



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

---

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIROLOGÍA  
"MANUEL VELÁSICO SUÁREZ"

AUDITORÍA DE CAMPOS NO CONVENCIONALES Y CAMPOS  
PEQUEÑOS EN RADIOTERAPIA EXTERNA USANDO  
DOSÍMETROS OSL

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:

ERICK FERNANDO GRANADOS SÁNCHEZ

TUTOR PRINCIPAL:

DRA. OLIVIA AMANDA GARCÍA GARDUÑO (INSTITUTO  
NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIROLOGÍA)

COMITÉ TUTOR:

DR. JOSE MANUEL LARRAGA GUTIERREZ (INSTITUTO  
NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIROLOGÍA)  
DRA. MARÍA ISABEL GAMBOA DE BUEN (INSTITUTO DE  
CIENCIAS NUCLEARES UNAM)



Ciudad Universitaria, 2023



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**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.

# Agradecimientos

De primera mano quiero agradecer a mi familia, a mis padres y a mi hermano; por forjar la naturaleza de mi carácter y fundar los principios y valores que me han ayudado a lo largo de mi vida y de mi trayectoria profesional. Gracias por ´ser mis mejores maestros, por sus enseñanzas, por su paciencia, perseverancia y todo el apoyo brindado. Quiero hacer una mención especial a mi madre, por confiar en mi desde el primer momento que decidí ser físico.

Quiero hacer una mención, no menos importante a mi amada Lucero Garfías, por ser la luz de mis días. Gracias por llegar a mi vida en este momento. Gracias por quedarte siempre. Espero siempre llenar tus días de la misma manera y juntos construir un futuro juntos paso a paso y día a día..

Del ámbito académico, la primera persona en señalar es la doctora Amanda García, quien con mucha paciencia y dedicación me supo llevar de la mano para poder abrirme camino en la física médica. Gracias por siempre mostrarme el lado amable de las cosas y transmitirme el deseo de ayudar a los demás siempre.

A mi comité tutor, el doctor Jose Manuel Larraga y la doctora Maria Isabel Gamboa, por siempre mostrar interés un sincero interés en mi desarrollo y apoyarme en todas mis dudas.

A Francisco Monrroy por su apoyo en la caracterización de los dosímetros OSL y por hacer amenos los días en el Instituto.

A Mirian Miron por su apoyo para la caracterización de las películas radiocrómicas, la curva de calibración, la obtención de perfiles y el consejo en los protocolos de uso de estas.

Quiero expresar mi agradecimiento al maestro Jose Alfredo Herrera González por su apoyo en los planes para la auditoría en el INNNMVS y por su apoyo para la caracterización de los dosímetros OSL en el INCAN.

Al Dr Carlos Roman por compartir la información de los espectros de emisión de los LED azules utilizados en el blanqueado de los OSLD.

Al Consejo Nacional de Humanidades Ciencia y Tecnología por la beca brindada para el apoyo a mis estudios.

Es importante mencionar que este proyecto fue apoyado por el Fondo Sectorial de Investigación en Salud y Seguridad Social A3-S-37057.

Al Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velásco Suarez” (INNNMVS) y al Instituto Nacional de Cancerología (INCan) por permitirme utilizar sus materiales, equipos e instalaciones para el desarrollo de este proyecto.

A todos mis profesores de la maestría, por su experiencia, valiosísimos consejos y tiempo dedicado. Todos y cada uno de ellos imprimieron una huella en mi persona que se ve reflejada en mi actuar profesional y personal.

# Índice general

<b>Índice General</b>	<b>4</b>
<b>Índice de Figuras</b>	<b>10</b>
<b>Índice de Abreviaturas</b>	<b>10</b>
<b>Introducción</b>	<b>12</b>
<b>1. Planteamiento del problema.</b>	<b>14</b>
1.1. Radioterapia externa.	14
1.1.1. Irradiadores externos con fuentes de Cobalto-60.	14
1.1.2. Aceleradores Lineales de electrones (linac).	16
1.1.3. Sustento radiobiológico.	17
1.2. Campos pequeños en radioterapia externa.	18
1.2.1. Antecedentes físicos.	18
1.2.1.1. Equilibrio de partícula cargada.	18
1.2.1.2. Teoría de Cavidades de Bragg-Gray.	19
1.2.1.3. Teoría de Cavidades de Spencer-Attix.	20
1.2.2. Definición formal de campos pequeños.	22
1.2.3. Efectos adicionales que acompañan a los campos pequeños.	24
1.2.3.1. Oclusión parcial de la fuente.	25
1.2.3.2. Efecto del volumen del detector.	26
1.2.4. Características deseables de detectores para campos pequeños.	27
1.2.5. Equipos y modalidades que utilizan campos pequeños.	29
<b>2. Auditorías Dosimétricas y Dosímetros OSL.</b>	<b>33</b>
2.1. Auditorías en Radioterapia.	33
2.2. Auditorías dosimétricas remotas.	34
2.3. Detectores utilizados en auditoría.	35
2.4. Dosímetros Luminiscentes Ópticamente Estimulados.	37
2.4.1. Principio de funcionamiento.	37
2.4.2. Aspectos prácticos.	40
2.4.2.1. Blanqueado de los OSLD y señal basal.	40
2.4.2.2. Condiciones de irradiación	41
2.4.2.3. Lectura de los dosímetros.	44
2.4.3. Protocolo de dosimetría.	45
2.4.3.1. Factor de corrección por sensibilidad individual.	47
2.4.3.2. Factor de corrección por linealidad.	48
2.4.3.3. Factor de corrección por calidad del haz.	48
2.4.3.4. Factor de corrección por desvanecimiento.	48

2.4.3.5.	Factor de corrección por dependencia en la direccionalidad del haz de radiación. . . . .	49
2.5.	Protocolos previos de auditorías con OSLD y en campos pequeños. . . . .	49
2.5.1.	Protocolo de auditoría del RPC. . . . .	50
2.5.2.	Protocolo de auditoría del CIEMAT. . . . .	51
<b>3.</b>	<b>Material y Metodología.</b>	<b>54</b>
3.1.	Material y equipos. . . . .	54
3.1.1.	Dosímetros OSL y equipamiento asociado. . . . .	54
3.1.2.	Cámara de ionización y equipo asociado. . . . .	56
3.1.3.	Películas radiocrómicas y equipo asociado. . . . .	57
3.1.4.	Sistema de planeación. . . . .	57
3.1.5.	Material y Equipo para las Irradiaciones. . . . .	58
3.2.	Metodología. . . . .	60
3.2.1.	Proceso de dosimetría y caracterización de los OSLD. . . . .	60
3.2.1.1.	Medidas previas para obtención de fondo. . . . .	60
3.2.1.2.	Proceso de irradiación. . . . .	60
3.2.1.3.	Proceso de Lectura. . . . .	61
3.2.1.4.	Proceso de blanqueado. . . . .	61
3.2.2.	Curvas de calibración. . . . .	61
3.2.2.1.	Irradiación de los dosímetros. . . . .	61
3.2.2.2.	Análisis de datos e incertidumbres. . . . .	63
3.2.3.	Calibración del lote y factor de calibración. . . . .	64
3.2.4.	Verificación de tamaño de campo con película radiocrómica. . . . .	65
3.2.5.	Factores de corrección. . . . .	68
3.2.6.	Protocolo de auditoría interna. . . . .	68
3.2.6.1.	Planeación de las irradiaciones. . . . .	68
3.2.6.2.	Irradiaciones. . . . .	69
3.2.6.3.	Análisis de datos e incertidumbres. . . . .	69
3.2.6.4.	Verificación utilizando un solo detector. . . . .	70
3.2.7.	Protocolo de auditoría externa. . . . .	70
<b>4.</b>	<b>Resultados y Discusión.</b>	<b>72</b>
4.1.	Caracterización de los OSLD. . . . .	72
4.1.1.	Curvas de calibración. . . . .	72
4.1.2.	Lectura basal. . . . .	73
4.1.3.	Calibración del lote. . . . .	74
4.1.4.	Factores de corrección. . . . .	75
4.2.	Verificación del tamaño de campo usando película radiocrómica. . . . .	78
4.3.	Protocolo de auditoría interna (haz de 6 MV WFF). . . . .	82
4.4.	Protocolo de auditoría interna (haz de 6 MV FFF). . . . .	86
4.5.	Resultados de auditoría externa. . . . .	88
<b>5.</b>	<b>Conclusiones.</b>	<b>90</b>
	<b>Apéndices</b>	<b>92</b>

# Índice de figuras

1.1.	<i>Esquema de la estructura de un irradiador de cobalto para teleterapia. Las estructuras mostradas están montadas en un gantry giratorio con la finalidad de dirigir el haz en distintas direcciones al paciente[4]</i> . . . . .	15
1.2.	<i>Penumbra geométrica producida por el efecto de la dimensión de la fuente de radiación. En un irradiador de cobalto, la fuente tiene un tamaño mucho mayor que la de los aceleradores lineales lo que produce un aumento en la penumbra como se observa en la imagen. Es por esto, que es necesario el uso de un sistema de colimación externa para producir una definición lateral mas abrupta del haz de radiación.</i> . . . . .	16
1.3.	<i>Esquema de un acelerador lineal de electrones y sus diferentes modalidades A) se muestra la modalidad de rayos X donde resalta el blanco para la producción de rayos X y el filtro de aplanado, B) se muestra la modalidad de electrones, en donde resalta el uso de una rejilla dispersora y el cono aplicador C) se muestra un corte del gantry de un acelerador, de derecha a izquierda el cañón de electrones, la guía de aceleración, las bobinas de deflexión.[7, 11]</i> . . . . .	17
1.4.	<i>Gráfica de probabilidad de control tumoral (TCP) y probabilidad de complicación en tejido normal (NTCP) según modelos radiobiológicos.</i> . . . . .	18
1.5.	<i>Dosis y kerma de colisión como función de la profundidad para un medio siendo irradiado de forma externa. Se observa el aumento de dosis en la región de incremento hasta el punto en que se logra el equilibrio de partícula cargada. Posteriormente se observa la caída de la dosis en profundidad a una tasa igual a la del kerma de colisiones obteniéndose así el Equilibrio Parcial de Partícula Cargada..[10]</i> . . . . .	21
1.6.	<i>Relación de poderes de frenado de Spencer-Attix entre agua y aire como función de la profundidad para distintos tamaños de campo. Los datos fueron obtenidos por simulación Monte Carlo para un haz de fotones experimental de energía nominal de 6MV. Es preciso destacar el cambio drástico en la dependencia de los poderes de frenado para un tamaño de campo de <math>0.5\text{ cm} \times 0.5\text{ cm}</math>[25]</i> . . . . .	22
1.7.	<i>Razón entre Dosis absorbida y Kerma de colisiones en Agua a una profundidad de 5 cm en el eje central, para haces de fotones de distintas energías nominales utilizando colimadores circulares. Los datos fueron obtenidos mediante simulación Monte Carlo. Extraído de [28].</i> . . . . .	23
1.8.	<i>Factores de salida como función del tamaño de campo para distintos detectores para un haz de 6 MV. Los datos graficados no fueron corregidos por factores de perturbación de ningún tipo y son simplemente la razón de lecturas para una misma cantidad de unidades monitor impartidas con un cierto tamaño de campo entre un campo de referencia de <math>10 \times 10\text{ cm}^2</math>[29]</i> . . . . .	24
1.9.	<i>Alineación de una cámara de ionización para alcanzar ELPC. La distancia desde las paredes del detector hasta los bordes del campo debe ser como mínimo igual a <math>r_{ELPC}</math>, por tanto, el mínimo tamaño de campo cuadrado <math>S</math> para conservar esta condición debe ser mayor que 2 veces <math>r_{ELPC}</math> más la máxima longitud de la cámara de ionización.</i> . . . .	25

1.10. *Espectros de energía para un haz Clinac iX de energía nominal de 6 MV y para distintos tamaños de campo. Los datos fueron obtenidos por simulación Monte Carlo [34]. Se observa en la esquina superior derecha una tabla con la energía promedio para cada tamaño de campo. . . . .* 26

1.11. *Esquema de la superposición de penumbras y su efecto en los perfiles de dosis en profundidad. a) se observa la fuente de fotones siendo parcialmente ocluida siendo vista desde el punto de medición. Al proyectar las fronteras de la fuente pasando por los bordes del colimador se superponen las penumbras. b) el tamaño del perfil definido por el FWHM de un campo pequeño coincide con el tamaño nominal, mientras que el producido por la superposición de penumbras es más ancho. . . . .* 27

1.12. *Perfiles fuera del eje obtenidos en profundidad de agua para un campo de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  utilizando un detector diamante T60003 (PTW, Freiburg, Alemania) (línea sólida negra) y una cámara de ionización Semiflex T31010 (PTW, Freiburg, Alemania) (línea roja cortada). [37] . . . . .* 28

1.13. *Perfil fuera del eje de un campo de  $11 \times 11 \text{ cm}$  medido por un detector ideal (línea negra) y por un detector que tiene una pérdida por saturación del 2% (línea roja cortada). Adicionalmente, se muestra el perfil del detector no ideal normalizado al valor del perfil de detector ideal en el eje central. Parte Inferior: se muestran las diferencias de los respectivos perfiles de acuerdo a su color con respecto del perfil de detector ideal. [37] . . . . .* 29

1.14. *Equipos de tratamiento que utilizan campos pequeños de radiación A) Diagrama ilustrativo del equipo CyberKnife™[54]. B)Diagrama ilustrativo del tratamiento con Gamma Knife™[55], las fuentes se abren para dirigir haces que se superponen. Además se muestran perfiles de dosis en dos direcciones. C) Diagrama ilustrativo de un Tomotherapy™ y sus partes. Se muestra además una imagen del equipo[56] . . . . .* 31

1.15. *Accesorios para linac que permiten la obtención de campos pequeños. A) Colimador circular de 6 mm acoplado al linac del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía. B)Diagrama ilustrativo del funcionamiento de los colimadores multi-hojas [57]. . . . .* 32

2.1. *Esquema ilustrativo de un protocolo de auditoría con dosímetros termoluminiscentes. En la columna de la izquierda se muestra la duración aproximada de cada fase, en la columna central se muestra la actividad o proceso a llevar a cabo y en la columna derecha se muestra el centro en donde se lleva a cabo[68]. . . . .* 37

2.2. *Tipos de trampas en un cristal OSL de acuerdo con su profundidad y su comparación con la profundidad de un centro de recombinación. . . . .* 38

2.3. *Proceso ideal de luminiscencia ópticamente estimulada debido a una irradiación. A) La radiación ionizante incide y envía al electrón a la banda de conducción dejando un hueco que accede a una trampa de mayor energía. El electrón posteriormente accede a una trampa media dosimétrica. B) El electrón es estimulado con fotones del espectro visible y accede de nuevo a la banda de conducción, sin embargo, la trampa del hueco pasa a ser un centro de recombinación que atrapa al electrón y en el proceso se produce la luminiscencia. . . . .* 39

2.4. *Cambios en la sensibilidad de dosímetros OSL de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  con la dosis acumulada en ciclos de irradiación y blanqueado. En el eje ordenado se encuentra el cociente normalizado de lectura entre dosis. Las medidas fueron normalizadas a la lectura de la primera irradiación sin blanqueado. Los dosímetros i) fueron blanqueados con iluminación directa y los ii) con un filtro pasa altas de frecuencias. Los distintos incisos se refieren a los distintos tiempos de blanqueado entre dosis. En todos los casos se observan cambios en la sensibilidad. El inciso f) es un caso único pues se observa un comportamiento decreciente lo que deja entrever la diferencia en los sistemas de iluminación para el blanqueado[74]. . . . .* 41

2.5.	<i>Cambios en la respuesta de dosímetros OSL con la temperatura para una irradiación a una dosis constante.[75] Cada dato es el promedio de 5 dosímetros irradiados a una misma dosis en un haz de 6 MV. . . . .</i>	42
2.6.	<i>Respuesta de dosímetros OSL de <math>Al_2O_3:C</math> (S) en función de la dosis (D) en irradiación única. Se observa el efecto de sobre respuesta para regiones superiores a 2 Gy. La gráfica anexa muestra la diferencia con la respuesta lineal (<math>S/S_{lineal}</math>) normalizada a dicho valor[65]. . . . .</i>	43
2.7.	<i>Respuesta de dosímetros OSL con respecto a la tasa de dosis para una irradiación a dosis constante con un haz de fotones de 6 MV y de electrones de 9 MeV. Los datos están normalizados a los promedios de cada uno de los datos. Se observa que salvo por el último dato todos son coincidentes con el promedio salvo por incertidumbres. . . . .</i>	43
2.8.	<i>Dependencia energética de dosímetros OSL calculada por simulación Montecarlo utilizando como base la teoría de cavidades de Burlin; y obtenida experimentalmente por diversos autores. Se observa la nula dependencia energética para energías del orden de los MeV [77]. . . . .</i>	44
2.9.	<i>Esquema de funcionamiento de un lector de dosímetros OSL. Se observan, la fuente luminosa, el PMT, y sus respectivos filtros añadidos para estimular y leer las frecuencias precisas y filtrar señales espurias.[65] . . . . .</i>	45
2.11.	<i>Perdida de señal en función del tiempo transcurrido tras una irradiación. a) escala en minutos de la lectura relativa a la que se obtiene a un minuto. Se observa una región de estabilidad en la lectura despues de los primeros 10 minutos. b) escala en días y lectura relativa a la del primer día. [65] . . . . .</i>	45
2.10.	<i>Respuesta de un dosímetro OSL en función de la cantidad de lecturas sucesivas tras una misma irradiación de 100 cGy impartidos con un linac de energía nominal de 6 MV . La primera lectura fue realizada 10 minutos después de la irradiación[76]. . . . .</i>	46
2.12.	<i>Cambios en el valor del factor de calibración de un lote de dosímetros OSLD por efecto de las variaciones en el tiempo del lector.[65] . . . . .</i>	47
2.13.	<i>Respuesta de dosímetros OSLD en función del ángulo de incidencia del haz de radiación. Los dosímetros son compuestos de de <math>Al_2O_3:C</math> con un recubrimiento de poliester. Las medidas se obtuvieron con un linac de energía nominal 6 MV, para el cual se caracterizó su haz de radiación para la simulación Monte Carlo. Se observa claramente que los intervalos de confianza para cada dato son coincidentes, lo cual implica la consistencia entre las medidas realizadas en el acelerador y las simulaciones. Es preciso hacer notar que ya que la respuesta es normalizada al valor en una irradiación con el gantry a <math>0^\circ</math>; el factor de corrección por dependencia angular no es más que el inverso de los valores aquí presentados [80]. . . . .</i>	49
2.14.	<i>Histograma de resultados obtenidos por la aplicación del protocolo de auditoría del RPC. Se muestra el cociente entre la dosis detectada y la reportada por cada institución. Los resultados son el conjunto de aquellos obtenidos con los OSLD y TLD. [81] . . . . .</i>	51
2.15.	<i>Maniquí cilindrico enviado para auditorías dosimétricas por el CIEMAT. se aprecia la geometría de irradiación indicada para su fin y el interior de uno de los sujetadores de TLD[68]. . . . .</i>	52
2.16.	<i>Comparación de las dosis calculadas, prescritas y medidas para cada uno de los centros auditados, a) para un tamaño de campo de <math>1\text{ cm} \times 1\text{ cm}</math> y b) para un tamaño de campo de <math>5\text{ cm} \times 5\text{ cm}</math> para el caso de las medidas a 5 cm solo se tiene la comparación entre dosis medida y calculada, mientras que para las medidas a 10 cm la comparación solo se hace entre dosis medida y prescrita.[68] . . . . .</i>	53
3.1.	<i>Dosímetro OSLD Nanodot y sus dimensiones. La escala de las medidas está en cm. Se muestra el empaquetado de plástico y un código identificador. . . . .</i>	54
3.2.	<i>a) Equipo de sujeción (dummié) sosteniendo el dosímetro y liberando su volumen sensible, b) Dosímetro con su volumen sensible expuesto manualmente. . . . .</i>	55

3.3. Sistema de blanqueado de OSLD compuesto de LED de alta potencia. Se observa una placa de acrílico distanciada de la placa base de LED y un ventilador personal que tienen por fin evitar el aumento de temperatura en los detectores. . . . .	56
3.4. Espectro de emisión del sistema de LED utilizado para el blanqueado de los OSLD, se observa el pico de emisión a 460 nm. Los datos fueron obtenidos con la ayuda del Dr. Carlos Román. . . . .	56
3.5. Estructura de la película radiocrómica EBT 3. Se observan los sustratos de poliéster y la capa activa inmersa en estos. . . . .	58
3.6. Acelerador lineal de electrones (linac) utilizado para las irradiaciones de este trabajo, propiedad del INNMMVS. Se observa en la esquina inferior izquierda la mesa de tratamiento y en la región central el Gantry del equipo. . . . .	58
3.7. Placas de agua sólida utilizadas para la conformación de maniqués para irradiaciones con OSLD y cámaras de ionización. A) Pila de placas de agua sólida. B) placa de agua sólida con ranura para cámara de ionización y marcas fiduciarias para alineación del punto efectivo del volumen sensible con el eje del haz, C) Placa de agua sólida con hueco y ranura para introducir OSLD. . . . .	59
3.8. Acelerador lineal de electrones del INCAN, el cual fue utilizado para la caracterización de los OSLD variando la calidad del haz. . . . .	59
3.9. Alineación del volumen sensible del OSLD con el eje central del haz de radiación utilizando el crosshair del equipo y los láseres de la habitación. a) Para maniquí de irradiación individual, b) para maniquí de irradiación múltiple. . . . .	60
3.10. Arreglo experimental para la calibración de los dosímetros OSL en conjunto con la cámara de ionización, se puede apreciar el cable de la cámara de ionización introducido en la respectiva ranura. . . . .	62
3.11. Alineación de las películas radiocrómicas con el campo de luz del linac. Se observa que los bordes del campo se encuentran aproximadamente equidistantes al borde de la película y con un margen suficiente para obtener la penumbra del perfil. . . . .	65
3.12. Adquisición de un perfil fuera de eje, en una dirección de la región irradiada. Se observa la línea amarilla que recorre el tamaño de campo y sobre la cual se adquiere el perfil. Los píxeles son contados desde el extremo izquierdo de la línea. El tamaño de campo para este perfil es de 10 cm × 10 cm y se utilizó una tabla de búsqueda para mejorar la visualización sin afectar los datos de la imagen. . . . .	66
3.13. Región de interés utilizada para obtener el valor de $I_{unexp}$ utilizando la película irradiada con un campo de 0.5 cm × 0.5 cm, al centro se observa la región irradiada. Regiones como esta se obtuvieron en las 4 esquinas de la película. . . . .	67
3.14. Distribución de dosis en el maniquí en un corte axial. Se aprecia en la esquina superior izquierda la escala de colores para la dosis. Además se puede apreciar la dosis máxima y la profundidad de 10 cm en donde se encuentra el punto de cálculo. . . . .	69
4.1. Gráficas de curvas de calibración. La respuesta del dosímetro se grafica como función de la dosis para a) dosis de 0, 1 y 5 cGy y b) para 0, 50, 150 y 300 cGy. En ambas se grafica la función de ajuste. . . . .	73
4.2. Distribución de los factores de corrección por sensibilidad individual. se observa de la imagen la tendencia hacia la sobrerrespuesta y las bajas frecuencias en los intervalos de subrespuesta. El promedio pesado dista del promedio simple por la baja incertidumbre en los datos que muestran subrespuesta. . . . .	75
4.3. Respuesta supralineal como función de la dosis para los dosímetros OSL. Se muestra el inverso del factor de corrección por linealidad lo que representa es la magnitud de la diferencia respecto a una respuesta lineal. . . . .	77

4.4. Señal perdida en el dosímetro OSL por efecto de desvanecimiento en función del tiempo entre lectura e irradiación. a) Se muestran los datos experimentales b) se muestran los resultados experimentales y la función de ajuste según la ecuación 4.4 y los parámetros del cuadro 4.4 . . . . . 77

4.5. Factores de corrección por calidad del haz para calidades de 6 MV WFF, 6MV FFF, 10 MV WFF y 10 MV FFF. Se observa en línea punteada negra la respuesta para la calidad de referencia de 6 MV WFF. . . . . 78

4.6. Dosis como función de la densidad óptica neta para películas radiocrómicas EBT-3. Los datos presentan barras de error, sin embargo no son visibles. Se muestra la función de ajuste en color azul a la par de los datos experimentales. . . . . 79

4.7. Perfiles fuera del eje para todos los tamaños de campo utilizados en la auditoría interna y utilizando filtro de aplanado. a) Para el eje L-R, b) par el eje T-G. . . . . 80

4.8. Perfiles fuera de eje para todos los campos utilizados en la auditoría interna y sin filtro de aplanado. a) para el eje L-R, b) para el eje T-G . . . . . 80

4.9. Perfiles fuera del eje y su comparación para haces con y sin filtro de aplanado para tamaños de campo de: a) 10 cm × 10 cm, b) 4 cm × 4 cm, c) 1 cm × 1 cm, y d) 0.5 cm × 0.5 cm, todos los perfiles mostrados fueron adquiridos en la dirección L-R. . . . . 81

4.10. Tamaño de campo normalizado al tamaño nominal para a) direcciones L-R y T-G y b) tamaño de campo cuadrado equivalente según [32]. Se muestran tamaños de campo utilizados en la auditoría. La línea punteada negra señala el tamaño de campo nominal en ambos casos. . . . . 82

4.11. Dosis en función del tamaño de campo para la auditoría interna con el haz de 6 MV. Se encuentran marcadas con líneas punteadas, la dosis nominal (negro), y límites del 5 % por encima y por debajo de este valor(rojo). . . . . 83

4.12. Perfiles de dosis fuera del eje para tamaños de campo de a) 1 cm × 1 cm y de b) 0.5 cm × 0.5 cm. En ambos casos, se muestran ilustrativamente las dimensiones del detector como muestra de su tamaño respecto del tamaño de campo. . . . . 84

4.13. Factores de campo para distintos tamaños de campo obtenidos con un CyberKnife™, un haz de energía nominal de 6 MV sin filtro de aplanado. Los detectores utilizados son un microdiamante, un diodo de estado sólido, una película radiocrómica y los OSLD. Adicionalmente, se muestran los resultados obtenidos con la simulación MonteCarlo. Se observa la correspondencia de los datos obtenidos con los distintos detectores a excepción de los OSLD [94]. . . . . 84

4.14. Coeficiente de Variación porcentual como función de la dosis para todos los tamaños de campo previstos en esta auditoría en la energía nominal de 6 MV. a ambos . . . . . 85

4.15. Respuesta normalizada respecto del promedio para medidas realizadas en un experimento de dosis fija para tamaños de campo de 10 cm × 10 cm, 6 cm × 6 cm y 4 cm × 4 cm, para a) el caso en que no se aplican los factores de corrección por sensibilidad individual  $k_{s,i}$  b) el caso contrario . . . . . 85

4.16. Dosis como función del tamaño de campo para pruebas con 6 (línea verde) y 1 (línea azul) detectores usados para cada tamaño. Se muestran en líneas punteadas (negro) la dosis nominal y los límites de 5 % por encima y por debajo de este valor (rojo). . . . . 86

4.17. Dosis como función del tamaño de campo para el protocolo de auditoría interna en el haz de 6 MV sin filtro de aplanado. Se muestra en líneas punteadas la dosis nominal (negro) y los límites superior e inferior de 5 % de desviación (rojo). . . . . 87

4.18. Coeficiente de variación porcentual en función del tamaño de campo para la auditoría interna con un haz de 6 MV sin filtro de aplanado. . . . . 87

4.19. Dosis como función del tamaño de campo para los haces de a)10 MV WFF y b) FFF del Hospital A. Se muestran con líneas negras, la dosis nominal (negro) y los límites de tolerancia 5 % superiores e inferiores. . . . . 89

4.20. Coeficiente de variación porcentual en función del tamaño de campo para los haces del Hospital A de 10 MV a) con filtro de aplanado y b) sin filtro de aplanado. . . . . 89

# Índice de Abreviaturas.

**AAPM:** Asociación Americana de Físicos en Medicina por sus siglas en inglés “American Association of Physicist in Medicine”.

**CAL:** cuentas de calibración.

**CIEMAT:** Centro de Investigaciones Energéticas Medioambientales y Tecnológicas.

**CTV:** Volumen Blanco Clínico por sus siglas en inglés “Clinical Target Volume”

**DRK:** cuentas de fondo, por sus siglas en inglés “Dark”.

**ELPC:** Equilibrio Lateral de Partícula Cargada.

**EPC:** Equilibrio de Partícula Cargada.

**EPPC:** Equilibrio Parcial de Partícula Cargada.

**FFF:** Sin Filtro de Aplanado, por sus siglas en inglés “Free Flattening Filter”

**FWHM:** Ancho Neto a Media Altura, por sus siglas en inglés “Full Width at Half Maximum”

**GTV:** Volumen Grueso Tumoral, por sus siglas en inglés “Gross Tumor Volume”

**ICRU:** Comisión Internacional de Medidas y Unidades de Radiación por sus siglas en inglés “International Commission on Radiation Units and Measures”

**IMRT:** Terapia con Radiación de Intensidad Modulada por sus siglas en inglés “Intensity Modulated Radiation Therapy”.

**INCAN:** Instituto Nacional de Cancerología.

**INNNMVS:** Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velásco de Suarez”.

**Kerma:** Energía cinética liberada por unidad de masa por sus siglas en inglés “Kinetic Energy Released per unit of Mass”

**LED:** Diodo de Emisión de Luz, por sus siglas en inglés “Light Emission Diode”. También se puede utilizar para las cuentas del sistema LED.

**LINAC:** Acelerador Lineal de Electrones, por sus siglas en inglés “Linear Electron Accelerator”.

**L-R:** eje de izquierda a derecha viendo al gantry del acelerador por sus siglas en inglés “Left-Right”.

**MLC:** Colimador Multi-Hojas por sus siglas en inglés “Multi-Leaf Collimator”.

**NTCP:** Probabilidad de Complicación de Tejidos Normales por sus siglas en inglés “Normal Tissue Complication Probability”

**OAR:** Razón de dosis Fuera del Eje, por sus siglas en inglés “Off-Axis Ratio”.

**OF:** Factor de Salida, por sus siglas en inglés “Output Factor”.

**OIEA:** Organismo Internacional de Energía Atómica.

**OSL:** Luminiscencia Ópticamente Estimulada por sus siglas en inglés “Optically Stimulated Luminescence”. También puede usarse como adjetivo: Luminiscente Ópticamente Estimulado.

**OSLD:** Dosímetro Luminiscente Ópticamente Estimulado, por sus siglas en inglés “Optically Stimulated Luminescent Dosimeter”.

**PDD:** Porcentaje de Dosis en Profundidad, por sus siglas en inglés “Percentage Depth Dose”

**PMT:** Tubo Fotomultiplicador por sus siglas en inglés “Photomultiplier Tube”.

**PTV:** Volumen Blanco de Planeación por sus siglas en inglés “Planning Target Volume”

**RPC:** Centro de Física Radiológica, por sus siglas en inglés “Radiological Physics Center”.

**RPL:** Radiofotoluminiscencia por sus siglas en inglés “Radiophotoluminescence”, también puede usarse como adjetivo: radiofotoluminiscente.

**RPLD:** Dosímetro Radiofotoluminiscente por sus siglas en inglés “Radiophotoluminescent Dosimeter”

- SAD:** Distancia Fuente Detector, por sus siglas en inglés “Source-Axis Distance”
- SSD:** Distancia Fuente Superficie, por sus siglas en inglés “Source to Surface Distance”
- TC:** Tomografía Computarizada.
- TCP:** Probabilidad de Control Tumoral por sus siglas en inglés “Tumor Control Probability”
- T-G:** eje desde y hacia el gantry del acelerador, por sus siglas en inglés “Target-Gun”
- TIFF:** Formato de Archivo de Imagen Etiquetado, por sus siglas en inglés “Tagged Image File Format”
- TL:** Termoluminiscencia. También puede usarse como adjetivo: Termoluminiscente.
- TLD:** Dosímetro Termoluminiscente por sus siglas en inglés “Thermoluminescent Dosímetro”.
- TMR:** Razón Tejido Máximo, por sus siglas en inglés “Tissue Maximum Ratio”.
- TPS:** Sistema de Planeación de Tratamiento por sus siglas en inglés “Treatment Planning System”.
- UM:** Unidades Monitor.
- WFF:** Con filtro de aplanado por sus siglas en inglés “With Flattening Filter”

# Introducción.

La terapia con radiaciones ionizantes es una modalidad de tratamiento para diversas patologías que bien puede ser interna o externa. En ambas modalidades, la principal limitación es la necesidad de protección de los órganos circundantes a la lesión y que son susceptibles de daño debido a la irradiación. Con fundamento en argumentos radiobiológicos, se sabe que una de las formas de vencer esta limitación es impartiendo una dosis precisa dentro de un intervalo terapéutico, que aumente la probabilidad de control tumoral reduciendo la probabilidad de complicaciones en el tejido normal circundante.

Es por este motivo que el desarrollo tecnológico se ha centrado en producir campos de radiación más y más pequeños de tal manera que se logre una mayor conformación de la dosis en la lesión y en ciertos casos producir una distribución de dosis específica dentro de esta. A medida que el tamaño de campo disminuye se presentan efectos físicos tales como: la falta de ELPC (Equilibrio de Partícula Cargada Lateral), la oclusión parcial de la fuente de radiación y efectos parciales de volumen en detectores. Los efectos antes mencionados provocan una caída en la dosis, falla en la reproducibilidad de las medidas, discrepancia entre tamaño de campo nominal y tamaño de campo medido y altos gradientes de dosis. Por lo anterior, es necesario contar con protocolos que permitan superar dichas dificultades con el objetivo de realizar una correcta dosimetría para campos pequeños.

Por otro lado, ya que es vital que la dosis impartida en un tratamiento concuerde con la dosis calculada dentro de intervalos de tolerancia sumamente estrictos, es preciso implementar dentro de los servicios de radioterapia un sistema de garantía de calidad que contenga los protocolos y procedimientos que así sean requeridos. Una forma de verificación de la implementación correcta del sistema de garantía son las auditorías externas, las cuales, pueden evaluar diversos aspectos desde la infraestructura, procedimientos relacionados al paciente y en el caso que ocupa a este trabajo, las medidas dosimétricas. Dentro de dichas medidas pueden encontrarse, perfiles fuera del eje, constancia de dosis o factores de salida.

Desde 1968 el OIEA (Organismo Internacional de Energía Atómica) y el RPC (Centro de Física Radiológica, por sus siglas en inglés Radiological Physics Center) de los Estados Unidos de América implementaron protocolos de auditorías dosimétricas remotas que han obtenido resultados de más de 4000 haces en diversos países. Para su implementación se plantean protocolos que establecen el diseño de las medidas en términos como: la utilización de maniquís, la dosis o unidades monitor a impartir, la planeación o cálculo manual de dosis, la logística y el manejo de los detectores a utilizar. Por otro lado, se debe contar con una caracterización de los detectores utilizados y el pleno conocimiento de los alcances en su incertidumbre y reproducibilidad de tal manera que se establezcan intervalos de tolerancia suficientes para que los detectores puedan discriminar efectivamente entre medidas dentro y fuera de los intervalos.

Los dosímetros OSL (luminiscentes ópticamente estimulados, por sus siglas del inglés Optically Stimulated Luminescent) son detectores pasivos de radiación que ya han sido utilizados para auditorías dosimétricas remotas, debido a su gran sensibilidad, fácil manejo, lectura y su tamaño. Pueden almacenar señal a partir de electrones capturados en trampas energéticas una vez irradiados por decenas

de miles de años. La señal se puede liberar en forma de emisión de fotones en el espectro visible al ser sometidos a un estímulo lumínico en un rango de longitudes de onda del orden de la señal emitida. Esta clase de detectores son susceptibles de presentar efectos debido a su composición y diseño tales como: supralinealidad para dosis mayores que 2 Gy, pérdida de señal en el tiempo entre irradiación y lectura, cambio de respuesta debido al ángulo de incidencia del haz de radiación y la calidad de este; y diferencias en la respuesta entre detectores del mismo lote. Por tanto, la caracterización de estos dispositivos debe relacionar la dosis con la señal que estos producen y debe tomar en cuenta las cantidades de influencia para obtener factores de corrección y permitir la medida en condiciones más amplias.

En esta tesis se pretende evaluar el uso de los OSLD para la realización de auditorías dosimétricas remotas de campos no convencionales y campos pequeños, con el objetivo de poner en marcha un protocolo nacional en este rubro, que pueda ser escalado a un proyecto periódico que busque mejorar las prácticas en radioterapia.

Se realiza una caracterización del dosímetro estableciendo condiciones de referencia y realizando medidas fuera de estas para obtener factores de corrección. Se realizó una auditoría interna en el INNNMVS (Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía Manuel Velásco Suárez) a diferentes tamaños de campo, con el objetivo de evaluar la incertidumbre y reproducibilidad obtenida. Se verificaron los tamaños de campo utilizando películas radiocrómicas para un haz con y sin filtro de aplanado con el objetivo de observar diferencias debidas a la oclusión parcial de la fuente. Posteriormente, se realizaron las mismas medidas cambiando la calidad del haz retirando el filtro de aplanado. Se culmina con una auditoría piloto para los mismos tamaños de campo en un centro externo fuera de todas las condiciones de referencia y que permite evaluar la incertidumbre y exactitud para establecer intervalos de tolerancia que podrán ser utilizar posteriormente.

Esta tesis se divide en 5 capítulos. El primero de estos versa sobre los principios físicos de la radiación ionizante, su generación y uso en radioterapia. Posterior a la fundamentación de la dosimetría de radiación, se revisan los aspectos relacionados con los campos pequeños, desde su definición, pasando por los efectos físicos que acarrearán y algunas directrices fundamentales para su dosimetría.

El segundo capítulo presenta las generalidades acerca de las auditorías dosimétricas, así como la teoría al respecto de los dosímetros OSL y su formalismo de dosimetría, finalizando con la presentación de dos protocolos de auditoría relacionados con el aquí mostrado.

En el tercer capítulo se describen los materiales y equipos utilizados en todo este trabajo, como: los detectores OSL y su equipo asociado, las películas radiocrómicas, los equipos para la irradiación y los elementos informáticos para análisis de datos y cálculo. Así mismo, se describe con detalle la metodología de la realización de todos los experimentos llevados a cabo.

El cuarto capítulo es un compendio de todos los resultados obtenidos y su discusión, desde la caracterización de los detectores hasta los protocolos de auditorías.

En el quinto capítulo son presentadas las conclusiones y el trabajo a futuro a realizar con motivo de la ampliación de esta línea de investigación.

# Capítulo 1

## Planteamiento del problema.

*La investigación debe apropiarse de la materia en detalle.*

*Karl Marx*

En este capítulo se busca brindar una revisión de los aspectos más generales del tratamiento con radioterapia externa y de una de sus grandes limitaciones: la complejidad que implica impartir una dosis a una lesión minimizando la dosis a tejido sano. Se brinda una revisión de los equipos y modalidades que se han desarrollado con el fin de solventar ese problema y como ello ha propiciado el uso de campos pequeños. Para efecto de un entendimiento pleno del problema, se brinda una definición rigurosa de campo pequeño y se tratan sus aspectos más fundamentales, así como los aspectos generales del formalismo desarrollado para la dosimetría de referencia en dichos campos.

### 1.1. Radioterapia externa.

La radioterapia es una modalidad de tratamiento que utiliza radiación ionizante mayoritariamente para el tratamiento de lesiones cancerosas, en las que se busca limitar la reproducción de las células que las componen[12].

La impartición de la dosis de radiación (definición en Apéndice A) se puede realizar de forma interna insertando fuentes radiactivas selladas en la vecindad de la lesión o bien por medio de fuentes radiactivas generadores externos de radiación ionizante. El tipo de radiación impartida pueden ser fotones, electrones, protones, neutrones o iones pesados tales como carbono.

Para efectos de los antecedentes de las modalidades que actualmente utilizan campos pequeños, es preciso remitirse a la revisión de los equipos de radioterapia externa con fuentes de fotones.

Los principios de la radioterapia externa con fotones se remiten al descubrimiento de los rayos X por Wilhelm Röntgen en 1895. Solo un año más tarde, Leopold Freund comenzaría a utilizar equipos generadores de rayos X para el tratamiento de diversas enfermedades dermatológicas, oncológicas y autoinmunes [2]. Posteriormente, el uso de estos equipos se expandió y refinó con la finalidad de controlar de forma más efectiva la dosis impartida a los pacientes.

