetric data for a dedicated 6-MV radiosurgery linear accelerator*”, Med. Phys. 35 (10): 4, (2008).
  38. Ding George X., Duggan Dennis M., Coffey Charles W., “*Comment on "Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation"*”, Med. Phys. 34 (8): 3414, (2007).
  39. Andreo P., Benmakhlouf H., “*Improved Reference and Relative Dosimetry of Small Radiation Therapy Photon Beams*”, Swedish Radiation Safety Authority 26, (2014).
  40. Andreo P., Izewska J., Vatinsky S., “*Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer*”, (2004).
  41. BrainScan Manual, “*Software Guide, Revision 1.0. BrainScan TM Version 5.31 BrainLab AG*”, Germany, (2004).
  42. Luxton G., Jozsef G., Astrahan M. A., “*Algorithm for dosimetry of multiarc linear-accelerator stereotactic radiosurgery*”, Med. Phys. 13 (6): 1211-1221, (1991).
  43. Khan Fainz M., “*Physics of Radiation Therapy*”, Lippincott Williams & Wilkins, 4<sup>th</sup> Edition, (2010).
  44. Cheung T., Butson M. J., Yu P. K. N., “*Post-irradiation colouration of Gafchromic EBT radiochromic film*”, Phys. Med. Biol., 50 (20): N281-N285, (2005).
  45. Chiu-Tsao Sou-Tung, Ho Yunsil, Shankar Ravi, Wang Lin, Harrison Louis B, “*Energy dependence of response of new high sensitivity radiochromic films for megavoltage and kilovoltage radiation energies*”, Med. Phys. 32 (11): 3350-3354, (2005).
  46. García Garduño O. A. et al., “*Small photon beam measurements using radiochromic film and Monte Carlo simulations in a water phantom*”, Radiotherapy and Oncology, 96 (2): 250-253, (2010).
  47. Lárraga Gutiérrez J. M. et al., “*Evaluation of the Gafchromic® EBT2 film for the dosimetry of radiosurgical beams*”, Med. Phys. 39 (10): 6111, (2012).

48. Esparza- Moreno K.P. et al., “*Comparison of trigeminal neuralgia radiosurgery plans using two film detectors for the commissioning of small photon beams*”, Journal of Applied Clinical Medical Physics, 14 (6): 3824, (2013).
49. Lárraga Gutiérrez J. M. et al., “*Comparative analysis of several detectors for the measurement of radiation transmission and leakage from a multileaf collimator*”, Med. Phys. (30): 391-395, (2014).
50. Serago C. F. et al., “*Tissue maximum ratios (and other parameters) of small circular 4, 6, 10, 15 and 24 MV x-ray beams for radiosurgery*”, Med. Phys. Biol. (37): 1943, (1992).
51. Bjarngard B. E., Tsai J. S., Rice R. K., “*Doses on the Central Axes of Narrow 6 MV X-Ray Beams*”, Med. Phys. 17: 794-799, (1990).
52. Rice R. K. , Hansen J. L., Svensson G. K., Siddon R. L., “*Measurement of dose distributions in small beams of 6 MV x rays*”, Med. Phys. Biol. (32): 1087-1099, (1987).
53. Sibata C. H. et al., “*Influence of detector size in photon beam profile measurements*”, Med. Phys. Biol. (36): 621-631, (1991).
54. Rikner G. , Grusell E., “*General specifications for silicon semiconductors for use in radiation dosimetry*”, Med. Phys. Biol. 32 (9): 1109-1117, (1987).
55. Dieterich Sonja, Sherouse George W., “*Experimental comparison of seven commercial dosimetry diodes for measurement of stereotactic radiosurgery cone factors*”, Med. Phys. 38 (7): 4166-4173, (2011).
56. Niroomand-Rad A. et al., “*Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55*”, American Association of Physicists in Medicine (AAPM), Med. Phys. 25 (11): 2093-2115, (1998).
57. Mack A. et al., “*High Precision Film Dosimetry with Gafchromic Films Quality Assurance Especially When Using Small Fields.*” Med Phys. 30: 2399–24098, (2003).
58. Arráns R. et al., “*Dosimetría con Películas Radiocrómicas*”, Revista Física Médica 10: 83–104, (2009).
59. Devic S. et al., “*Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner*”, Med. Phys. 32 (7): 2245-2253, (2005).

