



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

INSTITUTO DE FÍSICA

ENERGÍA PROMEDIO Y DOSIS DE LAS COMPONENTES DE RADIACIÓN SECUNDARIA DE UN
LINAC MEDIDAS CON DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES TLD-300 Y TLD-100

TESIS

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

PRESENTA:

VÍCTOR MANUEL LÓPEZ GUADALUPE

TUTOR PRINCIPAL:

DRA. MARÍA ESTER BRANDAN SIQUÉS,
INSTITUTO DE FÍSICA-UNAM

MIEMBROS DEL COMITÉ TUTOR:

DRA. MARÍA ISABEL GAMBOA DE BUEN,
INSTITUTO DE CIENCIAS NUCLEARES-UNAM

M. EN C. ALEJANDRO RODRÍGUEZ LAGUNA,
UNIDAD DE RADIOTERAPIA-HOSPITAL MÉDICA SUR

DRA. MARÍA ADELA POITEVIN CHACÓN,
UNIDAD DE RADIOTERAPIA-HOSPITAL MÉDICA SUR

CIUDAD DE MÉXICO, ENERO 2020



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

**ENERGÍA PROMEDIO Y DOSIS DE LAS
COMPONENTES DE RADIACIÓN SECUNDARIA DE
UN LINAC MEDIDAS CON DOSÍMETROS
TERMOLUMINISCENTES TLD-300 Y TLD-100**

Víctor Manuel López Guadalupe

Enero de 2020

Agradecimientos institucionales

A la Universidad Nacional Autónoma de México por aceptarme para estudiar la Maestría en Ciencias (Física Médica) del Posgrado en Ciencias Físicas.

Al Instituto de Física de la UNAM y a su comunidad por las facilidades para realizar este trabajo en sus instalaciones.

A la Unidad de Radioterapia del Hospital Médica Sur y a su equipo de trabajo por las facilidades para realizar las irradiaciones en el linac.

Al Laboratorio de Física Médica de la Unidad de Investigación Biomédica en Cáncer INCan-UNAM y al Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares por permitirme realizar las irradiaciones de calibración de los dosímetros en sus instalaciones.

Al CONACyT por la beca proporcionada para estudiar la Maestría en Ciencias (Física Médica).

Al proyecto Grant PAPIIT-IN103219 de DGAPA-UNAM por la beca proporcionada para la obtención del grado.

Al PAEP por el apoyo económico para la compra de la plancheta del lector Harshaw 3500 y para la participación en congresos.

A la División de Física Médica de la Sociedad Mexicana de Física por el apoyo económico otorgado para la participación en congresos.

Agradecimientos personales

A mi madre Graciela y a mi hermano Lalo por todo su apoyo y paciencia en esta y en todas las etapas de mi vida.

A mis compañeros y amigos: Juan José, Miguel Ángel Alcantara, Abel, Efrén, Carlos, Eugenio, Alexis, Edmundo, Laura, Miguel Ángel Flores, Brian, Gustavo, Lourdes y Cristina. Por todas las vivencias que hicieron más amena la maestría.

A mi directora de tesis, la Dra. María Ester Brandan, por aceptarme como su estudiante y por todo su apoyo, tiempo dedicado y consejos.

A los miembros de mi comité tutor: Dra. María Isabel Gamboa de Buen, M.en C. Alejandro Rodríguez Laguna y Dra. María Adela Poitevin Chacón. Por todo su apoyo, charlas y tiempo dedicado para la realización de este proyecto.

A los miembros del grupo DOSIFICAME del IF-UNAM: M. en C. César Ruiz Trejo, M. en C. Eduardo López Pineda, Dra. Guerda Massillon, Dr. Luis Alberto Medina y Dr. Iván Rosado. Por su apoyo, charlas y consejos durante la realización de este trabajo de tesis.

A los Físicos Médicos de la Unidad de Radioterapia del Hospital Médica Sur: M. en C. Patricio Vázquez Fernández, Físico Miguel Pérez Pastenes y M. en C. Alejandro Jiménez Acosta. Por su apoyo durante las irradiaciones en el linac.

A la Dra. Olga Leticia Ávila Aguirre, a la M. en C. Itzel Torres Viquez y Dr. Luis Alberto Medina por su apoyo durante las calibraciones.

A mis sinodales: Dra. María Ester Brandan Síques, Dra. Gertrudis Hortensia González Gómez, Dra. María Dolores de la Mata Moya, Dr. Juan Valentín Escobar Sotomayor y M. en C. Alejandro Jiménez Acosta. Por el tiempo dedicado a la revisión de la tesis.

Índice general

Resumen	V
1. Introducción	1
Planteamiento del estudio	4
Hipótesis	4
Objetivo	4
Metas	5
Estructura del escrito	5
2. Antecedentes	6
2.1. Radioterapia	6
2.1.1. Linac (Acelerador lineal clínico)	8
2.1.2. Campo de radiación secundaria en tratamientos de radioterapia con haces de fotones	12
2.1.3. Dosis absorbida fuera del campo de tratamiento con haces de fotones	13
2.2. Termoluminiscencia	15
2.2.1. Dosimetría termoluminiscente	16
2.2.2. $LiF : Mg, Ti$ (TLD-100)	17
2.2.3. $CaF_2 : Tm$ (TLD-300)	18
2.2.4. Uso en conjunto de TLD-100 y TLD-300	19
2.3. Método Monte Carlo en el estudio del transporte de la radiación	20
3. Métodos y Materiales	21
3.1. Dosímetro TLD-300	21
3.1.1. Protocolo de uso para el TLD-300	21
3.1.2. Análisis de la curva de brillo del TLD-300	22
3.1.3. Selección de los dosímetros TLD-300	24
3.1.4. Calibración de los dosímetros TLD-300	25
3.2. Dosímetro TLD-100	28
3.2.1. Protocolo de uso para el TLD-100	28
3.2.2. Análisis de la curva de brillo del TLD-100	28
3.2.3. Caracterización de los dosímetros TLD-100	29
3.2.4. Calibración de los dosímetros TLD-100	30
Verificación de las dosis absorbida en agua	30

Irradiación de TLD-100	32
3.3. Irradiaciones en el campo de radiación secundaria generado por el haz de fotones de 6 MV	33
3.3.1. Irradiaciones para identificar las fuentes de radiación secundaria	35
3.4. Estimación de la energía promedio del campo de radiación secundaria y dosis absorbida asociada	37
3.4.1. Energía promedio del campo de radiación secundaria	37
3.4.2. Corrección de la respuesta termoluminiscente del TLD-100 por su dependencia con la energía	38
3.4.3. Dosis absorbida en agua fuera del campo de radiación primaria	39
4. Resultados	40
4.1. Calibración del TLD-300	40
4.1.1. Respuesta del TLD-300 en función del kerma en aire	42
4.1.2. Contribución relativa (CR) de los picos en la curva de brillo como función de la energía promedio	44
4.2. Calibración de la respuesta del TLD-100	46
4.3. Energía promedio y dosis en el campo de radiación secundaria	47
4.3.1. Haces de 6 MV FF y 6 MV FFF	47
4.3.2. Identificación de las fuentes de radiación secundaria	60
5. Discusión de los resultados	70
5.1. Dosis fuera del campo de tratamiento	70
5.2. Energía promedio del campo de radiación secundaria	71
6. Conclusiones	73
Bibliografía	75

Resumen

En este trabajo se investigó el uso de dosímetros termoluminiscentes TLD-300 y TLD-100 para medir la energía promedio y la dosis impartida por el campo de radiación secundaria generado por haces de 6 MV de un acelerador lineal clínico (linac o también aceptado como LINAC, siglas en inglés) con y sin filtro de aplanado. Los dosímetros TLD-300 se usaron para determinar la energía promedio y con los TLD-100 se midió la dosis absorbida. Los dosímetros TLD-300 se calibraron exponiéndolos a los rayos gamma del ^{99m}Tc , ^{18}F (rayos gamma de aniquilación), ^{137}Cs y ^{60}Co . La dependencia de la forma de la curva de brillo del TLD-300 con la calidad del haz se cuantificó mediante el parámetro HLTR (High-to-Low Temperature Ratio, en inglés), obtenido de la deconvolución en 7 picos de la curva de brillo. Los dosímetros TLD-100 se calibraron irradiándolos, en seno de PMMA, en el haz de 6 MV con filtro de aplanado, impartiendo dosis absorbidas en agua, verificadas con cámara de ionización, en el intervalo de 1.9 cGy a 96 cGy.

Las irradiaciones con los haces de 6 MV se realizaron en el acelerador lineal Varian TrueBeam® (número de serie 1717) de la Unidad de Radioterapia del Hospital Médica Sur en Ciudad de México. Se irradiaron dosímetros TLD-300 y TLD-100 sobre el blindaje del cabezal a la altura del blanco y a la altura del colimador secundario; y fuera del campo (de 10 cm x 10 cm en isocentro) de radiación primaria debajo del MLC, en la superficie y a 4.5 cm de profundidad en un maniquí de placas de PMMA que simuló el cuerpo del paciente. También se realizaron irradiaciones para identificar las tres fuentes del campo de radiación secundaria: fuga a través del blindaje del cabezal, dispersión en el colimador y dispersión en maniquí. Con el valor de energía promedio obtenido con el TLD-300 se corrigió la respuesta del TLD-100 por su dependencia con la energía.

Nuestros resultados muestran que la energía promedio de la radiación que se fuga a través del blindaje del cabezal es del orden de 500 keV, la dispersada en el colimador secundario es igual a o mayor que 1250 keV, y la dispersada por el maniquí es del orden de 400 keV para el haz con filtro de aplanado y del orden de 300 keV para el haz sin filtro de aplanado. Las energías menores que 700 keV se determinaron con incertidumbres inferiores al 15%. Para energías superiores a 1000 keV la incertidumbre aumentó hasta un 40% y energías superiores a 1250 keV no fueron cuantificadas debido a la pérdida de sensibilidad del método. Los resultados publicados de simulaciones Monte Carlo exhiben diferencias significativas entre sí (dependiendo del modelo de linac y código utilizado). Sin embargo, de forma general coincidieron con nuestros resultados dado que para un haz de 6 MV con filtro de aplanado la energía promedio del campo de radiación secundaria en el maniquí se ha calculado en el intervalo de 200 keV a 600 keV.

Los resultados muestran que la radiación dispersada por el maniquí es la que domina cerca del volumen tratado, la radiación dispersada en el colimador secundario es la que domina en la superficie del maniquí, y la radiación

que se fuga a través del blindaje del cabezal imparte, en superficie del maniquí a distancias entre 30 cm y 40 cm del eje del haz, el 0.02 % de la dosis impartida en isocentro.

Los resultados muestran que el uso en conjunto de los dosímetros TLD-300 y TLD-100 permite medir la energía y la dosis impartida por el campo de radiación secundaria generado por haces de 6 MV con y sin filtro de aplanoado. Esto implica que el método desarrollado en este trabajo podría utilizarse para estudiar las propiedades del campo de radiación secundaria generado por haces de un linac, dentro de maniquíes antropomórficos para obtener la energía promedio y cuantificar, con exactitud, la dosis impartida a órganos en riesgo.

Capítulo 1

Introducción

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define al cáncer como un amplio grupo de enfermedades del ser humano que pueden afectar a cualquier parte del organismo y que se caracterizan por la reproducción acelerada (sin control) de células anormales [1]. El cáncer se origina como una enfermedad local que posteriormente se extiende más allá de sus límites iniciales, por lo cual puede invadir órganos o tejidos adyacentes o distantes; a este proceso se le denomina metástasis y es la principal causa de muerte debida al cáncer. Los términos tumores malignos y neoplasias malignas son usados como sinónimos de cáncer [1].

El cáncer es el resultado de un proceso de varias etapas secuenciales en las cuales se inducen múltiples mutaciones genéticas permanentes al ADN celular que llevan a la transformación de células normales en células tumorales [1]. A este proceso se le conoce como carcinogénesis y a los agentes que inducen dicha transformación se les conoce como carcinógenos. Hasta ahora se conocen tres grupos de carcinógenos [1]:

- Físicos: En general, en este grupo se encuentra la radiación ionizante y ultravioleta.
- Químicos: Ejemplos de estos son los componentes del humo de los cigarrillos, el benceno y el arsénico.
- Biológicos: Algunos ejemplos son el virus del papiloma humano, bacterias y parásitos.

La carcinogénesis es un proceso complejo que no sólo se asocia a la inducción por carcinógenos sino también a factores genéticos, ambientales, edad y estilo de vida del individuo [2].

De acuerdo con información de la OMS, el cáncer es una de las enfermedades con mayor incidencia y una de las principales causas de muerte a nivel mundial. En 2018 se le atribuyeron 9.6 millones de defunciones [1, 3, 4]. Los cinco tipos de cáncer que causan un mayor número de fallecimientos son el pulmonar, hepático, colorrectal, gástrico y de mama [1, 4]. Cerca del 70 % de las muertes por cáncer se dan en países de ingreso bajo o mediano [3, 5]. Esto se debe a que estos países no cuentan con el número necesario (de acuerdo a su población) de servicios de salud para atender el diagnóstico y tratamiento del cáncer [6]. De acuerdo con las predicciones realizadas en el proyecto GLOBOCAN (2018) del Centro Internacional de Investigaciones sobre el Cáncer que forma parte de la OMS, se estima que la incidencia a nivel mundial de esta enfermedad aumente en un 5 % para el año 2020 y un 63 % para el 2040, respecto de la incidencia que se tenía en 2018; y que el mayor aumento de estas incidencias se produzca en los países menos desarrollados [7]. Se cree que esto será resultado de la adopción de un estilo de

vida occidental, del aumento de la esperanza de vida de la población, del aumento de agentes infecciosos que pueden causar cáncer o aumentar la probabilidad de padecer cáncer (por ejemplo los virus de la hepatitis B y C, de la inmunodeficiencia humana y del papiloma humano), y de las altas tasas de natalidad que se presentan en estos países [8, 9].

En México, en el 2017, la Secretaria de Salud reportó que el cáncer es la tercera causa de muerte, atribuyéndole 14 de cada 100 fallecimientos y la esperanza de vida de quienes lo padecen es alrededor de 63 años [10, 11]. De acuerdo con información del proyecto GLOBOCAN, en 2018, los tipos de cáncer más frecuentes en la población mexicana fueron el de mama, próstata, colorrectal, tiroides, cervicouterino, pulmón y estómago [5]. En ese mismo año, los tipos de cáncer que más fallecimientos ocasionaron fueron el colorrectal, próstata, mama, hígado, pulmón, estómago y páncreas [5]. Las predicciones realizadas en el proyecto GLOBOCAN indican que la incidencia de cáncer, en México, aumente en un 6.4 % para el año 2020 y un 88.6 % para el 2040, respecto de la incidencia que se tenía en 2018 [7].

Actualmente, los tres tipos de tratamiento más comunes que se utilizan contra el cáncer son [1, 12]:

- **Cirugía:** Es un procedimiento médico en el que el cirujano tiene como objetivo extirpar la masa tumoral o extirpar parcial o totalmente la parte del cuerpo donde el tumor esté alojado. Esta modalidad es eficiente para tratar tumores sólidos en etapas tempranas, es decir, sin metástasis; y que además sean accesibles quirúrgicamente.
- **Radioterapia:** Es una técnica en la que se utilizan campos de radiación ionizante para depositar grandes cantidades de energía en el tejido tumoral y al mismo tiempo minimizar la energía impartida en el tejido sano. La radioterapia se utiliza con el objetivo de reducir la proliferación de células anormales y con ello lograr el control tumoral.
- **Quimioterapia:** Es un tratamiento en el que se utilizan fármacos antineoplásicos, cuyo objetivo es impedir la reproducción de células anormales. Una de las ventajas (y también desventaja) de estos fármacos es que se pueden distribuir en casi todas las partes del organismo, lo cual los hace útiles cuando existe metástasis.