#### 1.1.1. Irradiadores externos con fuentes de Cobalto-60.

Posterior al avance tecnológico en materia nuclear y a la disposición de nuevas fuentes de radiación producto de reacciones de fisión nuclear Harold Johns y colaboradores [3] en 1951 desarrollaron dispositivos de tratamiento con fuentes de Cobalto-60, la cual fue escogida por sus propiedades químicas (estructura sólida cristalina) y físicas (larga vida media y energías de rayos gamma de 1.17 y 1.33 MeV). A partir de estos dispositivos denominados “bombas de cobalto” se extendió el uso de la radioterapia

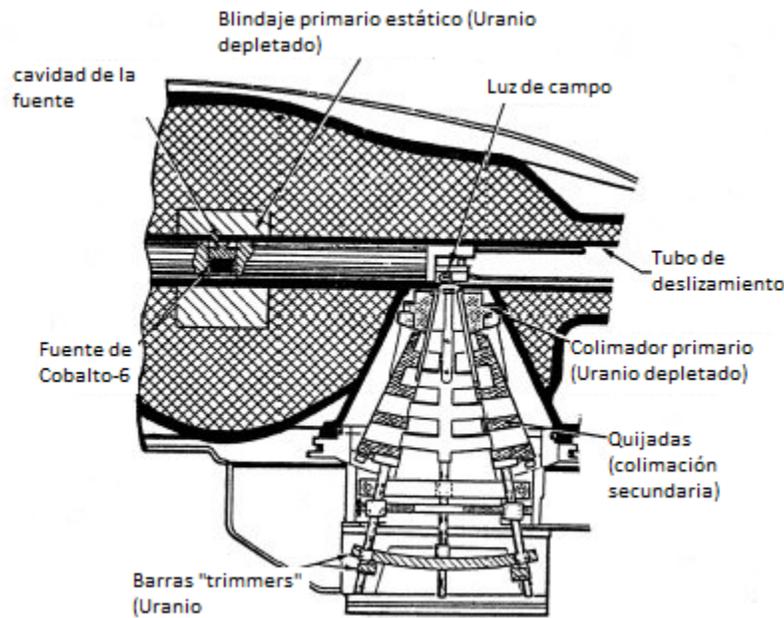


Figura 1.1: Esquema de la estructura de un irradiador de cobalto para teleterapia. Las estructuras mostradas están montadas en un gantry giratorio con la finalidad de dirigir el haz en distintas direcciones al paciente[4]

debido al mayor poder de penetración de los rayos gamma producidos por el cobalto 60 comparado con los rayos X de ortovoltaje.

Un irradiador de cobalto posee una fuente radiactiva sólida cuya actividad es de el orden de los miles de curies; la fuente se encuentra contenida en un blindaje el cual está conectado a un sistema electromecánico, de tal manera que esta puede ser trasladada a una abertura colimada para producir un haz en dirección del paciente. El sistema por tanto, debe poseer un sistema de colimación secundaria que permita modular el tamaño del haz a obtener así como un gantry giratorio con la finalidad de dirigir el haz al paciente desde distintas direcciones (Figura 1.1). Adicionalmente, se añaden dispositivos de colimación externa conocidos como “trimmers” con el fin de reducir la penumbra geométrica debida a la extensión de la fuente (figura 1.2).

Por otro lado, se dispone de dispositivos externos como bloques que permiten que el haz tome la forma de la lesión a tratar salvo por ciertos márgenes externos y cuñas los que permiten cambiar la forma de la distribución de la dosis en profundidad tornándola mas uniforme y permitiendo reducir la dosis a órganos en riesgo (Apéndice B). Los objetivos a lograr por medio del uso de cuñas y bloques se pueden resumir en alcanzar mayor uniformidad y homogeneidad, conceptos que cobran mayor relevancia a partir de la generalización del uso de estos dispositivos.

Para efectos de este trabajo entiéndase los conceptos de homogeneidad y conformalidad en un tratamiento de radioterapia como siguen:

**Definición 1. Homogeneidad.** Se entiende a la homogeneidad en la impartición de la dosis como a la diferencia entre dosis máxima y mínima en el PTV<sup>1</sup> el cual toma en cuenta el volumen blanco tumoral, las tolerancias por movimientos internos y las tolerancias en la impartición de la dosis. La

<sup>1</sup>La definición de los volúmenes mencionados se encuentra contenida en el apéndice B.

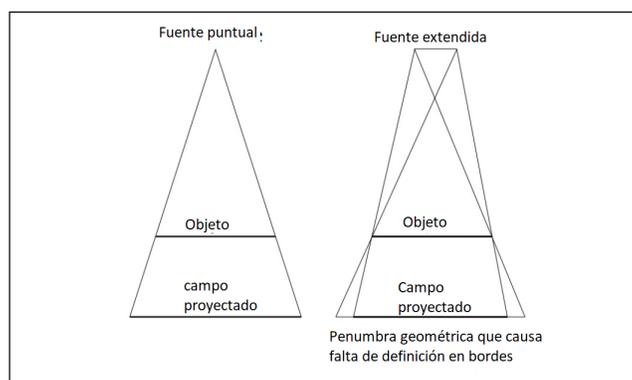


Figura 1.2: *Penumbra geométrica producida por el efecto de la dimensión de la fuente de radiación. En un irradiador de cobalto, la fuente tiene un tamaño mucho mayor que la de los aceleradores lineales lo que produce un aumento en la penumbra como se observa en la imagen. Es por esto, que es necesario el uso de un sistema de colimación externa para producir una definición lateral mas abrupta del haz de radiación.*

ICRU establece en su reporte 50, que para haces de fotones, la diferencia entre la dosis máxima y mínima en el volumen blanco de planeación no debe superar el 7% ni ser menor que un 5% [5, 6].

**Definición 2. Conformalidad.** La conformalidad para un haz de fotones está definida como la razón del volumen tratado entre el volumen blanco de planeación, lo que se conoce como índice de conformidad[6].

La conformidad y la homogeneidad, por tanto se convierten en objetivos prioritarios en la terapia externa con fotones debido a las ventajas radiobiológicas que representan (vease sección 1.1.3).

### 1.1.2. Aceleradores Lineales de electrones (linac).

Los aceleradores lineales de electrones tienen importantes similitudes en su diseño respecto a los irradiadores de cobalto  $^{60}\text{Co}$ , salvo por el proceso de generación de fotones de alta energía. Un acelerador lineal de electrones consta de un cañón de electrones de alto voltaje, un magnetron que produce microondas de alta frecuencia o un klystron que las amplifica. Dichas ondas, son responsables de la aceleración de los electrones a través de una guía de onda y una guía de aceleración[7]. Los electrones acelerados son colisionados en un blanco de alto número atómico y entonces se produce radiación de frenado (rayos X) con energías del orden de los MeV (figura 1.3), los cuales se producen preferencialmente en la dirección del haz de electrones incidente[8]. Por tanto, en un linac se hace uso de un filtro de aplanado de alto número atómico para producir una distribución de dosis mas uniforme en dirección perpendicular al eje central del haz<sup>2</sup>. Además, se cuenta con cámaras de ionización monitoras, las cuales permiten cuantificar la ionización producida por el haz incidente y poder correlacionar la medida con la dosis en alguna profundidad en agua.

En los linac es posible retirar el blanco y el filtro de aplanado con la finalidad de obtener un haz de electrones que es dispersado añadiendo una rejilla con la finalidad de ampliar el tamaño del haz. Debido al alto poder de dispersión de los electrones de alta energía[9], la colimación del campo de radiación en estos casos se lleva cabo cerca de la superficie del paciente por medio de un cono aplicador fabricado de un material de alto número atómico limitando los bordes del campo. Así mismo, es posible hacer uso de bloques con la finalidad de conformar el volumen blanco a la salida del cono aplicador.

Debido a que el alcance de los electrones en tejido es limitado por el fenómeno de absorción[9], esta modalidad de tratamiento no es recomendada para lesiones con una profundidad mayor que 5 cm[10].

<sup>2</sup>La distribución de dosis se mide en una profundidad en agua, preferentemente a una distancia mayor que la profundidad de dosis máxima.

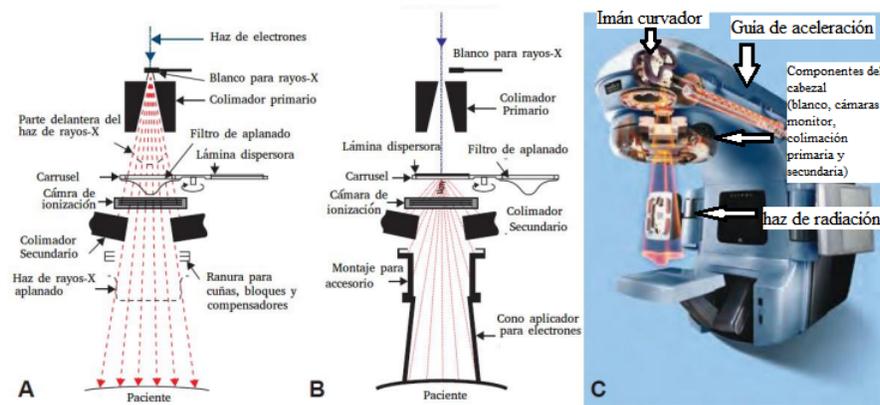


Figura 1.3: Esquema de un acelerador lineal de electrones y sus diferentes modalidades A) se muestra la modalidad de rayos X donde resalta el blanco para la producción de rayos X y el filtro de aplanado, B) se muestra la modalidad de electrones, en donde resalta el uso de una rejilla dispersora y el cono aplicador C) se muestra un corte del gantry de un acelerador, de derecha a izquierda el cañón de electrones, la guía de aceleración, las bobinas de deflexión.[7, 11]

### 1.1.3. Sustento radiobiológico.

La radiación ionizante produce múltiples daños a nivel molecular en las células, desde rompimientos de cadenas de ADN, hasta cambios conformacionales en proteínas, lípidos y otras biomoléculas [12], esto puede provocar diversos efectos macroscópicos en la célula como:

- Rompimiento de la membrana celular, o cambios conformacionales en las proteínas asociadas[14]
- Fallas en el metabolismo celular [14]
- Disfunción de organelos celulares [15]
- Mutaciones diversas [16]
- Arresto del ciclo celular [17]
- Producción de radicales libres por radiólisis del agua.[15]

Todos estos cambios pueden provocar la desarticulación de la célula, la pérdida de su capacidad reproductiva (células pluripotenciales [18]) o la pérdida del desarrollo de una función específica (células diferenciadas[19]). En una tumoración esto se traduce en una reducción de tamaño, un alto en su propagación o hasta la ablación del mismo.

Con el fin de que los tratamientos de radioterapia estén justificados, de acuerdo con los principios de la protección radiológica, estos deben de producir un beneficio neto. Por lo tanto, se debe administrar la mayor dosis posible al tumor a tratar, minimizando la dosis absorbida por el tejido sano circundante. La diferencia en la respuesta de los tejidos neoplásicos y sanos es que los primeros se reproducen más frecuentemente y por lo tanto su ADN se replica de la misma manera y por tanto está más expuesto al daño[12, 13]. En modelos matemáticos radiobiológicos de la respuesta de los tejidos a la radiación ionizante se han producido gráficas de la probabilidad de control tumoral (TCP) (ablación del tumor) y de complicaciones a tejido sano (NTCP)(Figura 1.4)[19]. Estas curvas tienen una forma sigmoideal, tendiendo a cero para dosis cercanas a cero y tienden a uno de manera asintótica. Las curvas para ambos tipos de tejido muestran un desfase, lo cual, para un cierto porcentaje de NTCP (usualmente menor que 20 %) se define una ventana terapéutica. Los tratamientos de radioterapia se basan en esta

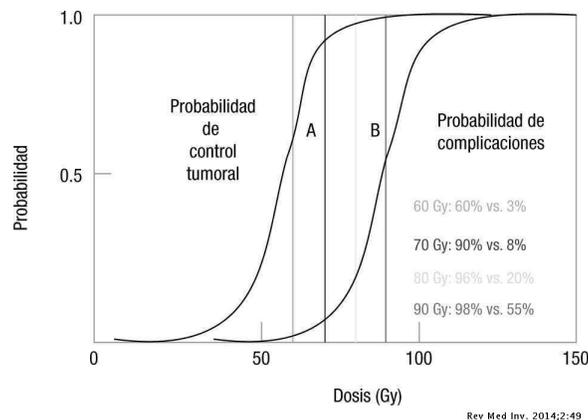


Figura 1.4: Gráfica de probabilidad de control tumoral (TCP) y probabilidad de complicación en tejido normal (NTCP) según modelos radiobiológicos.

ventana y en prescribir dosis a las lesiones neoplásicas dentro de esta y que permitan la máxima probabilidad de control tumoral minimizando la probabilidad de complicaciones a tejido sano.

La precisión de dosis en un tratamiento de radioterapia está basada en esta ventana y es por ello que se deben realizar los esfuerzos tecnológicos y médicos suficientes para asegurar dicha precisión.

## 1.2. Campos pequeños en radioterapia externa.

De los sustentos radiobiológicos de la radioterapia y de las modalidades más comunes existentes se puede inferir que el avance en la radioterapia sigue un camino hacia una mayor conformalidad y precisión en la impartición de la dosis, lo cual permitiría impartir un tratamiento que minimice la toxicidad al tejido sano y permita un mayor control tumoral. Es por ello que se han desarrollado modalidades de tratamiento con mayor precisión espacial y que utilizan campos de un tamaño cada vez menor. En esta sección se revisaran las implicaciones físicas del uso de campos que han sido denominados pequeños, desde su definición hasta su aplicación y los requerimientos para su dosimetría.

### 1.2.1. Antecedentes físicos.

En los campos pequeños de radiación se tienen condiciones que distan de aquellas en las que se fundamenta la dosimetría de campos de radiación. Es por ello que es necesario revisar los conceptos como equilibrio de partícula cargada y las teorías de cavidades. Adicionalmente, en el apéndice A se brindan las definiciones de las magnitudes dosimétricas utilizadas.

#### 1.2.1.1. Equilibrio de partícula cargada.

Ya que para la estimación de la dosis es preciso conocer el depósito de energía de cada producto del haz incidente en el volumen a considerar, lo cual resulta impráctico, se precisa de realizar estimaciones a partir del kerma, magnitud que depende solamente de la fluencia de partículas cargadas y los poderes máxicos de colisiones.

**Definición. Equilibrio de partícula cargada (EPC):** se refiere a la condición en la cual en promedio el número de partículas cargadas y su energía que escapan de un volumen de interés es igual a las que ingresan al mismo[5].

En condiciones de equilibrio de partícula cargada, a pesar de que algunas partículas cargadas producidas dentro del volumen de interés escapen llevando una cierta cantidad de energía y depositandola fuera del material, estas serían reemplazadas por la misma cantidad y con la misma energía que depositarían su energía dentro del material. Por lo tanto y si además suponemos que el volumen de interés es tal que todas las pérdidas radiativas escapan de este, entonces la energía transferida a partículas cargadas que resulta en pérdidas por colisiones y la energía impartida a la materia es igual, es decir:

$$D \stackrel{EPC}{=} K_{col} \quad (1.1)$$

Es preciso mencionar que el equilibrio de partícula cargada es una condición dependiente únicamente del medio irradiado y de la energía de la radiación incidente [22].

Bajo estas condiciones y para un medio en el que se tiene una fluencia de partículas cargadas con un espectro dado  $\Phi$ , el kerma de colisiones y por tanto la dosis se pueden escribir como:

$$D \stackrel{EPC}{=} K_{col} = \int_0^{T_{max}} \Phi(T) \left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_c dT \quad (1.2)$$

donde  $T_{max}$  es la energía máxima del espectro y  $\left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_c$  es el poder de frenado másico de colisiones.

En esta condición se han desarrollado aproximaciones teóricas para realizar dosimetría a partir de condiciones específicas, a estas aproximaciones se les conoce como *teorías de cavidades* y constituyen el fundamento teórico de todas las medidas de radiación.

### 1.2.1.2. Teoría de Cavidades de Bragg-Gray.

Esta aproximación constituye la forma más simple de relacionar la dosis en una cavidad con la dosis en el medio. Para esto, se asume una cavidad rellena de un medio  $g$  inmersa en un medio homogéneo  $w$  siendo irradiado. La cavidad juega el papel del detector inmerso en el medio donde se requiere realizar la dosimetría. Producto de la irradiación se supone un flujo de partículas cargadas, ya sean primarias o secundarias en el medio irradiado y que por tanto atraviesan la cavidad. Bragg y Gray (1936) [23] establecen condiciones necesarias y suficientes para poder relacionar la dosis en la cavidad con la dosis en el medio, las cuales son :

1. La cavidad debe ser pequeña comparada con el alcance de las partículas cargadas (secundarias en el caso de fotones). De tal manera que su presencia no perturbe el campo de radiación.
2. La dosis en la cavidad es enteramente depositada por las partículas cargadas que la atraviesan. De esta manera se desprecia la producción de partículas cargadas dentro de la cavidad
3. Existe equilibrio de partícula cargada en el medio sin la presencia de la cavidad.
4. La fluencia de partículas cargadas es prácticamente imperturbable por la presencia de la cavidad.

Partiendo de estas condiciones, para un espectro diferencial de partículas cargadas dado  $\Phi_T$ , los poderes de frenado másicos de colisión promedio  ${}_m\bar{S}_w$  en el medio están relacionados con la dosis  $D_w$ , según la siguiente relación:

$${}_m\bar{S}_w = \frac{\int_0^{T_{max}} \Phi_T \left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w} dT}{\int_0^{T_{max}} \Phi_T dT} = \frac{D_w}{\Phi} \quad (1.3)$$

donde  $\Phi$  es la fluencia total de partículas cargadas,  $\left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w}$  es el poder de frenado másico de los electrones en el medio para cada energía  $T$  y  $T_{max}$  es la energía máxima de estos. De la condición 4, si no se modifica la fluencia de partículas cargadas en la cavidad, entonces existe una relación similar para la cavidad:

$${}_m\bar{S}_g = \frac{\int_0^{T_{max}} \Phi_T \left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} dT}{\int_0^{T_{max}} \Phi_T dT} = \frac{D_g}{\Phi} \quad (1.4)$$

Finalmente, se obtiene la relación de Bragg Gray para la dosis en la cavidad y el medio:

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{{}_m\bar{S}_w}{{}_m\bar{S}_g} = {}_m\bar{S}_g^w \quad (1.5)$$

### 1.2.1.3. Teoría de Cavidades de Spencer-Attix.

El abordaje de Spencer y Attix (1955) [24] difiere en el planteamiento del modelo de partida. En este tratamiento, se supone una cavidad rodeada de un medio homogéneo que contiene una fuente de radiación uniformemente distribuida y que emite  $N$  partículas cargadas de energía idéntica  $T_0$  por unidad de masa. Este planteamiento es consistente con la producción de partículas cargadas secundarias por un haz de fotones. Las condiciones 1 y 2 de la subsección 1.2.1.2 se satisfacen y además se cumplen las siguientes:

1. La cavidad se asume lejos de los límites de  $w$ , de tal manera que existe EPC [8].
2. Se desprecia la producción de radiación de frenado por parte de las partículas cargadas.
3. Se ignora el efecto de los rayos delta producidos.

De tal manera que la dosis se puede igualar al kerma de colisiones que tiene la siguiente expresión:

$$D_w \stackrel{EPC}{=} K_w = NT_0 \quad (1.6)$$

pues toda la energía de las partículas cargadas es depositada en el medio por colisiones. Volviendo a la ecuación 1.2 se tiene que:

$$D_w = \int_0^{T_0} \Phi(T) \left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_w dT = NT_0 \quad (1.7)$$

De tal manera que el espectro de partículas cargadas tiene la siguiente forma:

$$\Phi(T) = \frac{N}{\left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_w} \quad (1.8)$$

A este espectro se le conoce como espectro de *equilibrio de partícula cargada*. Luego, ya que el espectro no se modifica en la cavidad, entonces la dosis en esta será:

$$D_g = \int_0^{T_0} \Phi(T) \left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} dT = N \int_0^{T_0} \frac{\left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_g}{\left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_w} dT \quad (1.9)$$

finalmente, de las ecuaciones 1.7 y 1.9 se obtiene la relación de Spencer-Attix:

$$\frac{D_g}{D_w} = \frac{1}{T_0} \int_0^{T_0} \frac{\left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_g}{\left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_w} dT = {}_m\bar{S}_w^g \quad (1.10)$$

Los efectos de la producción de rayos delta o de las pérdidas radiativas, pueden ser añadidos restringiendo la energía de los poderes másicos, o restando la contribución de las pérdidas radiativas respectivamente. Sin embargo, el planteamiento es meramente similar y sigue siendo importante mantener el EPC.

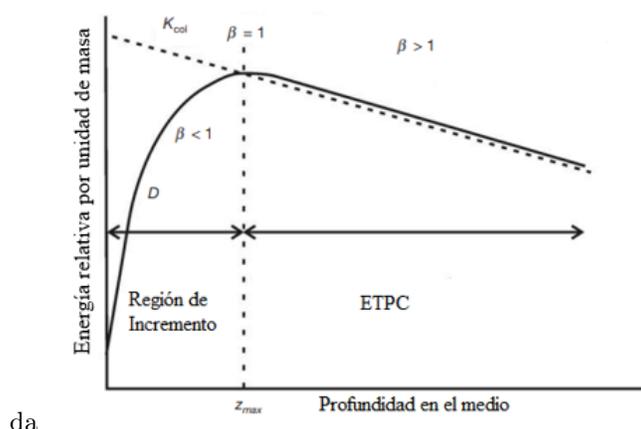


Figura 1.5: Dosis y kerma de colisión como función de la profundidad para un medio siendo irradiado de forma externa. Se observa el aumento de dosis en la región de incremento hasta el punto en que se logra el equilibrio de partícula cargada. Posteriormente se observa la caída de la dosis en profundidad a una tasa igual a la del kerma de colisiones obteniéndose así el Equilibrio Parcial de Partícula Cargada..[10]

La dosis en la cavidad está relacionada con la densidad de ionización mediante la siguiente expresión[8]:

$$D_g = \frac{1}{\rho_g} \left( \frac{Q}{V} \right) \left( \frac{W}{e} \right)_g \quad (1.11)$$

donde  $\rho_g$  es la densidad de la cavidad,  $\left( \frac{W}{e} \right)_g$  es la energía necesaria para producir un par de iones en el medio y  $\left( \frac{Q}{V} \right)$  es la densidad de ionización en el medio. De las teorías de cavidades se puede obtener una expresión para la dosis en el medio rodeando la cavidad:

$$D_w = \frac{1}{\rho_g} \left( \frac{Q}{V} \right) \left( \frac{W}{e} \right)_g m \bar{S}_g^w \quad (1.12)$$

Es esta relación lo que permite obtener la dosis en un medio (particularmente agua) a partir de la densidad de ionización en una cavidad como una cámara de ionización.

En el caso en donde se tiene un medio irradiado de forma externa con un haz de fotones, la producción de electrones secundarios aumenta en profundidad en el medio en la región cercana a la interfase (región de incremento).

Posteriormente, al llegar a una profundidad igual al alcance de los electrones secundarios producidos en la interfase estos se detienen y a la vez en esa misma profundidad se produce una cantidad de electrones secundarios prácticamente igual y con la misma energía, de tal manera que se obtiene EPC. A mayor profundidad el efecto de la atenuación es notorio en el medio y se producen menos electrones secundarios que aquellos que se detienen para una misma profundidad, perdiéndose así el EPC (figura 1.5). Sin embargo, en esa circunstancia la dosis es proporcional al kerma de colisiones (Equilibrio Parcial de Partícula Cargada, EPPC)[37], lo cual permite obtener la misma relación que en la ecuación 1.12 salvo por una constante de proporcionalidad para medidas en profundidad. Además, se ha obtenido por métodos de simulación Monte Carlo [25] que la relación entre poderes másicos de frenado entre agua y aire de Spencer-Attix es prácticamente independiente de la profundidad para profundidades del orden de las decenas de centímetros (figura 1.6). Todas estas condiciones permiten relacionar la densidad de ionización en una cámara de ionización con la dosis en agua que es una medida importante en la caracterización de haces de fotones de alta energía.

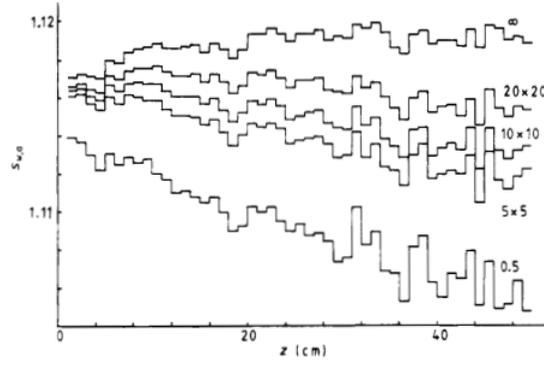


Figura 1.6: Relación de poderes de frenado de Spencer-Attix entre agua y aire como función de la profundidad para distintos tamaños de campo. Los datos fueron obtenidos por simulación Monte Carlo para un haz de fotones experimental de energía nominal de 6MV. Es preciso destacar el cambio drástico en la dependencia de los poderes de frenado para un tamaño de campo de  $0.5 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm}$  [25]

### 1.2.2. Definición formal de campos pequeños.

Como se abordó en la subsección 1.2.1, según el modelo de Spencer-Attix de la producción de electrones secundarios como una fuente homogénea distribuida en un medio; si se inserta una cavidad en el medio, entonces el equilibrio de partícula cargada en dicha cavidad está condicionado a que se ubique lejos de las fronteras del medio. La lejanía o cercanía con las fronteras del medio está dada en términos del alcance de los electrones secundarios. En el caso de un campo de fotones, si los límites del campo son comparables con el alcance de los electrones secundarios se puede perder el equilibrio de partícula cargada pues algunos electrones generados en las inmediaciones de la cavidad tienen la posibilidad de escapar sin ser suficientemente reemplazados por electrones del medio alrededor. A este fenómeno se le conoce como *falta de equilibrio lateral de partícula cargada* [22] y es el efecto principal que define a los *campos pequeños de radiación*.

Este efecto se observó por primera vez al estudiarse los factores de salida  $OF$  de distintos haces de fotones, los cuales se definen como:

$$OF = \frac{D(E, r)}{D(ref)} \quad (1.13)$$

donde  $D$  es la dosis en una cierta profundidad para un tamaño de campo  $r$  y otro de referencia, que usualmente es de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . De la expresión 1.12 se pueden obtener los factores al realizar mediciones con una cámara de ionización, de tal manera que se obtiene:

$$OF = \frac{\left(\frac{Q}{V}\right)_r \left(\frac{W}{e}\right)_{g,r} (m\bar{S}_g^w)_r}{\left(\frac{Q}{V}\right)_{ref} \left(\frac{W}{e}\right)_{g,ref} (m\bar{S}_g^w)_{ref}} \quad (1.14)$$

y ya que el potencial de ionización del medio de la cavidad no depende del tamaño de campo, entonces estos factores son proporcionales a la razón de densidad de ionización salvo por las razones de poderes máxicos de frenado. Además, la carga colectada por una cámara de ionización debe ser corregida por factores de perturbación debidos a la misma presencia del detector y que este no es una cavidad ideal de Spencer-Attix [7, 10]. Tales factores de perturbación se muestran en la siguiente expresión:

$$Q = Q_m P_{ion} P_{repl} P_{wall} P_{cec} P_{pcf} \quad (1.15)$$

donde  $P_{ion}$  es la corrección por recombinación de iones en la cámara,  $P_{repl}$  es la corrección por reemplazar un volumen finito de agua,  $P_{cec}$  es el factor de corrección por el electrodo central,  $P_{wall}$  es

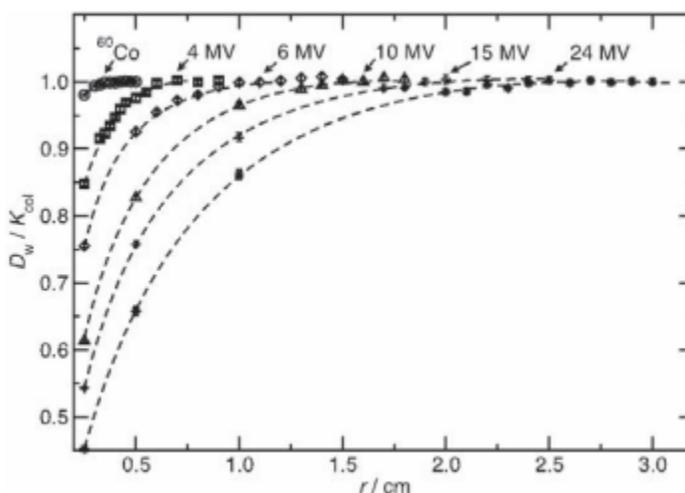


Figura 1.7: Razón entre Dosis absorbida y Kerma de colisiones en Agua a una profundidad de 5 cm en el eje central, para haces de fotones de distintas energías nominales utilizando colimadores circulares. Los datos fueron obtenidos mediante simulación Monte Carlo. Extraído de [28].

el factor de corrección por añadir una pared a la cámara y  $P_{pcf}$  es el factor por perturbación de la fluencia de electrones en la vecindad de la cavidad [25, 26].

De la figura 1.6 es posible notar que las razones de poderes de frenado de Spencer-Attix no varían significativamente con el tamaño de campo. Sin embargo, este no es el caso para tamaños de campo en donde se pierde el equilibrio lateral de partícula cargada. Papaconstadopoulos [28] encontró mediante simulación Monte Carlo (figura 1.7) que para un haz de energía nominal de 6 MV, utilizando colimadores circulares de radios menores que 1.5 cm, la razón de dosis y kerma de colisión en el eje central cae drásticamente por debajo de la unidad revelando falta de equilibrio de partícula cargada. Por otro lado, Das y colaboradores [29], recolectaron datos de factores de salida para un haz de 6 MV de energía nominal en el eje central de un haz de radiación a la profundidad de dosis máxima utilizando distintos detectores (figura 1.8). Encontrando de esta manera, que para un campo cuadrado de tamaño menor que  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  se observa una caída significativa de la dosis, así como discrepancias significativas entre detectores. Estos hechos revelan que la falta de equilibrio de partícula cargada lateral genera discrepancias en la medición de factores de salida y en la dosimetría en general.

Una de las causas de las discrepancias en los factores de salida son los cambios en los factores de perturbación debido las condiciones de falta de EPC. En estas circunstancias, el detector mismo produce una perturbación en el espectro de electrones secundarios lo que aumenta el valor del factor  $P_{pcf}$ , esta perturbación se ve incrementada en medios heterogéneos (aumentando el valor en  $P_{repl}$ ) y es difícil de predecir debido a que puede ser única para cada detector debido a su diseño. Seuntjens y Verhaegen [30], encontraron por simulación Monte Carlo que para una cámara de ionización Exradin A14P se obtienen factores de perturbación mayores a la unidad por al menos 36%, 30% y 18% para colimadores circulares de radios 1.5, 3 y 5 mm, respectivamente. Otras de las causas de las diferencias en los factores de salida son los efectos físicos que acompañan a los campos pequeños, los cuales serán discutidos en la siguiente subsección.

Como se observa en la figura 1.7 la falta de ELPC es dependiente del tamaño de campo y de la energía, lo cual, concuerda con las condiciones de la teoría de Spencer-Attix, ya que la existencia de EPC está relacionada con la distancia entre las fronteras de la cavidad y las fronteras del medio. Es en este

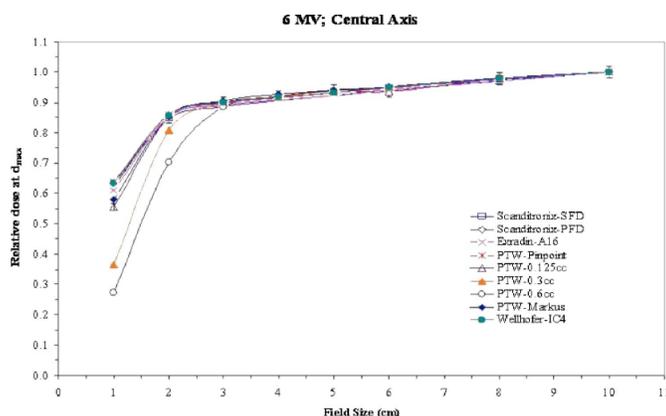


Figura 1.8: Factores de salida como función del tamaño de campo para distintos detectores para un haz de 6 MV. Los datos graficados no fueron corregidos por factores de perturbación de ningún tipo y son simplemente la razón de lecturas para una misma cantidad de unidades monitor impartidas con un cierto tamaño de campo entre un campo de referencia de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  [29]

contexto que se define la *distancia mínima de equilibrio de partícula cargada lateral*  $r_{ELPC}$ , la cual es la mínima distancia de las fronteras de la cavidad al borde del tamaño de campo suficiente para preservar el ELPC. Li y colaboradores [31], definieron este parámetro y encontraron valores del mismo para distintos haces de fotones mediante simulación Monte Carlo. Por su parte Papaconstadopoulos [28], encontró mediante simulación Monte Carlo una expresión que relaciona este parámetro con el indicador de calidad  $TPR_{20,10}(10)$  (Apendice A), la cual es la siguiente:

$$r_{ELPC} = 8.369 \cdot TPR_{20,10}(10) - 4.382 \quad (1.16)$$

Esta relación es fundamental ya que para cualquier linac que pueda formar un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  es posible hallar  $r_{ELPC}$ . El OIEA en su reporte técnico 483 [32] recomienda que para realizar dosimetría de referencia de campos pequeños, el mínimo tamaño de campo debe ser aquel cuyas fronteras se encuentren alejadas del eje central una distancia mayor o igual que  $r_{ELPC}$  más la dimensión máxima del detector utilizado para dicho fin (figura 1.9). A este tamaño de campo se le conoce como *campo de referencia máquina específico*, pues algunos equipos no pueden formar un campo de referencia de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

Para efectos de este trabajo, el parámetro  $r_{ELPC}$  es utilizado para definir el mínimo tamaño de campo para el cual se puede considerar un campo pequeño para un cierto linac y así evaluar la factibilidad del uso de los OSLD para auditorías en este tipo de campos.

### 1.2.3. Efectos adicionales que acompañan a los campos pequeños.

La definición más precisa de los campos pequeños implica la falta de equilibrio lateral de partícula cargada como se precisó en el apartado anterior. Sin embargo, existen fenómenos físicos que acompañan a los campos pequeños pero no necesariamente los definen. Es decir, un campo pequeño puede presentar o no los siguientes fenómenos y viceversa. Además, la presencia de dichos efectos puede contribuir en conjunto con la falta de ELPC a complicar la dosimetría condicionado al tipo de detector utilizado.

Por otro lado, el OIEA [32] toma por campos pequeños a aquellos en los cuales se presente la falta de ELPC o alguno de los fenómenos que se presentaran a continuación. Con lo cual, dichos campos de radiación se engloban en el mismo formalismo de dosimetría propuesto por dicho organismo.

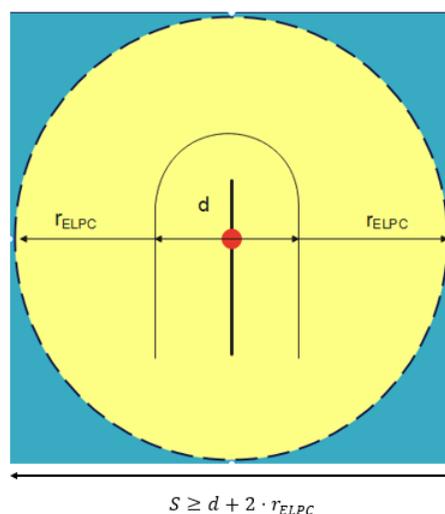


Figura 1.9: Alineación de una cámara de ionización para alcanzar ELPC. La distancia desde las paredes del detector hasta los bordes del campo debe ser como mínimo igual a  $r_{ELPC}$ , por tanto, el mínimo tamaño de campo cuadrado  $S$  para conservar esta condición debe ser mayor que 2 veces  $r_{ELPC}$  más la máxima longitud de la cámara de ionización.

### 1.2.3.1. Oclusión parcial de la fuente.

Como se discutió en la sección 1.2.1, en un linac se producen rayos X de alta energía debido a radiación de frenado cuando el haz de electrones colisiona con un blanco. Por tanto, el haz de fotones proviene de una región finita del espacio, cuyo volumen está dado por el alcance del haz de electrones [8, 22]. Además, la dispersión de fotones primarios en los componentes del cabezal del linac, es también una fuente de fotones de alta energía. Chaney y Culip [33] encontraron mediante simulación Monte Carlo, que para un haz de fotones de energía nominal de 6 MV y un campo de  $28.6 \times 28.6 \text{ cm}^2$ , el 8.8 % de la fluencia de fotones en la salida del haz proviene de la dispersión en el cabezal del linac, mientras que un 83.6 % proviene del blanco.

Al disminuir el tamaño de campo, se reduce el porcentaje de radiación dispersa en el cabezal, sin embargo, ya que esta es una contribución menor no se modifica en gran medida la dosis en profundidad. Este comportamiento se observa en los factores de salida (figura 1.8) para tamaños de campo cercanos al de referencia. No obstante, a tamaños de campo cada vez menores se puede ocluir parcialmente la fuente primaria según se ve en el punto de medición; siendo esta una de las causas de la caída drástica de la dosis en profundidad. Este efecto se puede observar a tamaños de campo del orden de 5 mm para aceleradores lineales modernos.

Derivado de la oclusión parcial de la fuente, se perturba el espectro de fotones debido a que al interponer un material en el camino del haz, las componentes de baja energía interaccionan con este con mayor probabilidad que aquellos con alta energía, con lo cual, se dice que el haz se endurece [22, 8, 7]. Benmakhlouf [34], obtuvo espectros de energía para un haz producido por un Clinac iX (Varian Medical Systems, California, EUA) de energía nominal de 6 MV, para distintos tamaños de campo incluidos los pequeños (figura 1.10); confirmando así que el espectro reduce en intensidad y la mayor contribución en área bajo la curva se recorre a energías mayores. Este efecto puede ocasionar problemas en dosimetría si el detector utilizado es dependiente de la energía de la radiación incidente.

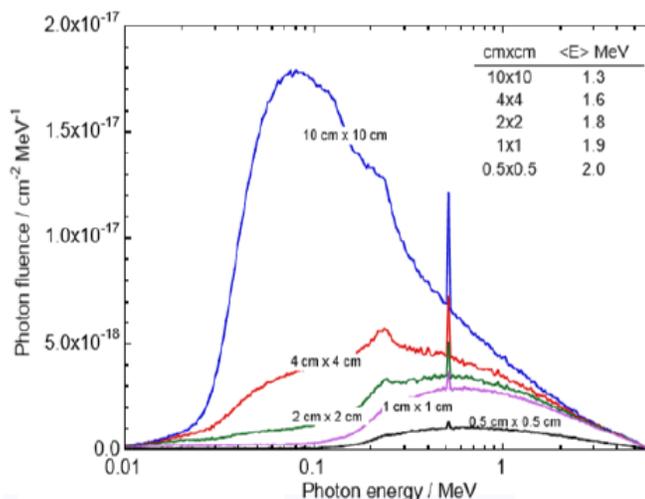


Figura 1.10: Espectros de energía para un haz Clinac *iX* de energía nominal de 6 MV y para distintos tamaños de campo. Los datos fueron obtenidos por simulación Monte Carlo [34]. Se observa en la esquina superior derecha una tabla con la energía promedio para cada tamaño de campo.

Otra de las implicaciones de la oclusión parcial de la fuente, es la superposición de penumbras, la cual se produce por efecto geométrico debido a la extensión de la fuente de fotones (figura 1.11). Este hecho, deriva en el aparente ensanchamiento del haz, ya que el ancho del perfil en profundidad producido por la superposición de penumbras suele ser mayor que el tamaño nominal del haz[35]. Por tanto, suele ser necesario utilizar algún tipo de dosímetro para obtener perfiles fuera del eje.

El OIEA en su reporte técnico 483 acepta la definición de tamaño de campo de irradiación como el FWHM de un perfil fuera del eje en profundidad de agua[32]. El FWHM se define como la distancia espacial entre dos puntos cuya dosis es igual al 50 % de la que se obtiene en el eje central. Además, el organismo admite una definición para tamaño de campo cuadrado equivalente  $S$ , es decir, el tamaño del lado de un cuadrado que ocupe la misma área que el campo a medir. Para un campo rectangular dados sus lados  $A$ ,  $B$ , se puede obtener este tamaño de campo utilizando la siguiente ecuación:

$$S = \sqrt{A \cdot B} \quad (1.17)$$

Por lo tanto, a través de la adquisición de perfiles en 2 direcciones de un campo rectangular, se pueden obtener sus FWHM y su tamaño de campo cuadrado equivalente. Se precisa obtener perfiles en 2 direcciones, pues el efecto de oclusión parcial puede no ser igual en ambas direcciones.

### 1.2.3.2. Efecto del volumen del detector.

La señal que proviene de un detector refleja la dosis en promedio en su volumen sensible. En el caso de un tamaño de campo pequeño, se tiene una región de homogeneidad en las cercanías del eje central del campo y por tanto al colocar un detector en esa región la dosis promediada es muy similar al valor puntual en el eje central. Sin embargo, si el tamaño del detector utilizado es del orden de magnitud del tamaño de campo entonces el promedio de dosis en el eje central no coincide con el valor puntual ya que el detector puede rebasar la región de uniformidad. A este efecto se le conoce como *efecto parcial de volumen*. Este efecto es amplificado por la oclusión parcial de la fuente, ya que el perfil producido puede tener altos gradientes de dosis, con lo cual, no se tiene una región de uniformidad [22].