60. Ávila- Rodríguez M. A. “*Dosimetría en tratamientos de radiocirugía estereotáctica*”, Tesis de Maestría en Física Médica, Instituto de Física, UNAM, México, (2001).
61. Bouchard H. et al., “*On the characterization and uncertainty analysis of radichromic film dosimetry*”, Med Phys. 36: 1931–46, (2009).
62. Devic S. et al., “*Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers*”, Med. Phys. 31 (9): 2392-2401, (2004).
63. Esparza- Moreno K.P., “*Estudio comparativo retrospectivo entre la dosimetría con película radiográfica y película radiocrómica para tratamientos con radiocirugía de Neuralgia del Trigémino*”, Tesis de Maestría en Física Médica, Facultad de Medicina, UAEM, (2011).
64. PTW Phantoms, “*Maniquí de agua sólida (imagen)*”, (2013). <http://www.supertechx-ray.com/CT/CTQAPhantoms/CIRS> (2013).
65. Rasband W. S. et al., “*ImageJ U.S.*”, Bethesda, Md, USA, (1997).
66. Samei E. et al., “*Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems. Executive summary of AAPM Task Group 18 report*”, Med. Phys. 32 (4), (2005).
67. Lynch Bart D. et al., “*Important considerations for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and EBT GAFCHROMIC film*”, Med. Phys. 33 (12): 4551-4556, (2006).
68. Butson M. J., Cheung T., Yu P. K. N., “*Scanning orientation effects on Gafchromic EBT film dosimetry*”, Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine, 29 (3): 281–284, (2006).
69. Devic Slobodan, “*Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future*”, Physica Medica, 27 (3), 122-134, (2011).
70. Butson M. J., Cheung T., Yu P. K. N., Alnawaf H., “*Dose and absorption spectra response of EBT2 Gafchromic film to high energy X-Rays*”, Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine, 32 (4):196-202, (2009).
71. Hardcastle Nicholas et al., “*High dose per fraction dosimetry of small fields with gafchromic EBT2 film*”, Med. Phys. 38 (7): 4081-4085, (2011).



72. Paelinck L. et al., “*Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry*”, Med. Phys. Biol. 52 (1): 231-242, (2007).
73. Quach K. et al., “*Measurement of radiotherapy x-ray skin dose on a chest wall phantom*”, Med. Phys. 27 (7): 1676-1680, (2000).
74. Arjomandy B. et al., “*Energy Dependence and Dose Response of Gafchromic EBT2 Film over a Wide Range of Photon, Electron, and Proton Beam Energies*”, Med. Phys. 37 (5): 1942–47, (2010).
75. Casanova Borca Valeria et al., “*Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification*”, Journal of applied clinical medical physics / American College of Medical Physics, 14 (2): 4111, (2013).
76. Butson M. J., Yu P. K. N., Cheung T., Alnawaf H., “*Energy response of the new EBT2 Radiochromic film to X-ray radiation*”, Radiation Measurements, 45 (7): 836-839, (2010).
77. Liu Paul Z. Y., Suchowerska Natalka, McKenzie David R., “*Can small field diode correction factors be applied universally?*”, Radiotherapy and Oncology, 112 (3): 442-6, (2014).
78. Butson M. J., Cheung T., Yu P. K. N., “*Weak energy dependence of EBT gafchromic film dose response in the 50 kVp-10 MVp X-ray range*”, Applied Radiation and Isotopes, 64 (1): 60-62, (2005).
79. Dreindl Ralf, Dietmar Georg, Stock Markus, “*Radiochromic film dosimetry: Considerations on precision and accuracy for EBT2 and EBT3 type films*”, Med. Phys. 24: 153-163, (2014).
80. García Garduño O. A. et al., “*Radiation transmission, leakage and beam penumbra measurements of a micro-multileaf collimator using GafChromic EBT film*”, Journal of Applied Clinical Medical Physics 9 (3): 90-98, (2008).