Dependiendo del tipo de cáncer y la etapa en la que se encuentre, el protocolo de tratamiento puede incluir el uso de un sólo tipo de estos tratamientos o la combinación de dos de estos, por ejemplo cirugía con radioterapia o con quimioterapia; o bien radioterapia con quimioterapia [1, 12]. Además, de estos tres tipos de tratamientos, hoy en día se realizan investigaciones y estudios clínicos de nuevos tratamientos como: terapia génica y dirigida [13–15]. La terapia génica es una amplia gama de tratamientos que utilizan material genético para modificar a las células tumorales y así lograr el control tumoral [13]. Un ejemplo de este tipo de tratamientos es la inmunoterapia en la cual se aumenta la respuesta anti-tumoral mediante la estimulación del sistema inmunológico a través de vacunas, anticuerpos monoclonales, citocinas y linfocitos [13]. En la terapia dirigida se utilizan agentes terapéuticos dirigidos a objetivos moleculares para detener el crecimiento, reproducción y propagación de células tumorales [13, 14]. Estos agentes terapéuticos pueden actuar sobre los antígenos de la superficie celular, factores de crecimiento, receptores o vías de transducción de señales que regulan el ciclo celular, la metástasis y la angiogénesis [14].

Actualmente, la radioterapia es una componente fundamental de los protocolos de tratamiento contra el cáncer, ya que aproximadamente el 50 % de los pacientes que padecen esta enfermedad reciben este tipo de terapia, ya sea como tratamiento principal o adyuvante, con un objetivo curativo o paliativo [15–20]. En general, para todos los tipos de cáncer la radioterapia ha proporcionado en promedio 5 años de control tumoral en el 10.4 % de los pacientes tratados y 5 años de sobrevida en el 2.4 % de los pacientes [20]. La radioterapia con quimioterapia ha proporcionado en promedio 5 años de control tumoral en el 11 % de los pacientes y 5 años de sobrevida en el 2.7 % de los pacientes [20]. La mayor eficacia de la radioterapia se ha encontrado en tratamientos de cáncer de cérvix y de cabeza y cuello donde produjo 5 años de control tumoral en el 32 % de los pacientes y 5 años de sobrevida en el 16 % de los pacientes [20].

Para un tratamiento de radioterapia con la misma dosis absorbida en el tejido tumoral y en el tejido sano, se define la ganancia terapéutica como el cociente de la probabilidad de control tumoral y la probabilidad de complicaciones en tejido sano, debida a esta dosis [21]. Todos los desarrollos e innovaciones en radioterapia siempre han estado enfocados a optimizar la ganancia terapéutica y así cumplir con el objetivo principal de la radioterapia que es impartir una dosis absorbida que garantice el control tumoral y simultáneamente minimizar la dosis absorbida impartida al tejido sano. Para el caso de radioterapia con haz externo, estas estrategias se pueden englobar en dos campos [15, 19, 21]:

1. Desarrollos tecnológicos: Han permitido la implementación de técnicas avanzadas de radioterapia, tales como terapia con haces de protones, radioterapia corporal estereotáctica (SBRT, siglas en inglés) y radioterapia de intensidad modulada (IMRT, siglas en inglés); en ellas se utiliza radiación ionizante de alta densidad de ionización, alta conformalidad entre los volúmenes ICRU (PTV, GTV y CTV), modulación de la intensidad (fluencia) del haz de tratamiento y esquemas emergentes de fraccionamiento de la dosis absorbida.
2. Investigaciones biológicas: Han conducido al desarrollo y uso de radiosensibilizadores, oxigenación hiperbárica e hipertermia.

En radioterapia con haz externo, como consecuencia del tratamiento, el tejido sano fuera del volumen tratado resulta irradiado por el campo de radiación secundaria. Es claro que no se desea que el tejido sano sea irradiado, pero es inevitable que esto ocurra. Por lo anterior, es importante estudiar las propiedades del campo de radiación secundaria y minimizar la dosis absorbida que este imparte [22, 23]. Por ello desde 1970 se han llevado a cabo estudios de la dosis absorbida fuera del campo de tratamiento (DFCT) [2].

Por otra parte, en los últimos años los tratamientos contra el cáncer han incrementado la tasa de control tumoral debido a los avances en radioterapia y en las combinaciones de esta con otros tratamientos (por ejemplo con quimioterapia) [19, 23, 24]. Este aumento en el control tumoral ha incrementado la sobrevida de los pacientes, lo que a su vez ha permitido observar posibles efectos secundarios relacionados con el tratamiento de radioterapia, como lo son un segundo cáncer primario y toxicidad cardíaca [2, 22, 23, 25]. Esto ha dado lugar a que en los últimos años la comunidad científica preste mayor atención al estudio de la DFCT y su relación con estos efectos secundarios [22, 23, 25]. En cuanto al estudio de las propiedades del campo de radiación secundaria, este se realiza usando métodos Monte Carlo que simulan los procesos de absorción y dispersión, ya que es difícil realizar directamente este tipo de mediciones en las condiciones que existen en el ámbito clínico. Para validar

la simulación Monte Carlo se realizan mediciones de dosis absorbida, tanto en campo primario como fuera de este, con diferentes tipos de dosímetros como son cámaras de ionización, termoluminiscentes (TLD, siglas en inglés), ópticamente estimulados (OSLD, siglas en inglés), diodos y películas radiocrómicas [26–29].

En radioterapia, los métodos dosimétricos para regiones fuera del campo de tratamiento aún no están bien establecidos. Sin embargo, los dosímetros termoluminiscentes, apropiadamente caracterizados y calibrados [22], están considerados como idóneos para realizar mediciones de la dosis absorbida fuera del campo de tratamiento [17, 22, 29, 30]. Así mismo en nuestro grupo de Dosimetría y Física Médica (DOSIFICAME) del Instituto de Física UNAM, los trabajos de los estudiantes de Física Médica I.D. Muñoz y A. Gómez-Facenda, han reportado propiedades de la curva de brillo del dosímetro TLD-300 para cuantificar la energía efectiva del campo de fotones utilizados en aplicaciones de radiodiagnóstico [31–33]. Además, es posible determinar la dosis absorbida con exactitud, utilizando la señal termoluminiscente (TL) del TLD-100 corregida por la dependencia con la energía. Esto último se logra conociendo la energía efectiva del campo de radiación mediante la curva de brillo del dosímetro TLD-300 [33].

Planteamiento del estudio

Hasta ahora los estudios de las propiedades, en particular la energía, del campo de radiación secundaria en radioterapia con haz externo, se realizan a través de métodos Monte Carlo. Esto se debe a los retos que se presentan al realizar este tipo de mediciones y a la falta de detectores adecuados para estas condiciones. Por otro lado, los trabajos de I.D. Muñoz et al. y A. Gómez-Facenda et al., han reportado propiedades de la curva de brillo del dosímetro TLD-300 para cuantificar la energía efectiva del campo de fotones utilizados en radiodiagnóstico [31–33]. Los TLD, apropiadamente caracterizados y calibrados, están considerados como idóneos para realizar mediciones de la dosis absorbida fuera del campo de tratamiento [17, 22, 29, 30]. Por ello en este trabajo se utilizará el dosímetro TLD-300 para estudiar la energía promedio del campo de radiación secundaria en radioterapia convencional con haz externo. Con el TLD-100 se busca determinar la dosis absorbida fuera del campo de tratamiento (corrigiendo su respuesta por la dependencia con la energía) y evaluar, como lo planteó Bordy et al. [29], la contribución relativa de las fuentes de radiación secundaria a la dosis fuera del campo.

Hipótesis

Es posible identificar cambios en la energía promedio del campo de radiación secundaria a diferentes distancias desde el borde del campo de tratamiento, utilizando la curva de brillo del dosímetro TLD-300. Además, utilizando el dosímetro TLD-100 se puede determinar la dosis absorbida fuera del campo de tratamiento para energías promedio típicas del campo de radiación secundaria.

Objetivo

Determinar la energía promedio y la dosis impartida por el campo de radiación secundaria generado por haces de 6 MV de un acelerador lineal clínico en el interior de un maniquí de placas de PMMA, en las condiciones de

teleterapia convencional, utilizando dosímetros TLD-300 y TLD-100.

Metas

1. Establecer el protocolo de uso de los dosímetros TLD-300 y TLD-100.
2. Seleccionar y caracterizar los lotes de dosímetros TLD-300 y TLD-100 que se utilizarán.
3. Establecer el protocolo para la deconvolución de la curva de brillo del TLD-300 y definir el parámetro del cociente de la señal de la región de alta y baja temperatura (HLTR, del inglés High-to-Low Temperature Ratio) de la curva de brillo.
4. Determinar y caracterizar fuentes de radiación gamma que serán utilizadas para construir la curva de calibración del dosímetro TLD-300.
5. Calibrar la curva de brillo del TLD-300 y la respuesta termoluminiscente del TLD-100.
6. Realizar las irradiaciones en el campo de radiación secundaria generado por los haces de 6 MV.
7. Realizar las irradiaciones para evaluar la contribución relativa de las fuentes de radiación secundaria a la dosis fuera del campo de tratamiento.
8. Determinar la energía promedio del campo de radiación secundaria.
9. Realizar la corrección, por la dependencia con la energía, de la respuesta TL del dosímetro TLD-100 y determinar la dosis absorbida fuera del campo de tratamiento.
10. Comparar los resultados obtenidos con mediciones y simulaciones reportadas en trabajos independientes.

Estructura del escrito

Este trabajo de tesis consta de 5 capítulos. En el capítulo 1 se da una introducción al tema de estudio de este trabajo. En el capítulo 2 se muestran los antecedentes que incluyen la revisión de los conceptos básicos de radioterapia, una descripción general de las partes más importantes de un linac y los conceptos básicos sobre el campo de radiación secundaria generado por haces de fotones de un linac. También se presentan las bases de la dosimetría termoluminiscente, descripciones generales del TLD-100 y TLD-300; y el uso del método Monte Carlo en el estudio del transporte de la radiación. En el capítulo 3 se hace una descripción de la metodología y materiales utilizados en el desarrollo experimental. En el capítulo 4 se muestran los resultados obtenidos y en capítulo 5 se discuten. Por último, en el capítulo 6 se presentan las conclusiones generadas de este trabajo.

Capítulo 2

Antecedentes

2.1. Radioterapia

La radioterapia es uno de los tres principales tratamientos utilizados contra el cáncer [1, 12, 15, 19]. En esta modalidad de tratamiento se utilizan campos de radiación ionizante para impartir una dosis absorbida que garantice el control tumoral, y al mismo tiempo se implementan estrategias para minimizar la dosis impartida al tejido sano [15, 18, 19].

Se considera que la radioterapia tuvo su origen gracias a tres grandes descubrimientos [15, 19, 34]:

1. Los rayos X, por Wilhelm Conrad Röntgen en 1895.
2. La radiactividad, por Henri Becquerel en 1896.
3. El radio, por Marie Sklodowska-Curie y Pierre Curie en 1898.

Poco tiempo después del descubrimiento de los rayos X y de la radiactividad, se observó que la radiación ionizante podía producir efectos dañinos en los tejidos y de manera natural se propuso su uso para el tratamiento de neoplasias malignas [19]. Hoy en día se sabe que la radioterapia permite controlar la proliferación celular debido a la capacidad de la radiación ionizante de impartir energía al medio con el cual interactúa, ya sea por ionización directa o indirecta. Esto produce daños a estructuras fundamentales de la célula, tales como el ADN, la membrana, la mitocondria y demás organelos celulares [15, 18, 24]. Dependiendo de la gravedad del daño la célula puede morir inmediatamente (necrosis), iniciar procesos de reparación, o inducir la muerte celular programada (apoptosis) [15, 18, 24]. Si los procesos de reparación no se dan de forma satisfactoria y la célula sobrevive, entonces se pueden presentar mutaciones celulares [15, 18, 24]. Es importante enfatizar que la radiación ionizante daña tanto a las células normales como a las anormales, por lo tanto, el reto en cualquier tratamiento de radioterapia es impartir la dosis en el tejido neoplásico que garantice el control tumoral y al mismo tiempo minimizar la dosis impartida al tejido sano [18, 19].

Los procedimientos en radioterapia se clasifican en dos categorías [18, 19, 35]:

1. Radioterapia con haz externo, también llamada teleterapia: En éste tipo de técnica la fuente (o dispositivo) generador de radiación ionizante se encuentra a una cierta distancia del cuerpo del paciente, por lo que

el tejido es irradiado con haces de radiación ionizante provenientes del exterior del cuerpo del paciente. Para impartir este tipo de tratamiento comúnmente se utiliza un tubo de rayos X, un irradiador de ^{60}Co , o un linac. Con este último se pueden producir tanto haces de electrones como de fotones.

2. Braquiterapia: El prefijo griego *braqui* significa «corto alcance». En este tipo de técnica la fuente de radiación ionizante se coloca en el interior del cuerpo del paciente, muy cerca o adentro de el tejido tumoral o blanco. Para impartir este tipo de tratamiento comúnmente se utilizan fuentes de radionúclidos emisores de fotones tales como el ^{137}Cs , ^{192}Ir , ^{103}Pd ; y radionúclidos emisores de electrones como el $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. La braquiterapia se usa principalmente en el tratamiento de cáncer cervico-uterino y de próstata, en etapas específicas.

En cuanto a la radioterapia con haz externo de fotones, los avances tecnológicos han permitido mejorar la exactitud y precisión con la que se imparte el tratamiento, así como implementar estrategias para optimizar la ganancia terapéutica. Esto ha llevado a distinguir dos tipos de técnicas en radioterapia con haz externo: la radioterapia convencional y las técnicas avanzadas [2, 19, 36]. La primera se basa en una prescripción e impartición uniforme de la dosis al volumen blanco, en un esquema convencional de fraccionamiento, y el uso de haces de fotones con una intensidad (fluencia) uniforme. En esta categoría se encuentran la radioterapia bidimensional (2D-RT) y la radioterapia tridimensional conformal (3D-CRT) [25, 36]. En la 2D-RT se obtienen imágenes radiográficas planas de la anatomía del paciente; la planeación del tratamiento se hace con base en estas radiografías y el tratamiento se imparte con un irradiador de ^{60}Co o con un linac; la conformalidad entre el haz de tratamiento y volumen tumoral se logra utilizando los colimadores primarios y secundarios del equipo generador de radiación ionizante, con bloques de aleación de plomo o con un colimador multihojas (MLC, siglas en inglés) [2].

La 3D-CRT obtiene la información anatómica del paciente mediante técnicas de imágenes en 3D, tales como tomografía computarizada y/o resonancia magnética (MRI, siglas en inglés) [2, 35]. Esto se realiza con el objetivo de poder utilizar esta información anatómica en un sistema computarizado de planeación de tratamientos, en el cual se realiza la definición de los volúmenes ICRU y de los órganos en riesgo, así como del número de haces necesarios para obtener una conformalidad aceptable entre el volumen tumoral macroscópico (GTV, siglas en inglés) y el volumen blanco de planeación (PTV, siglas en inglés) [2, 35]. El tratamiento se imparte con un linac y la conformalidad entre el GTV y PTV se logra utilizando los colimadores primarios y secundarios del linac, cuñas, o un MLC [2, 35].