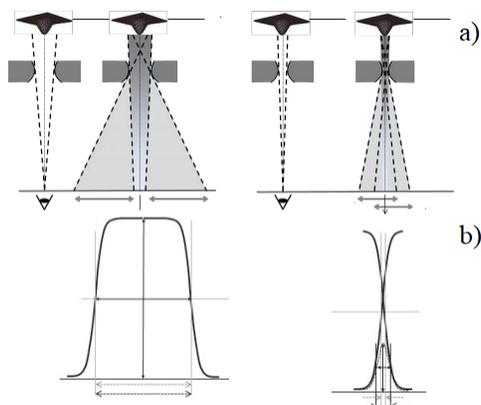


Figura 1.11: Esquema de la superposición de penumbras y su efecto en los perfiles de dosis en profundidad. a) se observa la fuente de fotones siendo parcialmente ocluida siendo vista desde el punto de medición. Al proyectar las fronteras de la fuente pasando por los bordes del colimador se superponen las penumbras. b) el tamaño del perfil definido por el FWHM de un campo pequeño coincide con el tamaño nominal, mientras que el producido por la superposición de penumbras es más ancho.

Debido al efecto parcial de volumen, la alineación del detector es crucial en medidas en el eje central y perfiles fuera del eje. Ya que los sistemas de posicionamiento externo (por ejemplo: láseres) son alineados con tolerancias milimétricas [36] que son comparables a tamaños de campo pequeños, una desviación de la alineación dentro de las tolerancias de estos sistemas pueden incurrir en desviaciones considerables en la dosis. El OIEA, recomienda para campos pequeños, la correcta alineación de los detectores a partir de tomar perfiles fuera del eje y corregir de forma iterativa hasta llegar a una alineación correcta donde el centro de medición coincida con el eje central del campo [32].

En dosimetría de campos pequeños, el tamaño del detector y su resolución espacial es importante, no solo debido a la falta de equilibrio de partícula cargada lateral que relaciona el tamaño del detector con el mínimo tamaño de campo en el que se puede realizar dosimetría de referencia; sino también por el hecho de que si no se tiene la suficiente resolución espacial se cometen errores considerables. Wuerfel [37], obtuvo diferencias en la adquisición del perfil fuera de eje de un campo de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  utilizando un detector de diamante de  $0.004 \text{ cm}^3$  y una cámara de ionización semiflex de  $0.125 \text{ cm}^3$  (figura 1.12). Las diferencias encontradas llegan a ser de hasta 15%.

#### 1.2.4. Características deseables de detectores para campos pequeños.

Debido a los efectos antes mencionados que se producen, ya sea por la falta de ELPC, oclusión parcial de la fuente o el efecto del volumen del detector; son deseables para la dosimetría de campos pequeños, una serie de características. Dichas características son distintas según el procedimiento a realizar (dosimetría de referencia, perfiles fuera de eje, porcentaje de dosis en profundidad y factores de campo), sin embargo, se pueden enlistar algunas que resultan generales. A continuación se mencionan las más relevantes y las condiciones por las cuales son requeridas:

- **Tamaño del detector.** Esta característica es vital en dosimetría de referencia pues el ELPC para un cierto tamaño de campo depende del tamaño del detector. Además, si no se tiene previsto se pueden generar efectos parciales de volumen debido al tamaño del detector. Kawachi y colaboradores desarrollaron una expresión para obtener una corrección por efecto de promedio de volumen [38], que además constituye una forma de cuantificar la factibilidad de uso de un cierto detector en un tamaño de campo específico. El OIEA, recomienda que esta corrección no sea en valor absoluto mayor que el 5% [32].

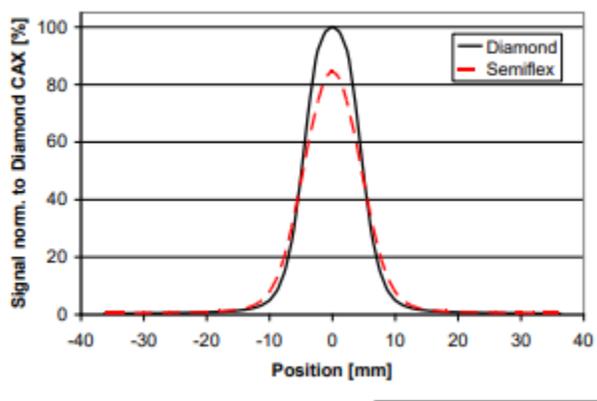


Figura 1.12: Perfiles fuera del eje obtenidos en profundidad de agua para un campo de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  utilizando un detector diamante T60003 (PTW, Freiburg, Alemania) (línea sólida negra) y una cámara de ionización Semiflex T31010 (PTW, Freiburg, Alemania) (línea roja cortada). [37]

- **Resolución espacial.** La resolución espacial puede ser erróneamente condicionada al tamaño del detector, sin embargo, en algunos detectores la resolución espacial no está supeditada al tamaño neto de este sino a su estructura o conformación como en el caso de las películas radiocrómicas o los centelladores líquidos. Además, la resolución espacial es dependiente también del ruido presente en la lectura, con lo cual también puede existir un compromiso entre la sensibilidad del detector y su resolución espacial[39].
- **Baja señal de Fondo.** Como se discutió en las secciones 1.2.3.1 y 1.2.3.2, la falta de EPC y la oclusión parcial de la fuente pueden llevar a caídas drásticas en la dosis, por consiguiente se reduce la lectura en los detectores para campos pequeños y esto causa que la señal producida por el ruido cuántico sea comparable en intensidad a la señal original [40]. Por lo tanto, se debe tener una mejor discriminación en el ruido de fondo, lo que se puede lograr con un diseño más sofisticado que permita menos corriente de fuga o con tiempos de integración menores.
- **Independencia de la tasa de dosis.** En campos pequeños algunos detectores pueden mostrar una dependencia con la tasa de dosis, debido a los altos gradientes de dosis. Wuerfel [37] encontró que la dependencia en la tasa de dosis, manifestada como pérdidas por saturación, causa una sobreestimación en el área de penumbra de los perfiles fuera del eje (figura 1.13).
- **Independencia de la energía.** Debido a la oclusión parcial de la fuente y al cambio en el espectro de fotones, así como a las condiciones de falta de equilibrio de partícula cargada; es una característica deseable de los detectores que sean independientes de la energía [40]. La variación en la energía en campos pequeños se puede manifestar tanto en energías del orden de los keV como de los MeV, con lo cual es deseable que el detector utilizado muestre independencia en la energía para ambos órdenes de magnitud.
- **Composición del detector.** Es deseable que el número atómico del detector no varíe mucho con respecto al del agua, debido a que como se discutió en la sección 1.2.3.1 las condiciones de falta de ELPC provocan un aumento en el factor de perturbación y esto se acrecienta en detectores con cambios sustanciales en el número atómico respecto al agua. Tal es el caso de los diodos blindados (alto número atómico) o las cámaras de ionización con paredes equivalentes a aire (bajo número atómico).

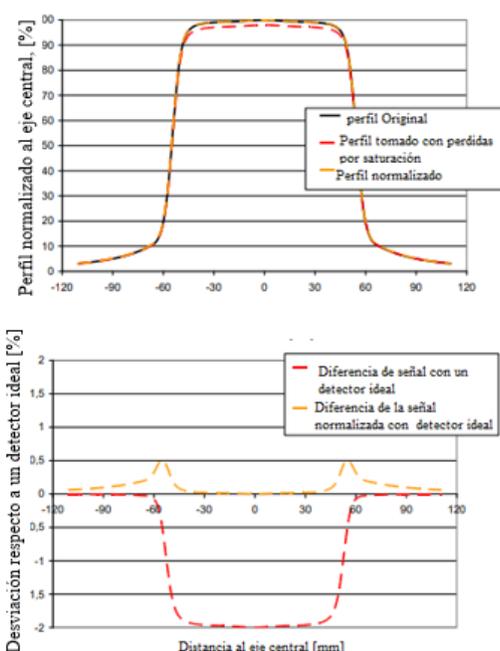


Figura 1.13: Perfil fuera del eje de un campo de  $11 \times 11$  cm medido por un detector ideal (línea negra) y por un detector que tiene una pérdida por saturación del 2% (línea roja cortada). Adicionalmente, se muestra el perfil del detector no ideal normalizado al valor del perfil de detector ideal en el eje central. Parte Inferior: se muestran las diferencias de los respectivos perfiles de acuerdo a su color con respecto del perfil de detector ideal. [37]

### 1.2.5. Equipos y modalidades que utilizan campos pequeños.

La principal motivación del uso de campos pequeños es aumentar la ganancia terapéutica impartiendo una dosis más precisa, exacta y con mayor focalización en las lesiones evitando toxicidades en los órganos de riesgo. Con ello se avanza en la búsqueda de brindar al paciente el mejor tratamiento posible[10].

Algunos de los equipos mencionados en esta sección no son capaces de formar un campo de  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> que es considerado el campo convencional de referencia[40, 41]. Por este hecho, la dosimetría de referencia debe llevarse a cabo en un tamaño de campo que cumpla las condiciones de ELPC y se acerque lo más posible al tamaño de campo de referencia. A este tipo de campos se les conoce como *campos no convencionales* y para su dosimetría ha sido publicado el código de práctica 483 del OIEA[32], que versa sobre su caracterización y la uniformización de procedimientos en el uso de dichos equipos.

Con el motivo de presentar los equipos que pueden ser objeto de auditorías dosimétricas se enlistan algunos de los más comunes que utilizan campos no convencionales y sus características más relevantes en el contexto de dosimetría:

- **CyberKnife™ (figura 1.14 A)**. Se trata de un linac montado en un brazo robotizado en vez de un gantry, lo cual le confiere más grados de libertad en su movimiento [43]. Este equipo no cuenta con un isocentro y solo puede formar campos circulares sin filtro de aplanado, de hasta un diámetro máximo de 6 cm a una distancia de 80 cm de la fuente[44]. Se utiliza para realizar tratamientos en los que se imparte una alta dosis en una única sesión (radiocirugía), tanto dentro del cráneo como en otros órganos. La libertad de movimiento y la utilización de imágenes

Cuadro 1.1: Características de diseño de un micro colimador multi-hojas m3.

Material	Tungsteno
Numero de hojas	26 pares
	3.0 mm (14)
Ancho de la hoja en isocentro	4.5 mm (6)
	5.5 mm (6)
Máximo tamaño de campo	10.2 × 10 cm <sup>2</sup>
Máximo desplazamiento de la hoja	5 cm

adquiridas durante el tratamiento, permiten al equipo realizar correcciones por movimiento de órganos[43].

- **Gamma Knife™(figura 1.14 B).** Este equipo proporciona un método de radiocirugía intracraneal, utilizando múltiples fuentes cilíndricas de <sup>60</sup>Co. Las fuentes se encuentran blindadas dentro de una montura que rodea la cabeza del paciente y los campos de radiación son producidos cuando se abre un colimador de forma circular proyectando haces en distintas direcciones hacia la región deseada. Este equipo utiliza un marco de referencia estereotáctico para la localización precisa de la región a tratar [45]. El diámetro máximo de apertura de los colimadores ronda los 1.6 y 1.8 cm según el modelo.
- **Tomotherapy™(figura 1.14 C).** En esta modalidad se monta un linac de 6 MV sin filtro de aplanado en un gantry circular de la forma de un tomógrafo computarizado[46]. Este equipo, dotado de la geometría de irradiación helicoidal, permite la obtención de imágenes tomográficas, para lo cual reduce la energía del haz de radiación a 3.5 MV [46, 47], con el objetivo de mejorar la calidad de imagen. El campo de radiación se forma en principio, por medio de un colimador primario del que surge un haz tipo abanico. Posteriormente, se añade un colimador multi-hojas, el cual conforma el haz y modula su intensidad. El campo máximo que puede formar es rectangular de 5 × 10 cm<sup>2</sup>.
- **Linac con colimadores circulares(figura 1.15 A).** Los colimadores circulares, son aditamentos rígidos de forma cilíndrica [49] que se colocan sobre una montura a la salida del haz en el linac. Al permanecer fuera de la salida del haz, se reduce la penumbra geométrica debido a la reducción en la distancia a la superficie [50]. Por lo tanto, los colimadores circulares permiten obtener altos gradientes de dosis disminuyendo la radiación dispersa, con lo que se mejora la distribución de dosis[49, 50]. Los campos circulares que pueden proyectarse con este tipo de colimadores van desde 12.5 a 40 mm de diámetro.
- **Linac con colimadores multi-hojas. (figura 1.15 B)** Los colimadores multi-hojas consisten de barras de material de alto número atómico que se colocan alineadas perpendicularmente como colimador terciario del haz de radiación [52]. Las hojas tienen un recorrido longitudinal individual que permite la conformación de lesiones (Terapia conformal). Además, las hojas se pueden interponer en la proyección del campo sobre la región a tratar con el objetivo de modular la distribución de dosis impartida (IMRT). Cosgrove y colaboradores describen algunas características del sistema de micro-colimadores multi-hojas m3 (Brainlab, GmbH, Alemania) y son enlistadas en el cuadro 1.1 [53].

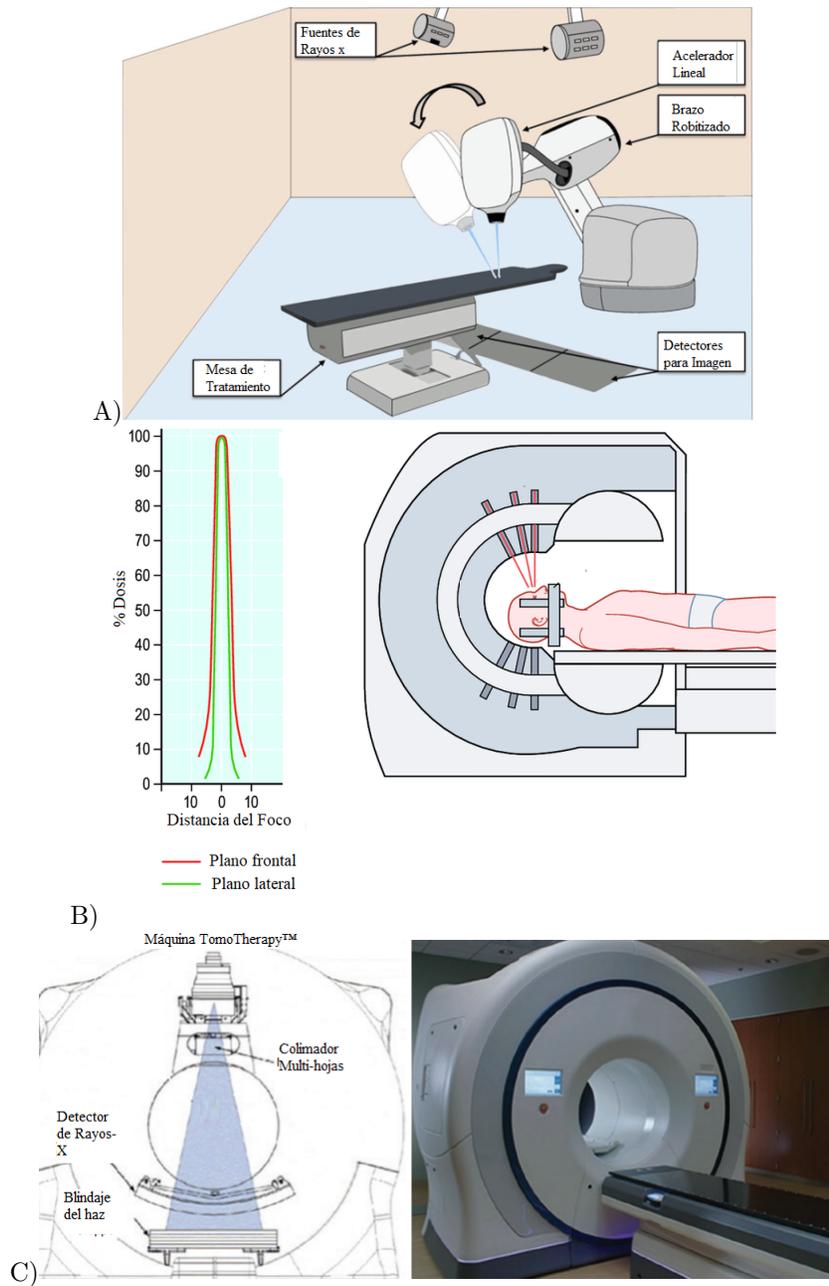


Figura 1.14: Equipos de tratamiento que utilizan campos pequeños de radiación A) Diagrama ilustrativo del equipo CyberKnife™[54]. B)Diagrama ilustrativo del tratamiento con Gamma Knife™[55], las fuentes se abren para dirigir haces que se superponen. Además se muestran perfiles de dosis en dos direcciones. C) Diagrama ilustrativo de un Tomotherapy™ y sus partes. Se muestra además una imagen del equipo[56]

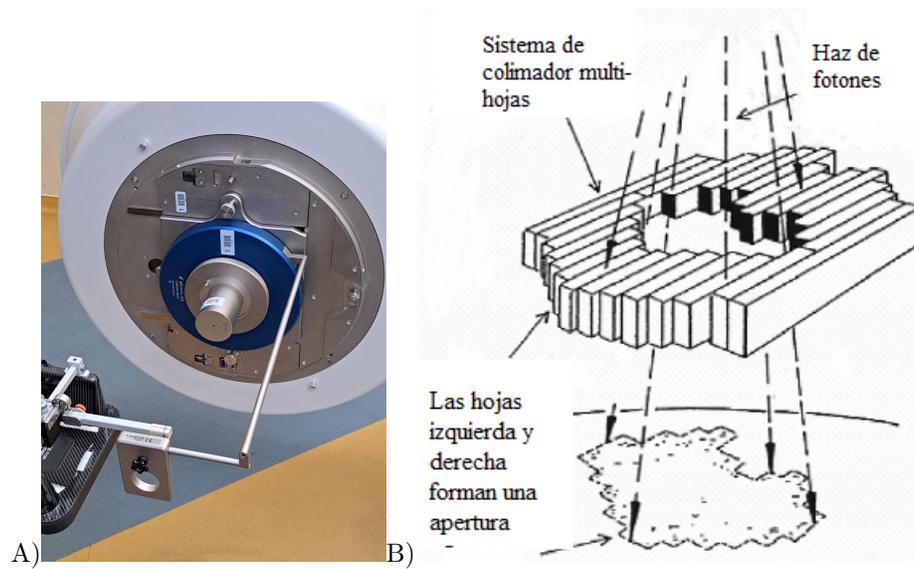


Figura 1.15: Accesorios para linac que permiten la obtención de campos pequeños. A) Colimador circular de 6 mm acoplado al linac del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía. B) Diagrama ilustrativo del funcionamiento de los colimadores multi-hojas [57].

## Capítulo 2

# Auditorías Dosimétricas y Dosímetros OSL.

En el presente capítulo se aborda con mayor detalle el objetivo de este trabajo teniendo en cuenta el marco teórico del que se dispone en el capítulo uno acerca de los campos no convencionales y campos pequeños en radioterapia externa. El tema fundamental es abordar en detalle las auditorías dosimétricas; desde su justificación, pasando por la metodología y abordando los detectores más usuales para este fin. Es ahí donde se vuelve importante señalar la descripción y las características de los dosímetros OSL, así como los factores a tomar en cuenta para llevar a cabo una dosimetría correcta con este tipo de detector. Es por tanto, que ambas descripciones en conjunto sientan las bases para lo que será el planteamiento de auditoría a llevarse a cabo en este trabajo.

### 2.1. Auditorías en Radioterapia.

Como se abordó en la sección 1.1.3, la precisión y exactitud en la impartición de dosis tiene repercusiones importantes en la respuesta biológica tanto de tejido tumoral como de tejido sano adyacente, lo que puede ser determinante en la expectativa clínica de un paciente. Es por tanto, que los protocolos de dosimetría se incluyen a un programa de garantía de calidad que permita brindar la certeza de que el tratamiento que se le imparte a un paciente es el mejor posible.

En la normativa oficial mexicana [58], el físico médico es responsable del diseño e implementación de programas de garantía de calidad para los aspectos físicos y tecnológicos del uso de la radiación en una unidad de radioterapia. Quedan incluidos dentro de estos programas:

- La planeación de tratamientos
- El comisionamiento y control de calidad de los equipos.
- La seguridad radiológica de los pacientes y el personal.
- La impartición del tratamiento.

Por otro lado, una auditoría se define como una revisión sistemática de un proceso o actividad con el fin de evaluar el cumplimiento de reglas o criterios específicos [59]. Para el caso de una unidad de radioterapia, las auditorías tienen como fin evaluar la factibilidad y aplicación del programa de garantía de calidad. Es posible evaluar el programa de garantía de calidad en su totalidad o de forma parcial. De las características auditables destacan las siguientes [60]:

- La infraestructura

- Procedimientos relacionados con el paciente
- Procedimientos relacionados con los equipos
- Entrenamiento del personal.

De entre los procedimientos relacionados con los equipos, destacan los procedimientos de dosimetría como lo son:

- Constancia diaria de la salida del haz: dosis en el eje central en el tamaño de campo de referencia a una profundidad (usualmente 5 o 10 cm).
- Uniformidad del haz: diferencia porcentual entre dosis de dos puntos simétricos equidistantes del eje central en el 80 % del tamaño de campo.
- Calibración del haz de radiación: medida de dosis en el eje central en condiciones de referencia.
- Procedimientos de dosimetría relativa: factores de campo, dosis en profundidad, perfiles fuera del eje.
- Efecto de distintos accesorios: cuñas, bloques, colimadores circulares o colimador multi-hojas.
- El sistema de planeación.
- Calibración de los detectores utilizados.

Las auditorías dosimétricas buscan por tanto, verificar las medidas tanto absolutas como relativas de dosis. Aunque dichas auditorías parecen remitirse a medidas de magnitudes físicas, sus resultados pueden revelar fallas en gran parte del programa de garantía de calidad, ya sea en la planeación, la impartición, la calibración de instrumentos o las condiciones de los equipos utilizados. Además, ya que la calibración de detectores está incluida dentro de los protocolos de calidad, así como las prácticas dosimétricas, es aconsejable que las auditorías dosimétricas sean llevadas a cabo por agentes externos a la unidad a evaluar[60].

## 2.2. Auditorías dosimétricas remotas.

En 1965, el OIEA llevó a cabo revisiones y cuestionarios acerca de las condiciones de unidades de teleterapia en países en desarrollo [61]. De lo cual se obtuvo que en un tercio de los casos no se contaba con los instrumentos dosimétricos adecuados o estos no estaban calibrados de forma correcta. Además, no se contaba con personal entrenado en esta área debido a que la profesión de físico médico era prácticamente desconocida. Es por ello que en 1966 el organismo inicia un programa de dosimetría postal, dedicado a crear conciencia acerca de la necesidad de protocolos correctos de dosimetría y mejorar la consistencia en este rubro. Por su parte el Centro de Física Radiológica (RPC) comenzó un programa de pruebas de verificación de instituciones mayoritariamente establecidas en los Estados Unidos de América, pero sin remitirse a este país[62]. Ambos programas, el del OIEA y el del RPC continúan siendo vigentes acumulando un total de 2300 centros participantes para 2019 para el OIEA [63] y de 2100 centros para 2021 en el caso del RPC[62].

La metodología para auditorías dosimétricas remotas consiste en el envío de detectores y en algunos casos, un arreglo de maniqués y detectores que posteriormente son irradiados por el centro a auditar en condiciones específicas de profundidad, tamaño de campo y distancia fuente superficie. Existen dos modalidades de auditorías dosimétricas, la primera es en la que se solicita al centro auditado que imparta una dosis conocida en el detector para un arreglo detector-maniqué específico. Para esta modalidad, el centro puede llevar a cabo un cálculo manual de dosis, en el caso de geometrías sencillas de

irradiación; o por otro lado se puede llevar a cabo una planeación, para lo cual se deben tomar imágenes del arreglo detector-maniquí y trasladarlas a un sistema de planeación para el cálculo de dosis en el volumen sensible del detector. Adicionalmente, se le puede requerir al centro auditado, documentación sobre el cálculo de dosis, como medidas que alimentan el sistema de planeación (PDD, TMR, OAR, dosimetría de referencia). Para la segunda modalidad se pide al centro auditado que imparta una cierta cantidad de unidades monitor (linacs) o se irradie por un lapso de tiempo (unidades de  $^{60}\text{Co}$ ). Por simpleza, las condiciones de irradiación para linacs en estos casos son mayoritariamente utilizando un tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , a una distancia fuente superficie de 100 cm, en el eje central y en la profundidad de dosis máxima; todo esto con el objetivo de que la relación entre unidades monitor y dosis sea la unidad. Aún así, la segunda modalidad no está supeditada a estas condiciones, con lo cual, puede el centro auditor realizar el cálculo de la dosis en el detector. En ambas modalidades los detectores utilizados son reenviados junto con la documentación requerida, y la dosis en los detectores es evaluada por el centro auditor. A partir de la dosis en los detectores y la dosis calculada se obtiene el error porcentual de la medida mediante la siguiente expresión:

$$e\% = \frac{|D_m - D_c|}{D_m} \times 100\% \quad (2.1)$$

Este resultado se compara con parámetros previamente establecidos y se establecen las recomendaciones pertinentes. Comúnmente, se establece un límite de aprobación, un límite de acción y un límite inaceptable basados en los porcentajes de error. El OIEA, ha establecido un criterio de aceptación de 5% en la desviación porcentual de la medida[63]. Es importante mencionar que para que un detector sea útil en auditorías dosimétricas, la incertidumbre en la determinación de su dosis debe ser considerablemente menor que los criterios establecidos para desviación porcentual, debido a que este hecho permita tener certeza de los resultados.

### 2.3. Detectores utilizados en auditoría.

En este tipo de auditorías se requieren detectores que almacenen una señal que pueda ser posteriormente recuperada y relacionada con la dosis impartida al detector. Este tipo de detectores se conocen como *dosímetros pasivos*[39], dentro de esta categoría se ubican los siguientes tipos de detectores:

- Películas radiocrómicas.
- Dosímetros termoluminiscentes (TLD)
- Dosímetros radiofotoluminiscentes (RPLD)
- Dosímetros luminiscentes ópticamente estimulados (OSLD)

La dosimetría con este tipo de detectores consiste de un proceso en varias etapas

- Preirradiación: cualquier señal previa que pueda haber sido introducida en el dosímetro debe ser borrada hasta un nivel basal. No es necesario en el caso de las películas radiocrómicas. Es necesario tener una caracterización de los detectores para este punto.
- Irradiación: se imparte una dosis a los detectores.
- Post-irradiación: algunos detectores como las películas radiocrómicas requieren que no se realice proceso alguno de lectura durante un periodo de tiempo. En el caso de otro tipo de dosímetros se requiere una estabilización pues su señal tiende a cambiar en el tiempo.
- Lectura: es un proceso en el cual la señal de los dosímetros es recuperada. En el caso de las películas radiocrómicas se forma una señal de los cambios estructurales que propician cambios en su respuesta óptica.

Se desea que este tipo de dosímetros mantengan su señal por un periodo prolongado de tal manera que puedan ser enviados y devueltos sin perder su señal. Sin embargo, factores ambientales como la exposición a la luz ambiental o ultra violeta, la temperatura o el esfuerzo mecánico, pueden afectar la señal en este tipo de dosímetros. Con lo cual, se debe establecer un protocolo para su manejo, evitando en la mayor medida posible la introducción de error por estas influencias. Otra característica deseable es que sean reutilizables, lo que permite utilizar el mismo detector en ciclos de irradiación y lectura. Esto no es posible en el caso de las películas radiocrómicas cuyos cambios no pueden ser revertidos. Además, se requiere que exista una baja variabilidad entre lecturas con el tiempo para el mismo detector de tal manera que este factor no afecte la medición.

Los dosímetros de este tipo son relativos, ya que dependen de otro que pueda proveer trazabilidad a un laboratorio primario o secundario, como una cámara de ionización. Similarmente a los protocolos de dosimetría con cámara de ionización [40, 31], se debe obtener un factor de calibración que relacione las lecturas de señal provistas por los dosímetros con la dosis en ciertas condiciones de referencia. Además, se debe realizar una caracterización de aquellos factores que modifican la lectura cuando se modifican dichas condiciones de referencia, obteniendo factores de corrección para cada caso. De esta manera, el factor de calibración puede ser trasladado a cualquier condición de irradiación. Existen protocolos de dosimetría publicados por la AAPM para cada uno de los dosímetros antes mencionados exceptuando los RPL [63, 64].

El OIEA ha utilizado para sus auditorías mayormente dosímetros TL, ya que sus propiedades fueron estudiadas previamente al descubrimiento de los otros detectores aquí mencionados [65, 66]. Es importante mencionar en este trabajo el uso de estos dosímetros debido a que esto permite relacionar el uso de los detectores con la logística y planeación de las auditorías. Los dosímetros TL son detectores pasivos de estado sólido, cuya señal se almacena en trampas de energía delimitadas por las impurezas de las que están compuestos. La composición de estos detectores más utilizada en auditorías es la de LiF:Mg, Ti [63]. Los niveles de energía que son producto de las impurezas (conocidos como trampas) pueden albergar electrones o huecos que son llevados de la capa de valencia a la capa de conducción por efecto de la incidencia de radiación ionizante y regresan a estas en un proceso de recombinación (véase sección 2.4.1). La lectura de la señal se da por un estímulo térmico que libera los electrones en las trampas energéticas, mismos que acceden a la banda de conducción y descienden posteriormente a la banda de valencia liberando radiación electromagnética.

Espinosa y colaboradores [68], describen una metodología propuesta para auditorías postales de campos pequeños utilizando TLD, la cual es mostrada de manera esquemática en la figura 2.1. Previo al envío de los dosímetros, se realiza una caracterización en la que los autores estudian la linealidad, reproducibilidad, sensibilidad individual, efecto del tamaño de campo en campos cuadrados de 1 a 3 cm de lado y la dependencia en energía desde  $^{60}\text{Co}$  hasta 15 MeV. Los dosímetros son preparados con un tratamiento térmico previo al envío. Son calentados a 400 °C por una hora, seguido de un proceso de enfriado de 15 minutos hasta temperatura ambiente. Posteriormente, los TLD son enviados al centro a auditar, en conjunto de un maniquí con instrucciones precisas para adquirir imágenes de TC y realizar una planeación de tratamiento. La irradiación de los TLD se lleva a cabo con campos cuadrados de lados 1 y 3 cm en geometría SAD a 100 cm con una dosis prescrita de 1.5 Gy. Una vez devueltos los TLD se realiza la lectura con un ciclo de calentamiento de 3 °C/s desde temperatura ambiente hasta 280 °C. De nuevo, se repite el proceso de tratamiento térmico previo al envío y se realizan irradiaciones de calibración en un tiempo no menor que una semana posterior a la recepción de los detectores, con la finalidad de evitar variaciones en el lector en el tiempo.

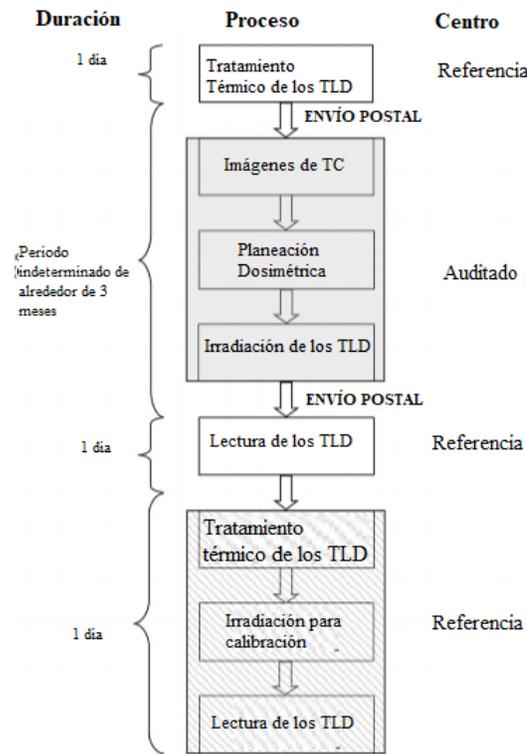


Figura 2.1: Esquema ilustrativo de un protocolo de auditoría con dosímetros termoluminiscentes. En la columna de la izquierda se muestra la duración aproximada de cada fase, en la columna central se muestra la actividad o proceso a llevar a cabo y en la columna derecha se muestra el centro en donde se lleva a cabo[68].

Es preciso tener en cuenta los tiempos en que se llevan a cabo las fases de las que consiste un protocolo de auditoría debido al efecto del tiempo en la señal adquirida por los detectores [65]. Además, es de destacar la importancia de la caracterización y de los efectos de influencia en los detectores en la metodología de auditoría. Por tanto, el uso de un detector adecuado puede eficientar el proceso de auditoría o conducir a una mayor precisión o exactitud en la medida.

## 2.4. Dosímetros Luminiscentes Ópticamente Estimulados.

Como se mencionó en la sección anterior, los OSLD son detectores pasivos de radiación que bien puede ser utilizado para auditorías dosimétricas. En esta sección se mencionarán las principales características de estos detectores y se revisará el formalismo para la dosimetría utilizando estos detectores.

### 2.4.1. Principio de funcionamiento.

Este tipo de detectores está compuesto de materiales semiconductores dopados con impurezas, tal es el caso del óxido de aluminio dopado con carbono ( $Al_2O_3:C$ ), el óxido de berilio ( $BeO$ ) y el tetraborato de magnesio dopado con cerio y litio ( $MgB_4O_7:Ce, Li$ ). Los materiales semiconductores poseen bandas de valencia y de conducción producidas por el potencial periódico en su estructura cristalina. Estas bandas están bien delimitadas separadas por una brecha de energía del orden de los eV [69]. Sin embargo, las impurezas introducen niveles de energía intermedios, que son deslocalizados y válidos para todos

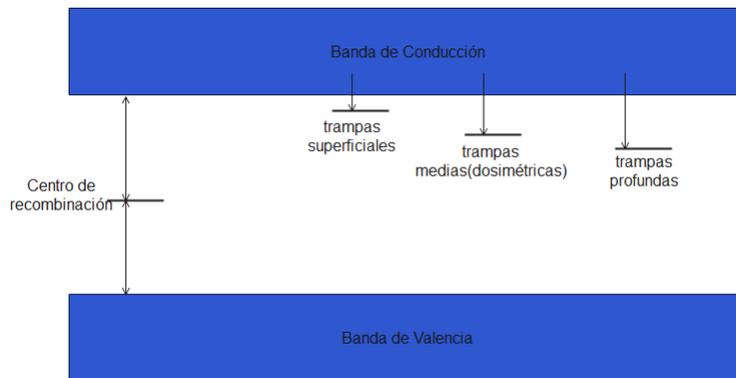


Figura 2.2: Tipos de trampas en un cristal OSL de acuerdo con su profundidad y su comparación con la profundidad de un centro de recombinación.

los elementos del cristal. Esto se debe a los defectos en el cristal que rompen la periodicidad del mismo, como ausencia de átomos en la red (vacancias) o introducción de átomos en la misma (intersticios).

La radiación ionizante produce un estímulo energético suficiente para cambiar el estado de los electrones en el material y elevarlos a la banda de conducción. Ya que por lo general, este tipo de radiación tiene una energía de ordenes de magnitud mayor que la brecha, aunado al hecho de que los electrones rechazan una energía mayor que la de la brecha si esta es impartida, entonces, la energía de la radiación ionizante se reparte en múltiples estimulaciones de este tipo, de tal manera que la cantidad de electrones en la banda de conducción es proporcional a la energía impartida en el material. Al acceder a la banda de conducción, se genera una quasi-partícula de carga positiva denominada *hueco* [69], en la banda de valencia que representa la ausencia del electrón.

Los defectos en una estructura pueden clasificarse según su interacción como centros de atrapamiento y centros de recombinación[70]. La diferencia entre estos es que en los centros de recombinación se producen cuando a la vez un defecto captura un electrón de la banda de conducción y un hueco de la banda de valencia. En los centros de atrapamiento o trampas, la probabilidad de que el electrón escape a la banda de conducción es mayor que la de que el defecto capture un hueco. Los centros de recombinación se ubican por lo general, en niveles medios de energía, ya que de estar cerca de la banda de conducción la probabilidad de escape a esta es mayor.

Las trampas, se pueden clasificar por su energía como superficiales, medias y profundas (figura2.2), donde las superficiales son las más cercanas a la banda de conducción. Una vez que el electrón es atrapado, puede permanecer en ese estado por tiempos que van del orden de segundos o hasta miles de años según la profundidad de la trampa[71]. Los electrones en las trampas más superficiales son liberados por estimulación térmica a temperatura ambiente, pocos segundos después de que son atrapados; mientras que para liberar electrones de las trampas medias y profundas se requiere un estímulo térmico o lumínico de mayor energía.

En el caso de los dosímetros termoluminiscentes, un estímulo térmico puede utilizarse para liberar los electrones de las trampas energéticas elevándolos a la banda de conducción, mientras que en el caso de los OSLD el estímulo es lumínico. Una vez que los electrones son liberados de las trampas energéticas, se puede producir la recombinación que es un proceso luminescente en contraposición al atrapamiento. De esta manera, se tiene una cadena de proporcionalidad con la energía depositada por la radiación ionizante. Esta cadena comienza con la cantidad de electrones que se elevan de la banda de valencia

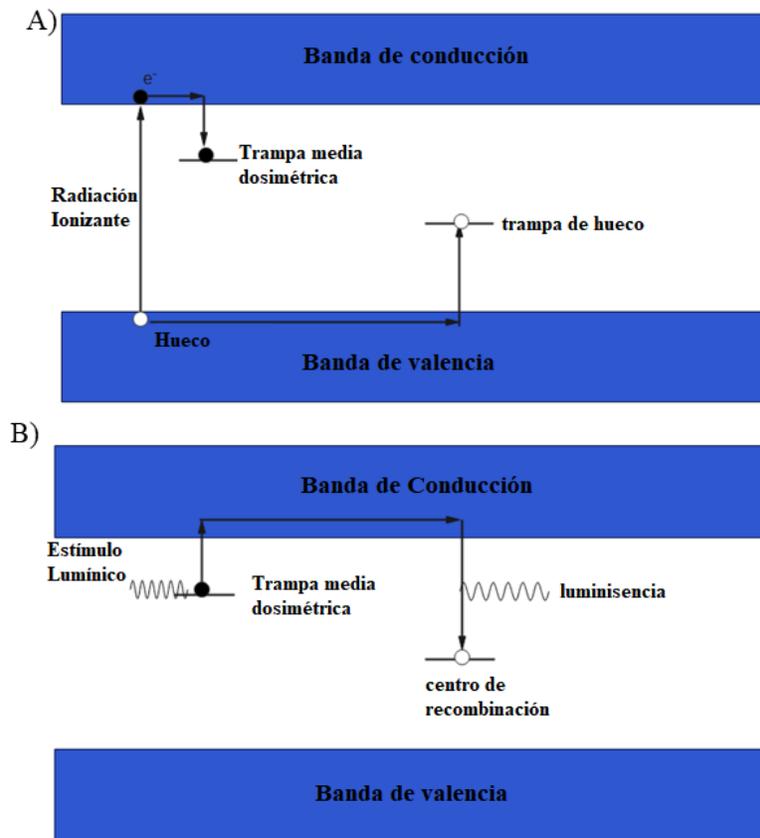


Figura 2.3: Proceso ideal de luminiscencia opticamente estimulada debido a una irradiación. A) La radiación ionizante incide y envía al electrón a la banda de conducción dejando un hueco que accede a una trampa de mayor energía. El electrón posteriormente accede a una trampa media dosimétrica. B) El electrón es estimulado con fotones del espectro visible y accede de nuevo a la banda de conducción, sin embargo, la trampa del hueco pasa a ser un centro de recombinación que atrapa al electrón y en el proceso se produce la luminiscencia.

a la de conducción; posteriormente, continua con la cantidad de electrones capturados por trampas; sigue de la misma manera con la cantidad de electrones que escapan de las trampas por efecto del estímulo; y finaliza con la cantidad de electrones que llegan a la recombinación produciendo una señal lumínica. Todo lo anterior es posible porque la eficiencia cuántica de atrapamiento es cuasi-constante de la misma manera que la de recombinación para un mismo estímulo lumínico[71].

De esta manera, es posible relacionar la dosis impartida a un material de dichas propiedades, con la señal lumínica producto de la recombinación posterior a un estímulo del mismo tipo. La figura 2.3 resume el proceso ideal para el cual un electrón es llevado a la banda de conducción por la radiación ionizante; posteriormente es atrapado por una trampa dosimétrica; subsecuentemente, es llevado a la banda de conducción por estimulación lumínica; y finalmente se produce la recombinación con una emisión de fotones en el espectro visible.

### 2.4.2. Aspectos prácticos.

En esta sección se discuten los aspectos relacionados al uso de los dosímetros OSL y que son fundamentales para establecer un protocolo de dosimetría con este tipo de detectores. Es preciso considerar fenómenos que se producen debido a que no todas las interacciones son idealizadas como se muestra en la figura 2.3 y es preciso ampliar el modelo que se tiene de estos dosímetros considerando situaciones más realistas. Además, se discuten como se llevan a cabo las lecturas y el blanqueado de los dosímetros en la práctica y las consideraciones que se deben tener.

#### 2.4.2.1. Blanqueado de los OSLD y señal basal.

Como se mencionó en la subsección 2.4.1, una vez que los electrones son atrapados en las trampas dosimétricas medias o profundas, estos pueden permanecer en ese estado por un tiempo indefinido de hasta miles de años. Por otro lado, la estimulación lumínica puede cambiar el estado de los electrones haciéndolos acceder a la banda de conducción para posteriormente recombinarse en trampas a las que ya no es posible acceder por medio de la lectura, o en la banda de valencia. Es por ello que con motivo de su reutilización se expone a los dosímetros de este tipo a estímulos lumínicos por periodos de de horas[65]. A este proceso se le denomina *blanqueado*.

Sin embargo, según sean las frecuencias utilizadas en el proceso de blanqueado, electrones en trampas medias o profundas pueden no ser estimulados debido a que no se imparte la energía suficiente para acceder a la banda de conducción. Es por este hecho que autores como Silva y colaboradores[72] proponen un protocolo de blanqueado partiendo de un nivel de señal basal que se obtiene en los dosímetros tras un largo periodo de blanqueado<sup>1</sup>. Partiendo de esta señal basal, se puede evaluar la reducción en esta tras un periodo de blanqueado posterior a una irradiación a partir de la siguiente expresión:

$$OSL = \frac{OSL_{res} - OSL_{BG}}{OSL_{ref} - OSL_{BG}} \quad (2.2)$$

donde  $OSL$  es la tasa de reducción de la señal,  $OSL_{res}$  es la señal del dosímetro tras el proceso de blanqueado,  $OSL_{BG}$  es la señal basal obtenida tras un largo proceso de blanqueado y  $OSL_{ref}$  es la señal que se obtiene del dosímetro posterior a una irradiación y previo al proceso de blanqueado. Silva y colaboradores recomiendan para OSLD cerámicos como los de  $Al_2O_3:C$  que se realice un blanqueado posterior a la irradiación de por lo menos 6 horas. Tras dicho blanqueado encontraron una reducción de la señal hasta niveles coincidentes con la señal de fondo salvo por incertidumbres [72].

Otra consecuencia de que el proceso de blanqueado no sea suficiente para extraer los electrones de las trampas dosimétricas es el cambio en la sensibilidad del dosímetro en la medida en que se le somete a este a ciclos de irradiación y blanqueado. Debido a que los electrones en trampas profundas no son liberados por completo y estas trampas no participan del proceso de lectura, entonces, a medida de se realizan procesos de irradiación y blanqueado, dichas trampas se llenan cada vez más compitiendo en el atrapamiento de electrones cada vez menos[73]. Con lo cual, a medida que un dosímetro OSL aumenta su historial de dosis y blanqueado este gana sensibilidad, pues las trampas medias dosimétricas atrapan con más frecuencia a los electrones, teniendo cada vez menos competencia.

Otomayo y colaboradores[74], han encontrado cambios en la sensibilidad de dosímetros OSLD a partir de los 10 Gy en diversos ciclos de irradiación y blanqueado. Además, encontraron que estos cambios son casi constantes hasta los 20 Gy donde ocurren cambios drásticos en la sensibilidad (figura 2.4). Este hecho limita el reuso de los dosímetros OSL a un umbral de dosis menor que 10 Gy en ciclos de irradiación y blanqueado en donde la sensibilidad del dosímetro es relacionable con las condiciones de calibración del mismo (véase sección 2.4.3).

---

<sup>1</sup>En este caso los autores utilizan 36 horas de blanqueado para llegar a una señal basal

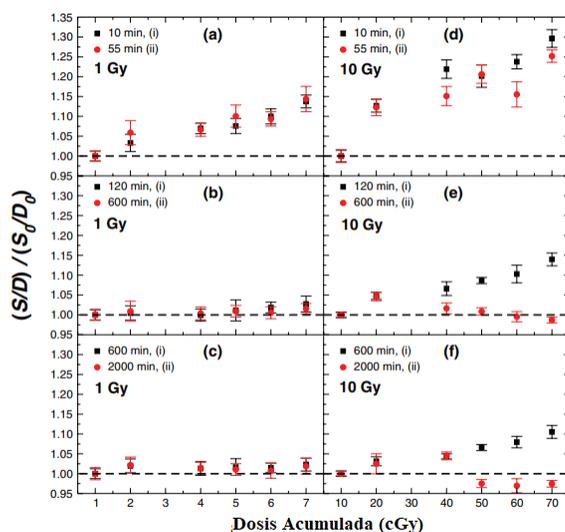


Figura 2.4: Cambios en la sensibilidad de dosímetros OSL de  $Al_2O_3:C$  con la dosis acumulada en ciclos de irradiación y blanqueado. En el eje ordenado se encuentra el cociente normalizado de lectura entre dosis. Las medidas fueron normalizadas a la lectura de la primera irradiación sin blanqueado. Los dosímetros i) fueron blanqueados con iluminación directa y los ii) con un filtro pasa altas de frecuencias. Los distintos incisos se refieren a los distintos tiempos de blanqueado entre dosis. En todos los casos se observan cambios en la sensibilidad. El inciso f) es un caso único pues se observa un comportamiento decreciente lo que deja entrever la diferencia en los sistemas de iluminación para el blanqueado [74].

El blanqueado de dosímetros OSL puede ser realizado con una fuente luminosa blanca que abarque un amplio espectro de frecuencias, aunque algunos autores [71, 73, 72] han probado con el blanqueado en frecuencias cercanas a la utilizada en la lectura (véase sección 2.4.2.3), ya que son estas frecuencias, las que precisamente producen la estimulación óptima de los electrones en trampas medias y profundas.

Otro aspecto a considerar en el proceso blanqueado es la temperatura que alcanzan los dosímetros, ya que la exposición a fuentes luminosas de alta intensidad puede causar un sobrecalentamiento. No se ha reportado en la literatura un estudio sobre el efecto del calentamiento de dosímetros OSL durante largos periodos y su efecto en su sensibilidad. Sin embargo, se sabe que el aumento de temperatura puede disminuir la eficiencia cuántica de la luminiscencia, así como la cantidad de centros de recombinación disponibles [70]. Dichos procesos pueden ser irreversibles, causando cambios en la sensibilidad de los dosímetros (figura 2.5) [75].

#### 2.4.2.2. Condiciones de irradiación

Una de las características a tener en cuenta de los dosímetros OSL es la dependencia con la dosis que dista de ser lineal para ciertos intervalos. Como se mencionó en la sección 2.4.1, existe una cadena de proporcionalidad entre la señal luminosa producto de un mismo estímulo de lectura y la dosis impartida en el dosímetro. Sin embargo, es evidente que si la cantidad de centros de atrapamiento en un cristal es finita, entonces la cantidad de señal producto de la irradiación que un mismo dosímetro puede almacenar también lo es. Por lo tanto, existe una dosis umbral para la cual se presenta un fenómeno de saturación del dosímetro para una misma irradiación ya que la respuesta no se modifica para distintas dosis. Esta dosis umbral ha sido reportada por diversos autores como mayor que 10 Gy [73, 69].

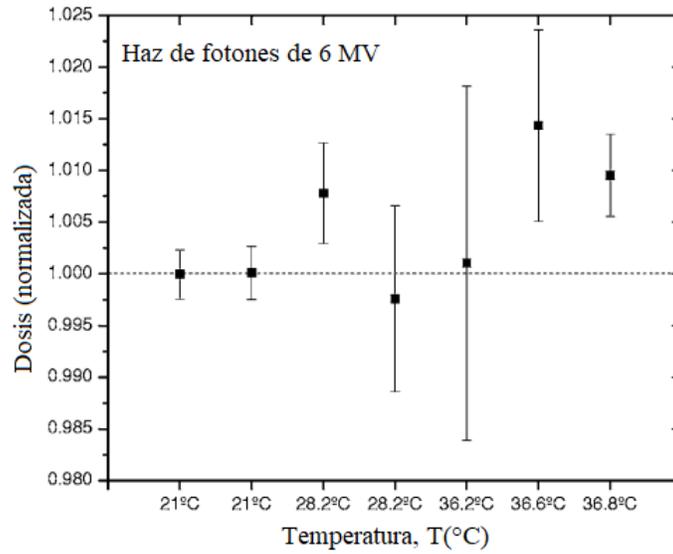


Figura 2.5: Cambios en la respuesta de dosímetros OSL con la temperatura para una irradiación a una dosis constante.[75] Cada dato es el promedio de 5 dosímetros irradiados a una misma dosis en un haz de 6 MV.

Aunado al fenómeno de saturación, otro factor que aleja los dosímetros del comportamiento lineal es la sobrerrespuesta debido al llenado de las trampas profundas y superficiales, lo cual ocurre con mayor frecuencia que el llenado de las trampas medias dosimétricas[72, 69]. Por tanto, a mayor dosis las trampas profundas que no propician un proceso de recombinación en la lectura son llenadas más rápido y se vuelven menos competitivas. De esta manera, la eficiencia cuántica del llenado de trampas medias dosimétricas aumenta, lo que lleva a una sobrerrespuesta. Esta sobrerrespuesta se ha observado a partir de los 2 Gy, siendo hasta del 15 % para 10 Gy [65](figura 2.6).

Otra de las condiciones a cuidar en la irradiación de este tipo de detectores es la dependencia con el ángulo de incidencia de la radiación. Por lo general, los OSLD son fabricados en forma de disco con protecciones plásticas que los aíslan de la luz ambiental evitando la pérdida de señal (véase sección 2.4.2.3). Esto ocasiona que el volumen sensible irradiado sea distinto según el ángulo de incidencia, además de que las condiciones de dispersión en las cercanías del dosímetro son distintas según el ángulo de incidencia. Por tanto, este tipo de efecto es únicamente dependiente de las condiciones de irradiación y no de los dosímetros propiamente, para un mismo diseño. La discrepancia de la respuesta de los dosímetros con el ángulo de incidencia de la radiación ha sido cuantificada por Jurisnic para fotones de 6 MV, siendo máxima a 90° con un valor que ronda el 2 % [76].

Contrario a los efectos anteriores, los dosímetros OSLD han reportado no tener dependencia en la calidad del haz y la tasa de dosis [74, 76] (figura 2.7), las cuales son características ideales. En el caso de la dependencia con la calidad del haz, la constancia de la respuesta solo se observa en campos de fotones de energías del orden de los MV (figura 2.8), mientras que la dependencia es altamente variable para energías menores. Además, es posible observar una dependencia con la calidad del haz debido al arreglo experimental que coincide con variaciones en la dispersión [65], dependencia que no se observa para condiciones de dispersión completa.

Las características anteriores son generalizables a un mismo lote de dosímetros OSL ya que por sus condiciones de fabricación tienen características similares. Sin embargo, la respuesta de los dosímetros

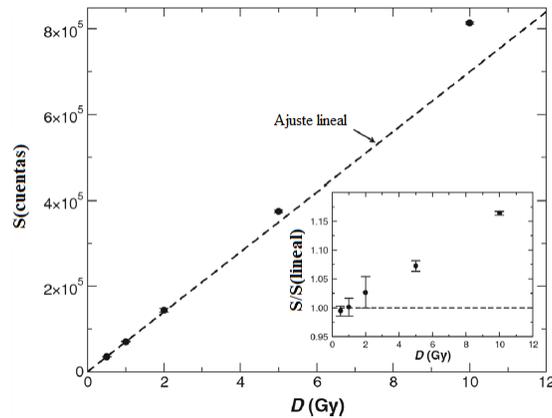


Figura 2.6: Respuesta de dosímetros OSL de  $Al_2O_3:C$  ( $S$ ) en función de la dosis ( $D$ ) en irradiación única. Se observa el efecto de sobre respuesta para regiones superiores a 2 Gy. La gráfica anexa muestra la diferencia con la respuesta lineal ( $S/S_{lineal}$ ) normalizada a dicho valor[65].

es variable uno a uno dentro del mismo lote[78]. Este hecho aumenta la incertidumbre de un mismo lote de no ser corregido hasta un 3%. En la sección 2.4.3 se aborda un factor de corrección de estos cambios de sensibilidad que puede ser aplicado a un dosímetro para toda su historia de irradiación.

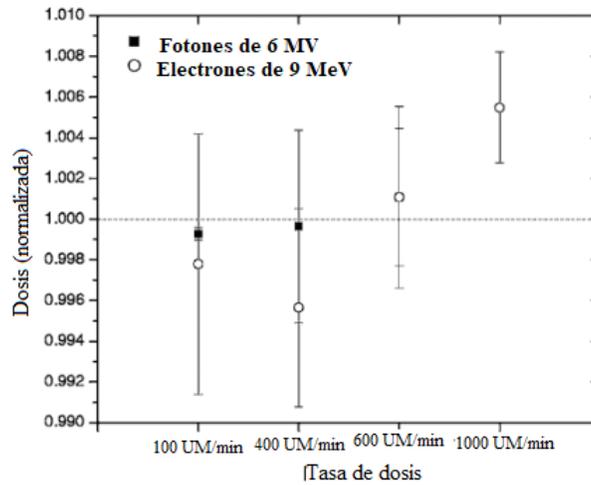


Figura 2.7: Respuesta de dosímetros OSL con respecto a la tasa de dosis para una irradiación a dosis constante con un haz de fotones de 6 MV y de electrones de 9 MeV. Los datos están normalizados a los promedios de cada uno de los datos. Se observa que salvo por el último dato todos son coincidentes con el promedio salvo por incertidumbres.

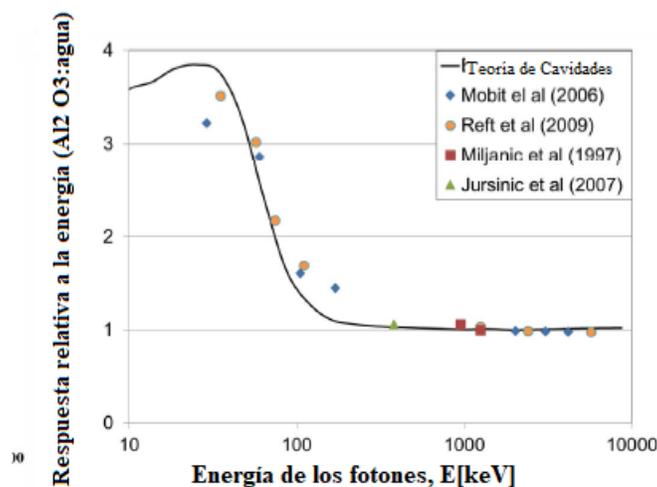


Figura 2.8: Dependencia energética de dosímetros OSL calculada por simulación Montecarlo utilizando como base la teoría de cavidades de Burlin; y obtenida experimentalmente por diversos autores. Se observa la nula dependencia energética para energías del orden de los MeV [77].

#### 2.4.2.3. Lectura de los dosímetros.

La lectura de los dosímetros es llevado a cabo con fuentes luminosas en forma pulsada o continua por un intervalo de tiempo determinado. Es de relevancia que las condiciones de estimulación de lectura sean lo más reproducibles posibles. Condiciones como la temperatura, el ruido lumínico de fondo, el tiempo de lectura, el voltaje suministrado al lector y la colocación del dosímetro [72, 78] son de relevancia.

Además de contar con una fuente luminosa se debe contar con un detector de señales luminosas, tal como un PMT (figura 2.9). El PMT transduce la señal luminosa por efecto fotoeléctrico liberando electrones que son atraídos a un elemento de circuito conocido como *dinodo* por medio de un alto voltaje [38, 9]. Los electrones inciden en el dinodo y liberan más que son atraídos a un siguiente dinodo. Este proceso se repite múltiples veces de tal manera que cada señal es amplificada y traducida a un circuito eléctrico y un electrómetro que permite su lectura. Es deseable que el PMT cuente con un filtro óptico a la entrada con la finalidad de evitar contaminación por parte de la señal que se utiliza para el estímulo de los dosímetros. Las frecuencias utilizadas para la lectura son de alrededor de los  $425\text{ nm}$  que son logradas en gran medida por luces LED de  $525\text{ nm}$  con filtros ópticos [79].

Cada lectura vacía una cierta cantidad de trampas dosimétricas, con lo cual se pierde señal en cada nueva lectura (figura 2.10). Se estima que algunos lectores pierden el equivalente al 0.03% por cada lectura de  $1\text{ s}$  [65]. A este fenómeno se le conoce como depletación y no es importante en las primeras tres lecturas del dosímetro, pero se vuelve considerable en múltiples lecturas. Otro efecto relacionado con la lectura es el desvanecimiento de la señal por efecto del tiempo entre irradiación y lectura; fenómeno conocido como *fading* (por su traducción del inglés desvanecimiento). Como se mencionó en la subsección 2.4.1 los electrones en las trampas de un cristal OSL pueden ser estimulados espontáneamente por efecto térmico a temperatura ambiente, y por tanto, son propensos a abandonar la trampa y recombinarse, ocasionando una pérdida de señal.

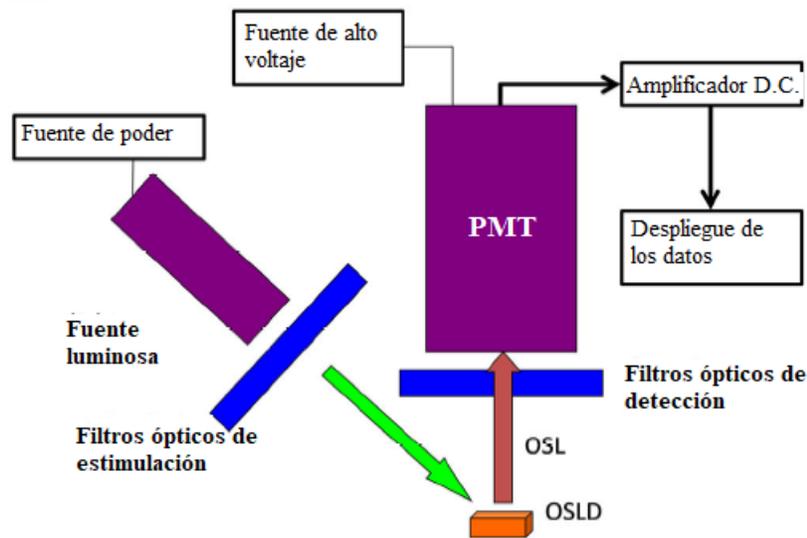


Figura 2.9: Esquema de funcionamiento de un lector de dosímetros OSL. Se observan, la fuente luminosa, el PMT, y sus respectivos filtros añadidos para estimular y leer las frecuencias precisas y filtrar señales espurias.[65]

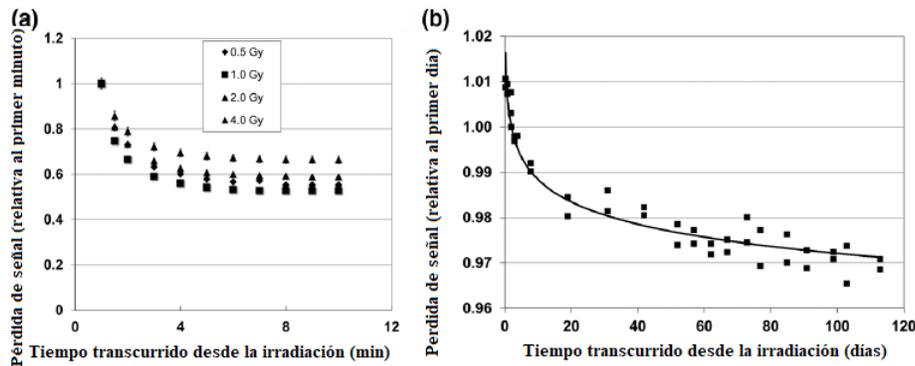


Figura 2.11: Pérdida de señal en función del tiempo transcurrido tras una irradiación. a) escala en minutos de la lectura relativa a la que se obtiene a un minuto. Se observa una región de estabilidad en la lectura después de los primeros 10 minutos. b) escala en días y lectura relativa a la del primer día. [65]

Esta reducción es drástica en las primeras horas y días tras una irradiación, sin embargo, se vuelve menos pronunciada en el tiempo (figura 2.11). Las trampas que son más rápidamente vaciadas son las superficiales debido a la baja energía requerida para su liberación. Esto ocasiona que el desvanecimiento sea más drástico en los primeros 8 minutos posteriores a la irradiación, con lo cual, la Asociación Americana de Físicos en Medicina recomienda no realizar la lectura sino hasta un tiempo posterior donde el desvanecimiento es más estable (figura 2.11)[65].

### 2.4.3. Protocolo de dosimetría.

Con el fin de correlacionar efectivamente la lectura de la señal OSL con la dosis es preciso controlar las condiciones de irradiación, lectura y blanqueo y tener en cuenta los factores que afectan la

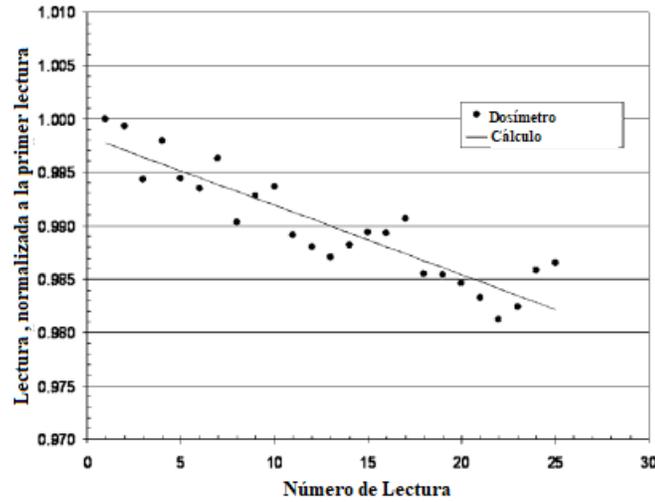


Figura 2.10: Respuesta de un dosímetro OSL en función de la cantidad de lecturas sucesivas tras una misma irradiación de 100 cGy impartidos con un linac de energía nominal de 6 MV . La primera lectura fue realizada 10 minutos después de la irradiación[76].

dosimetría en términos de señal acumulada en el dosímetro (condiciones de irradiación y blanqueado) y señal que logra obtener una mayor conformalidad, ser extraída este (lectura).

Para aquellas cantidades que afectan la dosimetría con este tipo de detectores se han hallado factores de corrección, los cuales son:

- factor de corrección por sensibilidad individual  $k_{s,i}$
- factor de corrección por linealidad  $k_L$
- factor de corrección por dependencia en la calidad del haz  $k_Q$
- factor de corrección por dependencia en la direccionalidad del haz de radiación  $k_\theta$
- factor de corrección por desvanecimiento de la señal OSL  $k_F$

Todos estos factores son relativos a condiciones de referencia y por tanto es preciso para un protocolo de dosimetría establecer que condiciones son de referencia, como por ejemplo: una direccionalidad del haz, una calidad de haz, una dosis de referencia (linealidad) y un tiempo de lectura post-irradiación. Bajo estas condiciones es que se define un coeficiente de calibración para dosis en agua  $N_{D,w}$ [65], el cual no es más que el siguiente cociente:

$$N_{D,w} = \frac{D_{w,ref}}{M_{corr,ref}} \quad (2.3)$$

donde  $D_{ref}$  es una dosis de referencia utilizada para calibrar los dosímetros y obtenida con un dosímetro trazable; y  $M_{corr,ref}$  es el promedio de la lectura obtenida para esa dosis corregida de la siguiente manera:

$$M_{corr,ref} = \bar{M}_i \cdot k_{s,i} \quad (2.4)$$

en el caso de que un solo dosímetro sea utilizado para la calibración realizando múltiples lecturas a este y por tanto  $\bar{M}_i$  es el promedio de estas. En el caso que se utilicen varios dosímetros para la calibración  $M_{corr,ref}$  es el promedio de la lectura de varios dosímetros obtenida como en la ecuación 2.4.

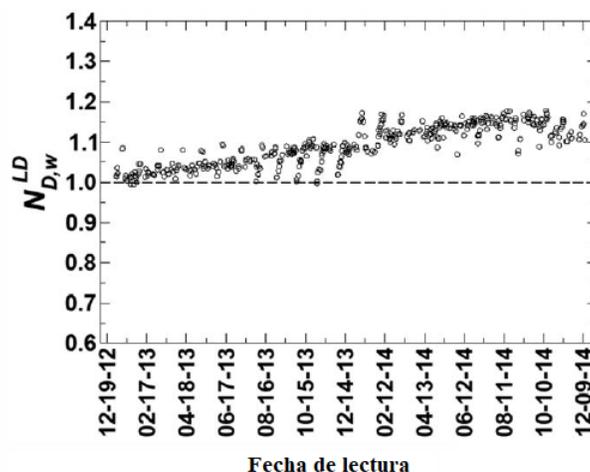


Figura 2.12: Cambios en el valor del factor de calibración de un lote de dosímetros OSLD por efecto de las variaciones en el tiempo del lector.[65]

Por lo tanto, la dosis para cualquier irradiación realizada en las condiciones de referencia será:

$$D_w = M_{corr} \cdot N_{D,w} \quad (2.5)$$

donde  $D_w$  es igual en magnitud a  $D_{w,ref}$  ya que está en condiciones de referencia.,  $M_{corr}$  de nuevo es la lectura obtenida para esa dosis.

Si la dosis quiere ser obtenida en condiciones distintas a las de referencia, entonces es preciso obtener los factores de corrección correspondientes y por lo tanto la dosis en esas condiciones será:

$$D_w = M_{corr} \cdot N_{D,w} \cdot k_L \cdot k_Q \cdot k_F \cdot k_\theta \quad (2.6)$$

Ya que se tienen contemplados todos los factores de corrección para trasladar la dosis a condiciones fuera de las de referencia y se tiene además contemplado un factor de corrección para la sensibilidad individual de los dosímetros, entonces el factor  $N_{D,w}$  es único para un mismo lote de dosímetros y solo debería ser calculado una vez. Sin embargo, por variaciones en el lector de los OSLD se pueden presentar cambios en el coeficiente  $N_{D,w}$  en el tiempo (figura 2.12)[65].

Cada uno de los factores de corrección antes mencionados deben ser determinados mediante un experimento distinto de irradiación en donde para los otros factores se encuentren en las condiciones de referencia. Para cada experimento se utilizan distintos dosímetros de un mismo lote. Es preciso señalar que entre más dosímetros se utilicen para determinar cada factor de corrección, se reducen las incertidumbres en la lectura para cada caso. Además, es preciso contar con un dosímetro de referencia como una cámara de ionización con el objetivo de obtener la dosis para cada factor y para el coeficiente de calibración. Esta subsección finaliza con la definición de cada uno de los factores de corrección.

#### 2.4.3.1. Factor de corrección por sensibilidad individual.

Este factor se obtiene mediante un experimento de irradiación a una misma dosis en condiciones de referencia para todo el lote de dosímetros. Para este caso no es necesario obtener la dosis por medio de un dosímetro de referencia, sino más bien solo como método de verificación de la dosis de referencia.

Se toma el promedio de la lectura de todos los dosímetros y para cada dosímetro  $k_{s,i}$  se obtiene como:

$$k_{s,i} = \frac{\bar{M}}{M_i} \quad (2.7)$$

donde  $M_i$  es la lectura individual del dosímetro  $i$  y  $\bar{M}$  es la lectura promedio del lote. Una vez calculado este factor es replicable para todas las irradiaciones de este y por lo tanto es preciso identificar cada uno de los dosímetros del lote.

#### 2.4.3.2. Factor de corrección por linealidad.

Para la determinación de este factor se realizan dos irradiaciones distintas, una en condiciones de referencia, que puede ser aquella utilizada para la determinación del coeficiente de calibración; la otra es realizada bajo las mismas condiciones salvo por la dosis que es una distinta  $D_{w,1}$ . De tal manera que  $k_L$  puede ser calculada como:

$$k_L = \frac{\frac{D_{w,1}}{M_1}}{\frac{D_{w,ref}}{M_{ref}}} \quad (2.8)$$

donde  $M_1$  es la lectura obtenida para la irradiación a dosis  $D_{w,1}$ . De la manipulación algebraica de la ecuación 2.8 se obtiene que :

$$k_L = \frac{D_{w,1} \cdot M_{ref}}{M_1 \cdot D_{w,ref}}$$

Por tanto al multiplicar por la lectura  $M_1$  se tiene que:

$$M_1 \cdot k_L = \frac{D_{w,1}}{D_{w,ref}} M_{ref}$$

lo cual, es la razón entre las dosis multiplicada por la lectura de referencia que se supone debería ser el valor de  $M_1$  de cumplirse la linealidad.

#### 2.4.3.3. Factor de corrección por calidad del haz.

En caso de que exista la dependencia con la calidad del haz, debido a las condiciones de dispersión, se debe obtener un factor de corrección multiplicativo para esta condición . Se realizan dos irradiaciones en condiciones de referencia salvo por un cambio en la calidad de haz y un cambio en la dosis. El factor  $k_Q$  por tanto, se obtiene de la siguiente manera:

$$k_Q = \frac{\frac{D_1}{M_{Q_1}}}{\frac{D_{ref}}{M_{Qref}}} \quad (2.9)$$

donde  $M_{Q_1}$ , es la lectura obtenida para la irradiación con un haz de calidad  $Q_1$ ,  $D_1$  es la dosis para dicha irradiación y  $D_{ref}$  la dosis de referencia. De realizarse la irradiación experimental utilizando la dosis de referencia se obtiene:

$$k_Q = \frac{M_{Q,ref}}{M_{Q_1}} \quad (2.10)$$

#### 2.4.3.4. Factor de corrección por desvanecimiento.

Este factor puede ser determinado de forma totalmente similar al anterior, salvo por el hecho de que para el primero es posible realizar una única irradiación en condiciones de referencia y efectuar

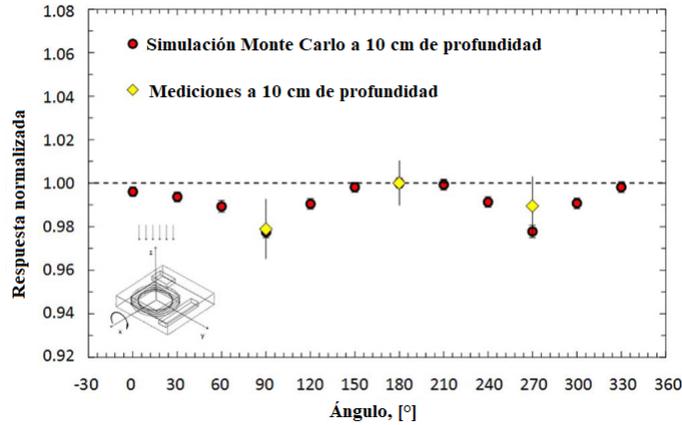


Figura 2.13: Respuesta de dosímetros OSLD en función del ángulo de incidencia del haz de radiación. Los dosímetros son compuestos de  $Al_2O_3:C$  con un recubrimiento de poliéster. Las medidas se obtuvieron con un linac de energía nominal 6 MV, para el cual se caracterizó su haz de radiación para la simulación Monte Carlo. Se observa claramente que los intervalos de confianza para cada dato son coincidentes, lo cual implica la consistencia entre las medidas realizadas en el acelerador y las simulaciones. Es preciso hacer notar que ya que la respuesta es normalizada al valor en una irradiación con el gantry a  $0^\circ$ ; el factor de corrección por dependencia angular no es más que el inverso de los valores aquí presentados [80].

múltiples lecturas a distintos tiempos  $t_1$ , con lo cual tomando como base la ecuación 2.9  $k_F$  se obtiene como:

$$k_F = \frac{\frac{D_1}{M_{t_1}}}{\frac{D_{ref}}{M_{t_{ref}}}} \quad (2.11)$$

donde de nueva cuenta  $M_{t_1}$ ,  $M_{t_{ref}}$  es la lectura obtenida para la misma irradiación pero efectuada a tiempos  $t_1$  y  $t_{ref}$  y de nuevo con una dosis de irradiación  $D_1$ . Nuevamente, si la dosis experimental es igual a la dosis de referencia se tiene:

$$k_F = \frac{M_{t_{ref}}}{M_{t_1}} \quad (2.12)$$

#### 2.4.3.5. Factor de corrección por dependencia en la direccionalidad del haz de radiación.

El factor de corrección para este efecto puede ser obtenido siguiendo las directrices del factor de corrección por calidad del haz, realizando irradiaciones a distintos ángulos y comparando la lectura con la obtenida en la condición de referencia. Sin embargo, ya que como se comentó en la sección 2.4.2.2 este efecto es solo a causa de condiciones geométricas para un mismo diseño de dosímetro, entonces, se pueden utilizar factores genéricos obtenidos previamente para una misma calidad del haz o aquellos obtenidos por simulación Monte Carlo [80] (figura 2.13).

## 2.5. Protocolos previos de auditorías con OSLD y en campos pequeños.

El uso de dosímetros OSL con el fin de realizar auditorías dosimétricas ha sido ya probado para campos convencionales de radiación. De entre los protocolos realizados con anterioridad destaca el del

RPC de Estados Unidos de América que tiene una alta cantidad de datos recabados por su amplia cobertura. Por otro lado, se tiene literatura al respecto de auditoría de campos pequeños como en el caso del CIEMAT de España, en donde se utilizaron TLD. En esta sección se abordan ambos protocolos de auditoría, y sus principales resultados, los cuales sientan las bases para la discusión de los resultados presentados en este trabajo.

### 2.5.1. Protocolo de auditoría del RPC.

Álvarez y colaboradores [65] describen el protocolo que se ha implementado en el RPC para auditorías dosimétricas remotas con TLD y OSLD a instituciones participantes en todo el mundo. En su trabajo resaltan la ventaja de los OSLD sobre los TLD por su rápida lectura.

El RPC utiliza OSLD de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  modelo nanoDot® (Landauer Inc., Glenwood, IL, EUA) y un lector MicroStar InLight (Landauer Inc., Glenwood, IL, EUA), mismos que serán descritos posteriormente en la sección 3.1.1 ya que son los mismos utilizados en este trabajo. Los dosímetros son blanqueados con una lámpara fluorescente de diseño propio y estos fueron reutilizados hasta los 10 Gy para evitar cambios en su sensibilidad.

Los dosímetros fueron caracterizados en su respuesta ante las cantidades de influencia en la medida como lo son: la sensibilidad individual, el cambio en la calidad de haz, la linealidad y el desvanecimiento. Los factores de corrección fueron obtenidos siguiendo las directrices del Grupo de Trabajo 191 de la AAPM [65], que son consistentes con lo planteado en la sección 2.4.3. El fenómeno de no linealidad fue evaluado para dosis desde 2.5 cGy hasta 3.5 Gy, normalizado a la condición de referencia de 100 cGy. El cambio en la calidad del haz fue caracterizado para un intervalo de energías desde Co-60 hasta 23 MV. El efecto de desvanecimiento caracterizó desde 1 día hasta 6 meses posterior a la irradiación.

El coeficiente de calibración fue obtenido para cada sesión de lectura en el centro de referencia con irradiaciones realizadas utilizando una calidad de haz de Co-60, con incidencia normal del haz respecto al volumen sensible a una dosis conocida irradiando 100 cGy y con un tiempo de lectura de dos días.

Para cada institución participante de este protocolo de auditorías fue diseñado un maniquí de acuerdo con la calidad de haz, con el fin de proveer equilibrio electrónico, pero tal que no se obtiene dispersión completa. Las dimensiones de estos maniqués van desde  $3\text{ cm} \times 4.5\text{ cm} \times 1.5\text{ cm}$  de profundidad hasta  $6.5\text{ cm} \times 6.5\text{ cm} \times 5.5\text{ cm}$ . Cabe mencionar, que el hecho de que los maniqués no provean dispersión completa de equilibrio es la razón por la que se debe de aplicar el factor de corrección por calidad de haz en este caso, como se mencionó en la sección 2.4.2.2.

Las irradiaciones en todos los centros fueron realizadas en campos de  $10 \times 10\text{ cm}$  y sin restricciones sobre la geometría de irradiación más que la de incidencia normal respecto al volumen sensible del detector. La dosis depositada en todos los casos debe estar calculada para ser 100 cGy.

Tras un análisis de 4227 resultados a lo largo de 7 años entre 2010 y 2017 se obtuvieron valores para los factores de corrección y su cambio histórico; así como la desviación entre la dosis planeada y obtenida. Los valores del factor de corrección por linealidad obtenidos fueron desde 1.019 para 2.5 cGy hasta 0.933 para 350 cGy con un cambio en el tiempo de un poco más del 3%. Para el caso de la corrección por dependencia en la calidad de haz se encontraron valores de 1.012 para 4 MV hasta 1.053 para 23 MV, con un cambio a través del tiempo menor al 2%. Finalmente, se encontraron valores de 1.015 hasta 0.968 para tiempos de lectura post-irradiación desde 0 hasta 180 días.

Finalmente, los autores realizaron un histograma del cociente entre la dosis detectada y la reportada por el centro a auditar (figura 2.14). De los datos obtenidos se calculó el promedio y la desviación estándar a un nivel de  $1-\sigma$ , que resultan ser 0.999 y 1.7% respectivamente. El resultado hallado es

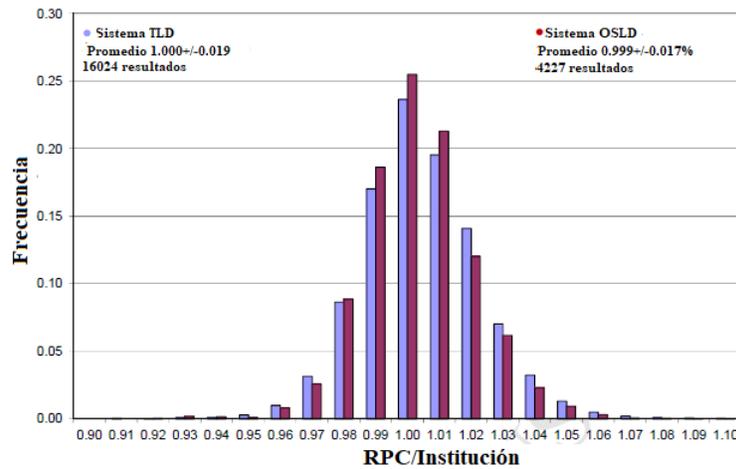


Figura 2.14: *Histograma de resultados obtenidos por la aplicación del protocolo de auditoría del RPC. Se muestra el cociente entre la dosis detectada y la reportada por cada institución. Los resultados son el conjunto de aquellos obtenidos con los OSLD y TLD. [81]*

consistente con 1 que es el caso ideal en que la dosis reportada y calculada es igual, lo cual es coherente pues las desviaciones en la dosis detectada pueden ser por encima o por debajo de la dosis reportada con igual probabilidad.

Aunado a lo anterior, los autores realizan un análisis de incertidumbres que considera las de todos los factores de corrección y las del coeficiente de calibración. De este análisis resulta, que la incertidumbre en la determinación de la dosis, contemplando el promedio de 2 OSLD es de 1.7% que resulta ser igual a la desviación estándar de la muestra en la figura 2.14. De esta manera, los autores concluyen que el protocolo de auditoría implementado es confiable para tolerancias del 5% que es la establecida por el RPC.

### 2.5.2. Protocolo de auditoría del CIEMAT.

El protocolo propuesto por Espinosa y colaboradores para auditorías dosimétricas con TLD fue pensado para auditorías de campos menores que 4 cm debido a que no se tenía un consenso de la definición de campo pequeño basada en la pérdida de ELPC[68]. Alrededor de 13 centros fueron auditados hasta 2011 utilizando este protocolo en un estudio preliminar. Se realizaron 3 fases del protocolo, la primera que consiste en la caracterización de los detectores y su reproducibilidad, la segunda fue la simulación Monte Carlo con el fin de estudiar el efecto de las heterogeneidades en este estudio; la tercera por su parte, es el proceso de auditoría.

El maniquí utilizado consiste tres piezas cilíndricas de acrílico y 2 discos sujetadores de TLD los cuales son apilados de tal manera que un TLD sea colocado a 5 cm de profundidad, con una pieza de acrílico debajo de 5 cm seguido de otro TLD en su sujetador (que por tanto estaría a 10 cm de profundidad) y finalmente sea colocada una pieza de 10 cm de profundidad de acrílico (figura 2.15). Los TLD utilizados fueron de LiF: Mg, Ti en pastillas de dimensiones  $1\text{ mm} \times 1\text{ mm} \times 1\text{ mm}$  con el fin de tener suficiente resolución espacial.

En el estudio preliminar, se irradiaron grupos de 4 TLD con un campo de  $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$  a una dosis constante en condiciones de distancia fuente detector (SAD) de 100 cm y a 10 cm de profundidad. El

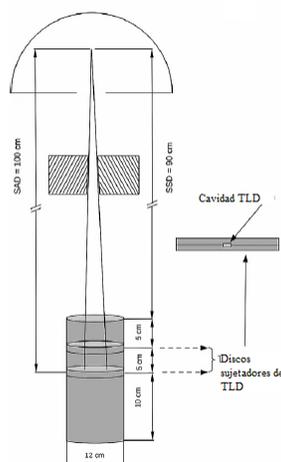


Figura 2.15: Maniquí cilíndrico enviado para auditorías dosimétricas por el CIEMAT. se aprecia la geometría de irradiación indicada para su fin y el interior de uno de los sujetadores de TLD[68].

mismo experimento fue repetido para campos de  $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$  y  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$  con el objetivo de observar diferencias en la reproducibilidad debido al tamaño de campo.