En general, las técnicas avanzadas de radioterapia con fotones son estrategias para optimizar la ganancia terapéutica de estos tratamientos [2, 15, 19, 21]. Algunas de las técnicas avanzadas son [2, 19, 35]

- Radioterapia de intensidad modulada (IMRT, siglas en inglés): Es una técnica en la que se utilizan múltiples haces de fotones, dirigidos desde diferentes direcciones (o arcos continuos) y con una fluencia no uniforme para impartir la dosis absorbida prescrita. La modulación de la intensidad del haz se realiza con el objetivo de optimizar la distribución de dosis en el cuerpo del paciente y utiliza un sistema de modulación de intensidad controlado por computadora, llamado colimador multi-hojas dinámico. La optimización del plan de tratamiento se realiza mediante planeación inversa.

- Radioterapia corporal estereotáctica (SBRT, siglas en inglés): Es una técnica en la que se utiliza un hipofraccionamiento de la dosis absorbida (reducción del número de sesiones), de 6 a 30 Gy por fracción, durante 5 o menos fracciones. Debido a que en este tipo de tratamiento se imparten muy altas dosis por fracción es necesario una alta conformalidad entre el GTV y el volumen blanco interno (ITV, siglas en inglés), así como una rápida caída de la dosis más allá del blanco con el objetivo de minimizar el daño a tejido sano. La precisión se logra utilizando en la planeación técnicas modernas de imagen, como PET o MRI/CT, además de la inmovilización del paciente, manejo del ciclo respiratorio y la utilización de técnicas de imagen para monitorear la ubicación del blanco durante la impartición del tratamiento.
- Radioterapia guiada por imágenes (IGRT, siglas en inglés): Es toda aquella técnica donde se utilice alguna modalidad de imagen para monitorear la ubicación del blanco antes y durante la impartición del tratamiento. La tomografía computada con haz de cono (CBCT, siglas en inglés) es un ejemplo de técnica de imagen utilizada comúnmente.

2.1.1. Linac (Acelerador lineal clínico)

En la década de 1920, los tubos de rayos X ya operaban con diferencias de potencial entre 100 kV y 300 kV, por lo cual sólo eran útiles para tratar tumores superficiales. En la década de 1940, durante la segunda guerra mundial, H. E. Johns inventó el irradiador de ^{60}Co , lo cual permitió tratar tumores profundos sin ocasionar un daño significativo a la piel [15, 37]. En Londres, en 1953 comenzó a operar el primer acelerador lineal clínico (linac) y desde entonces el desarrollo y uso de estos equipos generadores de radiación ionizante se volvió fundamental en la impartición del tratamiento de radioterapia con haz externo [38]. Hoy en día, para la impartición de tratamientos de radioterapia con haz externo se utiliza principalmente un linac e irradiadores de ^{60}Co , estos últimos cada vez con menor frecuencia de uso debido a las ventajas que ofrecen el linac de operar en un amplio intervalo de energías y producir haces de fotones y electrones de alta intensidad [37, 38].

Los linac permiten acelerar electrones a altas energías, en el intervalo de 4 MeV a 25 MeV, usando ondas electromagnéticas de alta frecuencia a lo largo de una guía aceleradora. Los haces de electrones se pueden utilizar directamente para irradiar tumores superficiales, o bien se les puede hacer incidir sobre blancos de alto número atómico (como el Tungsteno) para producir haces intensos de rayos X e irradiar tumores profundos. En el caso de tratamientos convencionales con fotones, regularmente se coloca al volumen tumoral en el isocentro del acelerador, es decir se hace coincidir el isocentro de tratamiento con el isocentro mecánico, y se colocan múltiples campos de tratamiento para conformar la distribución de dosis al PTV [37, 38].

La figura 2.1 muestra el esquema de las partes externas que componen a un linac, estas se pueden resumir en las siguientes [39]:

- *Stand o soporte*: Es la parte que contiene la mayor parte de los dispositivos electrónicos que permiten la generación del haz de electrones y de las ondas electromagnéticas con las que son acelerados.
- *Gantry*: Tiene en su interior a la guía aceleradora, los blancos para la producción de rayos X y los colimadores. El gantry se encuentra montado en el stand en una geometría isocéntrica, como lo muestra la figura 2.1. El punto de intersección del eje de rotación del colimador y el eje de rotación del gantry se conoce como isocentro mecánico. En la mayoría de los tratamientos el tumor se coloca en el isocentro del

acelerador y esto permite que el haz de tratamiento pueda irradiar desde diferentes direcciones al tumor, con una distancia de la fuente al isocentro constante de 100 cm, como lo muestra la figura 2.2; Dicha distancia se conoce como la distancia fuente-eje del gantry (SAD, siglas en inglés).

- *Mesa de tratamiento:* Aquí se coloca al paciente para que reciba el tratamiento. Puede moverse vertical, transversal y longitudinalmente, además puede rotar, como lo muestra la figura 2.1.
- *Cuarto de control:* Es el lugar donde se encuentran las computadoras que controlan al linac.

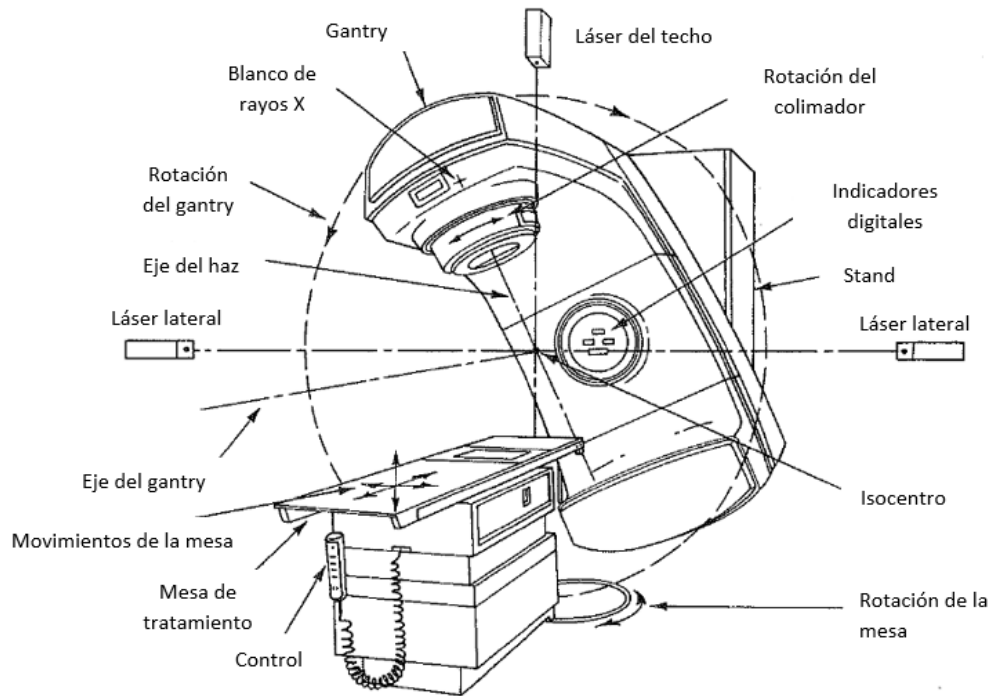


Figura 2.1: Esquema de un linac. Figura adaptada de [39].

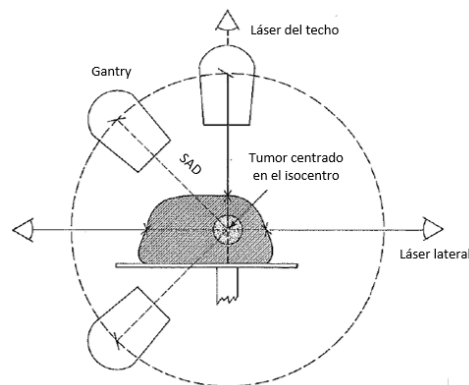


Figura 2.2: Corte transversal de la colocación del paciente, el cual permite observar la geometría isocéntrica. Figura adaptada de [39].

La figura 2.3 muestra el esquema de un linac. Este diagrama proporciona una descripción general de los componentes y su distribución en el sistema. Sin embargo, existen diferencias significativas en el diseño de cada fabricante. En este trabajo se describe, de forma breve, los componentes más importantes del diseño del fabricante Varian (ver figura 2.4), debido a que el equipo que se utilizó en este trabajo es de dicho fabricante.

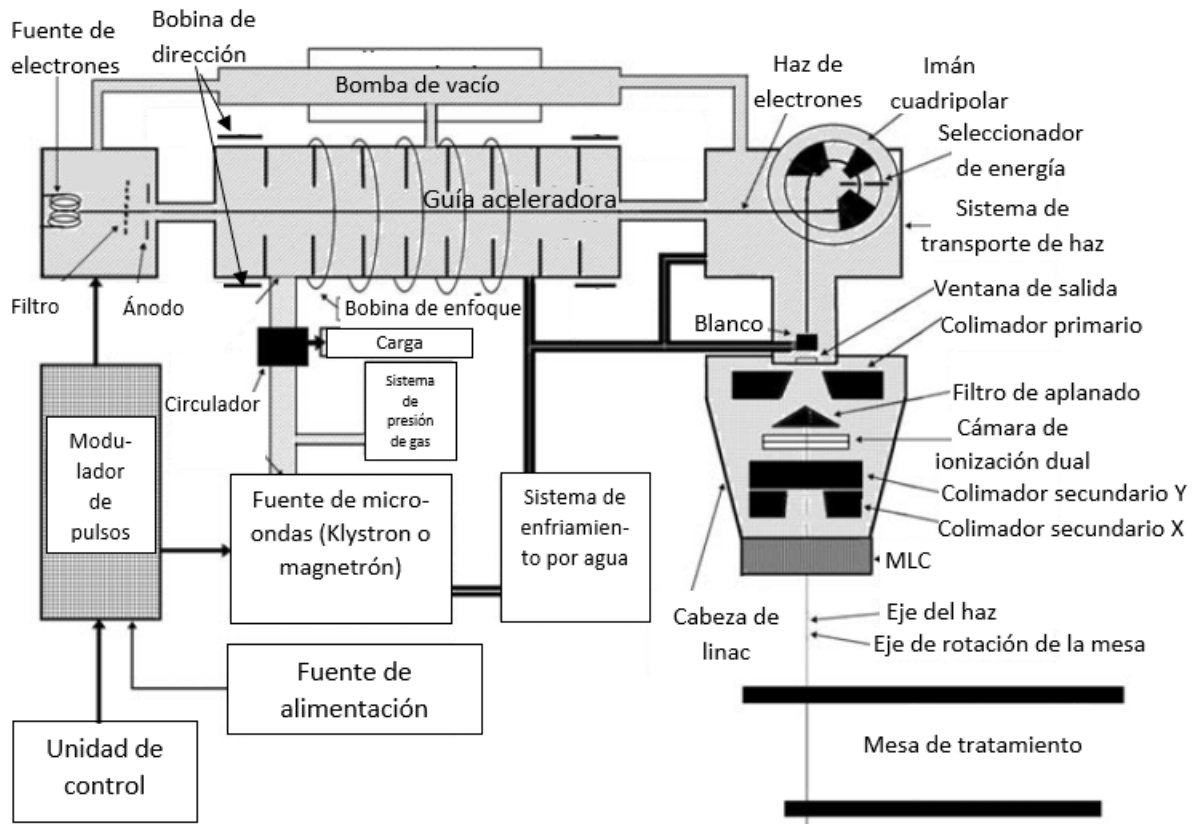


Figura 2.3: Esquema de un linac para uso clínico. Figura adaptada de [37].

Los componentes más significativos del stand son los siguientes [39]:

1. *Klystron*: Es una serie lineal de cavidades de micro-ondas que se ensambla encima de un tanque de aceite aislante. Su función es amplificar, a frecuencias cercanas a 3000 MHz, las micro-ondas generadas por un oscilador de baja potencia, por lo cual es capaz de producir campos electromagnéticos intensos en dichas cavidades. Por lo general, tiene dos cavidades de micro-ondas, la primera tiene como función acelerar a los electrones, que son emitidos de un filamento, mediante el campo eléctrico que se genera en su interior. La segunda, frena a dichos electrones convirtiendo cerca del 55 % de la energía cinética en micro-ondas de alta frecuencia.
2. *Guía de onda*: Transporta las micro-ondas generadas en el klystron a la guía aceleradora.
3. *Circulador*: Es un dispositivo que se encuentra conectado a la guía de onda, que conecta al klystron con la guía aceleradora, y que tiene como función aislar al klystron de las micro-ondas retro-dispersadas en la guía aceleradora.

4. *Sistema de enfriamiento por agua*: Tiene como función regular la temperatura de la estructura y componentes del acelerador lineal.

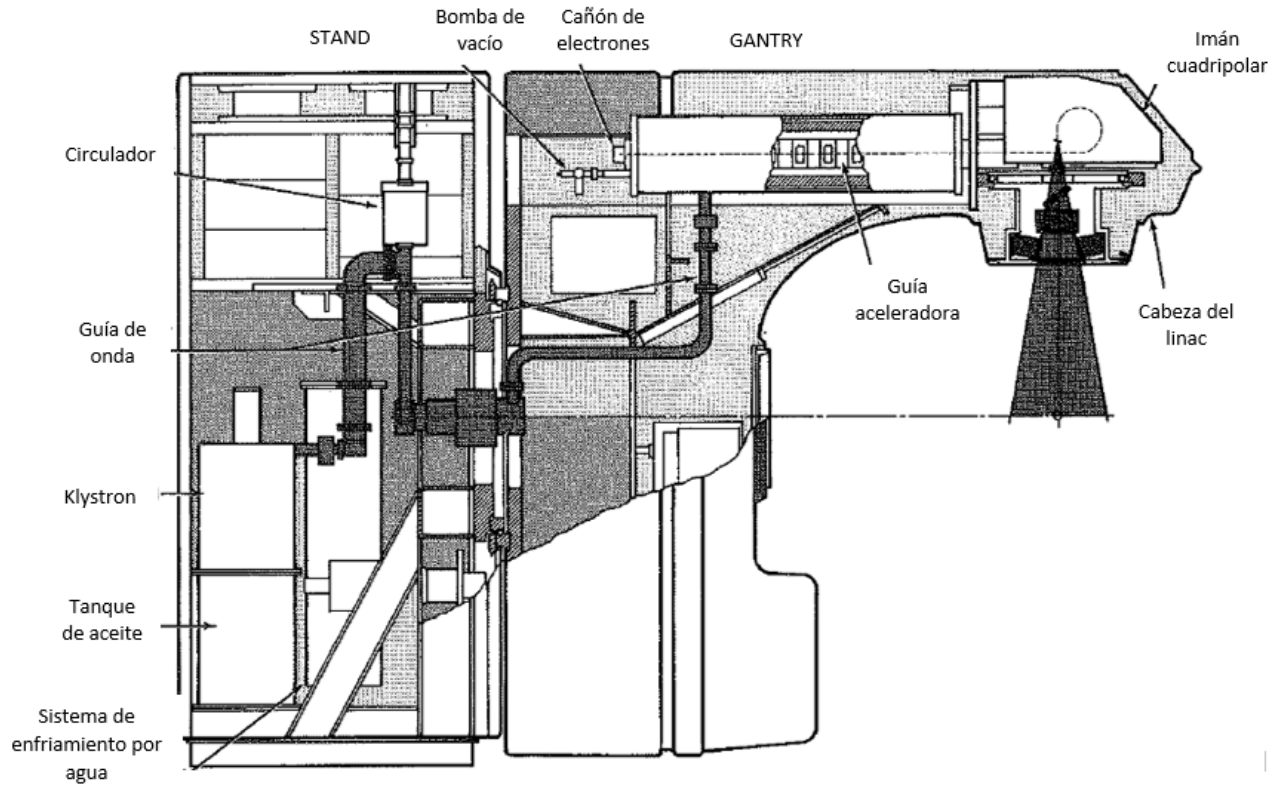


Figura 2.4: Esquema de un linac Varian modelo Clinac 18. Figura adaptada de [39].