Para la auditoría se llevó a cabo el procedimiento descrito en la sección 2.3 (figura 2.1). El parámetro cuantitativo que permite evaluar a cada centro fue el error porcentual obtenido por medio de la ecuación 2.1. Se impusieron 3 niveles de tolerancia, los cuales fueron: aceptable para errores porcentuales menores al 5 %, de acción para errores del 5 al 10 % y de emergencia para valores mayores al 10 %.

Los resultados de reproducibilidad para 4 dosímetros TLD son de 0.8 % para el campo de  $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$  y de 1.9 % para los de  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$  y  $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ , lo que indica que la exactitud del dosímetro disminuye en función del tamaño de campo, como es de esperarse debido a los efectos físicos relacionados a los campos pequeños.

La dosis  $D_{aud}$  de los TLD devueltos al CIEMAT fue determinada a partir de la siguiente expresión:

$$D_{aud} = k_{cal}k_{fad}L_{aud} \quad (2.13)$$

donde  $k_{cal}$  es el coeficiente de calibración obtenido por el mismo centro<sup>2</sup> y  $k_{fad}$  es el factor de corrección por desvanecimiento de la señal obtenido siguiendo las directrices de un estudio previo realizado por Muñiz y colaboradores [83]. La incertidumbre fue obtenida por el método de propagación de errores[84] resultando un valor de 2.9 % a  $1 - \sigma$ .

De los centros auditados (figura 2.16) 9 de 13 (69 %) estuvieron dentro del nivel aceptable, 3 de ellos estuvieron en el nivel de acción y solo 1 de ellos resultó estar en el nivel de emergencia. De las causas que fueron encontradas para las desviaciones se encontró que la causa que originó la mayor desviación fue una falla en el posicionamiento de una hoja del MLC. Otras causas de desviaciones altas fueron: el uso de un protocolo incorrecto para la calibración, el uso de una cámara de ionización demasiado grande para ese tamaño de campo y errores de posicionamiento.

Los autores concluyen de este estudio que los datos de incertidumbre total combinada y reproducibilidad permiten realizar auditorías según los límites de tolerancia establecidos para estos tamaños

<sup>2</sup>No se brinda información sobre la obtención del coeficiente de calibración.

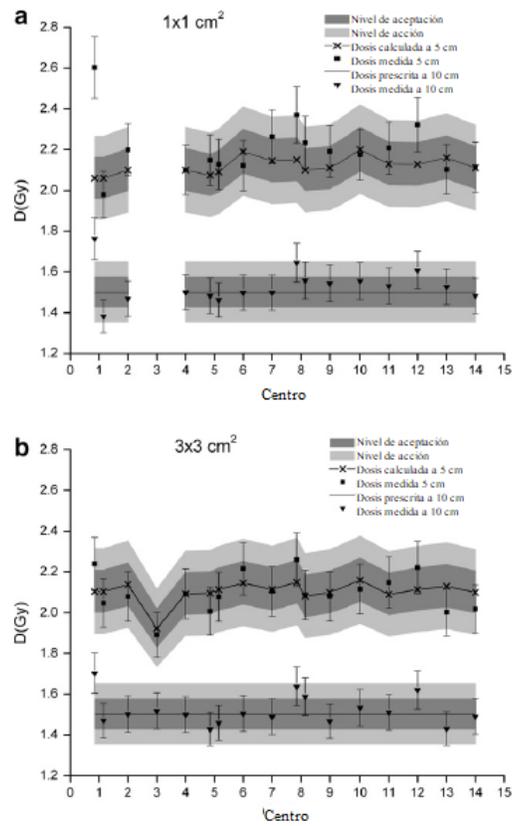


Figura 2.16: Comparación de las dosis calculadas, prescritas y medidas para cada uno de los centros auditados, a) para un tamaño de campo de  $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$  y b) para un tamaño de campo de  $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$  para el caso de las medidas a 5 cm solo se tiene la comparación entre dosis medida y calculada, mientras que para las medidas a 10 cm la comparación solo se hace entre dosis medida y prescrita.[68]

de campo.

## Capítulo 3

# Material y Metodología.

*El fin de la ciencia especulativa es la verdad, y el fin de la ciencia práctica es la acción.*

*Aristóteles*

En este capítulo se aborda los materiales y métodos que se utilizaron para los experimentos concernientes a este trabajo. Se hace énfasis en el tratamiento que se lleva a cabo en los dosímetros OSL, ya que aspectos como el tiempo para realizar la lectura, la temperatura, entre otros puede afectar fuertemente la medida con estos.

### 3.1. Material y equipos.

#### 3.1.1. Dosímetros OSL y equipamiento asociado.

Los dosímetros utilizados para este trabajo fueron Nanodot (Landauer Inc., Glenwood, IL, EUA), que consisten en un volumen activo en forma de oblea de 4 mm de diámetro compuesto de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ , el cual está empaquetado en una caja de plástico negro de dimensiones  $10\text{ mm} \times 10\text{ mm} \times 2\text{ mm}$  (figura 3.1). El empaquetado plástico, protege el volumen sensible de estimulaciones ópticas externas indeseadas. El volumen sensible puede ser extraído del empaquetado por medio de la introducción de una aguja metálica; este procedimiento es realizado por un dispositivo conocido como “dummie”, cuya función es la sujeción del dosímetro durante el proceso de lectura. Adicionalmente, se puede insertar una aguja metálica manualmente para extraer el volumen sensible, lo que es particularmente útil en el proceso de blanqueado (figura 3.2).

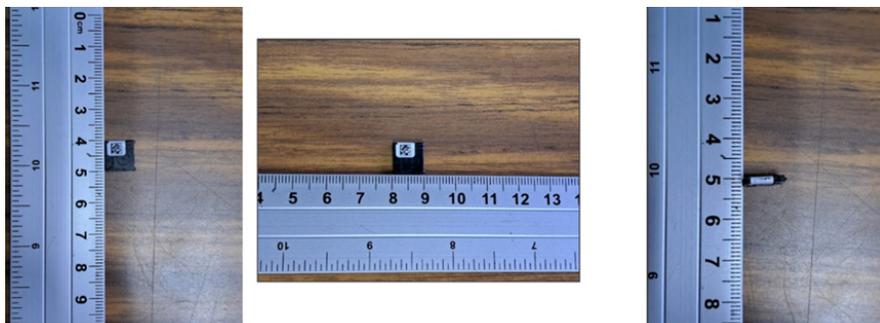


Figura 3.1: *Dosímetro OSLD Nanodot y sus dimensiones. La escala de las medidas está en cm. Se muestra el empaquetado de plástico y un código identificador.*

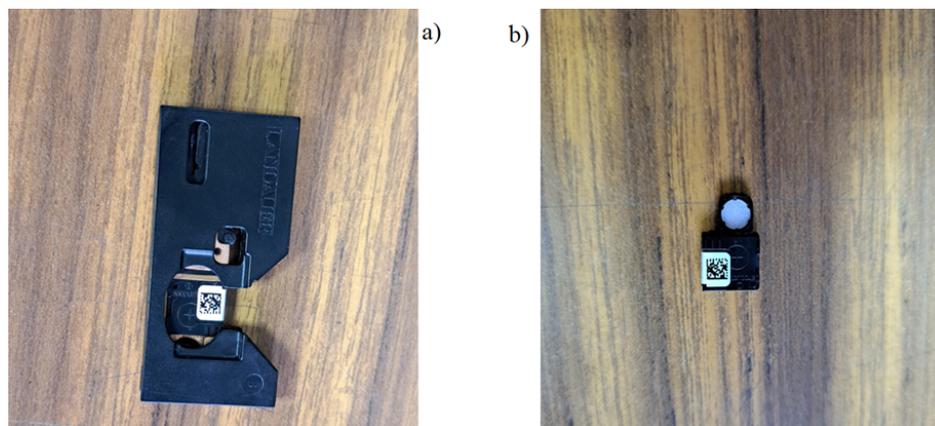


Figura 3.2: a) Equipo de sujeción (*dummi*) sosteniendo el dosímetro y liberando su volumen sensible, b) Dosímetro con su volumen sensible expuesto manualmente.

Cada dosímetro tiene una sensibilidad asociada, el cual es un valor entre 0 y 1 brindado por el fabricante que se utiliza para corregir la lectura de las cuentas obtenidas en el PMT a partir de dividir el valor de estas entre la sensibilidad y el factor de calibración.

El equipo utilizado para la lectura de los dosímetros fue un MicroStar (Landauer Inc., Glenwood, IL, EUA) NS: 16640849, que opera con un sistema de diodos que estimulan al dosímetro utilizando longitudes de onda cercanas a los 525 nm y un tubo fotomultiplicador (PMT) que permite obtener la señal producida por la desexcitación de los electrones en las trampas energéticas posterior a la estimulación óptica.

El fabricante sugiere [85] realizar una serie de medidas posterior al encendido del lector y previo al inicio de lecturas. La primera de estas medidas (DRK) consiste en adquirir la señal de fondo al apagar los diodos; la segunda (CAL), es una adquisición de cuentas en el tubo provenientes de una fuente previamente calibrada de 14C; y la tercera de ellas es la señal proveniente únicamente de los diodos (LED). Estas medidas son utilizadas por el detector con la finalidad de discriminar la señal proveniente del propio equipo y del fondo en el ambiente.

Los datos de lectura y de calibración, así como de identificación de los dosímetros fueron procesados y exportados utilizando el programa informático microStar (Landauer Inc., Glenwood, IL, EUA) incluido con el lector [85]. El lector realiza una prueba previa produciendo un estímulo de 0.1 s de duración, y obteniendo la señal proveniente del dosímetro [86]. A partir de esta señal, el software del equipo discrimina el estímulo a utilizar para la lectura de los detectores, esto debido a que para un cierto valor de cuentas, se puede producir un daño al PMT. Con lo cual, el fabricante recomienda la elaboración de dos curvas de calibración para rangos de dosis distintos. Una vez realizada la discriminación, el lector realiza el estímulo apropiado para realizar la lectura y almacena el valor de cuentas. Posteriormente, los datos son exportados en un archivo Excel (Microsoft., Nuevo México, EUA) para su posterior análisis.

Para el blanqueado de los OSLD se utilizó un sistema compuesto de LED de alta potencia azules. El espectro de emisión de dichos LED fue obtenido con la ayuda del Dr. Carlos Roman (ICAT, UNAM) utilizando un espectrofotómetro UV-VIS (Edmund Optics, NY USA). El espectro muestra un valor máximo de intensidad para una longitud de onda de 460 nm (figura 3.4). Dicho sistema de LED se montó en una placa de acrílico (placa base), posteriormente, una placa de acrílico de 0.2 cm fue colocada a 5 cm de distancia con el fin de colocar los OSLD en esta, con su volumen sensible en

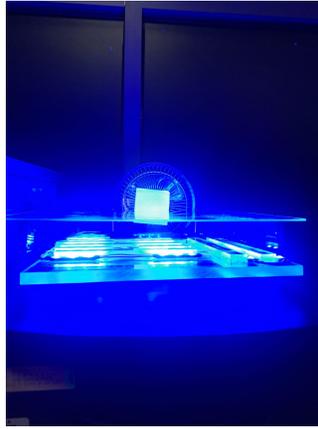


Figura 3.3: Sistema de blanqueo de OSLD compuesto de LED de alta potencia. Se observa una placa de acrílico distanciada de la placa base de LED y un ventilador personal que tienen por fin evitar el aumento de temperatura en los detectores.

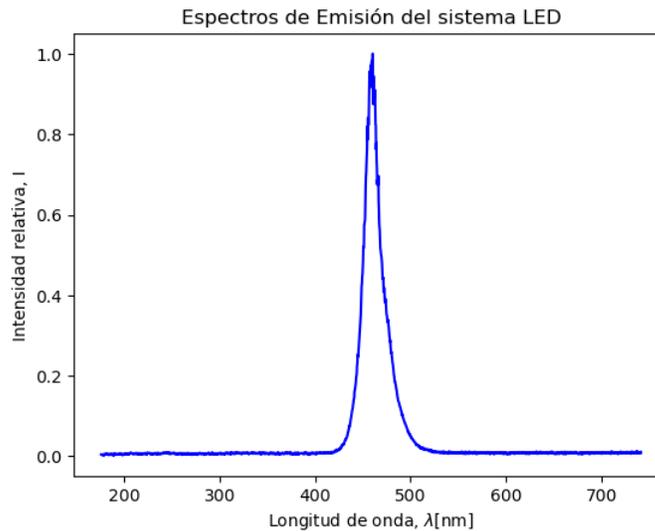


Figura 3.4: Espectro de emisión del sistema de LED utilizado para el blanqueo de los OSLD, se observa el pico de emisión a 460 nm. Los datos fueron obtenidos con la ayuda del Dr. Carlos Román.

dirección de la emisión de luz. Adicionalmente, se utilizó un ventilador personal para mantener un flujo constante de aire y evitar sobrecalentamiento en los detectores (figura 3.3).

Adicionalmente, para monitorear la temperatura de los OSLD durante el proceso de blanqueo se precisó de un termopar modelo TM99A (Cooper Instrument Corp., Missouri, EUA) con número de serie 272257.

### 3.1.2. Cámara de ionización y equipo asociado.

Con motivo de realizar una corrección a la curva de calibración de los OSLD y la obtención del

coeficiente de calibración se utilizó una cámara de ionización tipo Farmer modelo 30013 N/S: 6705 (PTW., Baden-Wurtemberg, Alemania), así como un electrómetro modelo T10023 N/S: 213 (PTW., Baden-Wurtemberg, Alemania). La cámara fue calibrada el día 20 de septiembre del 2021 obteniéndose un factor de calibración para dosis absorbida en agua  $N_{D,w}$  de  $5.402 \times 10^{-2} Gy/nC$  para una calidad de haz de  $^{60}Co$  en condiciones de presión y temperatura de  $101.23 kPa$  y  $20^\circ C$  respectivamente. La calibración se llevó a cabo a una distancia fuente superficie de 100 cm y una profundidad de  $10g/cm^2$  en agua. Dado que el electrómetro fue calibrado en conjunto con la cámara de ionización, en este caso no se requiere de un factor de corrección del electrómetro.

Adicionalmente, para realizar medidas de presión y temperatura se contó con dispositivo de monitoreo climático Opus 20 (Lufft, Stuttgart, Alemania) que brinda las lecturas en una pantalla digital que puede ser monitoreada a través del circuito cerrado de televisión desde el cuarto de control del acelerador.

### 3.1.3. Películas radiocrómicas y equipo asociado.

Para la verificación del tamaño de campo, se utilizaron películas radiocrómicas modelo EBT-3 (Ashland Inc, Delaware EUA), las cuales se componen de una capa activa de hidrocarburos de  $28 \mu m$  de espesor, inmersa en dos substratos de poliéster de  $125 \mu m$  (figura 3.5). Estas películas se producen en hojas de dimensiones  $20.32 cm \times 25.4 cm$ . Las películas de este modelo tienen un rango dinámico de 0.1 a 20 Gy y un rango de dosis óptima de 0.2 a 10 Gy[85]. La reacción de la capa activa ante la radiación ionizante ha sido previamente estudiada como un cambio en su coloración y por tanto en sus propiedades ópticas como su transmitancia.

Los datos necesarios para obtener una curva de calibración de este dosímetro como lo son distintas dosis conocidas y su respuesta para este modelo de película fueron obtenidos con el apoyo de Miriam Mirón. Posteriormente, se realizó un ajuste de los datos para obtener la función de calibración (vease sección 3.2.4).

Para realizar la lectura de las películas se utilizó un escáner 11000XL (Seiko EPSON, Suwa, Ja), bajo las siguientes condiciones: se deshabilitaron todas las posibles fuentes de post procesamiento de las películas, se utilizó la modalidad de transmisión, una resolución de 72 dpi y una profundidad de color de 48 bits tomando en cuenta las componentes RGB (16 bits por canal). Para el análisis de las imágenes solo se utilizó el canal rojo. Las imágenes de las películas fueron adquiridas sin realizar corrección de color, opción que fue seleccionada desde el software del equipo.

Finalmente, se utilizó el software ImageJ (NIH, EUA) para extraer de las imágenes perfiles de intensidad que serían posteriormente analizados para obtener perfiles de dosis fuera del eje y con ello medir los tamaños de campo a través del FWHM utilizando rutinas de cálculo en lenguaje Python (Apéndice C).

### 3.1.4. Sistema de planeación.

Para la planeación de las irradiaciones se utilizó el sistema Eclipse en su versión 15.6 (Varian Medical Systems., California, EUA) el cual, utiliza el algoritmo Accuros XB (Varian Medical Systems., California, EUA). Dicho algoritmo utiliza métodos numéricos [86] [87] para resolver una forma aproximada de la ecuación de transporte de Boltzmann. Esta forma aproximada supone que todas las interacciones de las partículas de radiación ionizante se producen con electrones del medio y no entre ellas, lo cual es solo cierto para condiciones específicas [88]. Para realizar el cálculo de dosis el algoritmo precisa de las siguientes entradas:

- Imágenes de tomografía computarizada en 3D del paciente o maniquí a irradiar.
- Curva de calibración que relacione los números CT de cada voxel con las densidades electrónicas correspondientes al material en dicho voxel.

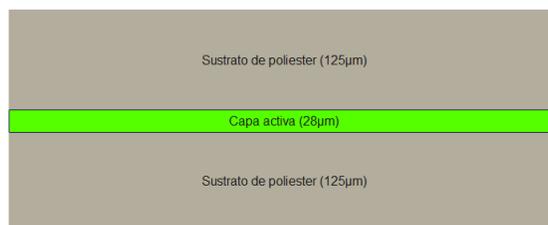


Figura 3.5: Estructura de la película radiocrómica EBT 3. Se observan los sustratos de poliester y la capa activa inmersa en estos.



Figura 3.6: Acelerador lineal de electrones (linac) utilizado para las irradiaciones de este trabajo, propiedad del INNMVS. Se observa en la esquina inferior izquierda la mesa de tratamiento y en la región central el Gantry del equipo.

- Medidas de comisionamiento como lo son: perfiles fuera del eje, factores de campo, porcentajes de dosis en profundidad y dosimetría de referencia.

El sistema brinda como datos de salida la distribución de dosis en el maniquí o paciente y la cantidad de unidades monitor para cada campo que sea utilizado entre otros. Se utilizó adicionalmente el sistema informático ARIA (Varian Medical Systems., California, EUA) para trasladar las planeaciones a instrucciones en el linac y poder así llevar a cabo las irradiaciones.

### 3.1.5. Material y Equipo para las Irradiaciones.

Para realizar las irradiaciones en condiciones de referencia se utilizó un acelerador lineal de electrones propiedad del INNMVS, modelo True Beam STx (figura 3.6) (Varian Medical Systems., California, EUA).

El equipo solo puede producir haces de fotones con energía nominal de 6 MV con una tasa de dosis máxima de  $600 \text{ UM/min}$  para la modalidad con filtro de aplanado. En esta modalidad, se tiene un índice de calidad  $TPR_{20,10}$  de 0.666 obtenido del sistema de planeación.

El equipo cuenta con sistemas de colimación secundaria (quijadas) y un sistema de micro-multihojas. Los tamaños de campo posibles son de  $0.5 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm}$  hasta  $40 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$  para las quijadas y de  $0.5 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm}$  hasta  $40 \text{ cm} \times 22 \text{ cm}$  para las micro-multihojas. Todos los tamaños de campo antes mencionados son proyectados en el isocentro del equipo.

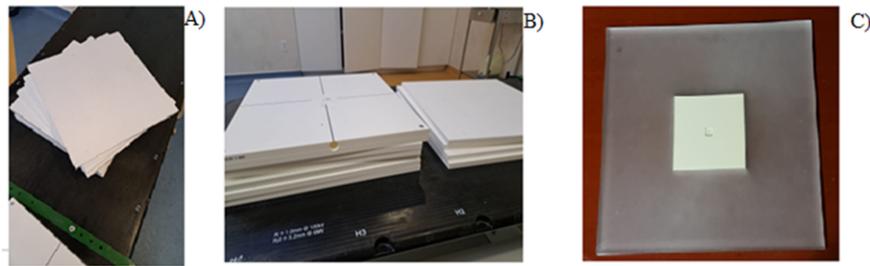


Figura 3.7: Placas de agua sólida utilizadas para la conformación de maniqués para irradiaciones con OSLD y cámaras de ionización. A) Pila de placas de agua sólida. B) placa de agua sólida con ranura para cámara de ionización y marcas fiduciaras para alineación del punto efectivo del volumen sensible con el eje del haz, C) Placa de agua sólida con hueco y ranura para introducir OSLD.

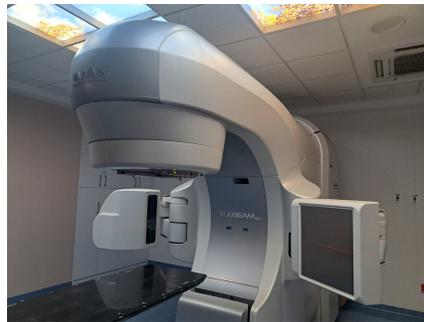


Figura 3.8: Acelerador lineal de electrones del INCAN, el cual fue utilizado para la caracterización de los OSLD variando la calidad del haz.

Para obtener correcciones por calidad de haz se utilizó el acelerador lineal del INCAN, cuyo modelo es TrueBeam STx (Varian Medical Systems., California, EUA), el cual cuenta con energías nominales de 6, 10, 15 y 18 MV y puede prescindir del filtro de aplanado para las energías de 6 y 10 MV, aumentando así la fluencia de fotones. Pueden generarse tamaños de campo desde  $0.5\text{ cm} \times 0.5\text{ cm}$  hasta  $40\text{ cm} \times 40\text{ cm}$  con las quijadas y de hasta  $40\text{ cm} \times 22\text{ cm}$  con las multi-hojas; todos los tamaños de campo mencionados son proyectados en el isocentro. Bajo las modalidades de 10 MV y 10 MV FFF se utilizaron tasas de dosis de  $600\text{ UM}/\text{min}$  y  $2000\text{ UM}/\text{min}$ , respectivamente.

Se utilizaron adicionalmente placas de agua sólida cuyas dimensiones transversales son de  $30\text{ cm} \times 30\text{ cm}$  y de 0.5 y 1 cm de espesor. Una de las placas utilizadas contenía un hueco cuadrado de 10 cm de lado en el que fue posible colocar dos maniqués: uno con una ranura central de las mismas dimensiones que un OSLD para insertarlo en profundidad en un maniqué, y otro con 4 ranuras de las mismas dimensiones alejadas radialmente 1 cm del centro con la intención de irradiar hasta 4 OSLD a la vez. Otra de las placas, tenía un grosor de 2 cm y contenía una ranura de las dimensiones de la cámara de ionización utilizada y que permitía colocar su punto efectivo de medición en el centro de la placa, dejando un grosor de 0.5 cm por encima de la cámara.

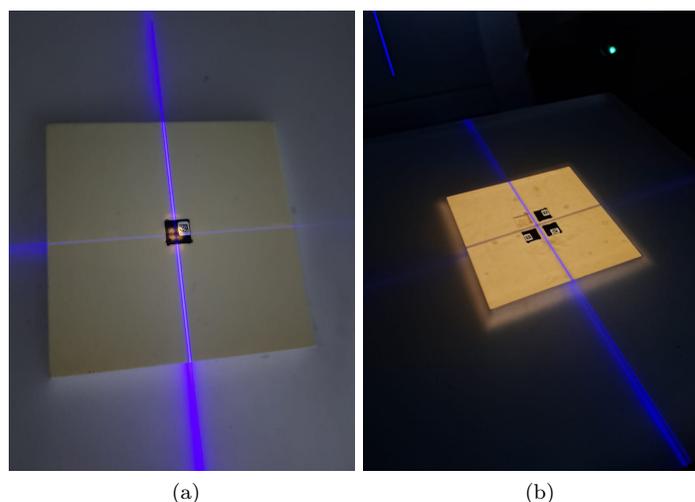


Figura 3.9: Alineación del volumen sensible del OSLD con el eje central del haz de radiación utilizando el crosshair del equipo y los láseres de la habitación. a) Para maniquí de irradiación individual, b) para maniquí de irradiación múltiple.

## 3.2. Metodología.

### 3.2.1. Proceso de dosimetría y caracterización de los OSLD.

#### 3.2.1.1. Medidas previas para obtención de fondo.

Se obtuvieron medidas de cuentas en 3 detectores con una irradiación previa de  $1\text{ Gy}$  y un blanqueado de  $24\text{ h}$  para lo cual se siguieron las indicaciones de las secciones 3.2.1.2, 3.2.1.3, 3.2.1.4 para la irradiación, lectura y blanqueado, respectivamente. Se obtuvo un promedio simple y su desviación estándar, con la finalidad de obtener una lectura basal de señal acumulada en el dosímetro y que no puede ser blanqueada. Por lo tanto, cualquier dosímetro a irradiar fue previamente blanqueado y se le realizó una lectura, con el fin de comprobar que el valor de su lectura fuera coincidente con la señal basal. De rebasar este valor, el dosímetro fue sometido de nuevo a un proceso de blanqueado y verificado nuevamente con la lectura

#### 3.2.1.2. Proceso de irradiación.

Todas las irradiaciones se realizaron utilizando las placas de agua sólida descritas en la sección 3.1.5 formando una pila con al menos  $10\text{ cm}$  de profundidad debajo de los detectores y  $10\text{ cm}$  encima de ellos. Los dosímetros fueron colocados en su respectivo maniquí, dependiendo de si fueron irradiados individualmente o en grupos. Para la placa de agua sólida de un solo detector se alineó el volumen sensible de este marcado en el empaquetado plástico (figura 3.2), con el eje central del haz de radiación, mientras que para el maniquí con 4 ranuras, se alineó el centro geométrico de las mismas, también con el eje central (figura 3.9) con el objetivo de que la dosis promedio en su volumen sensible sea lo más parecido a la dosis en el eje central evitando errores por el posicionamiento. La SSD utilizada fue de  $100\text{ cm}$  en todos los casos, la energía a menos que se mencione fue de  $6\text{ MV}$  nominal y el tamaño de campo utilizado fue de  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  salvo que se especifique lo contrario.

Se calcularon las unidades monitor para la profundidad de referencia de  $10\text{ cm}$  utilizada y fueron impartidas. Se tomó registro de la dosis impartida a cada detector debido al cambio en la sensibilidad que se observa en estos a medida que incrementa la dosis acumulada en ciclos de irradiación y blanqueado[74].

### 3.2.1.3. Proceso de Lectura.

Todas las lecturas de los dosímetros, salvo por aquellas utilizadas para el estudio del desvanecimiento de la señal; fueron realizadas al menos 15 minutos después de la irradiación, con el objetivo de evitar una caída abrupta de la señal por efecto de desvanecimiento[65].

Se encendió el lector 15 minutos previo a efectuar cualquier medición con este, como lo marca el fabricante[85]. Posterior a este tiempo de espera se realizaron las lecturas DRK, CAL y LED y se registraron con el objetivo de verificar la estabilidad del detector.

Se realizaron 3 lecturas por cada detector utilizado con el fin de obtener una estadística suficiente para los datos de dosis absorbida. Para cada lectura, se retiró el dosímetro del lector y se regresó a este. Los datos obtenidos en cada serie de lecturas fueron exportados por el lector con información de la sensibilidad del dosímetro, número de identificación, lectura en cuentas y dosis utilizando una curva de calibración precargada.

### 3.2.1.4. Proceso de blanqueado.

En este proceso, se extrajo manualmente el volumen sensible del detector utilizando una aguja metálica en condiciones de baja luminosidad y se colocaron en la placa de acrílico con su área transversal frontal a un LED.

Durante el proceso de borrado se llevaron a cabo medidas de temperatura cada 10 minutos con el fin de monitorear los detectores debido a su leve dependencia con esta.

Los tiempos de blanqueado rondaron entre las 2 horas y 3 horas dependiendo de la dosis irradiada en cada detector. El finalizado del blanqueado estuvo supeditado a lecturas realizadas periódicamente a algunos detectores como un monitoreo de cuentas. Se interrumpió el proceso de blanqueado cuando las cuentas de los detectores llegaban al nivel basal establecido.

Los dosímetros fueron guardados en condiciones de baja luminosidad y aislados de cualquier fuente radiactiva salvo el fondo natural de radiación posterior al proceso de blanqueado.

## 3.2.2. Curvas de calibración.

### 3.2.2.1. Irradiación de los dosímetros.

La calibración de los dosímetros se llevó a cabo en conjunto con una cámara de ionización, con el fin de corregir las dosis nominales que eran impartidas al dosímetro al tiempo en que estos eran irradiados. Para este fin, se realizó una primera calibración del linac utilizando un maniquí de placas de agua sólida, para el cual se formaron 10 placas debajo de la placa de 2 cm con la ranura para la cámara de ionización; se colocaron 9 placas de grosor de 1 cm y 1 placa de 0.5 cm encima, con la finalidad de que la cámara estuviese colocada a 10 cm de profundidad (figura 3.10). Las irradiaciones fueron realizadas a una SSD de 100 cm. Se siguieron las directrices del OIEA, descritas en su reporte técnico 398[41].

Se llevaron a cabo medidas utilizando un voltaje del electrómetro de 400, -400 y 100 V, impartiendo en cada caso 100 UM y tomando tres lecturas para cada caso. Utilizando estas medidas fue posible obtener los factores de corrección por recombinación de iones,  $k_{sat}$  y por polaridad  $k_{pol}$ , mediante las siguientes ecuaciones:[41]

$$k_{sat} = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (3.1)$$

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (3.2)$$

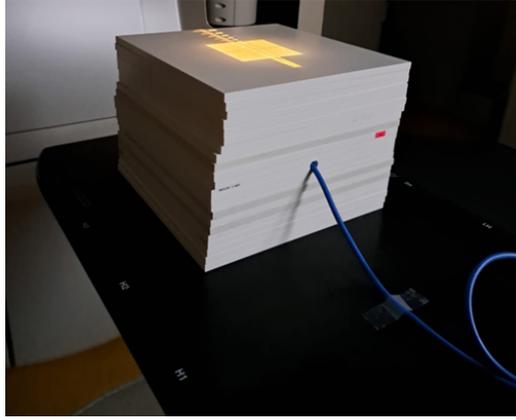


Figura 3.10: Arreglo experimental para la calibración de los dosímetros OSL en conjunto con la cámara de ionización, se puede apreciar el cable de la cámara de ionización introducido en la respectiva ranura.

donde:

- $a_0 = 1.022$ ,  $a_1 = -0.3623$ ,  $a_2 = 0.3413$
- $M_1$ : es la medida de la cámara utilizando el voltaje de  $400\text{ V}$
- $M_2$ : es la medida de la cámara utilizando el voltaje de  $100\text{ V}$
- $M_+$ : es la medida de la cámara utilizando un voltaje de  $+400\text{ V}$ , la cual coincide con  $M_1$
- $M_-$ : es la medida de la cámara utilizando un voltaje de  $-400\text{ V}$ .
- $M$ : es la medida de la cámara con el voltaje utilizado comúnmente que en este caso es de  $+400\text{ V}$ , coincidiendo esta medida con  $M_+$  y  $M_1$ .

Durante las irradiaciones se llevo a cabo registro de la temperatura y presión utilizando el monitor ambiental, con la finalidad de obtener el factor de corrección por presión y temperatura  $k_{T,P}$ , de la siguiente manera:

$$k_{T,P} = \frac{(273.15 + T)P_0}{(273.15 + T_0)P} \quad (3.3)$$

donde,  $T$ ,  $P$  son la temperatura y presión en condiciones experimentales y  $T_0$ ,  $P_0$  son las mismas magnitudes en condiciones de referencia.

A partir de los factores de corrección se pudo obtener la dosis absorbida en agua para las UM impartidas y a  $10\text{ cm}$  de profundidad mediante la siguiente ecuación:

$$D_w = M \cdot k_{sat} \cdot k_{pol} \cdot k_{T,P} \cdot N_{D,w} \cdot k_{Q,Q_0}$$

$$D_w = M_Q \cdot N_{D,w} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (3.4)$$

donde  $N_{D,w}$  es el coeficiente de calibración de la cámara y  $k_{Q,Q_0}$  es el factor de corrección por calidad de haz que fue obtenido de la tabla 14 del formalismo [41], para este modelo de cámara de ionización utilizando un valor del parámetro de calidad de haz  $TPR_{20,10}$  de 0.666 obtenido previamente para el linac utilizado.

Una vez conocido el valor de la dosis absorbida para  $100\text{ UM}$  a profundidad de  $10\text{ cm}$  se cambió la configuración del arreglo experimental, colocando esta vez el maniquí con ranura individual para los OSLD a una profundidad de  $10\text{ cm}$  y la cámara de ionización a una profundidad de  $11.5\text{ cm}$  con  $10\text{ cm}$

de profundidad adicional por debajo de esta. En esta configuración se realizaron tres lecturas de la cámara para irradiaciones de 100 UM, de tal manera que fue posible obtener la dosis a la profundidad de 11.5 cm para tales unidades monitor.

Sin cambiar la configuración, se realizaron las irradiaciones para la calibración de los dosímetros, utilizando para cada medida 3 dosímetros y tomando a la par 3 lecturas en la cámara. Se obtuvo una curva de calibración lineal para dos intervalos de dosis según las directrices del fabricante [86], que corresponden a los dos rangos de cuentas para distinta estimulación. Para la primera se usaron dosis nominales de 0, 1 y 5 cGy (estímulo fuerte) mientras que para la segunda fueron utilizadas dosis de 0, 50, 150 y 300 cGy (estímulo débil). Con lo cual, fueron programadas las UM necesarias según la verificación de la calibración realizada.

Con el objetivo de verificar la dosis a 10 cm de profundidad se obtuvo un factor de corrección para la dosis nominal siguiendo el siguiente razonamiento:

Sean  $D(z, n)$  la dosis a una cierta profundidad  $z$  y para una cantidad  $n$  de unidades monitor, entonces suponiendo que la razón entre dosis de distintas profundidades es independiente de las unidades monitor se tiene:

$$\frac{D(10cm, 100)}{D(11.5cm, 100)} = \frac{D(10cm, n)}{D(11.5cm, n)}$$

$$D(10cm, n) = D(11.5cm, n) \frac{D(10cm, 100)}{D(11.5cm, 100)} \quad (3.5)$$

Luego, ya que para obtener la dosis según la ecuación 3.4, se utilizan los mismos factores de corrección y además el porcentaje de dosis en profundidad es el mismo para las dosis  $D(11.5cm, n)$  y  $D(11.5cm, 100)$ , entonces la razón entre estas dosis puede ser reducida a la razón entre las lecturas de la cámara de ionización, con lo cual la ecuación 3.5 se reduce a:

$$D(10cm, n) = \frac{M(11.5cm, n)}{M(11.5cm, 100)} D(10cm, 100) \quad (3.6)$$

De esta manera se obtuvo la dosis nominal corregida a 10 cm de profundidad.

Posterior a las irradiaciones se siguió el protocolo de lectura para los OSLD establecido en la sección 3.2.1.3 exportando los datos en un archivo Excel.

### 3.2.2.2. Análisis de datos e incertidumbres.

Las lecturas de cada OSLD se promediaron y se obtuvo su desviación estándar. Las lecturas previas de la cámara para 100 UM fueron promediadas y se obtuvo su desviación estándar, de la misma manera que con las lecturas para cada dosis de la curva de calibración. Por lo tanto, se utilizaron los promedios de las lecturas tanto de la cámara como de los OSLD para sustituirlos en la ecuación 3.6 y obtener así la dosis corregida. Para el cálculo de incertidumbre de este valor y en general de cualquier valor obtenido en este trabajo, se utilizó el método de propagación de errores [84], de tal manera que la expresión para la incertidumbre de este valor resulta:

$$\mu_D(10cm, n) = \sqrt{\left(\frac{\partial D}{\partial M(11.5cm, 100)}\right)^2 \mu_{M(11.5cm, 100)}^2 + \left(\frac{\partial D}{\partial M(11.5cm, n)}\right)^2 \mu_{M(11.5cm, n)}^2}$$

$$\mu_D(10cm, n) = D(10cm, n) \sqrt{\left(\frac{\mu_{M(11.5cm, 100)}}{M(11.5cm, 100)}\right)^2 + \left(\frac{\mu_{M(11.5cm, n)}}{M(11.5cm, n)}\right)^2} \quad (3.7)$$

Donde  $\mu_{M(11.5cm, 100)}$  y  $\mu_{M(11.5cm, n)}$  son las respectivas incertidumbres de la lectura de la cámara para la profundidad de 11.5 cm y para 100 y  $n$  UM, respectivamente. En este cálculo, la dosis de calibración  $D(10 cm, 100)$  se consideró sin incertidumbre asociada ya que proviene de la calibración del acelerador y no proviene de ninguna medida asociada.

Para las lecturas de los OSLD se obtuvo el promedio de las lecturas por cada detector y la desviación estándar. A partir de estos valores, se calculó un promedio pesado [84] y su incertidumbre a partir de las siguientes expresiones:

$$\bar{M}_{raw} = \frac{\sum_i \omega_i M_{raw,i}}{\sum_i \omega_i} \quad (3.8)$$

$$\mu_{\bar{M}_{raw}} = \frac{1}{\sqrt{\sum_i \omega_i}} \quad (3.9)$$

donde  $\bar{M}_{raw}$  es el valor promedio de la lectura para cada dosis y  $\mu_{\bar{M}_{raw}}$  es la incertidumbre de este valor,  $M_i$  son las lecturas promedio por cada dosímetro irradiado a la misma dosis y  $\omega_i$  son los factores de peso del promedio que se obtienen como sigue:

$$\omega_i = \frac{1}{\mu_i^2} \quad (3.10)$$

Donde  $\mu_i$  es la incertidumbre de la medida del dosímetro  $i$ -ésimo derivada de las tres lecturas realizadas.

A partir de los datos de lectura y dosis corregida se realizaron las curvas de calibración y se verificó su tendencia lineal en los casos en que fuese posible. El ajuste propuesto para cada caso fue el siguiente:

$$\bar{M}_{raw} = a \cdot D + b \quad (3.11)$$

Donde  $D$  es la dosis, y  $a$ ,  $b$  son parámetros de ajuste. Para realizar todos los ajustes se utilizó el algoritmo de regresión por distancias ortogonales dentro de la librería SciPy del lenguaje Python [90]. El algoritmo realiza los ajustes pesando de acuerdo con la incertidumbre de los datos de entrada y entrega el valor y su incertidumbre para cada parámetro del ajuste como datos de salida.

### 3.2.3. Calibración del lote y factor de calibración.

El lote considerado para estas mediciones constó de 65 OSLD blanqueados siguiendo las directrices de la sección 3.2.1.3. Los dosímetros fueron irradiados en una sola sesión a una dosis de 100 cGy. Las irradiaciones se realizaron a una SSD de 100 cm, 10 cm de profundidad y utilizando el maniquí de irradiación múltiple, considerando 3 OSLD para cada irradiación. Las UM impartidas fueron consistentes con la calibración realizada en la sección 3.2.2.

Se realizaron tres lecturas por cada dosímetro siguiendo el procedimiento de la sección 3.2.1.3, y se tomó el promedio de las lecturas y su desviación estándar. A partir de la lectura individual de los dosímetros y su incertidumbre se obtuvo el promedio pesado de la lectura esperada para esa dosis y su incertidumbre por medio de las ecuaciones 3.8 y 3.9 respectivamente.

Finalmente, se obtuvo el factor de corrección por sensibilidad individual  $\mu_{k_{s,i}}$ , por medio de la ecuación 2.7. La incertidumbre de este valor se obtuvo mediante el método de propagación de errores [84] resultando:

$$\begin{aligned} \mu_{k_{s,i}} &= \sqrt{\left(\frac{\partial k_{s,i}}{\partial M}\right)^2 \mu_M^2 + \left(\frac{\partial k_{s,i}}{\partial M_i}\right)^2 \mu_{M_i}^2} \\ \mu_{k_{s,i}} &= k_{s,i} \sqrt{\frac{\mu_M^2}{M^2} + \frac{\mu_{M_i}^2}{M_i^2}} \end{aligned} \quad (3.12)$$

donde  $\mu_{\bar{M}}$  y  $\mu_{M_i}$  son las incertidumbres de la lectura promedio y la lectura individual respectivamente.



Figura 3.11: Alineación de las películas radiocrómicas con el campo de luz del linac. Se observa que los bordes del campo se encuentran aproximadamente equidistantes al borde de la película y con un margen suficiente para obtener la penumbra del perfil.

Adicionalmente, se obtuvo el coeficiente de calibración  $N_{D,w}$  a partir de la ecuación 2.3 utilizando la dosis consistente con la calibración de la sección 3.2.2. De tal manera que las condiciones de irradiación, lectura y dosis fueron tomadas como referencia.

### 3.2.4. Verificación de tamaño de campo con película radiocrómica.

El tamaño de campo fue obtenido y comparado con el tamaño nominal, a partir de obtener perfiles fuera del eje con película radiocrómica, para todos los tamaños descritos en la sección 3.2.6. Para este fin, las películas fueron cortadas en secciones apropiadas para el tamaño de campo con el cual iban a ser irradiadas:

- $12.7\text{ cm} \times 20.3\text{ cm}$  para el tamaño de campo de  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ .
- $12.7\text{ cm} \times 10.2\text{ cm}$  para los tamaños de campo de  $6\text{ cm} \times 6\text{ cm}$  y  $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ .
- $12.7\text{ cm} \times 6.8\text{ cm}$  para los tamaños restantes.

Al ser cortadas, se inscribió una marca en la esquina de las películas relativa a su orientación, con la finalidad de que todas las películas fueran escaneadas en la misma orientación inicial, que corresponde a aquella en la que la dirección de escaneo es paralela a la dimensión más grande de la hoja sin cortar. Una vez cortadas, las películas fueron guardadas en un sobre en condiciones de baja luminosidad.

Las irradiaciones fueron realizadas en las mismas condiciones que en la sección 3.2.6.2 salvo por una SSD de 90 cm que fue escogida para replicar las condiciones de la calibración de las mismas. Se utilizó una energía de 6 MV con y sin filtro de aplanado, irradiando una película por tamaño de campo. Las películas fueron alineadas con el eje central del haz de radiación en cada caso y cuidando que los bordes fueran suficientemente grandes para obtener la penumbra del perfil (figura 3.11). Además se conservó la orientación del corte y del escaneo colocando el eje paralelo al del escaneo alineado con el eje T-G.

Las películas fueron escaneadas 24 horas después de su irradiación. Previo al escaneo, se encendió el escáner por 20 minutos, realizando un escaneo por minuto. Las películas fueron escaneadas conservando la orientación con una resolución de 72 puntos por pulgada, sin realizar corrección de color. Las imágenes fueron exportadas en formato TIFF para su posterior análisis.

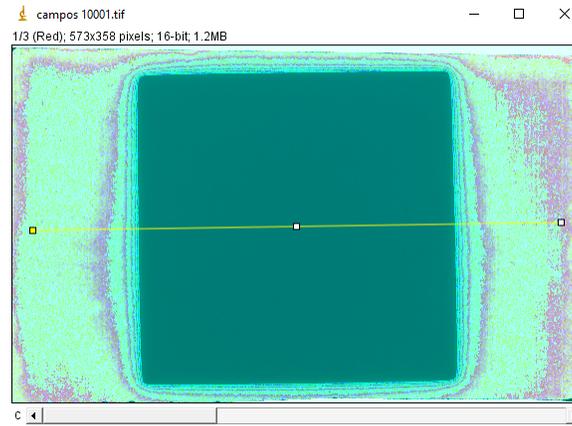


Figura 3.12: Adquisición de un perfil fuera de eje, en una dirección de la región irradiada. Se observa la línea amarilla que recorre el tamaño de campo y sobre la cual se adquiere el perfil. Los píxeles son contados desde el extremo izquierdo de la línea. El tamaño de campo para este perfil es de  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  y se utilizó una tabla de búsqueda para mejorar la visualización sin afectar los datos de la imagen.

Utilizando el software Image J, se obtuvieron perfiles de dosis fuera del eje para las dos direcciones del campo (figura 3.12), y se exportó una lista de datos a un archivo Excel con el número de pixel y el valor de intensidad. El valor de pixel obtenido fue asociado a una distancia en centímetros utilizando la resolución del escáner, de tal manera que 72 píxeles correspondan a una pulgada.

Con el objetivo de relacionar la intensidad de cada píxel con dosis en agua se precisó de una curva de calibración, para lo cual se utilizaron los datos de Miriam Mirón de dosis en películas EBT-3 y sus respectivas densidades ópticas netas[64]. Las densidades ópticas netas, tanto de los perfiles como de los datos de las curvas de calibración fueron obtenidas mediante la siguiente expresión[91]:

$$netOD = \log_{10} \left( \frac{I_{unexp}}{I_{exp}} \right) \quad (3.13)$$

donde  $I_{exp}$  es la intensidad de una película radiocrómica expuesta a la radiación ionizante y  $I_{unexp}$  la intensidad de una película no expuesta. En todos los casos la intensidad utilizada fue la del canal rojo de la imagen. Para obtener el dato de  $I_{unexp}$  se utilizaron medidas de intensidad en 4 regiones de interés en los bordes de la película irradiada con el tamaño de campo de  $0.5\text{ cm} \times 0.5\text{ cm}$ , ya que la dosis impartida en estos es prácticamente despreciable. Las medidas de intensidad se promediaron sobre todas las regiones de interés y se obtuvo su desviación estándar. Utilizando la ecuaciones 3.8 y 3.9 se obtuvo el valor promedio de  $I_{unexp}$  y su incertidumbre. La incertidumbre de la densidad óptica neta fue expandida según la teoría de propagación de errores resultando:

$$\mu_{netOD} = \frac{1}{\ln(10)} \sqrt{\frac{\mu_{I_{unexp}}^2}{I_{unexp}^2} + \frac{\mu_{I_{exp}}^2}{I_{exp}^2}} \quad (3.14)$$

La dosis fue ajustada como función de la densidad óptica neta en un modelo polinómico, tal como lo proponen Devic y colaboradores [91], siguiendo la siguiente expresión:

$$D = b \cdot netOD + c \cdot netOD^n \quad (3.15)$$

donde  $b$ ,  $c$  y  $n$  fungen como parámetros de ajuste. El ajuste fue realizado utilizando el método de regresión de distancias ortogonales[90].



Figura 3.13: Región de interés utilizada para obtener el valor de  $I_{unexp}$  utilizando la película irradiada con un campo de  $0.5\text{ cm} \times 0.5\text{ cm}$ , al centro se observa la región irradiada. Regiones como esta se obtuvieron en las 4 esquinas de la película.

Por lo tanto, una vez obtenida la densidad óptica neta a partir de los datos de intensidad de los perfiles, se obtuvo la dosis. Posteriormente, se encontraron los puntos más cercanos al valor de 90% de dosis en ambos extremos del perfil y el eje central se tomó como el punto más cercano al punto medio entre estos. De tal manera que se normalizó el perfil a este valor y se posicionó el origen en este punto recorriendo el eje de las abscisas.

Una vez hecho esto, se encontraron los puntos más cercanos al valor del 50% de la dosis máxima. Dados los dos puntos cuyas dosis porcentuales  $D_{\%,1}$  y  $D_{\%,2}$  fuesen las más cercanas por debajo y por encima del valor del 50% respectivamente y cuyas posiciones fuesen  $x_1$  y  $x_2$  respectivamente; es posible encontrar el valor de posición para el 50% de la dosis máxima  $x(50\%)$  por interpolación lineal como sigue:

$$x(50\%) = \frac{x_2 - x_1}{D_{\%,2} - D_{\%,1}}(50\% - D_{\%,1}) + x_1 \quad (3.16)$$

Las interpolaciones fueron realizadas a partir de rutinas de cálculo en lenguaje Python (Apendice C), extrayendo los datos del archivo Excel. Este procedimiento se siguió para ambos lados de un mismo perfil y por lo tanto, el FWHM no es más que la diferencia en valor absoluto de estos valores.

El FWHM se obtuvo para ambos perfiles de un mismo tamaño de campo y por lo tanto se obtuvo el tamaño de campo cuadrado-equivalente  $S$ , a partir de la ecuación extraída del reporte técnico 483 del OIEA[32]:

$$S = \sqrt{a \cdot b} \quad (3.17)$$

donde  $a$  y  $b$  son los tamaños de campo proyectados en isocentro de ambos ejes de un mismo haz. Finalmente, este tamaño de campo se comparó con el tamaño nominal a partir de la ecuación 2.1.

Cuadro 3.1: Características de los experimentos realizados para la obtención de los factores de corrección por cantidades de influencia en los OSLD.

Factor a obtener	Número de detectores utilizados	condición modificada	Referencia
Corrección por linealidad, $k_L$	6 por cada dosis distinta a la de referencia	dosis de 2 y 3 $Gy$	ec.2.8
Corrección por desvanecimiento, $k_F$	6 por cada tiempo de lectura distinto al de referencia	tiempos de lectura de 1, 2, 5, 10 y 15 días	ec.2.12
Corrección por calidad de haz, $k_Q$	6 por cada energía distinta a la de referencia	Energías de 6 MV FFF, 10 MV y 10 MV FFF	ec.2.10

### 3.2.5. Factores de corrección.

Para la obtención de cada uno de los factores de corrección se realizaron experimentos de irradiación en las que una de las condiciones de referencia fue modificada mientras las otras fueron mantenidas constantes. Para cada factor de corrección se modificó el número de detectores utilizados. En el cuadro 3.1, se muestran las condiciones que fueron cambiadas para cada experimento, el número de detectores utilizados, la condición que fue modificada y de que forma; y la referencia de la ecuación utilizada para el cálculo del factor de corrección correspondiente. Para las irradiaciones a energía nominal de 10 MV en modalidades WFF y FFF se utilizó el linac del Instituto Nacional de Cancerología descrito en la sección 3.1.5.

Se tomó como respuesta de los detectores en condiciones de referencia, la lectura promedio obtenida en la calibración de lote (sección 3.2.3)

Cabe destacar que en cada uno de los experimentos se siguieron los mismos protocolos para irradiación, lectura y blanqueado descritos en las secciones 3.2.1.2, 3.2.1.3 y 3.2.1.4 respectivamente.

### 3.2.6. Protocolo de auditoría interna.

#### 3.2.6.1. Planeación de las irradiaciones.

La planeación de las irradiaciones de llevo a cabo en el sistema de planeación descrito en la sección 2.1.3. En este sistema se diseñó un maniquí digital (figura 3.14) en forma de prisma rectangular de dimensiones  $30\text{ cm} \times 30\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ . El maniquí fue alineado con el eje central del haz de tal manera que el lado de 20 cm fuese paralelo a este; además, la superficie fue alineada con una SSD de 100 cm.

Para simular las propiedades del agua sólida, se configuró un valor de 0 UH uniforme para todo el maniquí, de esto se desprende que las inhomogeneidades del maniquí real y las propiedades del detector no fueron tomadas en cuenta para el cálculo de la dosis.

El cálculo se realizó con el objetivo clínico de impartir una dosis de 1  $Gy$  a 10 cm de profundidad en el eje central del haz utilizando un solo campo. Los campos utilizados fueron cuadrados de las siguientes dimensiones laterales: 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5, 3, 4, 6 y 10 cm. Los campos fueron formados con el MLC, manteniendo un margen de las quijadas de 0.5 cm en todos sus lados, para todos los campos exceptuando el de  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ , para el cual se utilizó un margen de 1 cm.

Dicho cálculo se realizó para haces de 6 MV de energía nominal, con y sin filtro de aplanado, con el fin de apreciar diferencias en la precisión y exactitud obtenidas con distintos perfiles de dosis en profundidad.

Las planeaciones realizadas se exportaron a través del sistema ARIA al linac para llevar a cabo las irradiaciones.

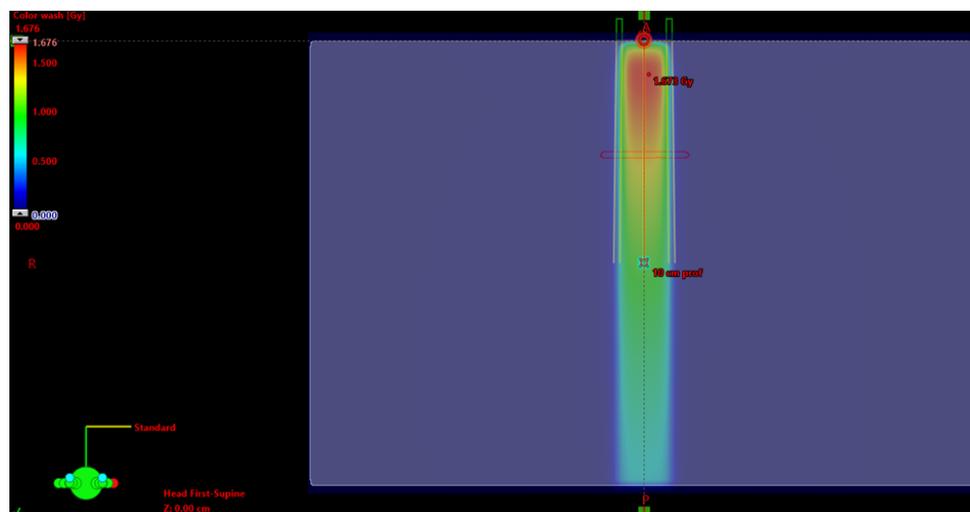


Figura 3.14: Distribución de dosis en el maniquí en un corte axial. Se aprecia en la esquina superior izquierda la escala de colores para la dosis. Además se puede apreciar la dosis máxima y la profundidad de 10 cm en donde se encuentra el punto de cálculo.

### 3.2.6.2. Irradiaciones.

Las irradiaciones se llevaron a cabo siguiendo todos los parámetros descritos en la planeación. El maniquí digital fue replicado con una configuración de placas de agua sólida como las descritas en la sección 3.1.5, de tal manera que se colocaron 9 placas seguidas de la placa con ranura para el OSLD y 10 placas superiores formando así el prisma simulado con el TPS. Se siguió el procedimiento de irradiación previsto en la sección 3.2.1.2, utilizando el maniquí de irradiación individual y alineando su volumen sensible con el eje central del haz de radiación. Un total de seis dosímetros fue irradiado para cada tamaño de campo.

Posterior a la irradiación se siguieron los protocolos para lectura y blanqueo descritos en las secciones 3.2.1.3 y 3.2.1.4 respectivamente.

### 3.2.6.3. Análisis de datos e incertidumbres.

Para cada dosímetro se promediaron tres lecturas y se obtuvo su desviación estándar. Una vez obtenida la lectura promedio de cada detector, fue obtenida la dosis para el haz de 6 MV con filtro de aplanado a partir de la siguiente ecuación:

$$D_w = \bar{M}_{raw} \cdot k_{s,i} \cdot N_{D,w} \quad (3.18)$$

donde  $\bar{M}_{raw}$  es la lectura promedio sin realizar corrección alguna. No se realizaron más correcciones debido a que las irradiaciones fueron realizadas en condiciones de referencia. La incertidumbre de este valor  $\mu_{D_w}$  fue expandida a partir de las incertidumbres individuales de cada factor [84], resultando:

$$\mu_{D_w} = \sqrt{\left(\frac{\partial D_w}{\partial \bar{M}_{raw}}\right)^2 \mu_{\bar{M}_{raw}}^2 + \left(\frac{\partial D_w}{\partial k_{s,i}}\right)^2 \mu_{k_{s,i}}^2 + \left(\frac{\partial D_w}{\partial N_{D,w}}\right)^2 \mu_{N_{D,w}}^2}$$

$$\mu_{D_w} = D_w \sqrt{\frac{\mu_{\bar{M}_{raw}}^2}{\bar{M}_{raw}^2} + \frac{\mu_{k_{s,i}}^2}{k_{s,i}^2} + \frac{\mu_{N_{D,w}}^2}{N_{D,w}^2}} \quad (3.19)$$

Para el haz sin filtro de aplanado, se aplicó de corrección por calidad de haz  $k_Q$ , ya que la ausencia del filtro conlleva un cambio en el espectro de fotones [7]. Por lo tanto, la expresión para la obtención de dosis utilizada en este caso fue:

$$D_w = \bar{M}_{raw} \cdot k_{s,i} \cdot N_{D,w} \cdot k_Q \quad (3.20)$$

Nuevamente, se obtuvo la incertidumbre asociada a este valor, utilizando la propagación de errores:

$$\begin{aligned} \mu_{D_w} &= \sqrt{\left(\frac{\partial D_w}{\partial \bar{M}_{raw}}\right)^2 \mu_{\bar{M}_{raw}}^2 + \left(\frac{\partial D_w}{\partial k_{s,i}}\right)^2 \mu_{k_{s,i}}^2 + \left(\frac{\partial D_w}{\partial N_{D,w}}\right)^2 \mu_{N_{D,w}}^2 + \left(\frac{\partial D_w}{\partial k_Q}\right)^2 \mu_{k_Q}^2} \\ \mu_{D_w} &= D_w \sqrt{\frac{\mu_{\bar{M}_{raw}}^2}{\bar{M}_{raw}^2} + \frac{\mu_{k_{s,i}}^2}{k_{s,i}^2} + \frac{\mu_{N_{D,w}}^2}{N_{D,w}^2} + \frac{\mu_{k_Q}^2}{k_Q^2}} \end{aligned} \quad (3.21)$$

Además, se calculó la desviación estándar de las dosis para cada campo y para cada haz con la intención de monitorear la variación del valor de dosis dosímetro a dosímetro. Finalmente, se obtuvo el error porcentual respecto de la dosis nominal para cada campo a partir de la ecuación 2.1.

#### 3.2.6.4. Verificación utilizando un solo detector.

Se realizó una verificación adicional irradiando un solo detector por tamaño de campo para los tamaños descritos en esta sección y para el haz de 6 MV con filtro de aplanado; todo esto con la intención de observar diferencias en la precisión y exactitud al tomar un solo detector como muestra y además verificar que la tendencia observada para las medidas con 6 detectores se mantuviera al utilizar uno solo.

Se realizaron 3 lecturas por detector y la lectura representativa  $\bar{M}_{raw}$  no fue más que el promedio simple de las lecturas. La incertidumbre de la lectura  $\mu_{\bar{M}_{raw}}$  en cada caso se tomó como la desviación estándar. Para cada detector se aplicó el factor de corrección por sensibilidad individual y la dosis por tanto resultó del siguiente cálculo:

$$D_w = \bar{M}_{raw} \cdot k_{s,i} \cdot N_{D,w} \quad (3.22)$$

La incertidumbre resulta por tanto:

$$\begin{aligned} \mu_{D_w} &= \sqrt{\left(\frac{\partial D_w}{\partial \bar{M}_{raw}}\right)^2 \mu_{\bar{M}_{raw}}^2 + \left(\frac{\partial D_w}{\partial k_{s,i}}\right)^2 \mu_{k_{s,i}}^2 + \left(\frac{\partial D_w}{\partial N_{D,w}}\right)^2 \mu_{N_{D,w}}^2} \\ \mu_{D_w} &= D_w \sqrt{\frac{\mu_{\bar{M}_{raw}}^2}{\bar{M}_{raw}^2} + \frac{\mu_{k_{s,i}}^2}{k_{s,i}^2} + \frac{\mu_{N_{D,w}}^2}{N_{D,w}^2}} \end{aligned} \quad (3.23)$$

#### 3.2.7. Protocolo de auditoría externa.

Como parte final del protocolo de auditoría, se realizó una auditoría externa a un centro hospitalario que en lo sucesivo se denominará "Hospital A", debido a que se busca la confidencialidad. Se llevaron a cabo auditorías dosimétricas a dos haces de 10 MV de energía nominal, con y sin filtro de aplanado. En ambos casos, se realizaron mediciones utilizando los tamaños de campo caracterizados en las mediciones en condiciones de referencia (secciones 3.2.4 y 3.2.6).

Se solicitó al hospital A que replicara el maniquí descrito en la sección 3.1.5, compuesto de placas de agua sólida. Así mismo se le brindó al hospital la placa de acrílico y el nicho para la colocación de los OSLD de manera individual (figura 3.7 C)).

Se le encomendó al hospital, planear un depósito de dosis de 2 Gy, en el eje central, a 10 cm de profundidad y con una SSD de 100 cm para cada tamaño de campo. La planeación del depósito de

Cuadro 3.2: UM impartidas para cada irradiación según la calidad de haz y el tamaño de campo. En cada caso se requiere dar una dosis de 2 Gy a 10 cm de profundidad.

Tamaño de campo	10 MV	10 MV FFF
10 cm × 10 cm	270	282
6 cm × 6 cm	288	296
4 cm × 4 cm	304	308
3 cm × 3 cm	314	316
2.5 cm × 2.5 cm	322	324
2 cm × 2 cm	336	336
1.5 cm × 1.5 cm	360	358
1 cm × 1 cm	430	420
0.5 cm × 0.5 cm	646	605

dosis se realizó de manera totalmente independiente por el hospital A, el único dato que fue requisitado fueron las UM impartidas en cada caso, las cuales se muestran en la tabla 3.2.

Para realizar las mediciones fueron suministrados 3 OSLD por tamaño de campo del lote previamente caracterizado. Los dosímetros fueron blanqueados previamente siguiendo las directrices del apartado 3.2.1.4. Los dosímetros fueron entregados para su lectura 5 y 15 días después de su irradiación para los haces de 10 MV FFF y 10 MV respectivamente. Se realizaron 3 lecturas para cada OSLD como se menciona en el apartado 3.2.1.3.

De los datos obtenidos, se calculó el promedio de lectura para cada dosímetro  $M_{raw}$  y su desviación estándar  $\mu_{M_{raw}}$ . Posteriormente, fueron aplicados todos los factores de corrección, como lo son: el factor de sensibilidad individual  $k_{s,i}$ , el factor de desvanecimiento  $k_F$ , de linealidad  $k_L$ , y de calidad de haz  $k_Q$  a la lectura representativa de cada detector. Así mismo se aplicó el coeficiente de calibración  $N_{D,w}$ , de tal manera que se obtuvo la dosis para cada dosímetro como:

$$D_w = M_{raw} N_{D,w} k_{s,i} k_F k_L k_Q \quad (3.24)$$

En paralelo se obtuvo la incertidumbre de este valor, a partir de la incertidumbre individual de cada elemento de 3.24, a partir de la propagación de errores como sigue[84]:

$$\mu_{D_w} = \sqrt{\left(\frac{\partial D_w}{\partial M_{raw}}\right)^2 \mu_{M_{raw}}^2 + \left(\frac{\partial D_w}{\partial N_{D,w}}\right)^2 \mu_{N_{D,w}}^2 + \left(\frac{\partial D_w}{\partial k_{s,i}}\right)^2 \mu_{k_{s,i}}^2 + \left(\frac{\partial D_w}{\partial k_F}\right)^2 \mu_{k_F}^2 + \left(\frac{\partial D_w}{\partial k_L}\right)^2 \mu_{k_L}^2 + \left(\frac{\partial D_w}{\partial k_Q}\right)^2 \mu_{k_Q}^2}$$

$$\mu_{D_w} = D_w \sqrt{\frac{\mu_{M_{raw}}^2}{M_{raw}^2} + \frac{\mu_{N_{D,w}}^2}{N_{D,w}^2} + \frac{\mu_{k_{s,i}}^2}{k_{s,i}^2} + \frac{\mu_{k_F}^2}{k_F^2} + \frac{\mu_{k_L}^2}{k_L^2} + \frac{\mu_{k_Q}^2}{k_Q^2}} \quad (3.25)$$

Posteriormente, se obtuvo el promedio pesado de las dosis para cada tamaño de campo y calidad de haz y su incertidumbre utilizando las expresiones 3.8 y 3.9. Finalmente, se obtuvieron la desviación estándar de los datos de dosis individual de cada dosímetro y la desviación porcentual del promedio de dosis con respecto de la dosis nominal de 2 Gy.

## Capítulo 4

# Resultados y Discusión.

*La ciencia es la sistemática clasificación de la experiencia.*

*George Henry Lewes.*

En este capítulo se realiza un compendio de los resultados obtenidos a la par que se discute su posible significado físico, se compara con otros previamente obtenidos y descritos en la literatura; y se mencionan las principales limitaciones de los experimentos realizados y que pudieran conducir a errores sistemáticos.

El orden de los resultados será el siguiente: presentando primero la caracterización de los OSLD, desde su señal basal, su coeficiente de calibración y sus factores de corrección; posteriormente, se continúa con las medidas realizadas en condiciones de referencia y la verificación del tamaño de campo; para finalmente, terminar por las medidas fuera de condiciones de referencia.

### 4.1. Caracterización de los OSLD.

#### 4.1.1. Curvas de calibración.

Las dosis corregidas obtenidas y sus incertidumbres se encuentran en el cuadro 4.1 comparadas con las dosis nominales. A partir de las dosis obtenidas se graficaron los valores de respuesta del dosímetro en términos de cuentas en el PMT como función de estas dosis y se realizaron los ajustes a líneas rectas. La figura 4.1 muestra ambas curvas con su respectiva función de ajuste y el cuadro 4.2 muestra los parámetros obtenidos utilizando la notación de la ecuación 3.11.

De los parámetros obtenidos para la curva de altas dosis, es posible obtener una correlación lineal entre la dosis y la respuesta del detector si se desprecia el valor de la ordenada al origen y solo se toma el valor de la pendiente, de la siguiente manera:

$$\bar{M}_{raw} = a \cdot D_w \quad (4.1)$$

Por lo tanto, tomando en consideración la ecuaciones 2.5 y 2.3 se puede tomar la inversa de la pendiente como el coeficiente de calibración. El resultado de realizar esta aproximación es un coeficiente de calibración igual a  $0.001304 \pm 1.34 \times 10^{-5} \text{ cGy/cuentas}$ .

Se observa un comportamiento lineal en la curva de calibración para bajas dosis (figura 4.1 a)) como es lo esperable según el reporte del grupo de trabajo 191 de la AAPM [65], donde se señala que el comportamiento supralineal se observa a partir de los 200 cGy. Este umbral para el comportamiento supralineal se verifica en la curva de altas dosis (figura 4.1 b)), en donde se observa una desviación por encima del ajuste que no es correspondiente con las incertidumbres en el punto de dosis nominal de 300 cGy. Este hecho además pone en duda la factibilidad del uso de este ajuste y por tanto de las

recomendaciones del fabricante, ya que el uso de dosis fuera del intervalo lineal sin aplicar un factor de corrección apropiado puede implicar errores en la determinación de las dosis para el intervalo lineal. Es por este hecho, que solo se consideró confiable la curva de calibración a bajas dosis, como método para cuantificar la señal basal y que esta sea comparable con la señal de un OSLD irradiado debido al cambio de estimulación.

Cuadro 4.1: Comparación de las dosis nominales y las dosis corregidas con las medidas de cámara de ionización. Se muestra adicionalmente la desviación porcentual de las medidas.

Dosis nominal, [cGy]	Dosis corregida, [cGy]	Desviación [%]
1	$0.982 \pm 0.002$	1.83
5	$4.956 \pm 0.003$	0.89
50	$49.93 \pm 0.02$	0.14
150	$149.71 \pm 0.06$	0.19
300	$299.64 \pm 0.13$	0.12

Cuadro 4.2: Parámetros de ajuste obtenidos para las dos curvas de calibración: de altas y bajas dosis. Se sigue la notación de la ecuación 3.11.

Parámetro	Curva de bajas dosis	Curva de altas dosis
$a[\text{cGy}^{-1}]$	$15723.3 \pm 188.9$	$766.8 \pm 7.9$
$b$	$-172.1 \pm 5.6$	$-1499 \pm 5.6$

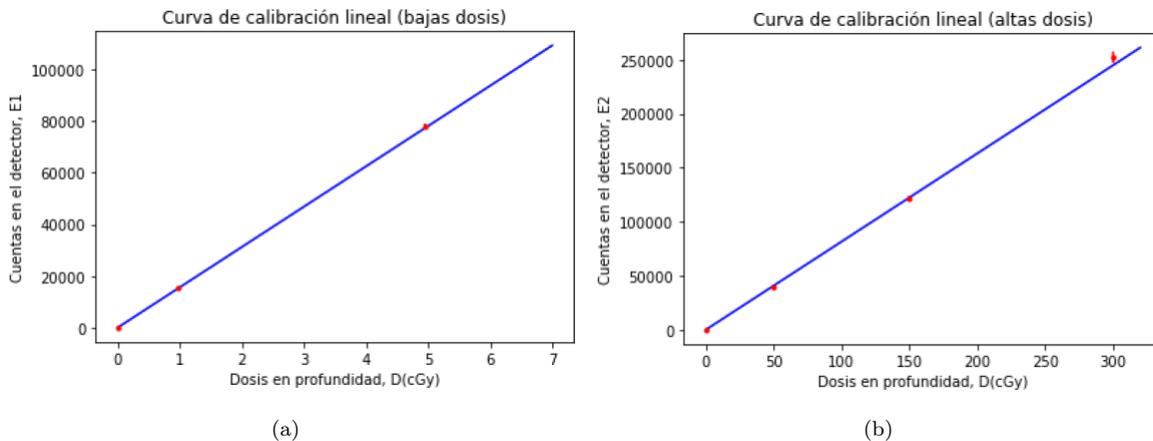


Figura 4.1: Gráficas de curvas de calibración. La respuesta del dosímetro se grafica como función de la dosis para a) dosis de 0, 1 y 5 cGy y b) para 0, 50, 150 y 300 cGy. En ambas se grafica la función de ajuste.

#### 4.1.2. Lectura basal.

Se obtuvieron las lecturas en cuentas para cada dosímetro y a partir de estos valores se obtuvo un promedio simple y su desviación estándar, de tal manera que la lectura acumulada en cuentas tras 24 horas de exposición a la luz LED azul es de  $34.3 \pm 7.5$  cuentas. Sin embargo, este valor es obtenido por el estímulo alto del sistema, entonces no puede ser comparado con una señal producida con el estímulo bajo, como lo podría ser para un dosímetro irradiado en el rango de dosis desde 50 hasta 300 cGy. Por

lo tanto, a partir de la curva de calibración para ese estímulo se obtuvo la dosis extrapolada a ese valor de señal a partir de la ecuación 3.11 como sigue:

$$D = \frac{\bar{M}_{raw} - b}{a} \quad (4.2)$$

La incertidumbre expandida de esta expresión se obtuvo por el método de propagación de errores [84] resultando:

$$\begin{aligned} \mu_D &= \sqrt{\left(\frac{\partial D}{\partial \bar{M}_{raw}}\right)^2 \mu_{\bar{M}_{raw}}^2 + \left(\frac{\partial D}{\partial a}\right)^2 \mu_a^2 + \left(\frac{\partial D}{\partial b}\right)^2 \mu_b^2} \\ \mu_D &= \frac{\sqrt{\mu_{\bar{M}_{raw}}^2 + D^2 \mu_a^2 + \mu_b^2}}{a} \end{aligned} \quad (4.3)$$

Por lo tanto la lectura en dosis extrapolada resulta ser  $0.01312 \pm 0.00062 \text{ cGy}$ , de tal manera que esta representa la mínima dosis que se puede medir con este sistema de OSLD y este protocolo de blanqueado; ya que dosis comparables con esta o menores no pueden ser distinguidas efectivamente de la señal de fondo. Esta dosis basal, al estar relacionada con una magnitud dosimétrica y no con una cantidad propia del equipo como lo son las cuentas en el PMT dependientes del estímulo; puede ser comparada con cualquier dosis obtenida partiendo de la lectura tras un periodo de blanqueado arbitrario, a través de la ecuación 2.2 sustituyéndola como la señal de fondo  $OSL_{BG}$ .

Por tanto, para cada dosímetro posterior se verificó que no se superara el valor en dosis de señal basal salvo por sus incertidumbres, posterior al blanqueado y antes de su irradiación.

### 4.1.3. Calibración del lote.

Para cada dosímetro del lote se obtuvo el promedio de tres lecturas y su desviación estándar, a partir de estos datos se obtuvo el promedio pesado de la lectura del lote y su incertidumbre de acuerdo con las ecuaciones 3.8, 3.9 y 3.10. El promedio obtenido resulta de  $76286 \pm 89$  cuentas en el PMT. A partir de este valor, se obtuvo el coeficiente de calibración a partir de la ecuación 2.3 resultando  $0.001309 \pm 1.53 \times 10^{-6} \text{ cGy}$ . Este valor permite obtener la dosis en condiciones de referencia y su baja incertidumbre, del orden del 0.1% se debe a la cantidad de muestra de 65 dosímetros y el hecho de tomar tres lecturas para cada uno.

Adicionalmente se obtuvo la incertidumbre porcentual para cada dosímetro y a partir de estos datos, se promedió y se obtuvo la desviación estándar, resultando una incertidumbre porcentual promedio de  $1.28 \pm 0.54$ . Esto implica que el proceso de realizar tres lecturas por dosímetro conlleva a una incertidumbre intrínseca para cada dosímetro que es imposible de reducir y que por lo tanto limita el grado de precisión en medidas con un solo dosímetro. Por lo tanto, la incertidumbre en la medida de la dosis en condiciones de referencia solo puede reducirse por debajo del valor antes mencionado si se considera una muestra de varios dosímetros.

Por otro lado, se comparó el coeficiente de calibración obtenido por el método de la curva de calibración para altas dosis de la sección 4.1.1 a través del error porcentual resultando una desviación porcentual de 0.38%, lo cual valida el procedimiento llevado a cabo en esta calibración. La supralinealidad de la respuesta a una dosis de  $3 \text{ Gy}$  (figura 4.1 b)) no provoca un desajuste suficiente en la pendiente, ya que existen más valores en la región reportada por la literatura como lineal [65]. Sin embargo, se precisó de la calibración de lote, debido a que posee un sustento y un formalismo más sólido.

Finalmente, a partir de las ecuaciones 2.7 y 3.12 se obtuvo el factor de corrección por sensibilidad individual para cada dosímetro. La figura 4.2 muestra la distribución de los factores  $k_{s,i}$  para la muestra obtenida. El promedio de esta distribución es 0.98 y su desviación estándar es 0.026, mostrando

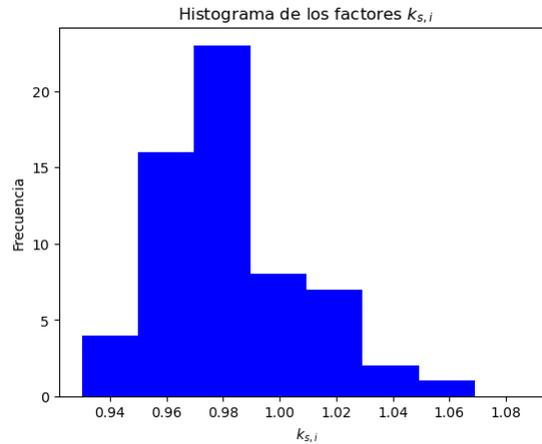


Figura 4.2: Distribución de los factores de corrección por sensibilidad individual. se observa de la imagen la tendencia hacia la sobrerrespuesta y las bajas frecuencias en los intervalos de subrespuesta. El promedio pesado dista del promedio simple por la baja incertidumbre en los datos que muestran subrespuesta.

así un sesgo hacia la sobre respuesta, contrario a un comportamiento esperado de simetría respecto al promedio en una muestra aleatoria. Este comportamiento puede ser explicado por la presencia de dosímetros que sub-responden en gran cantidad y cuyas medidas tienen una baja incertidumbre. De esta manera, aún cuando son pocos en comparación a aquellos que sobre-responden contribuyen en mayor medida al promedio pesado, dando como resultado que este no coincida con el promedio simple. Aunado a esto, se tiene el hecho de que la muestra puede no ser de suficiente tamaño para observar un comportamiento simétrico y una coincidencia del promedio simple con el promedio ponderado.

En la sección 4.3, se realizó una prueba de aplicación de los factores de sensibilidad individual para las medidas de referencia en un campo de  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ . Se muestra una figura en dicha sección de la comparación de las lecturas de los detectores respecto al promedio antes y después de la aplicación de dichos factores.

#### 4.1.4. Factores de corrección.

Para cada prueba en condiciones distintas a las de referencia se utilizaron los datos de promedio de tres lecturas y su desviación estándar para obtener una lectura representativa del lote para cada condición y su respectiva incertidumbre utilizando el promedio pesado (ecuaciones 3.8 y 3.9).

Cuadro 4.3: Factores de corrección para los OSLD de acuerdo con las condiciones fuera de referencia según su calibración y que pueden afectar la lectura de estos.

Tipo de factor	Condición	Lectura representativa	Factor de corrección
Corrección por linealidad, $k_L$	$D = 2 Gy$	$\bar{M}_{corr} = 154191 \pm 1114$	$k_L(2 Gy) = 0.978 \pm 0.007$
	$D = 3 Gy$	$\bar{M}_{corr} = 235582 \pm 1645$	$k_L(3 Gy) = 0.96 \pm 0.006$
Corrección por desvanecimiento	$t = 1 d$	$\bar{M}_{corr} = 72817 \pm 463$	$k_{F,1d} = 1.048 \pm 0.007$
	$t = 2 d$	$\bar{M}_{corr} = 73013 \pm 307$	$k_{F,2d} = 1.045 \pm 0.005$
	$t = 5 d$	$\bar{M}_{corr} = 71721 \pm 406$	$k_{F,5d} = 1.063 \pm 0.006$
	$t = 10 d$	$\bar{M}_{corr} = 72602 \pm 445$	$k_{F,10d} = 1.05 \pm 0.007$
	$t = 15 d$	$\bar{M}_{corr} = 72041 \pm 407$	$k_{F,15d} = 1.059 \pm 0.006$
Corrección por calidad de haz	6 MV FFF	$\bar{M}_{corr} = 77079 \pm 503$	$k_{Q,6MV FFF} = 0.99 \pm 0.007$
	10 MV	$\bar{M}_{corr} = 76962 \pm 328$	$k_{Q,10MV} = 0.991 \pm 0.004$
	10 MV FFF	$\bar{M}_{corr} = 76572 \pm 632t$	$k_{Q,10MV FFF} = 0.996 \pm 0.008$

A partir de las lecturas representativas de los dosímetros en condiciones fuera de referencia se obtuvieron los factores de corrección por linealidad, por desvanecimiento de la señal y por calidad del haz, según las ecuaciones 2.8, 2.11 y 2.9 respectivamente. Como lectura de referencia se utilizó el promedio global del lote obtenida en la sección 4.1.3.

El cuadro 4.3 muestra los factores de corrección para las distintas condiciones fuera de referencia, se menciona el tipo de factor a obtener, la condición que fue cambiada respecto a la referencia, su lectura representativa para este lote y su factor de corrección respectivo.

Para el caso de los factores de corrección por linealidad en la figura 4.3 se muestra la gráfica del inverso de estos factores como función de la dosis, es decir la diferencia en respuesta respecto a una función lineal. Es de observarse una tendencia creciente de la sobre-respuesta respecto a la tendencia lineal como función de la dosis, lo cual es similar a lo encontrado por Otomayo y colaboradores [92] que observaron un aumento de sobre-respuesta respecto a la tendencia lineal para dosis mayores a  $2 Gy$ . Además, para la dosis de  $2 Gy$  encontraron una diferencia respecto a la tendencia lineal de aproximadamente 2.5 %, que de nuevo es concordante con este trabajo en donde la diferencia encontrada es de 2.2 %, lo cual valida este factor obtenido. Además, la sobre respuesta obtenida para  $3 Gy$  es concordante con lo observado en las curvas de calibración (sección 4.1.1), en las cuales se observa una sobrerrespuesta respecto a la tendencia lineal.

Las respuestas utilizadas para los resultados de desvanecimiento muestran una subrespuesta en todos los casos, lo cual concuerda con la literatura al respecto, dado que se pierde una cantidad de señal a medida que incrementa el tiempo de lectura [65]. La figura 4.4 a) muestra el inverso del factor de corrección por desvanecimiento para los tiempos utilizados, lo cual es equivalente a mostrar la pérdida de señal como función del tiempo. Dichos datos fueron ajustados a una función exponencial de la siguiente forma (figura 4.4b)):

$$\frac{1}{k_F} = a + b \cdot \exp(-kt) \quad (4.4)$$

donde  $t$ , es el tiempo en días y  $a, b$  y  $k$  son parámetros de ajuste. Esta función fue propuesta por Jurisnic [76] para la pérdida de señal de dosímetros OSL, encontrando concordancia con sus datos experimentales en tiempos desde 1 hasta 5000 minutos, aproximadamente. El ajuste se obtuvo por medio del método de regresión de distancias ortogonales [90] y los parámetros de ajuste obtenidos por dicho método se encuentran en el cuadro 4.4.

En el caso de la corrección por calidad de haz, las lecturas para las calidades de haz de 10 MV y de 10 MV FFF se llevaron a cabo 2 días después de la irradiación, con lo cual se utilizó el factor de corrección por desvanecimiento de dos días, de tal manera que solo se contaran las diferencias en la

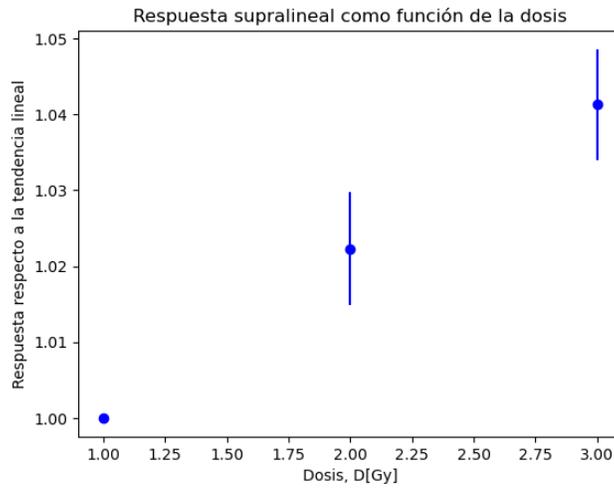


Figura 4.3: Respuesta supralineal como función de la dosis para los dosímetros OSL. Se muestra el inverso del factor de corrección por linealidad lo que representa es la magnitud de la diferencia respecto a una respuesta lineal.