Los componentes más significativos del gantry son los siguientes [39]:

1. *Cañón de electrones*: Se encarga de producir a los electrones que son acelerados en la guía aceleradora. Consta de un filamento (cátodo) que emite los electrones, un ánodo con una abertura en el centro por la cual pasan los electrones, y un filtro seleccionador de energía.
2. *Guía aceleradora*: Es una serie lineal de cavidades cilíndricas de micro-ondas, contenidas en un tubo de cobre, que se conecta a la guía de onda que transporta a las micro-ondas amplificadas por el klystron. Esto permite acelerar a los electrones, emitidos del cañón de electrones, a medida que estos cruzan las cavidades cilíndricas de micro-ondas. Los electrones alcanzan velocidades relativistas, en el orden de $0.99c$. La longitud de las guías aceleradoras varía, en el intervalo de 30 cm a 150 cm, en función de la energía cinética que se desea tenga el haz de electrones.
3. *Imán cuadrupolar (o de deflexión)*: Su función es cambiar la trayectoria, por cerca de 270° , del haz de electrones que emerge de la guía aceleradora, de tal forma que se dirijan al blanco y produzcan rayos X (por bremsstrahlung), o bien para ser usados directamente en tratamientos. Este imán también tiene la función de ser un filtro para los electrones de acuerdo con su energía.
4. *Cabezal (o cabeza) del linac*: Contiene al colimador primario, la cámara de ionización dual, los colimadores secundarios X y Y, y el colimador multi-hojas (dependiendo del modelo).

2.1.2. Campo de radiación secundaria en tratamientos de radioterapia con haces de fotones

En teleterapia se define el campo de radiación primaria como el campo de radiación con el cual se irradia el PTV durante el tratamiento, mientras que el campo de radiación secundaria es cualquier campo de radiación ionizante que se genere a partir de la interacción de la radiación primaria con los componentes del acelerador lineal o con el cuerpo del paciente [22].

En el caso específico de radioterapia con un linac, a pesar de todas las estrategias implementadas para optimizar la ganancia terapéutica, es inevitable que el tejido sano sea irradiado por campos de radiación secundaria [2, 17, 40]. Es importante estudiar las propiedades de este campo de radiación, ya que es el que imparte la dosis absorbida en el tejido sano [22, 23]. Sin embargo, es complicado realizar mediciones directas del espectro de energía del campo de radiación secundaria, debido a que es necesario contar con detectores adecuados para estas condiciones y los que comúnmente son utilizados en el ámbito clínico no lo son [40]. Debido a lo anterior, la forma habitual en la que se realizan los estudios del espectro de energía del campo de radiación secundaria en radioterapia es mediante simulaciones Monte Carlo. Para validar las simulaciones, se realiza el cálculo de la dosis absorbida impartida por los campos de radiación secundaria simulados y posteriormente se compara con resultados obtenidos de mediciones, con una cámara de ionización, de la dosis absorbida fuera del campo de tratamiento en un maniquí [26, 28, 40, 41].

Por otro lado, en radioterapia con haz de fotones en donde se utilice un linac para impartir el tratamiento se han identificado tres fuentes de radiación secundaria [2, 22, 25, 40]:

1. La fuga de radiación primaria a través del blindaje del cabezal del linac.
2. Radiación dispersada por los colimadores: La que se genera por la interacción del campo de radiación primaria con los colimadores del linac (MLC y colimador secundario).
3. Radiación dispersada por el cuerpo del paciente: La que se genera por la interacción del campo de radiación primaria con el cuerpo del paciente o con el maniquí.

El espectro de energía del campo de radiación secundaria depende de parámetros como: el tamaño de campo de tratamiento, si la intensidad del haz es modulada, si en el camino del haz se pone filtro de aplanado o no, y la energía del haz de tratamiento utilizado. Estos establecen los procesos dominantes de absorción y dispersión del campo primario de radiación en el paciente o maniquí y con esto el espectro de energía del campo de radiación secundaria generado. Por lo anterior, el espectro de energía del campo de radiación secundaria depende del tamaño del volumen blanco, la región anatómica donde se encuentre y del tipo de técnica con la cual se imparta el tratamiento de radioterapia [17]. De resultados publicados de simulaciones Monte Carlo independientes se anticipa de manera general que [22, 42]:

- El espectro de energía del campo de radiación secundaria tiene una energía promedio menor que la energía promedio del campo de radiación primaria, debido a que el campo de radiación secundaria tiene las contribuciones de la radiación dispersada por el cuerpo del paciente y la dispersada por los colimadores. Por ejemplo, la energía promedio del campo de radiación primaria para un haz de fotones generado con 6 MV con filtro de aplanado y a la profundidad donde ocurre la máxima dosis absorbida (D_{max}) es

de aproximadamente 1.6 MeV, mientras que la energía promedio del campo de radiación secundaria se encuentra en el intervalo de 0.2 MeV a 0.6 MeV en función de la distancia medida desde el borde del campo de tratamiento.

- La energía promedio del campo de radiación secundaria, a una profundidad fija medida en el eje central del haz, depende principalmente de la distancia medida desde el borde del campo de tratamiento, debido a la pérdida de energía que experimenta el campo de fotones al interactuar con el cuerpo del paciente o maniquí mediante los procesos de absorción y dispersión.
- Cerca del PTV, a aproximadamente no más de 20 cm del borde del campo de tratamiento, la fuente dominante de radiación secundaria es la dispersada por el cuerpo del paciente;
- A aproximadamente más de 20 cm del borde del campo de tratamiento la fuente de radiación secundaria dominante es la radiación primaria que se fuga a través del cabezal del linac.

Dados estos antecedentes en este trabajo proponemos medir la energía promedio en diferentes posiciones del campo de radiación secundaria generado por haces de fotones de 6 MV, utilizando el dosímetro TLD-300, y comparar los resultados que se obtengan con lo reportado en trabajos independientes.

2.1.3. Dosis absorbida fuera del campo de tratamiento con haces de fotones

Se denomina dosis absorbida fuera del campo de tratamiento (DFCT) a la dosis impartida por los campos de radiación secundaria [22]. Es importante poder determinar la DFCT de forma exacta debido a que esta podría causar efectos secundarios, tales como un segundo cáncer primario y toxicidad cardíaca, observados posterior a un tratamiento de radioterapia [17, 22, 29, 43]. Además, es de especial interés poder determinar DFCT menores que 3 Gy o menores que el 5% de la dosis total prescrita, las cuales se denominan DFCT bajas, debido a que generalmente estas no son optimizadas durante el proceso de planeación del tratamiento [2, 22, 25].

A pesar de todos los avances en radioterapia, se tiene una experiencia limitada respecto de las DFCT, y esto provoca que sea todo un desafío poder realizar mediciones, cálculos, optimización y reporte de las DFCT. Específicamente, es complicado realizar las mediciones de las DFCT debido a las grandes variaciones del espectro de energía del campo de radiación secundaria, tasa de dosis y distribución de dosis en las regiones fuera del campo de tratamiento [22, 40].

Los algoritmos de cálculo en los sistemas de planeación de tratamiento calculan la DFCT de forma inexacta, debido a que no son diseñados y comisionados para realizar estos cálculos [22, 40, 44, 45]. Esto ha ocasionado que sea necesario medir o calcular, por otros métodos, la DFCT. Las complicaciones que se presentan al realizar mediciones fuera del campo de tratamiento han llevado al desarrollo de modelos analíticos [45–47] y al uso del método Monte Carlo [28, 41, 48, 49] para calcular la dosis impartida a órganos en riesgo [22]. Los modelos analíticos y las simulaciones Monte Carlo deben ser validados con mediciones de la DFCT en un maniquí [22, 45, 46].

Las mediciones de DFCT se han realizado con varios tipos de dosímetros tales como cámaras de ionización, termoluminiscentes (TLD, por sus siglas en inglés) y ópticamente estimulados (OSL, por sus siglas en inglés)

[17, 29, 40]. En el caso de los TLD, cuando son calibrados en una calidad de haz diferente a la calidad en la que se utilizan, es necesario realizar la corrección de la señal termoluminiscente por su dependencia con la energía. Para conocer la energía promedio del campo de radiación secundaria normalmente se realiza una simulación Monte Carlo [28, 42, 50]. En la figura 2.5 se muestra una curva típica de la dosis absorbida en función de la distancia lateral tanto en la región del haz de tratamiento como fuera de esta.

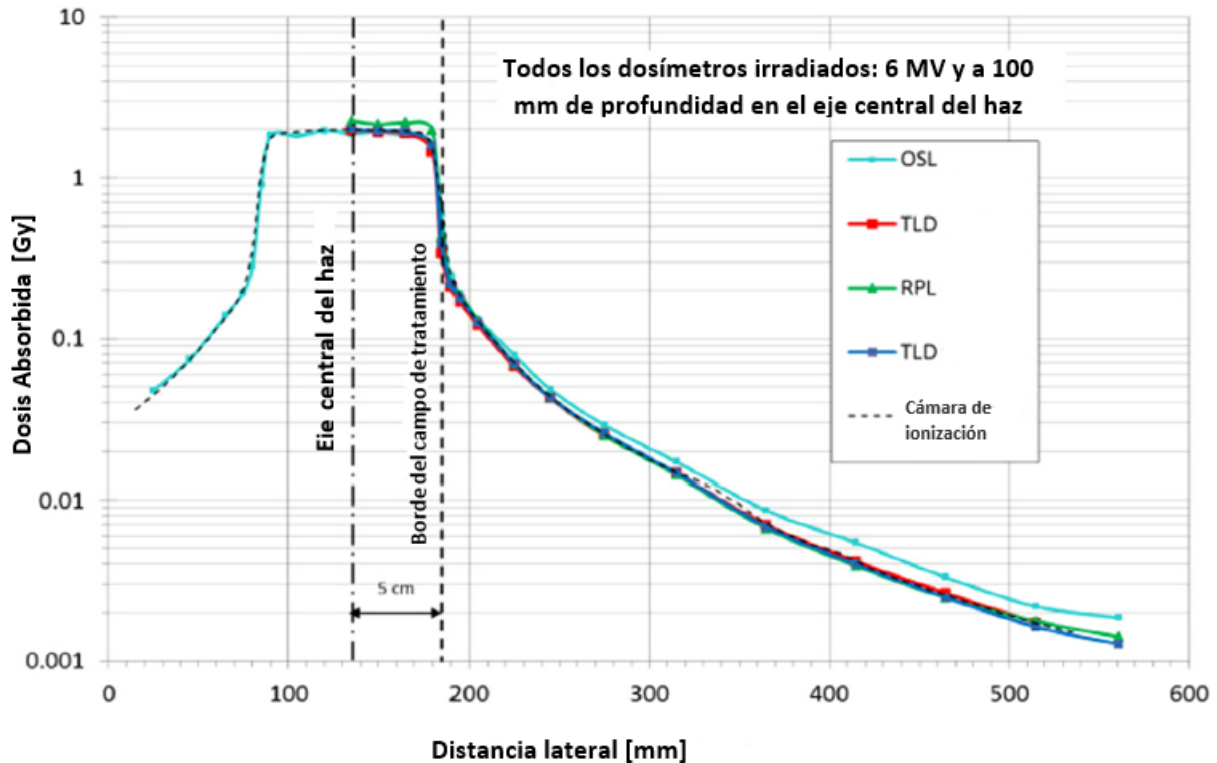


Figura 2.5: Mediciones de la DFCT realizadas con OSL, TLD y cámara de ionización en un maniquí de agua en un campo de fotones de 10 cm x 10 cm, generado con 6 MV con filtro de aplanado, a una profundidad de 10 cm en el eje central del haz. Figura adaptada de [23].

Los estudios de la DFCT comenzaron desde 1970, pero hasta inicios de 1990 fue claro que [2, 17, 28]:

- En radioterapia convencional, a una profundidad d en el eje del haz de tratamiento, la DFCT decrece cuando aumenta la distancia lateral (figura 2.5), medida ortogonalmente desde el borde del campo de tratamiento.
- La dependencia de la DFCT con la energía del haz de tratamiento y profundidad es poco significativa.
- La DFCT aumenta cuando aumenta el tamaño del campo de tratamiento: Esto se debe a que un mayor volumen irradiado produce una mayor cantidad de radiación dispersada por el cuerpo del paciente y con esto una mayor DFCT.

En este trabajo proponemos medir la DFCT en diferentes posiciones del campo de radiación secundaria generado por haces de fotones de 6 MV, utilizando el dosímetro TLD-100, y comparar los resultados que se obtengan con lo reportado en trabajos independientes.

2.2. Termoluminiscencia

La termoluminiscencia es un proceso de dos etapas; en la primera un aislante o semiconductor absorbe energía al ser expuesto a un campo de radiación ionizante o ultravioleta y como consecuencia de esta excitación permanece en un estado metaestable. En la segunda, el material termoluminiscente pasa del estado metaestable al estado estable, emitiendo luz, al ser estimulado térmicamente [51, 52].

El fenómeno de termoluminiscencia se puede explicar a través de la teoría de bandas de energía de los sólidos. Esta explicación se resume en la figura 2.6 y establece que la transferencia de energía de la radiación ionizante excita a los electrones que se encuentran en estados base de la banda de valencia a estados excitados en la banda de conducción, donde se encuentran deslocalizados en la estructura cristalina del sólido y formando así un par electrón-agujero. Posteriormente, estos electrones ocupan estados metaestables en la banda prohibida de energía, con lo que se vuelven localizados. Los estados metaestables, también denominados trampas, se forman debido a defectos en la estructura cristalina del sólido. Un electrón permanecerá «atrapado» en un estado metaestable hasta que se le proporcione la energía suficiente, mediante estímulos térmicos, para ser liberado. Una vez liberados los electrones, pueden ser capturados nuevamente en las trampas o pueden experimentar recombinaciones electrón-agujero, la cual puede dar como resultado una emisión radiativa (fotón de termoluminiscencia) o no radiativa [51, 52]. La energía de Fermi es la energía del estado más energético ocupado por un sistema cuando se encuentra a la temperatura del cero absoluto (0 K). En los aislantes y semiconductores la energía de Fermi se encuentra por encima de la banda de valencia [51].