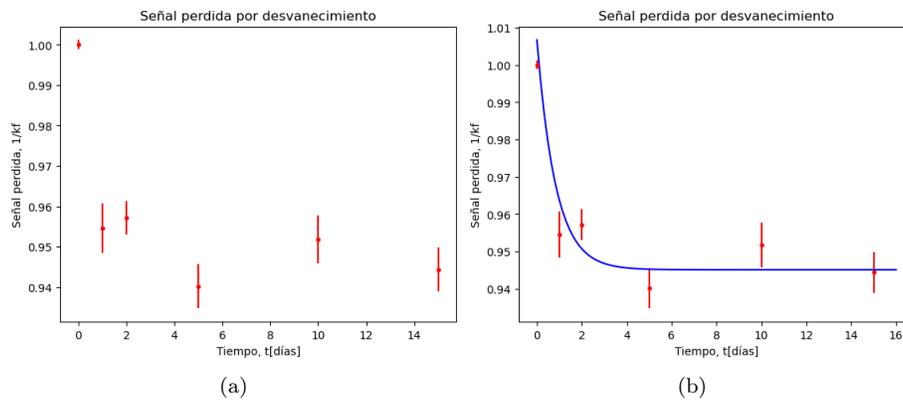


Figura 4.4: Señal perdida en el dosímetro OSL por efecto de desvanecimiento en función del tiempo entre lectura e irradiación. a ) Se muestran los datos experimentales b) se muestran los resultados experimentales y la función de ajuste según la ecuación 4.4 y los parámetros del cuadro 4.4

Cuadro 4.4: Parámetros de ajuste para la pérdida de señal por efecto de desvanecimiento según la notación de la ecuación 4.4

Parámetro	Valor
$a$	$0.945 \pm 0.0032$
$b$	$0.062 \pm 0.075$
$k$	$1.19 \pm 1.1$

respuesta debidas a la calidad de haz. Este hecho, aumenta considerablemente la incertidumbre en la determinación de la dosis, lo cual es de considerarse para la determinación de un factor de corrección. La figura 4.5 muestra los factores de corrección por calidad de haz para las distintas calidades de haz. De esto se observa, que dentro del 1 %, no se observan diferencias significativas en la respuesta de los

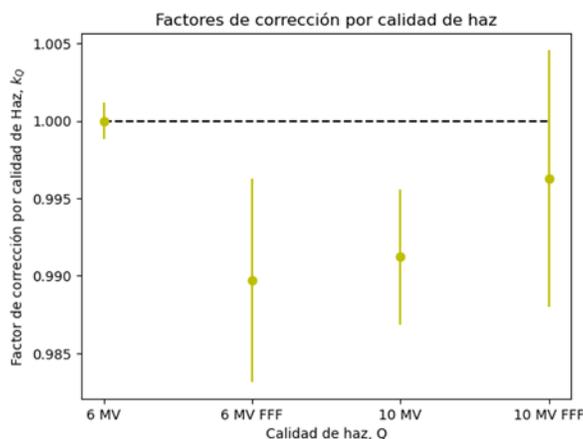


Figura 4.5: Factores de corrección por calidad del haz para calidades de 6 MV WFF, 6MV FFF, 10 MV WFF y 10 MV FFF. Se observa en línea punteada negra la respuesta para la calidad de referencia de 6 MV WFF.

dosímetros siendo en el caso del haz de 10 MV sin filtro de aplanado coincidentes con la respuesta del haz de referencia. Yukihiro y colaboradores [75] encontraron diferencias menores al 1% al comparar un haz de 6 MV con uno de 18 MV con filtro de aplanado. Por su parte, Jurisnic y colaboradores [76] encontraron diferencias menores al 1.5% comparando un haz de 6 MV y otro de 15 MV con filtro de aplanado. Por tanto, se puede afirmar que los resultados encontrados son concordantes con la literatura al respecto. Posteriormente en este trabajo se utilizarán los factores de corrección por calidad de haz para obtener la lectura corregida.

## 4.2. Verificación del tamaño de campo usando película radiocrómica.

De los datos de densidad óptica neta y su asociación con la dosis se realizó el ajuste a la curva con la función propuesta por la ecuación 3.15 utilizando el método de regresión de distancias ortogonales [90]. Los resultados de los parámetros obtenidos para el ajuste según la notación de la ecuación 3.15 se encuentran en el cuadro 4.5 mientras que los datos experimentales y la función de ajuste de la curva de calibración se muestran en la figura 4.6.

Por otro lado, los perfiles obtenidos de las imágenes adquiridas consistían en listas de datos ordenados en número de pixel, que se comienza a enumerar en el extremo de adquisición del perfil; y en valor de intensidad en unidades arbitrarias. Ya que la resolución de escaneo utilizada fue de 72 píxeles por pulgada, se realizó la conversión de número de pixel a centímetros recorridos desde el extremo de adquisición del perfil, mediante una regla de proporcionalidad como sigue:

$$\frac{2.54 \text{ cm}}{72 \text{ pixeles}} = \frac{X[\text{cm}]}{1 \text{ pixel}}$$

$$X = 0.03528 \text{ cm} \quad (4.5)$$

De forma paralela, de los datos obtenidos de intensidad para regiones de interés sin irradiar en la película radiocrómica utilizada para el campo de  $0.5 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm}$  se obtuvo un valor de intensidad promedio de  $42357 \pm 46$ .

Cuadro 4.5: Parámetros obtenidos de la curva de calibración de las películas radiocrómicas EBT-3 según la notación de la ecuación 3.15.

Parámetro	Valor
$b(cGy)$	$7.4 \pm 0.3$
$c(cGy)$	$51.17 \pm 1.6$
$n$	3

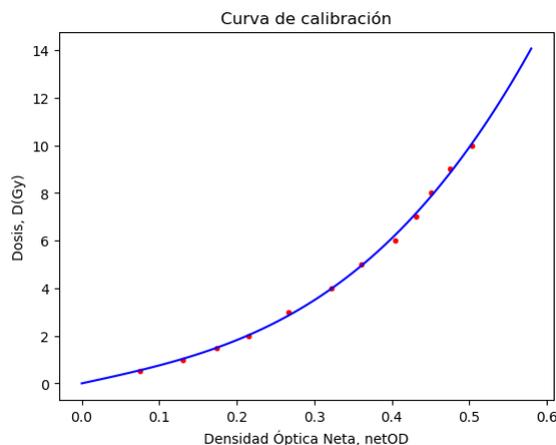


Figura 4.6: Dosis como función de la densidad óptica neta para películas radiocrómicas EBT-3. Los datos presentan barras de error, sin embargo no son visibles. Se muestra la función de ajuste en color azul a la par de los datos experimentales.

Cuadro 4.6: FWHM obtenidos para perfiles de dos ejes de los tamaños de campo utilizados con filtro de aplanado. Se muestra el tamaño de campo cuadrado equivalente y su comparación con el tamaño de campo nominal mediante el error porcentual. El eje  $y$  se refiere al eje en dirección desde y hacia el gantry, mientras que el eje  $x$  es perpendicular a este. El valor mostrado en los tamaños de campo es el del lado del cuadrado.

Tamaño de campo nominal (cm)	$FWHM_x$ (cm)	$FWHM_y$ (cm)	Tamaño de campo cuadrado equivalente, $S$ (cm)	desviación porcentual, $e\%$ (%)
10	9.94	10.86	9.98	0.2
6	5.95	6.0	5.975	0.42
4	4.04	3.93	3.99	0.26
3	2.94	2.99	2.965	1.17
2.5	2.54	2.44	2.489	0.42
2	1.94	2.0	1.97	1.51
1.5	1.45	1.51	1.48	1.35
1	0.92	1.02	0.969	3.13
0.5	0.47	0.55	0.508	1.69

Utilizando este valor de fondo fue posible obtener la densidad óptica neta para cada valor de intensidad en los perfiles y *posteriormente* utilizando la función de calibración fue posible traducirlos a dosis absorbida. Finalmente, se normalizaron los datos de dosis respecto al máximo en el perfil y fue de estos perfiles normalizados que se obtuvieron los datos de interés como el FWHM .

El cuadro 4.6 muestra los FWHM de los tamaños de todos los tamaños de campo<sup>1</sup> con el haz uti-

<sup>1</sup>Todos los tamaños de campo obtenidos son con el haz con filtro de aplanado

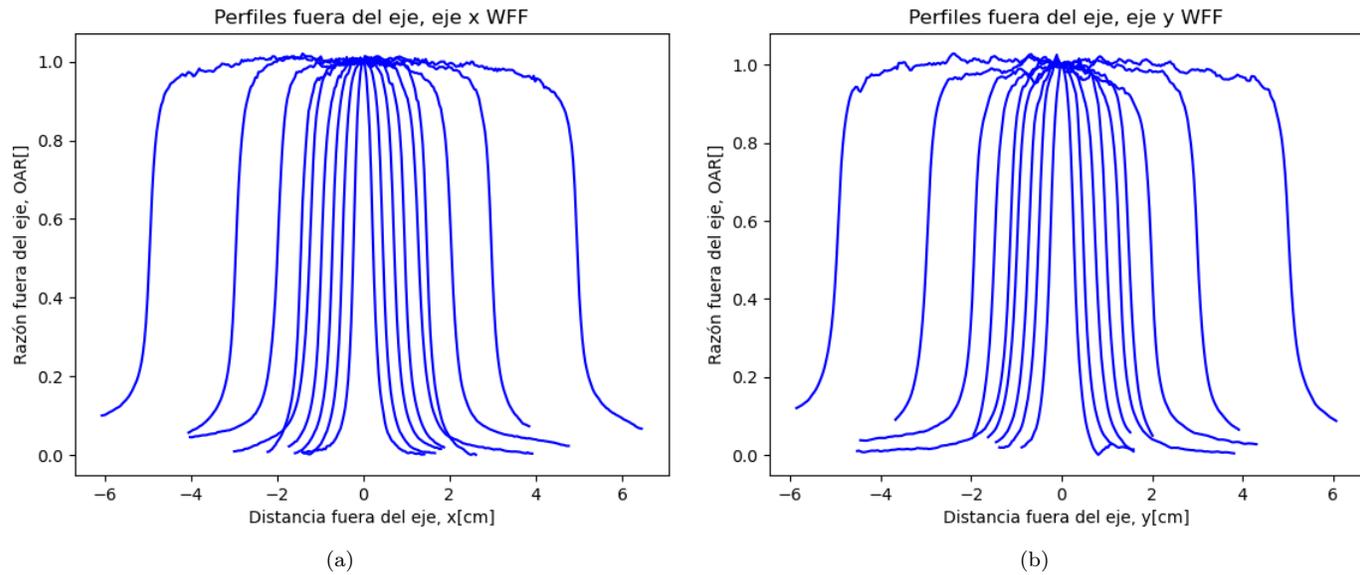


Figura 4.7: *Perfiles fuera del eje para todos los tamaños de campo utilizados en la auditoría interna y utilizando filtro de aplanado. a) Para el eje L-R, b) par el eje T-G.*

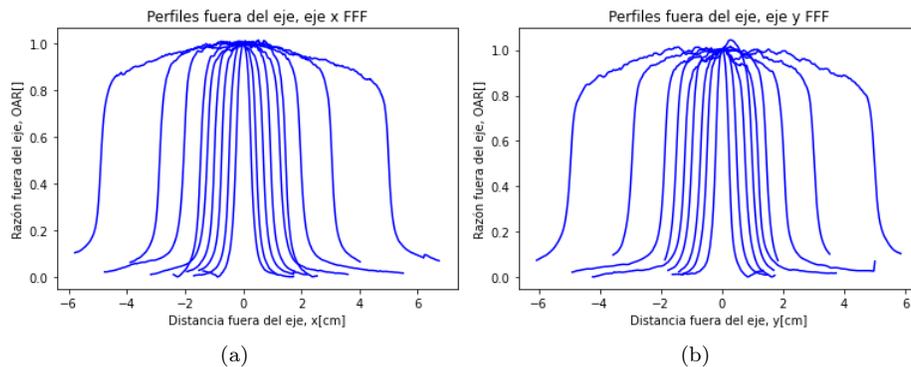


Figura 4.8: *Perfiles fuera de eje para todos los campos utilizados en la auditoría interna y sin filtro de aplanado. a) para el eje L-R, b) para el eje T-G*

lizados obtenidos por interpolación lineal según la ecuación 3.16 para cada eje. Ya que las condiciones de irradiación fueron de SSD de 90 cm y por tanto la SAD es de 100 cm, entonces los tamaños de campos encontrados, son los que se proyectan en el isocentro. Finalmente el tamaño de campo obtenido mediante el formalismo 483 del OIEA [32] y su desviación porcentual respecto al tamaño de campo nominal.

Las figuras 4.7 y 4.8 muestran perfiles en un eje para cada tamaño de campo utilizado y su FWHM para campos grandes y pequeños respectivamente.

La figura 4.9 muestra la comparación de cuatro perfiles de distintos tamaños de campo, con y sin filtro de aplanado, de lo que se observa en la figura, los perfiles muestran una considerable diferencia morfológica. Los perfiles con filtro de aplanado muestran una caída respecto de la dosis de eje central

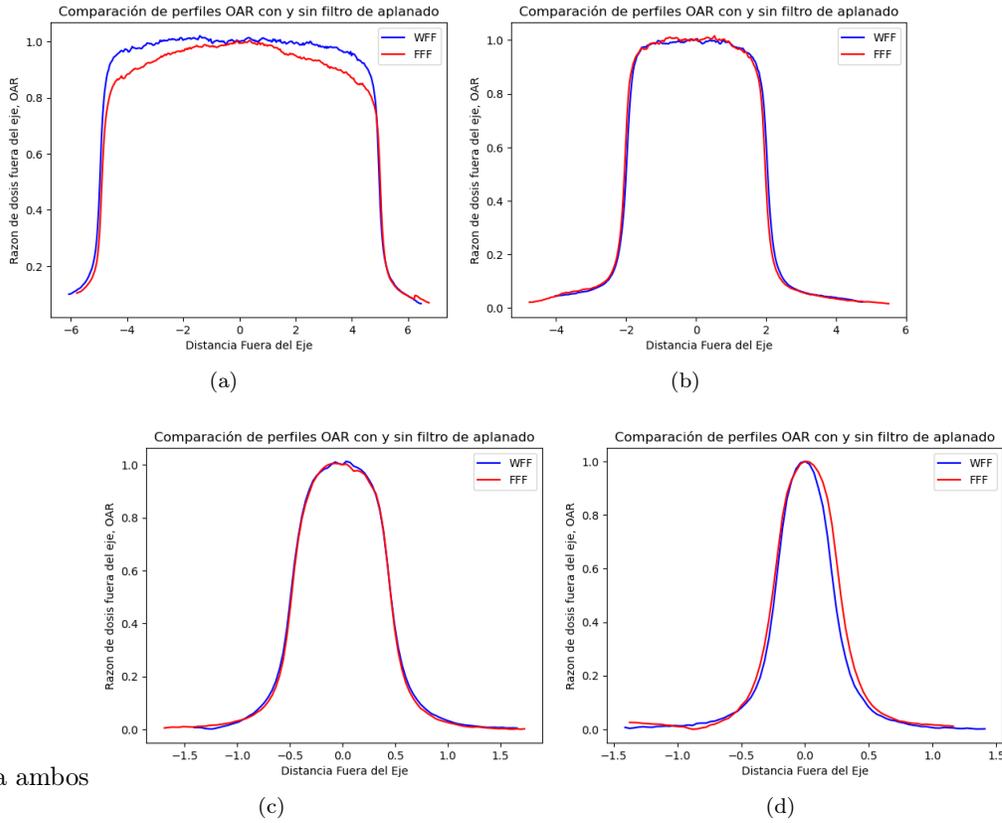


Figura 4.9: Perfiles fuera del eje y su comparación para haces con y sin filtro de aplanado para tamaños de campo de: a)  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ , b)  $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ , c)  $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$ , y d)  $0.5\text{ cm} \times 0.5\text{ cm}$ , todos los perfiles mostrados fueron adquiridos en la dirección L-R.

en las regiones menores al 80% del FWHM. Esto es previsible ya que la función del filtro de aplanado es modificar la distribución espacial en el plano perpendicular al eje central del haz y producir una distribución lo más uniforme posible dentro de los límites del tamaño de campo. Por otro lado, a medida que el tamaño de campo disminuye, las diferencias que se observan entre perfiles, se vuelven más sutiles para posteriormente acentuarse en el tamaño de campo mas pequeño.

En la figura 4.10 se muestra los tamaños de campo normalizados respecto al tamaño nominal en todos los casos, con lo cual la desviación respecto de la unidad muestra la desviación porcentual respecto del tamaño nominal. Es claramente observable que la desviación porcentual aumenta conforme disminuye el tamaño de campo. Este comportamiento, entra en concordancia con el efecto de oclusión parcial de la fuente y la superposición de penumbras, en donde el perfil obtenido no necesariamente coincide con el tamaño de campo nominal[28, 36]. Por otro lado, en el caso del tamaño de campo cuadrado equivalente se sigue la misma tendencia de una desviación que aumenta a medida que disminuye el tamaño de campo.

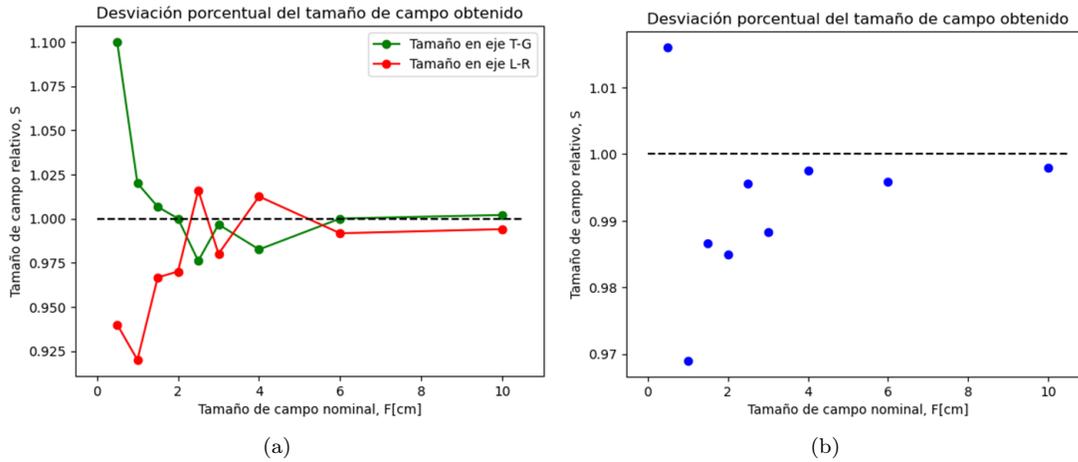


Figura 4.10: *Tamaño de campo normalizado al tamaño nominal para a) direcciones L-R y T-G y b) tamaño de campo cuadrado equivalente según [32]. Se muestran tamaños de campo utilizados en la auditoría. La línea punteada negra señala el tamaño de campo nominal en ambos casos.*

### 4.3. Protocolo de auditoría interna (haz de 6 MV WFF).

Se obtuvieron las dosis representativas de cada tamaño de campo y su incertidumbre, las cuales se muestran en la figura 4.11, adicionalmente se muestra como una línea negra punteada la dosis nominal y con líneas punteadas rojas los límites superior e inferior alejados 5% de la dosis nominal.

Se observa claramente que para tamaños de campo mayores o iguales a 2.5 cm, las medidas de dosis son coincidentes dentro de incertidumbres con la dosis nominal, con una desviación porcentual menor que el 1% en todos los casos. Esto valida la efectividad de este tipo de dosímetros para realizar auditorías dosimétricas para dichos tamaños. Por otro lado, la incertidumbre en todos los casos se mantuvo mayor que 0.47% y menor que 0.88%, con un valor medio de 0.596%, de tal manera que este valor permite distinguir diferencias del 5% y aún menores.

Para los tamaños de campo cuadrados de 2 y 1.5 cm de lado se observan diferencias en un rango entre 1 y 2% en todos los casos aún cuando estos campos no son coincidentes con la dosis nominal. Por otro lado, de la ecuación 1.16 se puede obtener la distancia mínima para que se tenga equilibrio lateral de partícula cargada  $r_{ELPC}$  como sigue:

$$\begin{aligned}
 r_{ELPC} &= 8.369 \cdot TPR_{20,10}(10) - 4.382 \\
 r_{ELPC} &= 8.369 \cdot (0.666) - 4.382 \\
 r_{ELPC} &= 1.19 \text{ cm}
 \end{aligned} \tag{4.6}$$

donde el índice de calidad  $TPR_{20,10}$  fue obtenido de la calibración periódica del linac para el haz de 6 MV. De tal manera que el campo más pequeño para este detector de 0.7 cm [65], que puede tener equilibrio de partícula cargada lateral  $F_{min}$  es:

$$\begin{aligned}
 F_{min} &= 2 \cdot (1.19 \text{ cm}) + 0.7 \text{ cm} \\
 F_{min} &= 3.08 \text{ cm}
 \end{aligned} \tag{4.7}$$

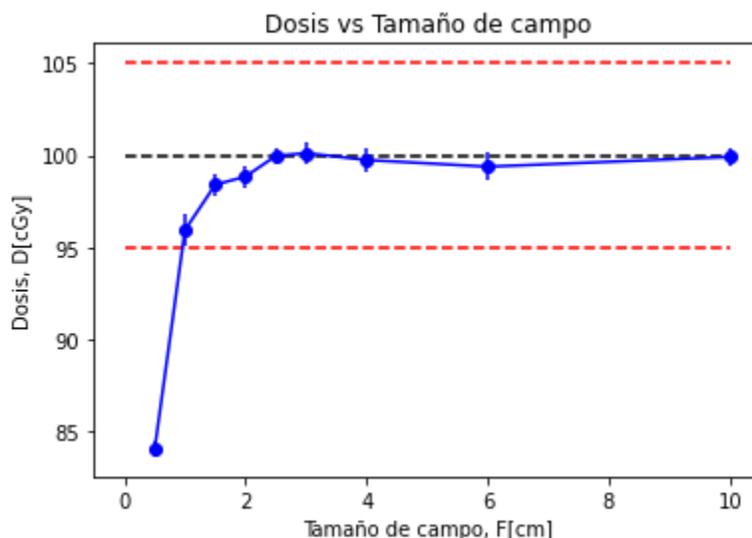


Figura 4.11: Dosis en función del tamaño de campo para la auditoría interna con el haz de 6 MV. Se encuentran marcadas con líneas punteadas, la dosis nominal (negro), y límites del 5% por encima y por debajo de este valor(rojo).

Es por tanto importante resaltar que a tamaños de campo menores que  $F_{min}$  y una energía de 6 MV, se tiene una pérdida de ELPC y por tanto pueden aparecer efectos asociados. Esto se debe a efectos de densidad del material respecto del agua ya que el dosímetro OSL posee una densidad de  $3.95g/cm^3$  y un número atómico efectivo de 10.7 como lo mencionan Agarwal y colaboradores[93], datos que son superiores al ser comparados con el agua que posee una densidad de  $1g/cm^3$  y un número atómico efectivo de 7.54. Con lo cual, se puede tener un efecto de sobrerrespuesta en la dosis absorbida por el dosímetro respecto a la que se observaría en agua debido a este hecho. Por otro lado, esta pérdida de EPC produce una caída en la dosis como lo mencionan Das y colaboradores[29], debido a que la dosis no es depositada en la cercanía de la región donde ocurre la transferencia de energía a partículas cargadas, sino lejos de esta. Esta caída de la dosis es altamente dependiente del detector, por tanto es de esperarse que aunque este experimento se llevó a cabo a dosis constante, el dosímetro tenga una menor respuesta a estos tamaños de campo.

En los tamaños de campo de lados 1 y 0.5 cm se observan diferencias del 4.06 y del 15.94% respectivamente. En este caso las graves subrespuestas pueden ser resultado del efecto parcial de volumen. Como se observa en la figura 4.12, el tamaño del detector es comparable con el tamaño de campo y en el caso del campo de  $0.5\text{ cm} \times 0.5\text{ cm}$  mayor que este. Por tanto, y ya que la dosis medida por el detector está relacionada con la dosis promedio en este; la dosis decrece al encontrarse dentro del detector regiones de gradiente de dosis o en regiones de penumbra en los casos más exagerados.

Los datos obtenidos en este experimento, son comparables con los encontrados por Akyol y colaboradores [94], que midieron factores de salida (ecuación 1.8) para campos generados por un Cyberknife™ de 6 MV de energía nominal, sin filtro de aplanado y para colimadores circulares de distintos diámetros entre 5 y 60 mm (figura 4.13). En sus resultados se observan altas subrespuestas respecto a otros detectores y la simulación Monte Carlo; desviaciones de aproximadamente entre el 5 y el 30% para tamaños de campo menores que 20 mm. Con lo cual, si el linac utilizado fue calibrado con factores de campo de otros detectores corregidos bajo los preceptos del TRS 483 [32] entonces es factible que si el dosímetro muestra factores de campo menores, esto se traduzca en una dosis menor para un experimento a dosis fija. De tal manera que se encuentra una concordancia en dichos términos con la literatura. Sin

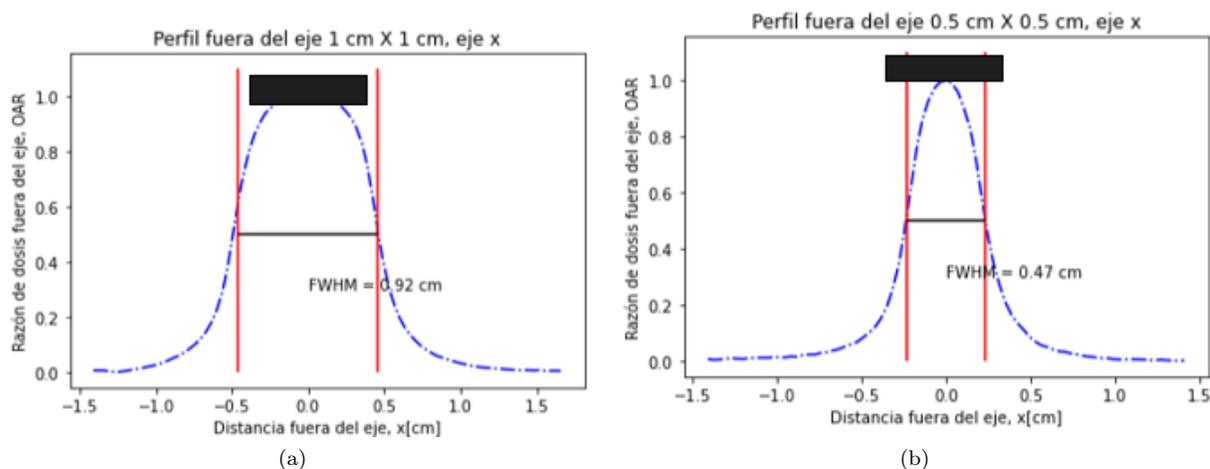


Figura 4.12: Perfiles de dosis fuera del eje para tamaños de campo de a)  $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$  y de b)  $0.5\text{ cm} \times 0.5\text{ cm}$ . En ambos casos, se muestran ilustrativamente las dimensiones del detector como muestra de su tamaño respecto del tamaño de campo.

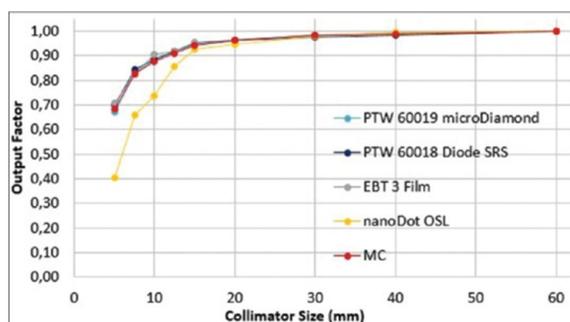


Figura 4.13: Factores de campo para distintos tamaños de campo obtenidos con un CyberKnife™, un haz de energía nominal de 6 MV sin filtro de aplanado. Los detectores utilizados son un microdiamante, un diodo de estado sólido, una película radiocrómica y los OSLD. Adicionalmente, se muestran los resultados obtenidos con la simulación MonteCarlo. Se observa la correspondencia de los datos obtenidos con los distintos detectores a excepción de los OSLD [94].

embargo, la subrespuesta no llega a ser tan prominente como en el caso mencionado de la literatura, hecho que se puede explicar debido a la falta de filtro de aplanado, ya que esto propicia un perfil con gradientes más abruptos. Además, el hecho de que el diámetro del colimador coincida con el lado del tamaño de campo, no permite comparar medidas en ambos casos, ya que según el TR483[32], debe calcularse un tamaño de campo cuadrado equivalente en cada caso utilizando la siguiente expresión:

$$S_{clin} = \sqrt{\pi} \cdot r \quad (4.8)$$

Con lo cual, no pueden ser comparables las desviaciones respecto de los factores de campo obtenidas por Akyol y colaboradores [94] con las diferencias respecto de las diferencias con las dosis nominales.

Adicionalmente, se obtuvieron las simples desviaciones estándar de las medidas de dosis para cada tamaño de campo, las cuales difieren del valor de incertidumbre, ya que esta última es calculada por medio de un promedio pesado y solo toma en cuenta las incertidumbres individuales de las medidas y no la dispersión de los datos. La figura 4.14 muestra el coeficiente de variación porcentual  $CV\%$  como

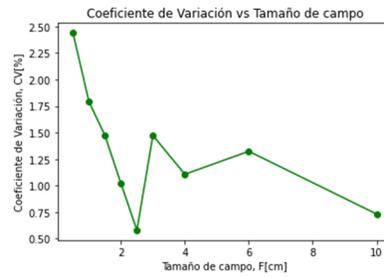


Figura 4.14: *Coeficiente de Variación porcentual como función de la dosis para todos los tamaños de campo previstos en esta auditoría en la energía nominal de 6 MV. a ambos*

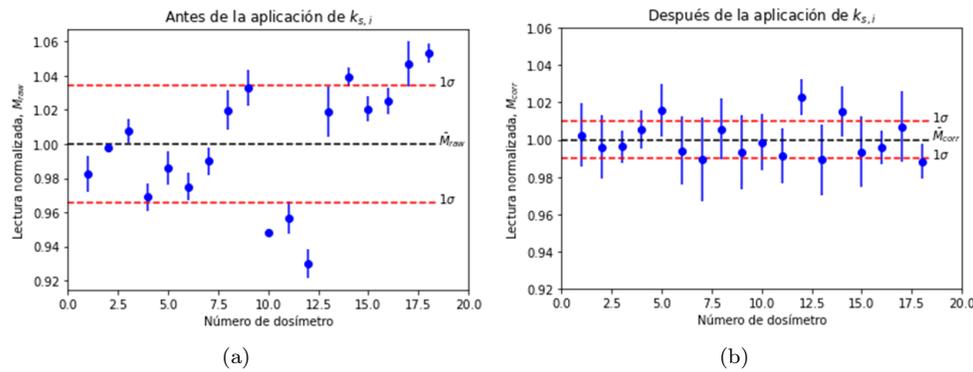


Figura 4.15: *Respuesta normalizada respecto del promedio para medidas realizadas en un experimento de dosis fija para tamaños de campo de 10 cm × 10 cm, 6 cm × 6 cm y 4 cm × 4 cm, para a) el caso en que no se aplican los factores de corrección por sensibilidad individual  $k_{s,i}$  b) el caso contrario*

función del tamaño de campo, el cual fue obtenido de la siguiente manera:

$$CV_{\%} = \frac{\sigma_D}{D} \cdot 100 \% \quad (4.9)$$

Los resultados obtenidos muestran una tendencia creciente del coeficiente a medida que el tamaño de campo decrece, lo cual puede estar relacionado con las diferencias en el posicionamiento y en el tamaño del detector, ya que estos factores tienen un mayor impacto en los campos más pequeños y sobretodo en el de  $0.5 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm}$  ya que es menor que el tamaño del OSLD.

Se realizó una verificación de los resultados obtenidos mediante una irradiación bajo las mismas condiciones de un detector por cada tamaño de campo. En la figura 4.16, se muestran las dosis superpuestas de ambas irradiaciones, la auditoría interna y la verificación, mostrando cierta coincidencia dentro de sus intervalos de incertidumbre en casi todos los casos. Además, se preserva la tendencia al disminuir el tamaño de campo. Es importante observar que la incertidumbre aumenta debido a que para varios dosímetros, esta es resultado de un promedio pesado, mientras que para uno solo es simplemente la desviación estándar de los valores de las lecturas. La máxima incertidumbre de esta prueba fue de 2.64% y la mínima de 1.14%, con un valor promedio de 2%, lo cual a pesar de ser un incremento respecto del intervalo obtenido utilizando 6 detectores por tamaño de campo, es aún suficiente para establecer una tolerancia de desviación del 5%.

Finalmente, se realizó una prueba del efecto de la aplicación de los factores de sensibilidad individual, para las medidas efectuadas en esta experiencia con campos con EPC lateral ( $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ ,

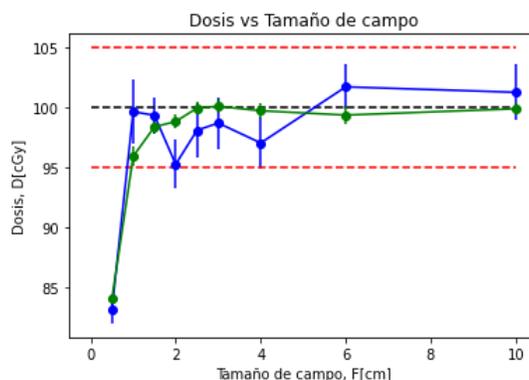


Figura 4.16: Dosis como función del tamaño de campo para pruebas con 6 (línea verde) y 1 (línea azul) detectores usados para cada tamaño. Se muestran en líneas punteadas (negro) la dosis nominal y los límites de 5% por encima y por debajo de este valor (rojo).

6 cm × 6 cm y 4 cm × 4 cm). La figura 4.15 muestra las lecturas obtenidas normalizadas respecto del promedio para el caso en que no se aplican los factores de corrección  $k_{s,i}$  a la lectura y en los casos en que son aplicados y se muestran además los límites establecidos por la desviación estándar por encima y por debajo de la medida. Es claro que las medidas en las que es aplicado el factor  $k_{s,i}$  se ubican más cerca del promedio, obteniéndose desviaciones estándar del 3.5 y 1% para los casos sin y con la aplicación de los factores  $k_{s,i}$ . Sin embargo, se observa una mayor incertidumbre en los datos después de haber aplicado dichos factores, esto debido a que estos acarrearán una incertidumbre por su determinación que es añadida en cuadratura a la incertidumbre de la lectura cruda. Lo anterior revela, que la aplicación de los factores  $k_{s,i}$  reduce la desviación de los datos en las lecturas, sin embargo, añade mayor incertidumbre a la medida.

#### 4.4. Protocolo de auditoría interna (haz de 6 MV FFF).

De la misma manera que en el caso del haz WFF, en este haz se obtuvieron las dosis para cada tamaño de campo con una línea que marca la dosis nominal y los límites de 5% por encima y por debajo de dicho valor. La figura 4.17 muestra estos resultados.

Se observa de la misma manera que en el caso anterior, que para tamaños de campo mayores que 2.5 cm × 2.5 cm las dosis son coincidentes con la dosis nominal y con diferencias porcentuales menores que 1%. En tamaños de campo menores, se observa de nuevo una subrespuesta respecto de la dosis nominal. Esto es factible si se considera que también en este caso se tiene una condición de falta de EPC. Sin embargo, la caída en la dosis es menos abrupta comparada con el caso con filtro de aplanado. Este hecho puede explicarse por el efecto de densidad que puede ser más importante en haces sin filtro de aplanado y en condiciones de falta de EPC ya que el espectro es más suave en este caso con mayores contribuciones de bajas energías. Con lo cual, puede existir una compensación del efecto parcial de volumen que se tiene a estos tamaños de campo.

La incertidumbre en este caso aumenta, ya que se ubica en un intervalo mayor que 0.59% y menor que 0.74% con un valor promedio de 0.727%. Aún cuando el límite superior es menor que en el caso de la auditoría con el haz de 6 MV con filtro de aplanado, el valor promedio supera al de dicho caso, con lo cual se puede asegurar que aumenta la incertidumbre en promedio. Esto se debe a la utilización del factor de corrección por calidad de haz que aumenta la incertidumbre en cada punto, ya que se expande la incertidumbre en los factores multiplicativos.

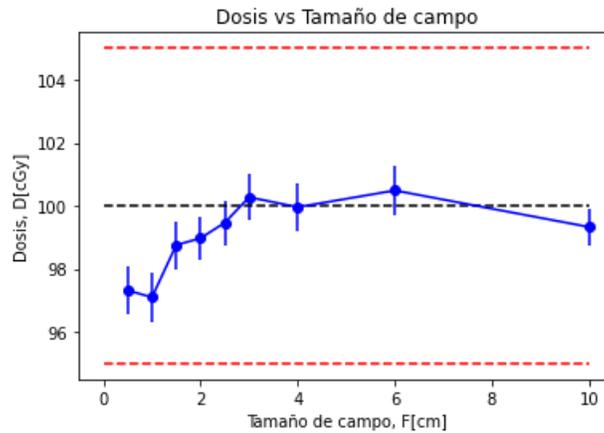


Figura 4.17: Dosis como función del tamaño de campo para el protocolo de auditoría interna en el haz de 6 MV sin filtro de aplanado. Se muestra en líneas punteadas la dosis nominal (negro) y los límites superior e inferior de 5% de desviación (rojo).

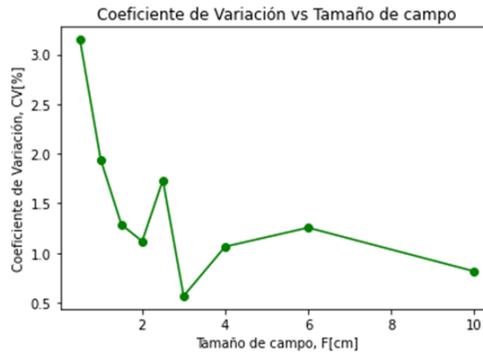


Figura 4.18: Coeficiente de variación porcentual en función del tamaño de campo para la auditoría interna con un haz de 6 MV sin filtro de aplanado.

La figura 4.18 muestra el coeficiente de variación porcentual para las medidas de este caso. La tendencia observada en este caso es similar a la del caso de auditoría en el haz de 6 MV con filtro de aplanado, ya que es parcialmente creciente a medida que el tamaño de campo disminuye. Sin embargo, en este caso se observan mayores desviaciones, lo cual es evidencia de que el posicionamiento y el efecto parcial de volumen tienen un mayor impacto en la medida en el haz sin filtro de aplanado para el mismo tamaño de campo, lo cual es factible ya que los perfiles muestran un mayor gradiente de dosis.

Es notable observar que en este caso no hay datos que se alejen de la dosis nominal más de un 5%, sin embargo, los datos obtenidos en la auditoría del haz de 6 MV con filtro de aplanado revelan que para estos tamaños de campo se pueden observar diferencias mayores que 5%. Con lo cual, aún cuando se muestren dichos resultados, no se puede establecer la confiabilidad de estos.

## 4.5. Resultados de auditoría externa.

Se obtuvieron como en los casos anteriores, las dosis como función del tamaño de campo (figura 4.19) para ambos haces con y sin filtro de aplanado. Cabe destacar el hecho de que las incertidumbres son mayores para este caso ya que se añaden todos los factores de corrección en suma de cuadratura para obtener la incertidumbre expandida. Las máximas incertidumbres obtenidas fueron de 1.03 y 1.04 % respectivamente para las energías de 10 MV con y sin filtro de aplanado; las incertidumbres mínimas fueron de 0.48 y 0.37 %; mientras que los valores promedio resultaron 0.73 y 0.86 %. De estos resultados, se obtiene que aún en condiciones alejadas de las que se propusieron como referencia, las incertidumbres son suficientes para establecer tolerancias de 5 % e inclusive de un valor igual al doble de la incertidumbre para cada caso.

En las secciones 2.5.1 y 2.5.2 se mostraron las incertidumbres obtenidas por protocolos distintos de dosimetría realizados con dosímetros OSL en tamaños de campo de referencia y con dosímetros TLD en tamaños de campo pequeños respectivamente. Los resultados de incertidumbre para el protocolo con OSLD muestran una incertidumbre de 1.7 %, la cual es mayor que las incertidumbres encontradas en este trabajo, validando así el protocolo de dosimetría presentado. Cabe destacar que fueron usados dos dosímetros por haz, lo cual puede explicar la diferencia respecto de las incertidumbres encontradas en este trabajo. Por otro lado, al comparar con el protocolo de dosimetría utilizando TLD se muestra que las incertidumbres de 2.9 % obtenidas utilizando 4 detectores casi triplican las obtenidas en este trabajo, lo que muestra que el dosímetro OSL puede brindar mayor precisión en medidas de este tipo, dada su mayor sensibilidad y los menores cuidados que se requieren para la realización de estas.