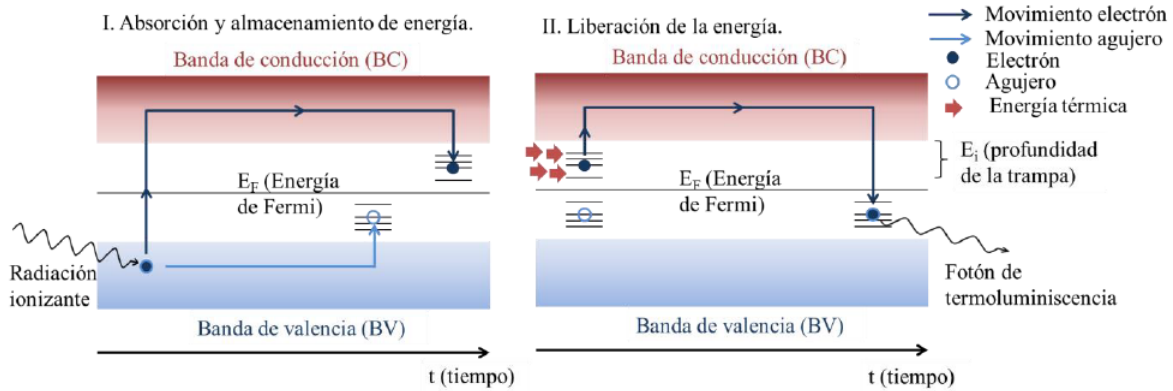


Figura 2.6: Esquema de la explicación del proceso de termoluminiscencia a través de la teoría de bandas de energía de los sólidos. Figura obtenida de [52].

El primer y más simple formalismo matemático de la termoluminiscencia fue establecido por Randall y Wilkins, en 1945, quienes supusieron que una vez que el electrón ha sido liberado de la trampa, la probabilidad de ser capturado nuevamente es mucho menor que la probabilidad de experimentar una recombinación electrón-agujero, la cual da como resultado la emisión de un fotón de termoluminiscencia. La longitud de onda de este fotón es característica de la energía del estado metaestable. A este modelo matemático se le conoce como la teoría cinética de primer orden de la liberación del electrón. Bajo esta suposición la intensidad de emisión termoluminiscente (I) es proporcional a la tasa de liberación de electrones ($\frac{dn}{dt}$), como lo muestra la ecuación 2.1 [51].

$$I = -\frac{dn}{dt} = sne^{-\frac{E}{kT}}, \quad (2.1)$$

donde I es la intensidad de la señal, n es el número de electrones, s es la frecuencia vibracional de los electrones atrapados en potencial de profundidad E , k es la constante de Boltzmann y T es la temperatura del sistema. Si suponemos una tasa de calentamiento, β , constante ($T = \beta t$), la solución a la ecuación 2.1 es:

$$I = n_0 s e^{-\frac{E}{kT}} e^{-\int_{T_0}^T (\frac{s}{\beta}) e^{-\frac{E}{kT'}} dT'} \quad (2.2)$$

La información del fenómeno la termoluminiscencia, normalmente se muestra graficando la intensidad de la señal TL como función de la temperatura. Dado que en los materiales termoluminiscentes existen varios niveles cuantizados de energía E , los cuales tienen cada uno una intensidad termoluminiscente asociada o pico de brillo, entonces el resultado de graficar la intensidad termoluminiscentes como función de la temperatura, es una curva que es la superposición de estos picos de brillo, por lo cual se le conoce como curva de brillo. El número, posición, intensidad y comportamiento de estos picos depende del tipo de material termoluminiscente, concentración de impurezas (dopante) y otros defectos producidos durante la fabricación [51]. Además, varios trabajos han reportado que la densidad de ionización del campo de radiación al cual se expone los materiales termoluminiscentes modifica la forma de la curva de brillo. En particular, para el LiF:Mg,Ti y el CaF₂:Tm se ha observado que existe una dependencia entre la señal TL de los picos de alta temperatura y la densidad de ionización del campo de radiación. Esta dependencia puede ser cuantificada por el cociente de la señal TL de los picos de alta y baja temperatura [31–33, 52–56]. Al proceso de separar la señal TL en los picos que la componen se le denomina deconvolución de la curva de brillo.

2.2.1. Dosimetría termoluminiscente

Debido a que en un material termoluminiscente el número de electrones atrapados es proporcional al número de ionizaciones [52], es posible establecer una relación entre la dosis absorbida y la intensidad de la luz emitida, o respuesta termoluminiscente. Esto motivó, en 1950, a Farrington Daniels y a su grupo de investigación de la Universidad de Wisconsin a proponer que la termoluminiscencia podía ser usada como método de dosimetría de la radiación [51]. El objetivo de la dosimetría termoluminiscente es relacionar la respuesta con la dosis absorbida por el dosímetro [52].

El que un dosímetro termoluminiscente (TLD, siglas en inglés) sea idóneo para una aplicación depende de las ventajas y desventajas que proporcionen sus propiedades bajo las condiciones de uso. Algunas de las propiedades de los TLDs son [51]:

- Respuesta termoluminiscente en función de la dosis absorbida: Dependiendo del tipo de TLD y del pico de brillo de interés [57], la señal TL como función de la dosis absorbida puede ser lineal, supralineal o sublineal.
- Respuesta termoluminiscente en función de la energía: Dependiendo del tipo de material termoluminiscente, la respuesta del dosímetro varía como función de la calidad del haz con el que se irradia. Experimentalmente, esta dependencia se cuantifica mediante el cociente, $\frac{D_{med}(Q)}{M_{TLD}(Q)}$ [58], de la dosis absorbida en un medio de interés ($D_{med}(Q)$) y la respuesta del dosímetro ($M_{TLD}(Q)$), para el haz de calidad Q con

el que se irradia. Sin embargo, se sabe que la dependencia de la respuesta del TLD como función de la energía tiene dos componentes [58, 59]:

1. La dependencia de la dosis absorbida con la energía ($f(Q)$), que relaciona la dosis en el dosímetro ($D_{TLD}(Q)$) con la dosis en otro medio de interés $D_{med}(Q)$, en ausencia del dosímetro, como función de las propiedades de irradiación, relacionadas con su calidad Q , es decir, $D_{med}(Q) = f(Q)D_{TLD}(Q)$.
2. La dependencia intrínseca con la energía ($k_{bq}(Q)$), que relaciona la respuesta del dosímetro ($M_{TLD}(Q)$) con la dosis impartida en el dosímetro ($D_{TLD}(Q)$) como función de la energía del haz (Q), es decir, $D_{TLD}(Q) = k_{bq}(Q)M_{TLD}(Q)$.

De esta manera, la dependencia total de la respuesta de los TLD con la energía está dada por el producto $k_{bq}(Q)f(Q) = \frac{D_{med}(Q)}{M_{TLD}(Q)}$ [58, 59]. Para evaluar esta propiedad de los TLD en muchos casos se utilizan los rayos gamma del ^{60}Co como calidad de radiación de referencia. Sin embargo, también pueden usarse los rayos gamma del ^{137}Cs o campos de fotones generados con megavoltaje [60].

- Reproducibilidad de señal TL e inhomogeneidad de los lotes: Es necesario realizar un proceso de caracterización de la respuesta TL del lote de dosímetros con el que se vaya a trabajar, con el objetivo de asegurar la reproducibilidad de las mediciones, ya que existe variabilidad en la respuesta TL entre dosímetros aunque sean del mismo lote de fabricación.
- Estabilidad de la información almacenada: En TLD se logra dicha estabilidad ocupando materiales con estados metaestables (trampas) de energía adecuada, que son estimulados a temperaturas entre 200 °C y 250 °C.
- Efecto no deseado del ambiente sobre el dosímetro: Es necesario evaluar si la carga atrapada en el TLD puede liberarse antes de la lectura mediante desvanecimiento térmico u óptico, provocado por las condiciones ambientales en las que se encuentre.

Los TLD adecuadamente caracterizados y calibrados [31] están considerados como idóneos para realizar mediciones de la DFCT [17, 22, 29, 30, 40]. Sin embargo, cuando se utilizan, para medir dosis, en un campo de radiación con energía promedio diferente a la de calibración, es necesario corregir su respuesta por la dependencia con la energía [28, 42, 50].

2.2.2. $\text{LiF} : \text{Mg}, \text{Ti}$ (TLD-100)

En 1966 se desarrolló el TLD-100, el cual consiste de fluoruro de litio dopado con aproximadamente 170 moles ppm de magnesio (Mg) y con 10 moles ppm de titanio (Ti) [51]. El TLD-100 es comercialmente producido por Thermo Fisher Scientific, Inc. (antes Harshaw Chemical) y es el TLD más utilizado hoy en día. En la figura 2.7 se muestra un ejemplo de la curva de brillo del TLD-100 deconvolucionada en 8 picos [60].

Algunas características del TLD-100 son [34, 51]:

- Su pico característico para uso en dosimetría, es el 5 (ver figura 2.7) y ocurre entre 200 °C y 250 °C.

- Su número atómico efectivo, Z_{efe} , es de 8.1; similar al tejido humano, el cual se encuentra entre 7.3 y 8.1. Esto lo hace idóneo para aplicaciones dosimétricas.
- Cuando es irradiado con los rayos gamma del ^{60}Co , su respuesta total es lineal en el intervalo de dosis absorbida en agua de 5 mGy a 1 Gy, para los picos 4 y 5 es lineal de 5 mGy a 4 Gy; y para los picos de alta temperatura (6a-9) es lineal en el intervalo de 5 mGy a 200 mGy [57].

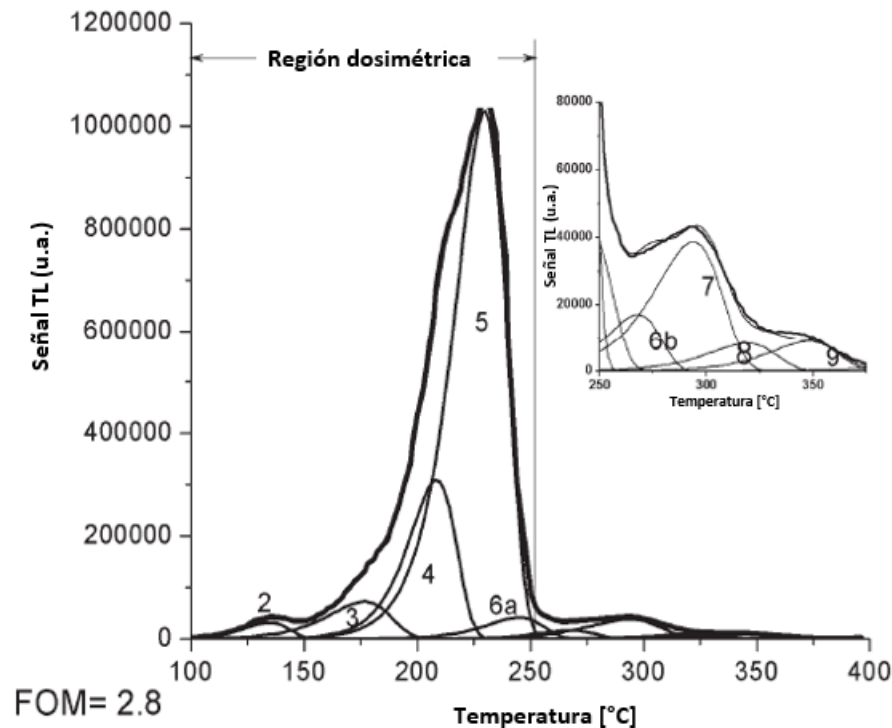


Figura 2.7: Curva de brillo del TLD-100 expuesto a rayos X de 250 kV deconvolucionada en 8 picos. Figura obtenida de [60].

2.2.3. $\text{CaF}_2 : \text{Tm}$ (TLD-300)

El $\text{CaF}_2 : \text{Tm}$ fue producido comercialmente por Harshaw Chemical (ahora Thermo Fisher Scientific, Inc.) con el nombre de TLD-300. Actualmente, sólo se encuentra en producción no comercial por laboratorios dedicados a la dosimetría TL [52]. En la figura 2.8 se muestra un ejemplo de la curva de brillo del TLD-300 deconvolucionada en 7 picos [52]. Algunas características del TLD-300 son [51, 52]:

- Su curva de brillo presenta dos conjuntos de picos (ver figura 2.8), el de baja temperatura con máximo en aproximadamente $175\text{ }^\circ\text{C}$ y el de alta temperatura en $255\text{ }^\circ\text{C}$.
- Se ha observado que existe una dependencia entre la señal TL de los picos de baja temperatura y la densidad de ionización del campo de radiación al que es expuesto. Esta dependencia puede ser cuantificada por el cociente de la señal TL de los picos de alta y baja temperatura [31–33, 52–56].
- Su número atómico efectivo, Z_{efe} , es de 16.3, por lo cual no es óptimo para aplicaciones dosimétricas.

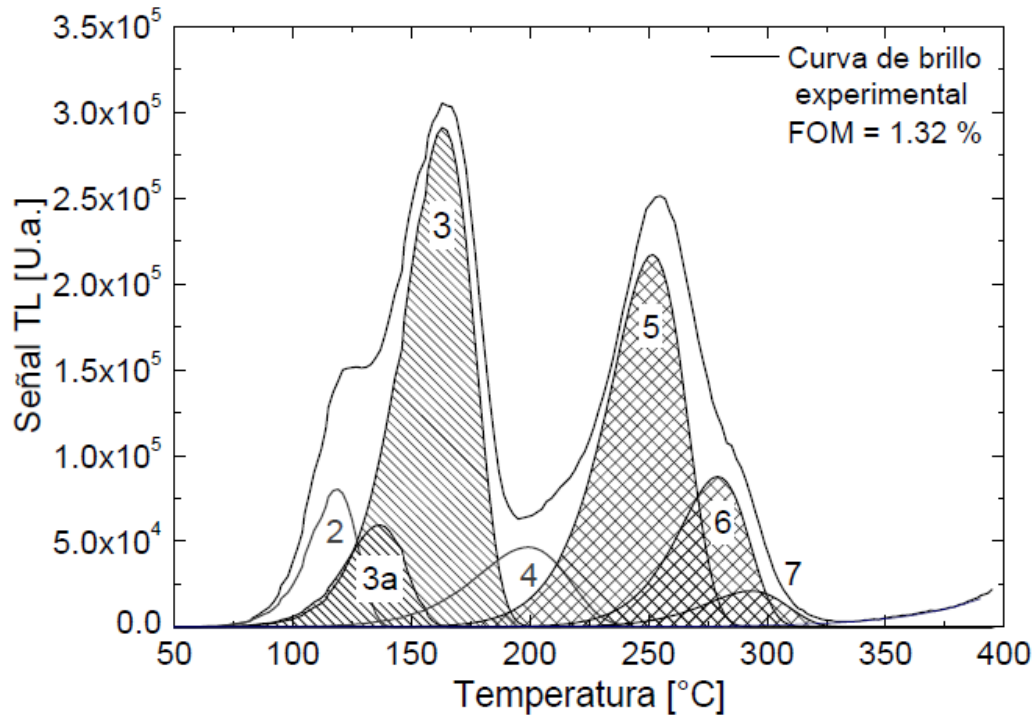


Figura 2.8: Curva de brillo del TLD-300 expuesto a un haz de rayos X de 28kV/Mo/Mo deconvolucionada en 7 picos. Los picos de baja (3a y 3) y alta (5, 6 y 7) temperatura son identificados. La FOM (Figure Of Merit, en inglés) es un parámetro de la calidad de la deconvolución, una menor FOM implica un mejor ajuste. Figura obtenida de [52].

2.2.4. Uso en conjunto de TLD-100 y TLD-300

Como ya se mencionó, el TLD-100 ha sido ampliamente utilizado con fines dosimétricos debido a que su número atómico es similar al del tejido humano. Sin embargo, cuando se calibra con los rayos gamma del ^{60}Co , o con un haz de fotones de 6 MV, y se utiliza en campos de fotones con energía promedio menor que la de calibración, tiene una sobre respuesta de hasta el 11 % para energías promedio de 200 keV [50, 58] y de hasta el 30 % para energías promedio de 30 keV [61]. Por lo que es necesario conocer la energía promedio del campo de radiación al cual es expuesto para determinar de forma exacta la dosis absorbida [33, 42, 50]. Por otro lado, la curva de brillo del TLD-300 permite cuantificar la calidad del haz de radiación al cual es expuesto. Sin embargo, su número atómico efectivo, Z_{efe} , es de 16.3, por lo cual no es óptimo para aplicaciones dosimétricas. Dado lo anterior, el TLD-300 se podría utilizar para determinar la energía promedio del campo de radiación al que es expuesto y utilizar esta información para corregir la respuesta del TLD-100 por su dependencia con la energía y con esto poder determinar la dosis absorbida de una manera correcta. Esta técnica podría ser útil en estudios del campo de radiación secundaria en radioterapia y determinación de la DFCT.

2.3. Método Monte Carlo en el estudio del transporte de la radiación

El método Monte Carlo es un método numérico que se basa en el muestreo e inferencia estadística, para resolver ecuaciones integro-diferenciales que describen fenómenos presentes en varias ramas de las ciencias naturales, tal como la física. En la estadística clásica el muestreo se realiza de observaciones, mientras que, en el método Monte Carlo este se genera mediante un algoritmo computacional. Con respecto a la inferencia estadística, la solución de la ecuación se encuentra a partir de estimar el parámetro de interés de la distribución estadística que describe el fenómeno [62].

La ecuación de transporte de Boltzmann (ETB) es una ecuación integro-diferencial que se utiliza para modelar el transporte de la radiación y su interacción con la materia [33, 63]. Una manera de resolver problemas del transporte de la radiación en donde no es posible conocer, por métodos experimentales, todas las magnitudes físicas que describen al campo de radiación consiste en [62–64]:

1. Utilizar el método Monte Carlo para encontrar soluciones aproximadas a la ETB, lo que significa generar o simular las trayectorias de las partículas en un medio.
2. Una vez conocidas estas trayectorias se estiman las magnitudes de interés, las cuales pueden ser la fluencia de partícula, fluencia de energía o dosis absorbida en un punto o más comúnmente las distribuciones espaciales de estas cantidades. Esta segunda etapa se conoce como contar (en inglés «*tallying*»).

De acuerdo con lo anterior, en el caso específico de la dosimetría en radioterapia, se utiliza el método Monte Carlo para simular las trayectorias de las partículas y con esto poder calcular la distribución espacial de dosis absorbida impartida por los campos de radiación ionizante [63, 64]. Además, este método también se utiliza para simular los espectros de energía de los campos de radiación primaria y secundaria en radioterapia [28, 42, 50].

El uso del método Monte Carlo para resolver problemas del transporte de la radiación que se plantean en dosimetría de la radioterapia ha aumentado en las últimas dos décadas. Debido a esto se han desarrollado varios códigos para la simulación del transporte de fotones, electrones, positrones y neutrones, tales como [22, 62, 65]:

- EGS (Electron-Gamma Shower), que actualmente tiene una versión llamada EGSnrc [66].
- BEAMnrc [67]: La cual es una interfaz para EGSnrc, diseñada específicamente para simular aceleradores lineales clínicos.
- GEANT4 (Generation of Events ANd Tracks, versión 4) [68].
- MCNP (Monte Carlo N-Particle) [69].
- PENELOPE (PENetration and Energy LOSS of Positrons and Electrons) [70].

Capítulo 3

Métodos y Materiales

3.1. Dosímetro TLD-300

3.1.1. Protocolo de uso para el TLD-300

Para este proyecto se utilizó un lote de 65 dosímetros termoluminiscentes de $CaF_2 : Tm$, llamados comercialmente TLD-300, con dimensiones $3.2 \times 3.2 \times 0.89 \text{ mm}^3$. Estos fueron manufacturados por Harshaw Chemical Company y donados por Thermo Fisher Scientific, Inc. (Illinois, USA).

Una de las metas de este proyecto fue optimizar el protocolo de dosimetría termoluminiscente con el que se trabaja el dosímetro TLD-300 en el Laboratorio de Dosimetría Termoluminiscente (LDT) del Instituto de Física de la UNAM (IF-UNAM) [32, 33, 52, 71]. La optimización consistió en implementar una etapa de precalentamiento, a $80 \text{ }^\circ\text{C}$ durante 10 min, antes de realizar la lectura de los dosímetros. Esto se realizó con el objetivo de aumentar la estabilidad de la curva de brillo en la región de baja temperatura (picos 2, 3a y 3 de la figura 2.8). El protocolo de uso del TLD-300 se describe a continuación:

- Horneado: (24 ± 2) h antes de la irradiación los dosímetros se colocaron sobre una plancheta metálica con nichos y se hornearon durante 1 h a $400 \text{ }^\circ\text{C}$ en un horno FELISA FE-341. Inmediatamente después de terminar el horneado, los dosímetros se enfriaron, durante 15 minutos, por contacto entre la plancheta de horneado y una placa de acero en equilibrio térmico con el ambiente. La temperatura del laboratorio era controlada a $(17 \pm 1)^\circ\text{C}$.
- Precalentamiento: (48 ± 2) h después de la irradiación los dosímetros se colocaron sobre una plancheta metálica con nichos y se hornearon durante 10 min a $80 \text{ }^\circ\text{C}$ en un horno Thermolyne 47900. Inmediatamente después de terminar el precalentamiento, los dosímetros se enfriaron, durante 15 minutos, por contacto entre la plancheta de horneado y una placa de acero en equilibrio térmico con el ambiente. La temperatura del laboratorio era controlada a $(17 \pm 1)^\circ\text{C}$.
- Lectura: Inmediatamente después, los dosímetros se leyeron en un lector Harshaw modelo 3500 del LDT del IF-UNAM, identificado internamente como 3500-I. La lectura consiste en el registro de la señal TL en forma de curva de brillo y se realiza con un flujo constante de N_2 ultra-puro ($> 99.99\%$) dentro de la región de la plancheta del equipo lector. Los dosímetros se calentaron por contacto con la plancheta

metálica reflejante que se calienta por medios resistivos, desde la temperatura del laboratorio (controlada en $(17 \pm 1)^\circ C$) hasta $400^\circ C$. La tasa de calentamiento de la plancheta fue de $8^\circ C s^{-1}$ y la señal TL se registra con una resolución de 200 canales, que cubre el intervalo de $30^\circ C$ a $395^\circ C$.

La geometría del equipo lector sugiere colocar el dosímetro de tal forma que una de las caras anchas ($3.2 \times 3.2 \text{ cm}^2$) esté en contacto con la plancheta y la cara opuesta frente al tubo fotomultiplicador. Por otro lado, debido a que en este trabajo se utilizaron haces de fotones con energía promedio mayor que 100 keV, los cuales son altamente penetrantes en el TLD-300, entonces se espera que el dosímetro se irradie uniformemente, lo cual implica que se debería obtener la misma señal luminosa independientemente de la cara del dosímetro que esté frente al tubo fotomultiplicador. Sin embargo, se mantuvo una posición relativa de los dosímetros durante la irradiación y la lectura, mediante una marca de grafito que tienen los dosímetros en una de sus caras anchas. Durante las irradiaciones el haz siempre incidió sobre la cara que tenía la marca de grafito y durante las lecturas esta misma cara siempre se colocó en frente del tubo fotomultiplicador. Esta posición relativa de los dosímetros que se mantuvo durante la irradiación y lectura es consistente con la que se mantuvo en trabajos previos realizados en el LDT del IF-UNAM [32, 33, 52, 72].

- El protocolo del LDT del IF-UNAM establece, como parte del control de calidad del equipo lector, que en cada sesión de trabajo y antes de realizar la lectura de los dosímetros, se debe registrar el voltaje de operación del tubo fotomultiplicador, y realizar pruebas para registrar la señal de fondo (ruido) y la señal del tubo fotomultiplicador (ganancia).

3.1.2. Análisis de la curva de brillo del TLD-300

El análisis de la curva de brillo del TLD-300 se realizó de acuerdo con el protocolo establecido en trabajos previos realizados en el LDT [31–33, 52, 72, 73]. Este consiste en realizar la deconvolución de la curva de brillo en 7 picos individuales (denotados por P2, P3a y P3-P7), más un fondo con un comportamiento exponencial, $fondo = a + be^{(\frac{T}{c})}$, donde a, b y c son constantes y T corresponde a la temperatura del canal. El proceso de deconvolución y la estimación de los parámetros de ajuste del fondo se llevó a cabo utilizando el software GlowFit [74], desarrollado para este propósito en el Instituto de Ciencias Nucleares Henryk Niewoniczański, Polonia. Este software permite buscar la posición, intensidad y anchura de los picos individuales, variando los parámetros descritos por el modelo de cinética a primer orden, propuesto por Randall y Wilkins, usando una aproximación polinomial. Los parámetros de los picos son ajustados, por medio de un proceso iterativo, hasta encontrar los valores que minimicen la función χ^2 , usando el método de Levenberg-Marquardt para la minimización de una función no lineal [74].

Los valores de las posiciones (Temperatura máxima, T_m) y energía de activación de los picos que fueron introducidos como parámetros de entrada en el software GlowFit, se muestran en la tabla 3.1. Estos fueron tomados de trabajos previos realizados en el LDT del IF-UNAM [32, 33]. Dichos valores corresponden a datos reportados que describen los picos de la curva de brillo del TLD-300, expuesto a campos de fotones de baja energía y a rayos gamma del ^{60}Co [32, 33].

Tabla 3.1: Valores de la posición (T_m) y energía de activación de los picos del TLD-300 usados en este trabajo. Estos valores corresponden a la tasa de calentamiento de 8°C s^{-1} , usada en este trabajo.

Pico	T_m [$^\circ\text{C}$]	Energía de activación [eV]
2	123 ± 5	1.2744
3a	140 ± 5	1.1007
3	166 ± 6	1.0776 ^a , 1.1776 ^b
4	204 ± 5	0.9400
5	254 ± 5	1.4233
6	282 ± 5	1.7300
7	297 ± 5	1.5500

^a Valor utilizado en las deconvoluciones de las curvas de brillo de dosímetros expuestos a campos de fotones con energía promedio menor que o igual a 140 keV.

^b Valor utilizado en las deconvoluciones de las curvas de brillo de dosímetros expuestos a campos de fotones con energía promedio mayor que 140 keV.

Se utilizó el valor de mérito¹ (FOM, por sus siglas del inglés Figure Of Merit), para ajustar los parámetros que mejor describieran a las curvas de brillo obtenidas experimentalmente. Todas las deconvoluciones en este trabajo fueron obtenidas con un valor de mérito menor o igual al 3% ($FOM \leq 3\%$). Las energías de activación fueron fijadas a los valores mostrados en la tabla 3.1, la temperatura máxima (T_m) fue limitada a no variar más de 6°C de los valores listados en la misma tabla y la altura de los picos se dejó como un parámetro libre. De la experiencia que se tiene en el LDT en el ajuste del fondo ($a + be^{(\frac{x}{c})}$) el primer término, a, fue calculado como la mediana de los 20 primeros datos de la señal TL, el segundo término, b, se dejó como parámetro libre; y el tercer término, c, se dejó variar entre 20 y 40.

De acuerdo con los trabajos previos realizados en el LDT del IF-UNAM [32, 33], de los siete picos obtenidos de la deconvolución, dos se asocian a la región de baja temperatura (P3a y P3) y tres a la región de alta temperatura (P5, P6 y P7). Entonces, a partir de las integrales de los picos deconvolucionados de la curva de brillo del TLD-300, se obtiene el cociente entre las señales de alta y baja temperatura (HLTR, por sus siglas del inglés High-to-Low-Temperature Ratio). Los trabajos de I. D. Muñoz [32] y A. Gómez-Facenda [33], han mostrado que existe una dependencia entre la forma de la curva de brillo del TLD-300 y la calidad del haz al que es expuesto, y que el HLTR describe de una forma adecuada esta dependencia. Este parámetro se calculó como se propone en [32]:

$$HLTR = \frac{P5 + P6 + P7}{P3a + P3}, \quad (3.1)$$

donde cada P_i corresponde a la integral del i -ésimo pico en los que se deconvolucionó la curva de brillo.

¹ El FOM se define como $FOM[\%] = \left(\frac{\sum_i |y_i - y(x_i)|}{\sum_i y_i} \right) 100\%$, donde y_i es la señal termoluminiscente del canal i , $y(x_i)$ el valor de la función ajustada en el centro del canal i . Este parámetro describe la calidad del ajuste de una función, por lo que menor FOM implica un mejor ajuste.

La figura 3.1 muestra la deconvolución, siguiendo el protocolo previamente mencionado, de la curva de brillo obtenida al exponer el dosímetro TLD-300 a los rayos gamma del ^{60}Co y con el protocolo optimizado descrito en la sección 3.1.1.

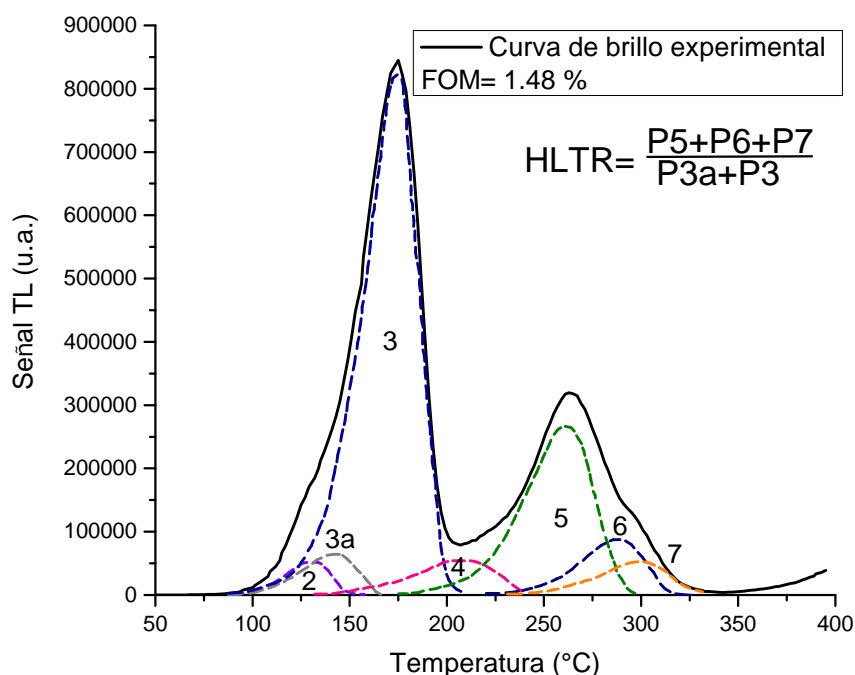


Figura 3.1: Curva de brillo del dosímetro TLD-300 deconvolucionada en 7 picos y obtenida después de exponerlo a los rayos gamma del ^{60}Co y con las condiciones de horneado y lectura utilizadas en este trabajo. Se identifican los 7 picos.