Respecto de las desviaciones de la dosis nominal se puede observar que no existe una tendencia tan clara como en el caso de los resultados de la auditoría interna, salvo por las altas desviaciones en los tamaños de campo de  $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$  y  $0.5\text{ cm} \times 0.5\text{ cm}$  que también son observadas en el caso de los haces de la auditoría interna. Con lo cual, la naturaleza de las desviaciones respecto de la dosis nominal parece ser aleatoria, salvo en el caso del tamaño de campo de  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$  en el que se observa en ambos casos una baja desviación y la concordancia en la dosis nominal salvo por incertidumbres. De lo mencionado, se puede inferir que las diferencias en la dosis son meramente resultado del sistema de planeación del Hospital A y de los datos utilizados para su alimentación más que un efecto debido al detector.

De las diferencias observadas entre modalidad (con y sin filtro de aplanado) se puede decir que estas son notables para los tamaños de campo de  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  y  $6\text{ cm} \times 6\text{ cm}$ , coincidiendo con el hecho de que la diferencia entre estos perfiles es mayor que en el caso de tamaños de campo menor. En tamaños de campo menores se observa una mayor concordancia entre los datos de ambos haces, de nuevo mostrando la misma tendencia que los perfiles fuera del eje cuyas diferencias son mínimas.

Los resultados para los tamaños de campo de  $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$  y de  $0.5\text{ cm} \times 0.5\text{ cm}$  sobrepasan los límites de tolerancia del 5 %, en el caso de  $0.5\text{ cm} \times 0.5\text{ cm}$  para la energía de 10 MV con filtro de aplanado y de ambos tamaños del caso sin filtro de aplanado. Como se mencionó en la sección 4.4 el efecto de densidad tiene una gran contribución en escenarios sin EPC, como lo es en los campos de  $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$  y  $0.5\text{ cm} \times 0.5\text{ cm}$  lo que produce que las dosis sean comparables a la dosis nominal o superiores. Además, en esta región de energía se tiene una mayor contribución de la producción de pares en las interacciones de los fotones con el medio, la cual presenta una dependencia cuadrática con el número atómico del material. Por lo tanto, esto resulta en una sobre respuesta que compensa e incluso supera el efecto parcial de volumen en el detector.

Los coeficientes de variación (figura 4.20) para ambos casos muestran un valor mayor que medida que disminuye el tamaño de campo, denotando de nuevo errores en el posicionamiento del detector que conllevan mayor desviación de la lectura detector a detector. Es de notar que las magnitudes de los coeficientes son mayores en el caso del haz sin filtro de aplanado, revelando un perfil con un gradiente más abrupto, lo cual provoca una particular diferencia en los campos de  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ ,  $6\text{ cm} \times 6\text{ cm}$

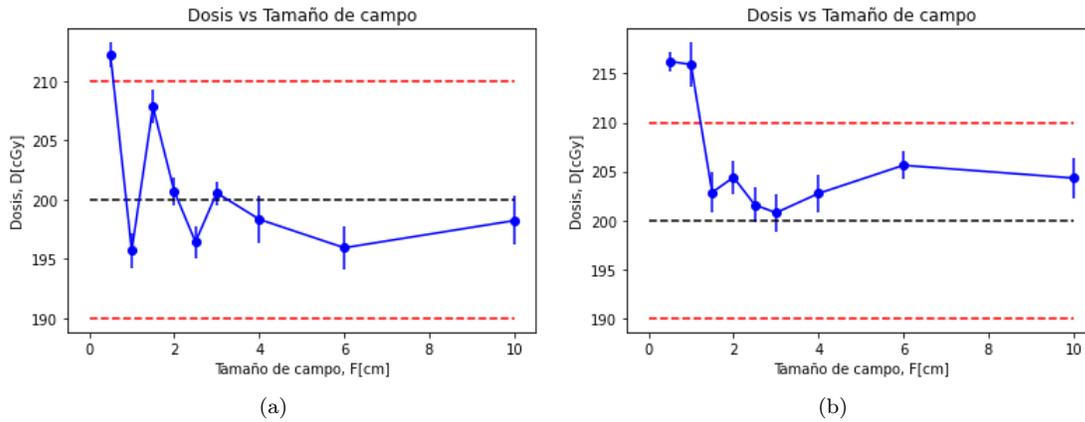


Figura 4.19: Dosis como función del tamaño de campo para los haces de a) 10 MV WFF y b) FFF del Hospital A. Se muestran con líneas negras, la dosis nominal (negro) y los límites de tolerancia 5% superiores e inferiores.

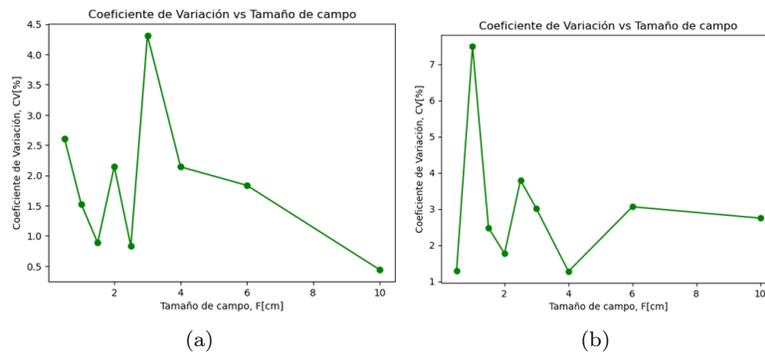


Figura 4.20: Coeficiente de variación porcentual en función del tamaño de campo para los haces del Hospital A de 10 MV a) con filtro de aplanado y b) sin filtro de aplanado.

y  $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$ , concordando con la forma de los perfiles obtenidos que muestra mayor variación en tamaños de campo pequeños y muy cercanos a 10, sin mostrar demasiada variabilidad en los intermedios.

## Capítulo 5

# Conclusiones.

En este trabajo de tesis se han estudiado las propiedades de los dosímetros OSL, desde su manejo y uso en términos de lectura, irradiación y blanqueado; sus cantidades de influencia como: el tiempo entre irradiación y lectura, la calidad del haz; la dosis y la respuesta supralineal del detector.

De la calibración a bajas dosis del detector puede decirse que se ha verificado que este dosímetro muestra un comportamiento lineal respecto de la dosis absorbida para dosis entre 0 y 5 cGy como lo señala la literatura al respecto, determinándose confiable la función de ajuste para esta curva en el intervalo de dosis señalado. Se determinó una dosis basal a partir de la extrapolación de la curva de calibración de bajas dosis, la cual es comparable con las dosis obtenidas en cualquier otro intervalo, lo que permite establecer el porcentaje de señal perdida tras un periodo de blanqueado y partiendo de una dosis inicial reportada por el detector.

En el caso de la calibración para altas dosis, se observó el efecto de la supralinealidad en la respuesta para una dosis nominal de 300 cGy, por lo que aún cuando el coeficiente de calibración aproximado por este método fuera coincidente por el obtenido en la calibración del lote, se optó por no considerarlo debido a que la presencia de un punto sin correlación lineal en un ajuste de este mismo tipo puede provocar diferencias en los parámetros de ajuste que se traducen en errores sistemáticos incluso en los datos que no muestran supralinealidad.

La calibración del lote muestra concordancia con la curva de calibración para altas dosis y por medio de esta se obtienen factores de sensibilidad individual que, como se mostró en este trabajo, tienen un efecto al aplicarlos de disminuir la variación de los datos respecto del promedio, trayendo consigo sin embargo, un aumento en la incertidumbre de las medidas individuales. La tendencia general del lote es hacia la sobre-respuesta ya que se tiene una mayor cantidad de muestra con factores de corrección menores a la unidad. Este hecho, fue explicado como debido a la forma del promedio de lectura utilizado que prioriza la magnitud de la respuesta y su incertidumbre, y ya que se tiene una cantidad de dosímetros con alta subrespuesta y poca incertidumbre dando como resultado que el promedio pesado utilizado para la obtención de los factores no coincida con el promedio simple que se observa en el histograma. Además se tiene en cuenta el hecho de que la muestra puede no ser suficiente para observar un comportamiento simétrico y la coincidencia del promedio simple con el del histograma. Dados los resultados obtenidos mediante el uso de dichos factores y debido a la falta de linealidad en el detector, es que se opta por utilizar este formalismo en su calibración en lugar de una curva de calibración a altas dosis, lo cual permite aumentar la exactitud y precisión de la medida.

Se obtuvieron los factores de corrección para las cantidades de influencia y se estudió su comportamiento, comparando a su vez con la literatura al respecto. Del factor de desvanecimiento, se encontró un ajuste exponencial similar a la literatura y de concordancia con los datos experimentales, del cual

se propone aumentar su muestreo punto a punto y a un mayor tiempo, con el objetivo de que el ajuste sea confiable y pueda ser sustituido para el desvanecimiento de cualquier día posterior a la lectura, en vez de un factor individual. Para el factor de linealidad se obtuvieron diferencias respecto de la respuesta lineal concordantes con estudios anteriores. En el caso de la corrección por calidad de haz se concluye que el dosímetro se encontró que las desviaciones debidas al cambio de calidad de haz son consistentes con lo obtenido en la literatura al respecto y son todos menores que 1%; aún así ya que los valores encontrados no son consistentes con la unidad en la mayoría de los casos, se optó por aplicar dichos factores de corrección a expensas de una mayor incertidumbre en la medida.

La verificación del tamaño de campo con película radiocrómica mostró que existen mayores desviaciones respecto del tamaño de campo nominal para tamaños de campo cada vez menores. Lo anterior verifica la teoría al respecto de los campos pequeños, la cual sugiere diferencias respecto del tamaño de campo nominal debidas a la oclusión parcial de la fuente del haz y la superposición de penumbras. Es por tanto, que en el uso de detectores como los dosímetros aquí presentados cuyas dimensiones son comparables a un cierto tamaño de campo, se debe tener especial cuidado en el posicionamiento y optar por no utilizarlos si las dimensiones del detector superan las del tamaño de campo. Este hecho fue verificado por los coeficientes de variación de las medidas en las auditorías. Se sugiere además, la verificación del tamaño de campo en campos cercanos a las dimensiones del detector, y que queden dentro de la definición de campos pequeños; ya que en estos casos las diferencias respecto del tamaño nominal podrían ser cruciales en la decisión de utilizar dicho detector, evitando por tanto, evaluar la factibilidad del detector basado en la comparación de sus dimensiones respecto al tamaño de campo nominal sin tener en cuenta que el tamaño de campo medido pueda ser menor.

De los datos de auditoría interna es importante resaltar la incertidumbre en la medida de la dosis para tamaños de campo mayores que  $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$ , la cual es sinónimo de un buen desempeño del detector, dejando a un lado las contribuciones debidas a la implementación del protocolo de dosimetría, es decir, se puede disminuir la medida en la incertidumbre para auditorías externas mejorando el muestreo y el cuidado en las medidas utilizadas para obtener los factores de corrección, pero no a un nivel más bajo que la incertidumbre obtenida en condiciones de referencia, la cual es solo dependiente del detector. La incertidumbre y la reproducibilidad son menores que otras reportadas anteriormente por la literatura y son por tanto indicativo de una correcta implementación del protocolo de dosimetría y del uso del detector para este fin. Las desviaciones respecto de la dosis nominal, son aceptables para tamaños de campo mayores a  $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$ , siendo mayores para los casos de los campos menores. Por tanto, ya que el volumen del detector es comparable con el tamaño de campo lo que propicia un efecto parcial de volumen; y ya que las diferencias espectrales producen una sobrerrespuesta en condiciones de pérdida de EPCL, se concluye que las medidas no son factibles en dichas condiciones. Se propone como trabajo a futuro realizar medidas consecutivas en tamaños de campo de  $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$  y  $1.5\text{ cm} \times 1.5\text{ cm}$  con el objetivo de observar si se tiene una diferencia consistente con la dosis nominal, la cual puede ser corregida mediante un factor de reescalamiento.

La conclusión es similar cuando se examinan los resultados de la auditoría externa, siendo la incertidumbre menor que las de los protocolos presentados en el marco teórico, aún cuando se utilizan todos los factores de corrección con sus incertidumbres contribuyendo a su expansión. Respecto de las desviaciones, el Hospital A se encuentra dentro de la tolerancia del 5% para todos los tamaños de campo superiores a  $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$  que se consideran aceptables y por tanto se determina que para todos los tamaños de campo en estas condiciones, dicho centro cumple con las tolerancias establecidas y que tienen concordancia con las establecidas por el OIEA y el RPC en sus protocolos de auditoría.

# Apéndices.

## Apéndice A. Definición de magnitudes dosimétricas.

**Definición.** Dosis absorbida: se define como el promedio de la energía impartida a la materia por la radiación ionizante por unidad de masa[8].

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (5.1)$$

donde  $\epsilon$  es la energía promedio impartida a la materia.

En el caso de la radiación indirectamente ionizante (radiación de partículas sin carga eléctrica), la primera interacción en la que se imparte energía en el medio es con los electrones atómicos. En los fotones, la mayor proporción de las interacciones se deben a los efectos fotoeléctrico, Compton y de producción de pares[8]. Es en estas interacciones donde los fotones pierden gran parte o toda su energía de manera catastrófica, es decir en una sola interacción. En este contexto de transferencia de energía cuántica a cinética donde cobra relevancia la siguiente definición:

**Definición.** Energía cinética liberada por unidad de masa, Kerma (acrónimo del inglés Kinetic Energy Released per Unit of Mass) : se define como la cantidad de energía promedio por unidad de masa transferida por la radiación de transferencia de energía indirecta a los electrones del medio [8].

El kerma por tanto, es proporcional a la fluencia de fotones en el medio de la siguiente manera:

$$K = \int_{E_{min}}^{E_{max}} \Psi(E) \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) dE \quad (5.2)$$

en donde  $\Psi$  es la fluencia de energía de fotones incidentes en el medio,  $\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)$  es el coeficiente másico de transferencia de energía que caracteriza el medio, la integral está acotada desde la energía mínima del espectro ( $E_{min}$ ) hasta la máxima ( $E_{max}$ ).

Una vez que los electrones han adquirido energía cinética, estos pueden impartirla a la materia de dos maneras distintas:

- Colisiones: los electrones colisionan con los del medio produciendo excitación y ionización.
- Perdidas radiativas: la interacción de los electrones con el campo eléctrico producido por los núcleos atómicos y los electrones del medio, genera desaceleración y por tanto pérdida de energía cinética que se manifiesta como radiación de frenado (rayos X) emitida por los electrones.

Por tanto, el kerma se puede dividir en dos componentes de la siguiente manera:

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (5.3)$$

donde  $K_{col}$  es el kerma de colisiones y  $K_{rad}$  es el kerma radiativo.

La radiación de frenado en comparación a las partículas cargadas secundarias, depositan su energía a una distancia respecto de su origen mucho mayor, ya que no tienen un alcance fijo. Por lo tanto, en un volumen de detector limitado (como el de una cámara de ionización) esta componente no suele ser tomada en cuenta para la estimación de la dosis.

**Definición.** Poder de frenado másico. Se define como la cantidad de energía promedio perdida por una partícula cargada por unidad de longitud másica recorrida en el medio considerado. La consideración de la densidad del medio en la unidad de longitud elimina la dependencia de esta. El poder de frenado puede dividirse en componentes radiativa y de colisiones de la siguiente manera[20, 22]:

$$\left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{tot} = \left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{rad} + \left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{rad} \quad (5.4)$$

ambas componentes toman en cuenta las distintas interacciones posibles de las partículas cargadas con el medio.

**Definición.** Alcance de partículas cargadas: Se define como el valor promedio del valor de longitud de camino recorrido por las partículas cargadas hasta perder toda su energía cinética[21]. El alcance de las partículas cargadas se puede obtener a partir de la siguiente expresión:

$$R_{CSDA} = \int_{E_{max}}^0 \left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_E^{-1} dT \quad (5.5)$$

en donde se toma en cuenta que las partículas cargadas pierden energía de forma continua desde una energía máxima  $E_{max}$  a una tasa de pérdida de energía por unidad de longitud másica  $\left(\frac{dE}{\rho dx}\right)_E$  (poder de frenado) la cual es dependiente del medio y en todo momento de la energía de la partícula cargada.

**Definición.** Índice de calidad  $TPR_{20,10}$ : Se define como la razón de medidas de ionización en agua a 20 y 10 cm de profundidad cuando se mantiene una distancia de la fuente al detector constante.[7]

## Apéndice B. Volúmenes de planeación.

**Definición.** Volumen Grueso Tumoral (GTV): se entiende como el volumen donde es visible palpable o demostrable de un crecimiento maligno [6].

**Definición.** Volumen Blanco Clínico (CTV): es el volumen que contiene al GTV y cualquier crecimiento maligno subclínico que se desea eliminar[5, 6].

**Definición.** Volumen Blanco de Planeación (PTV): es un concepto geométrico que se define para tomar los arreglos de haces apropiados en consideración, así como el efecto neto de todas las posibles variaciones geométricas con el objetivo de que la dosis prescrita sea absorbida en el PTV [6, 8].

**Definición.** Organos en riesgo (OAR): Organos cuya sensibilidad es tal que la dosis recibida durante un tratamiento de radioterapia es significativa comparada con su tolerancia.

Índice de conformalidad del reporte 62 de la ICRU: Según la ICRU el índice de conformalidad  $IC$  se define como la razón entre el volumen que ocupan todos los puntos que absorben la dosis de prescripción  $V_{D_{presc}}$  y el volumen blanco de tratamiento  $PTV$ :

$$IC = \frac{V_{D_{presc}}}{PTV}$$

## Apendice C. Código en Python para obtener perfiles fuera del eje.

En la siguiente pieza de código, se muestran las librerías utilizadas para todo el proceso, así como las funciones que fueron definidas y que son auxiliares en el proceso de obtención de los perfiles:

```

import matplotlib.pyplot as plt #librería para realizar gráficas
import pandas as pd #librería para extraer datos de excel
from numpy import * #funciones matemáticas (promedio, desv. estandar, etc)
from scipy.odr import * #librería par realizar ajustes por regresión de distancias ortog

# función de ajuste propuesta para la curva de calibración de las películas
def f(B,X):
    return B[0]*X+B[1]*X**(3) #tiene como entrada los parámetros de ajuste ,
    estos son utilizados por la librería scipy.odr para realizar el ajuste

#función para realizar el ajuste y graficar el resultado.
# los parámetros de esta función son los datos experimentales x y y,
sus respectivos errores , la funcion de ajuste previamente definida ,
los nombres de los ejes ,el titulo de la gráfica ,
los estilos de las líneas para graficar y sus colores ;
los límites inferior y superior en x para graficar la curva de ajuste
y los valores iniciales de los parámetros de ajuste que
serán posteriormente iterados

def plot_ajusteODR(x,y, errx ,erry , f ,nx,ny,t,k,k2,c,c2,l1,l2,l):
    poly = Model(f) #se nombra al modelo de la función
    mydata = RealData(x, y, sx=errx, sy = erry) se inicializan los datos
    beta0 = 1 #se inicializan los parámetros de ajuste
    myodr = ODR(mydata, poly, beta0).run() #se corre la rutina para el ajuste
    x1 = linspace(l1,l2,100) #se crea una lista de valores
    x para el ajuste
    y1 = f(myodr.beta,x1) #los valores de y son
    la función de ajuste evaluada en la lista anterior
    y con los parámetros de ajuste
    plt.plot(x,y, '{ }'.format(k,c)) # gráfica de datos exp.
    plt.plot(x1,y1, '{ }'.format(k2,c2)) # gráfica de ajuste
    plt.title('{ }'.format(t)) #titulo de la gráfica
    plt.xlabel('{ }'.format(nx)) # nombre del eje x
    plt.ylabel('{ }'.format(ny)) # nombre del eje y
    myodr.pprint() # se muestran en pantalla los parametros
    de ajuste obtenidos

```

# Bibliografía

- [1] *Radioterapia para tratar el cancer*. Extraído el 3 de marzo del 2022 de <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/tratamiento/tipos/radioterapia>.
- [2] Cornejo, L.M. (2021). *El descubrimiento del radium y la radioterapia. Historia de la radioterapia en Panamá*. Revista Médico Científica, 17(1), 30-34.
- [3] Greenstock, Clive L. *A New Kind of Ray: The Radiological Sciences in Canada 1895-1995*. eds. J.A. Aldrich and B.C. Lentle, The Canadian Association of Radiologists, Montreal 1995.
- [4] Mijhner, B., Brider, A., Garibaldi, K., Torzsok, K., Venselaar, J.(2001). *Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams: Practical Examples*. European Society for Therapeutic Radiology and Oncology.
- [5] Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación. (1993). *Prescripción, registro y elaboración de informes en la terapia con haces de fotones Reporte 50*.
- [6] Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación. (1993). *Prescripción, registro y elaboración de informes en la terapia con haces de fotones (suplemento al reporte 50). Reporte 62*.
- [7] Khan, F.(1993). *The Physics of Radiación Therapy*.USA: Lippincot Williams &Wilkins.
- [8] Attix, F.H. (1986). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. EUA John Wiley and Sons.
- [9] Turner, J.(2007). *Atoms, Radiation, and Radiation Protection*. Alemania: WILEY-VCH.
- [10] Podgorsak, E.B.(2015). *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Organismo Internacional de Energía Atómica, Viena.
- [11] Zenger, I. (2023).Pioneers of Radiotherapy. Recuperado el 9 de septiembre de 2023 de <https://www.medmuseum.siemens-healthineers.com/en/stories-from-the-museum/pioneers-of-radiotherapy>.
- [12] Julie A. Reisz, Nidhi Bansal, Jiang Qian, Weiling Zhao, Cristina M. Furdui. *Effects of Ionizing Radiation on Biological Molecules—Mechanisms of Damage and Emerging Methods of Detection*.ANTIOXIDANTS & REDOX SIGNALING,21(2),260-292.
- [13] S.A. Ali, A.A. Mohamed, R.M. Elshazly, M.H.Gaber, A.M. Kany. *Effect of direct and indirect ionizing radiation on lipid bilayer membrane.Egypt*. J. Biophys. Biomed. Engng, 19 (2017).
- [14] Winnie Wai-Ying Kam,Richard B. Banati. *Effects of ionizing radiation on mitochondria*. Free Radical Biology and Medicine 65 (2013) 607–619.
- [15] Soile Tapio. *Ionizing Radiation Effects on Cells, Organelles and Tissues on Proteome Level*. Medicine and Biology 990, DOI 10.1007/978-94-007-5896-4 2.

- [16] Richard J. Reynolds and Jay A. Schecker. *Radiation, Cell Cycle, and Cancer*. Los Alamos Science: 23, 1995.
- [17] C.H. Golias, A. Charalabopoulos, K. Charalabopoulos. *Cell proliferation and cell cycle control: a mini review*. Clin Pract, 58 (12), 1134–1141.
- [18] Jin-song Wang, Hai-juan Wang, Hai-li Qian. *Biological effects of radiation on cancer cells*. Military Medical Research (2018) 5:20.
- [19] Hall, E.J., Giaccia, A.J. (2019). *Radiobiology for the radiologist*. 8 ed. EUA: Wolters Kluwer.
- [20] Astudillo, A.J., Paredes, L.C., Mitsoura, E., Resendiz, G. Modelos Radiobiológicos TCP y NTCP, aplicados al tratamiento hipofraccionado en radioterapia. Rev Med Inv. 2(1): 49
- [21] International Commission on Radiation Units and Measurements. *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*. ICRU Report 60. J ICRU 1988.
- [22] García, O.A., Larraga, J.M.(2015). *Breviario sobre la dosimetría de campos pequeños para radioterapia*. CONACYT: Ciudad de México.
- [23] Andreo, P., Burns, D.T., Nahum, A.E., Seuntjens, J., Attix, F.H.(2017). *Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry*. Estados Unidos: WILEY-VCH.
- [24] Carlsson, G.A.(2002). *Spencer Attix Cavity Theory*. Alemania: Institutionen för medicin och hälsa.
- [25] Andreo, P., Brahme, A.(1986). *Stopping Power Data for High-Energy Photon Beams*. Physics in Medicine and Biology, 31(8):839-858.
- [26] Asociación Americana de Físicos en Medicina. *A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. Task Group 21*. Med. Phys.10 741-771.(1983).
- [27] Nahum, A.E.(1996). *Perturbation effects in dosimetry I. Kilovoltage X-rays and electrons*. Phys. Med. Biol. 41,1531-1580.
- [28] PAPACONSTADOPOULOS, P. (2016). *On the Detector Response and the Reconstruction of the Source Intensity Distribution in Small Photon Fields*, PhD Thesis, McGill Univ.
- [29] Das, I.J., Ding, G.X., Ahnesjö, A.(2008). *Small Fields: Nonequilibrium Radiation Dosimetry*. Med Phys. 35(1), 206-215.
- [30] Seuntjens, J., Verhaegen, F. (2003). *Comments on “Ionization Chamber Dosimetry of Small Photon Fields: A Monte Carlo study on Stopping Power Ratios for Radiosurgery and IMRT beams”*. Phys. Med. Biol, 48, L43-45.
- [31] Li, X.A., Soubra, M., Szanto, J., Gerig, L.H.(1995). *Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head-scatter factors using miniphantoms and brass caps*. Med. Phys. 22 1167–1170.
- [32] ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA. *Dosimetría de Campos Pequeños Estáticos Usados en Radioterapia de Haz Externo*, Reporte Técnico 483. Viena 2017 .
- [33] Chaney, E.L., Cullip, T.J.(1994). *A Monte Carlo Study of Accelerator Head Scatter*. Med Phys, 21(9) 1383-1390.
- [34] Benmakhlof, H., Sempau, J., Andreo, P.(2014). *Output Correction Factor for Nine Small Field Detectors in 6 MV Radiation Therapy Photon Beam: A Penelope Monte Carlo Study*. Medical Physics, 41(4).

- [35] Wu, A., Zicker, R.D., Kalend, A.M., Zheng, Z.(1993). *Comments on Dose Measurements for a Narrow Beam in Radiosurgery*. Med Phys, 20.
- [36] SECRETARÍA DE ENERGÍA. *Especificaciones Técnicas para la Operación de unidades de Teleterapia: Aceleradores Lineales*. NOM-033-NUCL-2016.
- [37] Wuerfel, J.U.(2013). *Dose Measurements in Small Fields*. Medical Physics International Journal, 1, 81-90.
- [38] Kawachi, T., Sitoh, H., Inoue, M., Katayose, T., Myojoyama, A., Hatano, K.(2008). *Reference Dosimetry Condition and Beam Quality Correction Factor for CyberKnife Beam*. Med Phys, 35(10), 4591-8.
- [39] Knoll, G.F. (2000). *Radiation Detection and Measurement*. (3<sup>ra</sup> Edición). Michigan: John Wiley & Sons.
- [40] Aspradakis, M.M., Byrne, J.P., Palmans, H., Duane, S., Conway, J., Warrington, A.P., Rosser, K.(2010). *Small Field MV Photon Dosimetry*. Institute of Physics and Engineering in Medicine. Reporte 103, York, Inglaterra, ISBN 978190361345.
- [41] ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA.(2005). *Determinación de la Dosis Absorbida en Radioterapia con Haces Externos: Un Código de Práctica Internacional para la Dosimetría Basada en Patrones de Dosis Absorbida en Agua*. Reporte Técnico 398. Austria, Viena.
- [42] ASOCIACIÓN AMERICANA DE FÍSICOS EN MEDICINA.(1999). *AAPM TG-51 Protocol for Clinical Reference Dosimetry of High-Energy Photon and Electron Beams*. Med Phys 39, 4066.
- [43] Bucholz, R.D., Gagnon, G.J., Gerszten, P.C., Kresl, J.J., Levendag, P.C., Schulz R.A.(2005). *Robotic Radiosurgery*. The Cyberknife Society Press.
- [44] Sharma, S.C., Ott, J.T., Williams, J.B., Dickow, D.(2007). *Commissioning and Acceptance Testing of a Cyberknife Linear Accelerator*. J Appl Clin Med Phys, 8(3):119-215.
- [45] Goetsch, S.J., Murphy, B.D., Schmidt, R., Micka, J., de Werd, L., Chen, Y., Shockley, S.(1999). *Physics of Rotating Gamma Systems for Stereotactic Radiosurgery*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 43(3): 689-96.
- [46] *Tomotherapy® TomoHD™ System. Comercial Description*. Extraído el 18 de enero del 2023 de <https://www accuray.com/wp-content/uploads/tt-hd-quote-description-brochure-eimeae-en-501138a.pdf>.
- [47] Yartsev, S., Kron, T., Van Dyk, J.(2007). *Tomotherapy as a tool in image-guided radiation therapy (IGRT): theoretical and technological aspects*. Biomed Imaging Interv J. 3(1) e16.
- [48] Xiao, Y., Kry, S.F., Popple, R., Yorke, E., Papanikolaou, N., Stathakis, S., Xia, P., Hug, S., Bayouth, J., Galvin, J., Yin, F.F.(2015). *Flattening filter-free accelerators: a report from the AAPM Therapy Emerging Technology Assessment Work Group*. J Appl Clin Med Phys 16(3): 12-29.
- [49] Lutz, W., Winston, K.R., Maleki, N.(1998). *A System for Stereotactic Radiosurgery with a Linear Accelerator*. Int J. Radiation Oncology Biol Phys, 14: 373-381.
- [50] Kim, Y., Lee, Y. L.(2019). *Circular Collimator Arc Versus Dynamic Conformal Arc Treatment Planning for Linac-Based Stereotactic Radiosurgery of an Intracranial Small Single Lesion: a Perspective of Lesion Asymmetry*. Radiation Oncology 14(91).
- [51] Park, J., Mc Dermott, R., Kim, S., Huq, M.S.(2020). *Prediction of Conical Collimator Collision for Stereotactic Radiosurgery*. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 21(9), 39-46 .

- [52] Galvin, J.M., Smith, A.R., Moeller, R.D., Goodman, R.L., Powlis, W.D., Rubenstein, J., Solin, L.J., Michael, B., Needham, M., Huntzinger, C.J. Kligerman, M.D., Morton, M.(1992). *Evaluation of Multileaf Collimator Design for a Photon Beam*. Int J Rad Biol Phys, 23(4), 789-800.
- [53] Cosgrove, V.P., Jan, U., Pfander, M., Bauer, S., Budach, V., Wurm, R.E.(1999). Commissioning of a Micro Multi-Leaf Collimator and Planning System for Stereotactic Radiosurgery. Radiotherapy and Oncology, 50: 325-336.
- [54] Jumeau, R., Ozsahin, E., Schwitter, J., Elicin, O., Reichlin, T., Roten, L., Andratschke, N., Mayinger, M., Saguner, A., Steffel, J., Blanck, O., Vozenin, M.C., Moeckli, R., Zevelino, M., Vallet, V., Herrera-Siklody, C., Pascale, P., Bourhis, J., Pruvot, E. (2020). *Stereotactic Radiotherapy for the Management of Refractory Ventricular Tachycardia: Promise and Future Directions*. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*. 7. Front Cardiovasc Med, 108 doi: 10.3389/fcvm.2020.00108.
- [55] Dieckmann, K., Dunavoelgyi, R., Langmann, G., Ma, R., & Pötter, R., Schmutzer, M., Wackernagel, W., Zehetmayer, M. (2014). *Stereotactic Radiotherapy of Uveal Melanoma*. Curr Opin Ophthalmol, 32(3):183-190.
- [56] Mallick, S., Benson, R. (2020). *Practical Radiation Oncology*. Singapur:Springer, 69-71.
- [57] Romeijn, H., Ahuja, R., Dempsey, James., Kumar, A. (2005). *A Column Generation Approach to Radiation Therapy Treatment Planning Using Aperture Modulation*. SIAM Journal on Optimization. 15(3), 838-862.
- [58] SECRETARÍA DE SALUD. *Para la Organización y Funcionamiento de los Servicios de Radioterapia*. NOM-002-SSA3-2017.
- [59] REAL ACADEMIA ESPAÑOLA. *Diccionario de la Lengua Española*. (23 Edición).[versión 23.6 en línea]. Extraído el 26 de enero de 2023 de <https://dle.rae.es/auditor%C3%ADa>.
- [60] ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA.(2007). *Comprehensive Audits of Radiotherapy Practices: A Tool for Quality Improvement*. Viena.
- [61] Eisenlohr, H.H., Jayarman, S.(1977). *IAEA- WHO Cobalt 60 Teletherapy Dosimetry Service Using Mailed LiF Dosemeters. A Survey of Results Obtained during 1970-75*. Phys Med Biol, 22(1), 18-28.
- [62] *IROC Houston QA Center History*.(s.f.). Extraído el 1 de febrero del 2023 de [http://irochouston.mdanderson.org/rpc/About\\_RPC/History.htm](http://irochouston.mdanderson.org/rpc/About_RPC/History.htm).
- [63] Izewska, J., Bokulic, T., Kazantsev, P., Wesolowska, P. (2019). *50 years of the IAEA/WHO postal dose audits for radiotherapy (INIS-XA--20K0776)*. Organismo Internacional de Energía Atómica.
- [64] Niroomand-Rad, A., Chiu-Tsao, S.T., Grams, M.P., Lewis, D.F., Soares, C.G., Van Battum, L.J., Indra J. Das.(2020). *Report of AAPM Task Group 235 Radiochromic Film Dosimetry: An Update TG-55*. Medical Physics, 47(12), 5986-6025.
- [65] Kry, S.F., Alvarez, P., Cygler, J.E., DeWerd, L.A., Howell, R.M., Meeks, S., O'Daniel, J., Reft, C., Sawakuchi, G., Yukihiro, E.G., Mihailidis, D.(2019). AAPM TG 191: Clinical Use of Luminescent Dosimeters: TLDs and OSLDs. Med. Phys. 47(2), e19-e51.
- [66] Cameron JR, Suntharalingam N, Kenney GN. (1968). *Thermoluminescent Dosimetry*. Madison: University of Wisconsin Press.
- [67] Isewzka, J., Andreo, P.(200). *The IAEA/WHO Postal Programme for Radiotherapy Hospitals*. Radiotherapy and Oncology, 54, 67-72.

- [68] Espinosa, M. M., Nuñez, L., Muñiz, J.L., Lagares, J.I., Embid, M., Gómez-Ros, J.M.(2011). *Postal Dosimetry Audit Test for Small Photon Beams*. Radiotherapy and Oncology. doi:10.1016/.
- [69] Vigil, O. (2009). *Introducción a la Física del Estado Solido*. Ciudad de México: Publicaciones del Instituto Politécnico Nacional.
- [70] Yukihiro, E.G., Mc Keever, S.W.S.(2011). *Optically Stimulated Luminescence Dosimetry: Fundamentals and Applications*. Oklahoma: John Wiley and Sons.
- [71] Chen, R., Pagonis, V.(2015). *Study of the Stability of the TL and OSL signals*. Radiation Measurement, 81: 192-197.
- [72] Silva, C.R.E., Souza, L.F., Nogueira, M.S., Meira-Belo, L. C.(2019). *Analysis and Development of Optical Methods to re-use Optical Stimulated Luminescent Dosimeters*. Journal of Physics: Conference Series 1826.
- [73] Nascimento, L.F., Kamparieri, M., Oliveira, J.P., Vanhavre, F.(2017). *Radiophotoluminescence and Optically Stimulated Luminescence from  $Al_2O_3:C$ , Mg Films Using a 1 D Modular Reader*. Radiation Measurements, doi:10.1016/j.radmeas.2017.02.006.
- [74] Otomayo, A.A., Cygler, J.E., Sawakuchi, G.O.(2012). The Effect of Different Bleaching Wavelengths on the Sensitivity of  $Al(2)O(3):C$  Optically Stimulated Luminescence Detectors (OSLDs) Exposed to 6 MV Photon Beams. Med Phys. 39(9):5457-68.
- [75] Yukihiro, E.G., Mardirossian, G., Mirzasadeghi, M., Guduru, S., Ahmad, S.(2008). *Evaluation of  $Al_2O_3:C$  Optically Stimulated Luminescence (OSL) Dosimeters for Passive Dosimetry of High-Energy Photon and Electron Beams in Radiotherapy*. Med Phys, 35(1):260-269.
- [76] Jurisnic, P.A.(2007). *Characterization of Optically Stimulated Luminescent Dosimeters, OSLDs, for Clinical Dosimetric Measurements*. Med Phys, 34(12): 4594-4604.
- [77] Scarboro, S.B., Kry, S.F.(2013). *Characterisation of Energy Response of  $Al(2)O(3):C$  Optically Stimulated Luminescent Dosemeters (OSLDs) Using Cavity Theory*. Radiat Prot Dosimetry, 153:23-31.
- [78] Dunn, L., Lye, J., Kenny, J., Lehmann, J., Williams, I., Kron, T.(2013). *Commissioning of Optically Stimulated Luminescence Dosimeters for Use in Radiotherapy*. Radiat Meas; 51-52:31-39.
- [79] Mishra, D.R., Pliwal, L., Sutar, S.S., Singh, A.K.(2020). *Development of Optically Stimulated Luminescence Badge Reader System for Individual Monitoring Radiation Workers*. Radiat Prot Dosimetry, 191(1):25-38.
- [80] Lehmann, J., Dunn, L., Lye, J.E., Kenny, J.W., Alves, A.D.C., Cole, A., Asnea, A., Kron, T., Williams, I.M.(2014). *Angular Dependence of the Response of the nanoDot OSLD System for Measurements at Depth in Clinical Megavoltage Beams*. Med Phys, 41(6):061712-1-9.
- [81] Álvarez, P., Kry, S.F., Stingo, F., Folowill, D.(2017). *TLD and OSLD Dosimetry Systems for Remote Audits of Radioterapy External Beam Calibration*. Radiat Meas. 106: 412-415.
- [82] Lye, J., Dunn, L., Kenny, J., Lehmann, J., Kron, T., Oliver, C., Butler, D., Alves A., Johntson, P., Frainch, R., Williams I.(2014). *Remote Auditing of Radiotherapy Facilities Using Optically Stimulated Luminescence Dosimeters*. Med Phys, 41(3): 032102-1-10.
- [83] Muñiz, J.L., Delgado, A., Gomez-Ros, J.M., Brosed, A.(1995). *Application of Glow Curve Analysis Method to Radiotherapy Mailed Dosimetry with  $LiF$  TLD-100*. Phys Med Biol;40:253-68.
- [84] CENTRO ESPAÑOL DE METROLOGÍA. *Guia Para la Expresión de la Incertidumbre de la Medida*. s.l. : JCGM, 2008.

- [85] Lewis D., Micke A., Yu X, Chan M.: *An Efficient Protocol for Radiochromic Film Dosimetry combining Calibration and Measurement in a Single Scan*”, Medical Physics, 39 (10) 6339(2012).
- [86] LANDAUER Inc. *microStar inLight System User Manual*. 2012.
- [87] Lewis, E., Miller, W.F.(1984). *Computational Methods of Neutron Transport*. New York: Wiley, 1984.
- [88] Falia, A.G., Wareing, T., Archambault, Y., Thompson, S.(2010). *Acuros<sup>®</sup> XB Advanced Dose Calculation for the Eclipse Treatment Planning System*.California: Clinical Perspectives.
- [89] Wareing T.A., Morel, J.E., McGhee J.M.(2000). *Coupled Electron-Photon Transport Methods on 3D Unstructured Grids*. Washington D.C : Trans Am Nucl. So Vol 83.
- [90] Boggs, J.T., Rogers, J.E.(1990). *Orthogonal Distance Regression in Statistical Error Models and Applications: Proceedings of the AMS-IMS-SIAM Joint Summer June 10-16*. Contemporary Mathematics, 112.
- [91] Devic, S., Seuntjens, J., Hegyi, G., Podgorsak, E.B., Soares, C.G., Kirov, A.S., Ali, I., Williamson, J.F., Elizondo, A.(2004). *Dosimetric Properties of Improved GafChromic Films for Seven Different Digitizers*. Med Phys, 31(9), 2392-2401.
- [92] Otomayo, A.A., Cygler J.E., Sawakuchi, G.O.(2012). *The Effect of Different Bleaching Wavelengths on the Sensitivity of Al(2)O(3):C Optically Stimulated Luminescence Detectors (OSLDs) Exposed to 6 MV Photon Beams*. Med Phys. 39:5457-5468.
- [93] Agarwal, M., Garg, S.K., Asokan, K., Thulkar, S., Chander, S., Dalai, M.K., Kumar, P.(2018).Design optimisation of C ion implantation of  $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> for medical dosimetry. Materials &Design, 153(5),317-326.
- [94] Akyol, Fadil., Sarigul, N., Yeginer, M., Yedekci, Y., Utku, H.(2019). *Evaluation of NanoDot Optically Stimulated Luminescence Dosimeter for Cone-shaped Small-field Dosimetry of Cyberknife Stereotactic Radiosurgery Unit: A Montecarlo Simulation and Dosimetric Verification Study*. J Med Phys 44(1) 27-34.