3.1.3. Selección de los dosímetros TLD-300

Se irradió, en seno de aire, el lote de 65 dosímetros TLD-300 en un haz de calidad 28kV/Mo/Mo generado con el mastógrafo Senographe 2000D del IF-UNAM y se impartió un valor de kerma en aire de 34 mGy a la entrada del dosímetro. Los dosímetros se colocaron en la zona del 94% de la distribución normalizada de intensidades, obtenida sobre una película radiocrómica, reportada para dicho haz en la figura 4.1-4(A) de la referencia [75]. Esta zona está ubicada a 5 cm del borde del tórax y tiene una superficie de $10 \times 2.5 \text{ cm}^2$. En cada irradiación se colocaron 20 dosímetros separados 1 cm de centro a centro de la cara ancha ($3.2 \times 3.2 \text{ cm}^2$).

Se seleccionaron 43 dosímetros que mostraron la curva de brillo mostrada en la figura 3.1. Para comparar la forma de las curvas de brillo de los dosímetros, estas se normalizaron al máximo de la región de alta temperatura. Estos 43 dosímetros tuvieron una uniformidad del $\pm 11\%$ (2σ) en la señal TL integrada.

3.1.4. Calibración de los dosímetros TLD-300

Para realizar la calibración de los dosímetros TLD-300, estos se expusieron con equilibrio de partícula cargada (EPC), a campos de fotones con energía promedio (E_{prom}) en el intervalo de 100 keV a 1250 keV. Para esto se utilizaron fuentes de los siguientes radionúclidos, se indica entre paréntesis la E_{prom} :

- ^{99m}Tc (Rayos gamma de 140 keV)
- ^{18}F (Rayos gamma de aniquilación, 511 keV)
- ^{137}Cs (Rayos gamma de 662 keV)
- ^{60}Co (Rayos gamma de 1250 keV)

Para la irradiación con los rayos gamma de 140 keV del ^{99m}Tc , se utilizó una fuente con una actividad de 7.4 mCi del radiofármaco $^{99m}Tc - Pertecnetato$, al tiempo inicial de la irradiación. Este radiofármaco se consiguió gracias a la licencia con la que cuenta el Laboratorio de Física Médica de la Unidad de Investigación Biomédica en Cáncer (LFMUIBC) INCan-UNAM y por consiguiente la irradiación se realizó en dicho laboratorio. El material radiactivo (100 μL) se colocó en un eppendorf con capacidad de 200 μL , que posteriormente se colocó dentro de un tubo de plástico. Para reducir la probabilidad de que llegaran componentes de radiación dispersa a los dosímetros, estos se colocaron sobre cinta mágica 3M, la cual estaba sobre cajas de cartón a una distancia del piso de 80 cm y a 100 cm de las paredes. Este arreglo experimental se muestra en la figura 3.2. La distancia fuente-TLD fue de 4.5 cm. Debido al tamaño de la fuente esta se puede considerar puntual a esta distancia; además, a esta distancia el tiempo de irradiación fue conveniente. El tiempo de irradiación fue de 5 h para impartir un kerma en aire de 20 mGy. Para dar EPC se colocaron 0.22 mm de cinta mágica 3M sobre los dosímetros. En este procedimiento se irradiaron 5 dosímetros TLD-300, 4 colocados en los lados de una cruz y uno en el centro, tal como se muestra en la figura 3.2.

Para la irradiación con los rayos gamma de 511 keV del ^{18}F , se utilizó una fuente de 100 μL con una actividad de 10.8 mCi del radiofármaco $^{18}F - FDG$, al tiempo inicial de la irradiación. Este radiofármaco también se consiguió gracias a la licencia con la que cuenta el LFMUIBC INCan-UNAM y por consiguiente la irradiación se realizó en dicho laboratorio. Para esta irradiación se utilizó la misma geometría y mismo número de dosímetros que con $^{99m}Tc - Pertecnetato$, figura 3.2. La distancia fuente-TLD, fue de 6.5 cm y el tiempo de irradiación fue de 3 h 20 min para impartir un kerma en aire de 20 mGy. Para dar EPC se colocaron 1.6 mm de policloruro de vinilo (PVC, siglas en inglés) sobre los dosímetros. Para frenar a los positrones emitidos por el decaimiento del ^{18}F se colocaron 2.44 mm de plástico después de la fuente debido a que el alcance máximo de los positrones más energéticos es de 2.33 mm en agua. Los 2.44 mm de plástico provienen de la suma de los 0.5 mm de grosor de la pared del eppendorf con capacidad de 200 μL , 0.54 mm de grosor de la pared de un eppendorf con capacidad de 500 μL (el primer eppendorf se introdujo en este último) y 1.40 mm de grosor de la pared del tubo de plástico en el cual se introdujeron los 2 eppendorf.

La irradiación con los rayos gamma de 662 keV del ^{137}Cs , se realizó en un irradiador de ^{137}Cs del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ). Los dosímetros se colocaron en el centro de una placa de PMMA, de 10.5 cm x 10.5 cm x 1.2 cm, con nichos. Para dar EPC se colocó una placa de PMMA de 10.5 cm x 10.5 cm x 2.4 mm de PVC encima de los dosímetros. El tamaño de campo fue de 10 cm x 10 cm y la distancia

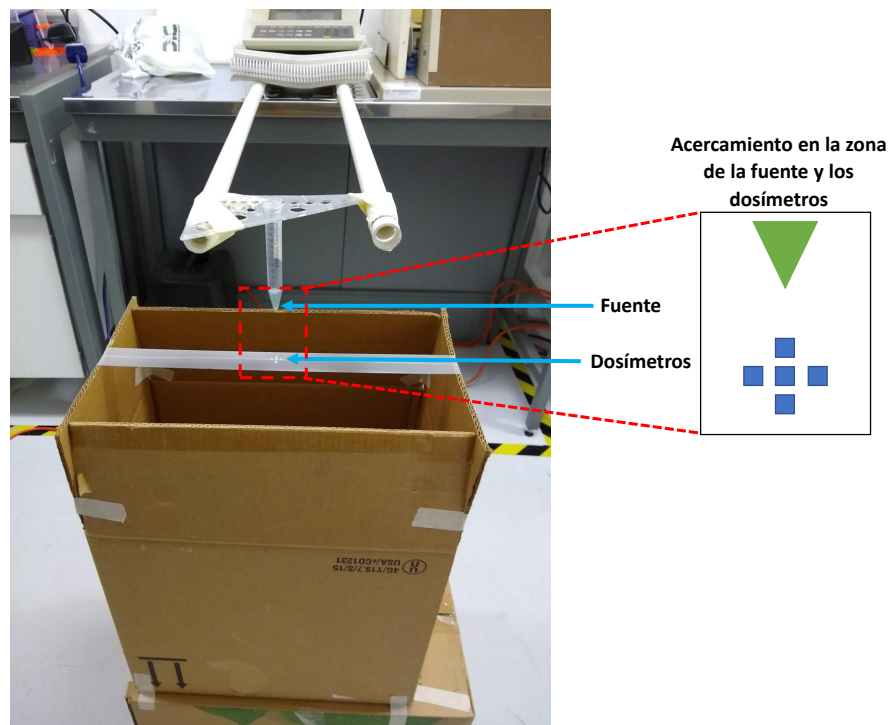


Figura 3.2: Configuración experimental para la irradiación del TLD-300 con los rayos gamma de 140 keV del ^{99m}Tc y con los rayos gamma de aniquilación de 511 keV del ^{18}F .

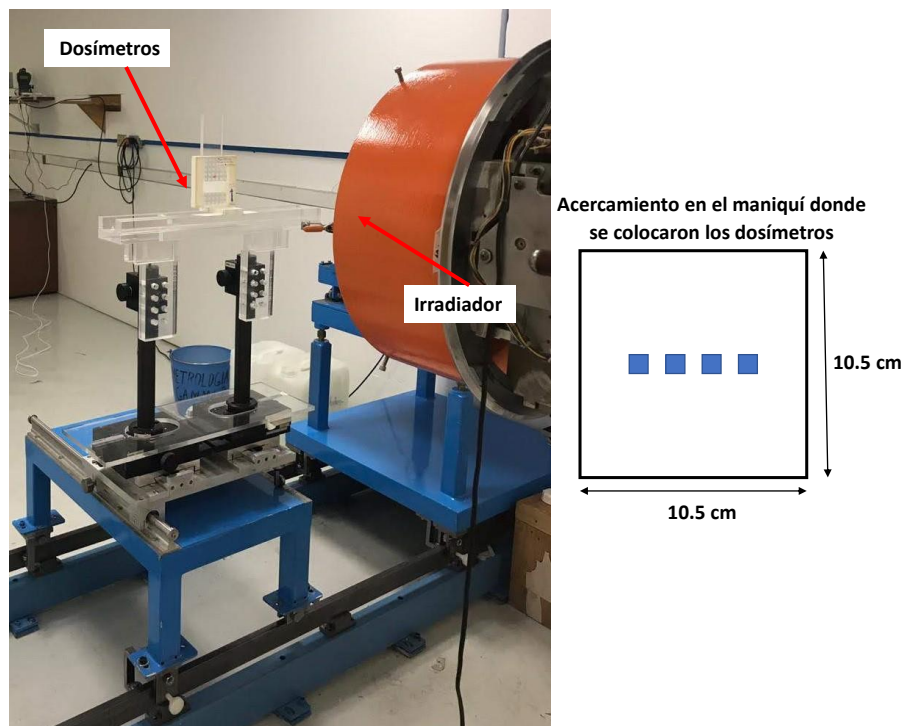


Figura 3.3: Configuración experimental para la irradiación del TLD-300 con los rayos gamma de 662 keV del ^{137}Cs y con los rayos gamma de 1250 keV del ^{60}Co .

fuente-superficie del maniquí fue de 100 cm. Se irradiaron 4 dosímetros TLD-300 y 4 TLD-100 por cada valor de kerma en aire de 30 mGy, 60 mGy y 90 mGy. Esto se hizo con el objetivo de verificar la linealidad de la respuesta TL de los dosímetros en función del kerma en aire. La figura 3.3 muestra la configuración experimental utilizada para esta irradiación.

La irradiación con los rayos gamma de 1250 keV del ^{60}Co , también se realizó en el ININ. Los dosímetros se colocaron en el centro de una placa de PMMA, de 10.5 cm x 10.5 cm x 1.2 cm, con nichos. Para dar EPC se colocó una placa de PMMA de 10.5 cm x 10.5 cm x 5 mm de PMMA encima de los dosímetros. Todas las demás condiciones fueron las mismas que las utilizadas en la irradiación con los rayos gamma del ^{137}Cs .

Para verificar que la técnica empleada en este trabajo fuera consistente con la aplicada en trabajos previos [32, 33, 52, 73], se irradiaron, en seno de aire, 4 dosímetros TLD-300 con un haz de fotones de calidad 25 kV/Mo/Mo generado con el mastógrafo Senographe 2000D del IF-UNAM, impartiendo un valor de kerma en aire de 16 mGy. Los dosímetros se colocaron en la zona del campo de radiación ubicada a 5 cm del borde del tórax y dentro del área de $10 \times 2.5 \text{ cm}^2$.

La curva de calibración del dosímetro TLD-300 se obtuvo al realizar la deconvolución de las curvas de brillo de cada uno de los dosímetros irradiados y posteriormente se calculó el valor promedio del HLTR obtenido en cada una de las irradiaciones. Estos valores de HLTR se graficaron como función de la energía promedio de los campos de fotones correspondientes y se les realizó un ajuste de tipo exponencial. Para la curva de calibración no se consideró el punto obtenido para el haz de mastografía de 25 kV/Mo/Mo, cuya energía promedio es muy inferior al intervalo de valores de interés para este trabajo.

En la figura 3.4 se muestra un diagrama de bloques que resume el protocolo que se siguió para el uso y calibración del TLD-300.

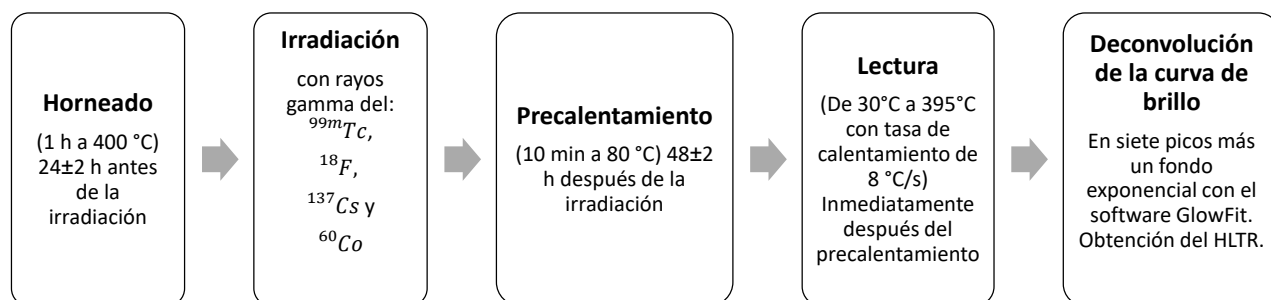


Figura 3.4: Diagrama de bloques que resume el protocolo que se siguió para el uso y calibración del TLD-300.

3.2. Dosímetro TLD-100

3.2.1. Protocolo de uso para el TLD-100

Para este proyecto se utilizaron 50 dosímetros termoluminiscentes de $LiF : Mg, Ti$ llamados comercialmente TLD-100, con dimensiones $3.2 \times 3.2 \times 0.89 \text{ mm}^3$, nuevos y de un mismo lote. Estos fueron manufacturados por Harshaw Chemical Company y provistos por Thermo Fisher Scientific, Inc. (Illinois, USA).

En este proyecto se siguió el protocolo de dosimetría termoluminiscente para TLD-100 con el que se trabaja en el LDT [33, 71]. Este se describe a continuación:

- Horneado: (24 ± 2) h antes de la irradiación los dosímetros se colocaron sobre una plancheta metálica con nichos y se hornearon durante 1 h a $400 \text{ }^\circ\text{C}$ en un horno FELISA FE-341. Inmediatamente después de terminar el horneado, los dosímetros se enfriaron, durante 15 minutos, por contacto entre la plancheta de horneado y una placa de acero en equilibrio térmico con el ambiente. La temperatura del laboratorio era controlada a $(17 \pm 1)^\circ\text{C}$. Posteriormente se hornearon durante 2 h a $100 \text{ }^\circ\text{C}$, en un horno Thelco modelo 19, y enfriados de la misma forma previamente descrita.
- Precalentamiento: (24 ± 2) h después de la irradiación los dosímetros se colocaron sobre una plancheta metálica con nichos y se hornearon durante 10 min a $100 \text{ }^\circ\text{C}$ en un horno Thermolyne 47900. Inmediatamente después de terminar el pre-calentamiento, los dosímetros se enfriaron, durante 15 minutos, por contacto entre la plancheta de horneado y una placa de acero en equilibrio térmico con el ambiente. La temperatura del laboratorio era controlada a $(17 \pm 1)^\circ\text{C}$.
- Lectura: Inmediatamente después, los dosímetros se leyeron en un lector Harshaw modelo 3500 del LDT del IF-UNAM, identificado internamente como 3500-I. Al igual que en la lectura del TLD-300, para el caso del TLD-100 esta se realiza con un flujo constante de N_2 ultra-puro ($> 99.99\%$) dentro de la región de la plancheta del equipo lector. Los dosímetros se calentaron por contacto con la plancheta metálica reflejante que se calienta por medios resistivos, desde la temperatura ambiente (controlada en $(17 \pm 1)^\circ\text{C}$) hasta $400 \text{ }^\circ\text{C}$. La tasa de calentamiento de la plancheta es de 8°C s^{-1} y la señal TL se registra con una resolución de 200 canales, que cubre el intervalo de 30°C a 395°C .
- El protocolo del LDT del IF-UNAM establece, como parte del control de calidad del equipo lector, que en cada sesión de trabajo y antes de realizar la lectura de los dosímetros, se debe registrar el voltaje de operación del tubo fotomultiplicador, realizar pruebas para registrar la señal de fondo (ruido) y la señal del tubo fotomultiplicador (ganancia).

3.2.2. Análisis de la curva de brillo del TLD-100

El análisis de la curva de brillo del TLD-100 se realizó de acuerdo con lo que se ha hecho en trabajos previos en el LDT [33]. Esto consiste en obtener la señal termoluminiscente neta ($M_{TLD} [nC]$) mediante la resta de la integral de la curva de brillo de los dosímetros irradiados ($M_{TLD}^{raw} [nC]$) y la señal de fondo de los dosímetros «testigos» ($M_{TLD}^{Bkgd} [nC]$), tal como lo muestra la ecuación 3.2². La curva de brillo del TLD-100 irradiado y la señal de fondo de los dosímetros «testigos» se muestran en la figura 3.5.

²La nomenclatura utilizada corresponde a la establecida en la escuela de verano del 2009 de la Asociación Estadounidense de Físicos en Medicina (AAPM, siglas en inglés) [59].

$$M_{TLD} [nC] = M_{TLD}^{raw} [nC] - M_{TLD}^{Bkgd} [nC] \quad (3.2)$$

Los dosímetros «testigos» no fueron irradiados pero se trasladaron, junto a los irradiados y estuvieron bajo las mismas condiciones que estos.

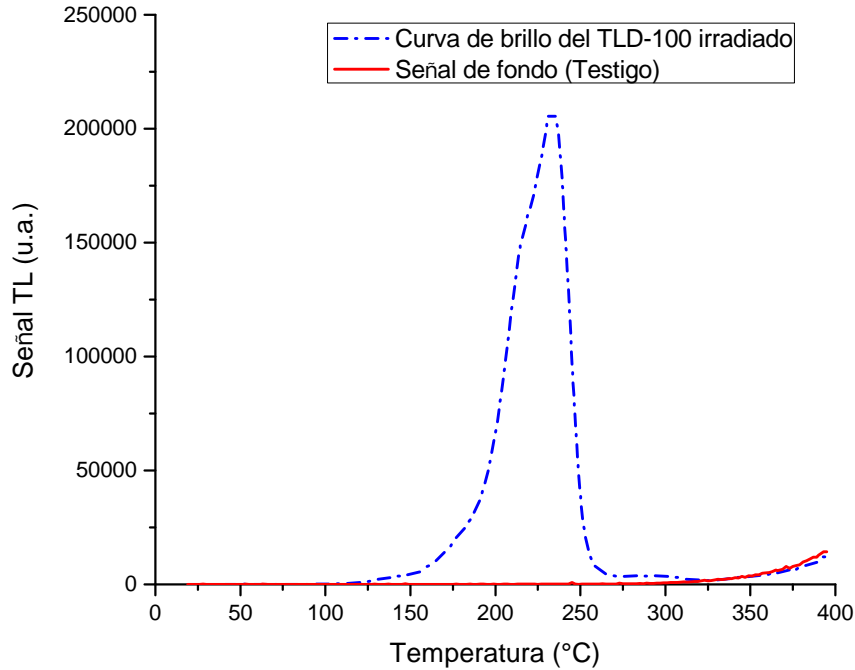


Figura 3.5: Curva de brillo del dosímetro TLD-100 obtenida después de exponerlo a los rayos gamma del ^{60}Co (impartiendo 30 mGy de kerma en aire) y con las condiciones de horneado y lectura utilizadas en este trabajo, y señal de fondo de los dosímetros «testigos».

3.2.3. Caracterización de los dosímetros TLD-100

Para cada dosímetro TLD-100 se obtuvo un factor de sensibilidad (k_s) [58] que contiene información de la uniformidad del lote y reproducibilidad de la respuesta TL. Esto se realizó con el objetivo de tener una respuesta TL lo más homogénea posible y con ello reducir el efecto de las fluctuaciones individuales.

Para obtener k_s , el lote de 50 dosímetros TLD-100, se irradió 3 veces en seno de aire, bajo las mismas condiciones, en un haz de calidad 28kV/Mo/Mo y se impartió un valor de kerma en aire de 34 mGy a la entrada del dosímetro. Los dosímetros se colocaron en la zona del 94% de la distribución normalizada de intensidades, tal como se describe en la sección 3.1.3.

Para cada dosímetro, se obtuvo un $k_{s,i,j}$ en cada una de las tres irradiaciones realizadas, definido como el cociente de la señal TL promedio de todo el lote ($\overline{M_{TLD}}$) y la señal TL del dosímetro i ($M_{TLD,i}$), para la irradiación j , tal como lo muestra la ecuación 3.3 [58].

$$k_{s,i,j} = \frac{\overline{M_{TLD}}}{M_{TLD,i}} \quad (3.3)$$

El factor de sensibilidad del dosímetro i ($k_{s,i}$) se calculó como el promedio de los $k_{s,i,j}$ obtenidos en cada una de las tres irradiaciones, como lo muestra la ecuación 3.4.

$$k_{s,i} = \frac{\sum_{j=1}^3 k_{s,i,j}}{3} \quad (3.4)$$

Este factor fue empleado cada vez que se utilizaron los dosímetros, multiplicando la M_{TLD} del dosímetro i por el $k_{s,i}$ de este mismo dosímetro.

3.2.4. Calibración de los dosímetros TLD-100

El procedimiento para realizar la calibración de los dosímetros TLD-100 a la energía del haz primario del linac consistió de dos etapas:

1. Verificación, con cámara de ionización, de las dosis absorbida en agua de 1.97 cGy, 19.9 cGy y 99.4 cGy impartidas por el haz clínico de fotones de 6 MV de Médica Sur en seno de PMMA.
2. Irradiación, en seno de PMMA, con haz de fotones de 6MV de 6 dosímetros TLD-100 con cada uno de los valores de dosis absorbida en agua mencionados en el párrafo anterior.

Verificación de las dosis absorbida en agua

Todas las irradiaciones en el haz de fotones de 6 MV se realizaron en el acelerador lineal Varian TrueBeam® de la Unidad de Radioterapia del Hospital Médica Sur.

Los valores de las magnitudes de influencia ($k_{elec} = 1$; $k_{pol} = 1.0056$ y $k_s = 0.9904$), el valor del $TPR_{20,10} = 0.6656$, el factor de corrección por la calidad del haz de usuario Q ($k_{Q,Q_0} = 0.99177$) y el factor de calibración de la cámara de ionización ($N_{D,agua,Q_0} = 5.376 \frac{cGy}{nC} \pm 0.81\%$) fueron proporcionados por el jefe de la Unidad de Radioterapia. La cámara de ionización utilizada fue una PTW-30013, con número de serie 2314 y calibrada por el Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares que es un Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica.

Para realizar la verificación, con cámara de ionización, de las dosis absorbida en agua impartidas por el haz de fotones de 6 MV en seno de PMMA, se colocaron sobre la cama de tratamiento 5 cm de placas de PMMA como material de retro-dispersión. Encima de estas se colocó la placa de PMMA que tiene la base para la cámara de ionización, en la cual el centro de la cámara de ionización se encuentra a 0.5 cm de profundidad. Encima de esta última placa se colocaron 3.9 cm de placas de PMMA, de tal forma que la cámara de ionización estaba a 4.4 cm de profundidad en el maniquí de PMMA (equivalente a 5.1 cm de agua líquida). La SSD fue de 100 cm

y el tamaño de campo de 10 cm x 10 cm en la superficie. Se introdujo la cámara de ionización en el maniquí y este se alineó; se registró la presión y temperatura del cuarto de tratamiento.

La profundidad de PMMA (Z_{PMMA}) equivalente a la profundidad de agua líquida (Z_{agua}) se calculó utilizando el cociente de las densidades electrónicas ($\frac{e^-}{cm^3}$) de agua líquida y PMMA, de acuerdo con la ecuación 3.5. Los valores de las densidades másicas (ρ) y cocientes $\frac{Z}{A}$ se obtuvieron de la referencia [76].

$$Z_{PMMA} = \left(\frac{\rho_{agua}}{\rho_{PMMA}} \right) \left(\frac{\left(\frac{Z}{A} \right)_{agua}}{\left(\frac{Z}{A} \right)_{PMMA}} \right) Z_{agua} = \left(\frac{0.9982 \frac{g}{cm^3}}{1.19 \frac{g}{cm^3}} \right) \left(\frac{0.555087}{0.539369} \right) Z_{agua} = 0.8633 Z_{agua} \quad (3.5)$$

La curva de porcentaje de dosis en profundidad (PDD, siglas en inglés) para el haz de fotones de 6 MV, con tamaño de campo de 10 cm x 10 cm, SSD igual a 100 cm y medida en agua, fue proporcionada por el jefe de la Unidad de Radioterapia. De esta curva de PDD se sabía que el rendimiento para el haz de 6 MV a una profundidad de 5.1 cm de agua era de $0.855 \frac{cGy}{UM}$; por lo que, al irradiar la cámara de ionización en el maniquí de agua a esta profundidad con 2.3 UM, 23.3 UM y 116.3 UM se imparten las dosis absorbidas en agua de 1.97 cGy, 19.9 cGy y 99.4 cGy, respectivamente. Una vez calculadas el número de UM necesarias para impartir estas dosis se irradió el maniquí con el haz de 6 MV y con tasa de dosis de $600 \frac{UM}{min}$. Se realizaron 3 irradiaciones para cada valor de dosis. En cada una de las irradiaciones se registró la carga eléctrica obtenida en el electrómetro y se determinó la dosis absorbida siguiendo el formalismo descrito en el código de práctica TRS 398 [77] del OIEA, expresado en la ecuación 3.6.

$$D(Z_{med,agua}) = M_{agua,Q}(Z_{med,agua}) N_{D,agua,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (3.6)$$

Donde:

$M_{agua,Q}$ es la lectura de carga eléctrica obtenida del electrómetro ($M_{1,agua}$) corregida por las magnitudes de influencia ($M_{agua,Q} = M_{1,agua} k_T k_P k_{elec} k_{pol} k_s$), cuando la cámara de ionización se encuentra en la profundidad en agua ($Z_{med,agua}$) donde se realiza la medición.

$N_{D,agua,Q_0}$ es el factor de calibración de la cámara de ionización en dosis absorbida en agua para la calidad Q_0 (^{60}Co).

k_{Q,Q_0} es el factor de corrección por la calidad del haz de usuario Q. Este se determina de la interpolación lineal de los valores del cuadro 14 del TRS 398 del OIEA [77] mediante el índice de calidad del haz ($TPR_{20,10}$) y el modelo de la cámara de ionización.

Sin embargo, el formalismo descrito en las referencias [76, 78] establece que cuando la irradiación ocurre en seno de un maniquí sólido, en este caso PMMA, es necesario primero poner la cámara de ionización en la profundidad en PMMA equivalente a la profundidad en agua y después añadir a la ecuación 3.6 el factor de conversión de dosis en maniquí ($k_Q^{agua,PMMA}$), tal como se muestra en la ecuación 3.7. Por tal motivo, las dosis absorbidas en agua se determinaron siguiendo la ecuación 3.7 [76].

$$D_{agua,Q}(Z_{med,agua}) = M_{PMMA,Q}(Z_{eq,PMMA}) N_{D,agua,Q_0} k_{Q,Q_0} k_Q^{agua,PMMA} \quad (3.7)$$

Donde:

$M_{PMMA,Q}$ es la lectura de carga eléctrica obtenida del electrómetro ($M_{1,PMMA}$) corregida por las magnitudes de influencia ($M_{PMMA,Q} = M_{1,PMMA}k_T k_P k_{elec} k_{poi} k_s$), cuando la cámara de ionización se encuentra en la profundidad en PMMA equivalente a la profundidad en agua ($Z_{eq,PMMA}$).

$N_{D,agua,Q_0}$ y k_{Q,Q_0} tienen las mismas definiciones dadas en la ecuación 3.6.

De acuerdo con la referencia [76], el factor de conversión de dosis en maniquí ($k_Q^{agua,PMMA}$) se puede obtener experimentalmente como el cociente de las lecturas de las cargas eléctricas, corregidas por las magnitudes de influencia, cuando la cámara de ionización se encuentra en el maniquí de agua líquida a la profundidad de $Z_{med,agua}$ y en el maniquí de PMMA en la profundidad $Z_{eq,PMMA}$, tal como se muestra en la ecuación 3.8.

$$k_Q^{agua,PMMA} = \frac{M_{agua,Q}(Z_{med,agua})}{M_{PMMA,Q}(Z_{eq,PMMA})} \quad (3.8)$$

El factor de conversión de dosis en maniquí ($k_Q^{agua,PMMA}$) también se puede obtener mediante simulaciones Monte Carlo. En la referencia [78] se proporcionan gráficamente, para PMMA y agua sólida, los valores de $k_Q^{agua,PMMA}$ calculados mediante simulaciones Monte Carlo para haces de fotones de energía entre ^{60}Co y 18 MV; además también reporta gráficamente valores de mediciones experimentales de $k_Q^{agua,PMMA}$ y se concluye que la máxima diferencia entre valores teóricos y experimentales es de 0.2%. En la referencia [76] se muestra una gráfica tomada de [78] del $k_Q^{agua,PMMA}$ como función del $TPR_{20,10}$ para PMMA. El valor de $k_Q^{agua,PMMA}$ utilizado fue determinado de la figura 16.18 de la referencia [76].

Irradiación del TLD-100

Una vez terminadas las irradiaciones de la cámara de ionización dentro del maniquí de PMMA se substituyó, en el maniquí descrito en la sección 3.2.4, la cámara de ionización y la placa de PMMA que tiene la base para esta, por los dosímetros TLD-100 y por una placa de PMMA que tiene los nichos para estos. Encima de esta última se colocaron 4.4 cm de placas de PMMA (equivalente a 5.1 cm de agua líquida) y se verificó que se tuviera el mismo grosor de PMMA como material de retro-dispersión. Se colocaron 6 TLD-100 en el centro de la placa de PMMA con nichos, se verificó que la SSD fuera de 100 cm, tamaño de campo de 10 cm x 10 cm y se alineó el maniquí. Posteriormente, con el haz de fotones de 6 MV y tasa de dosis de $600 \frac{UM}{min}$, se realizó la irradiación de 6 TLD-100 con cada uno de los valores de UM con los que previamente se irradió la cámara de ionización (2.3 UM, 23.3 UM y 116.3 UM) y que imparten las dosis absorbidas en agua verificadas.

La curva de calibración del dosímetro TLD-100 se obtuvo al calcular el promedio de la M_{TLD} de los 6 dosímetros irradiados con cada valor de dosis y posteriormente estos valores de dosis se graficaron como función de M_{TLD} . A este conjunto de datos se les realizó un ajuste lineal.

En la figura 3.6 se muestra un diagrama de bloques que resume el protocolo que se siguió para el uso y calibración del TLD-100.

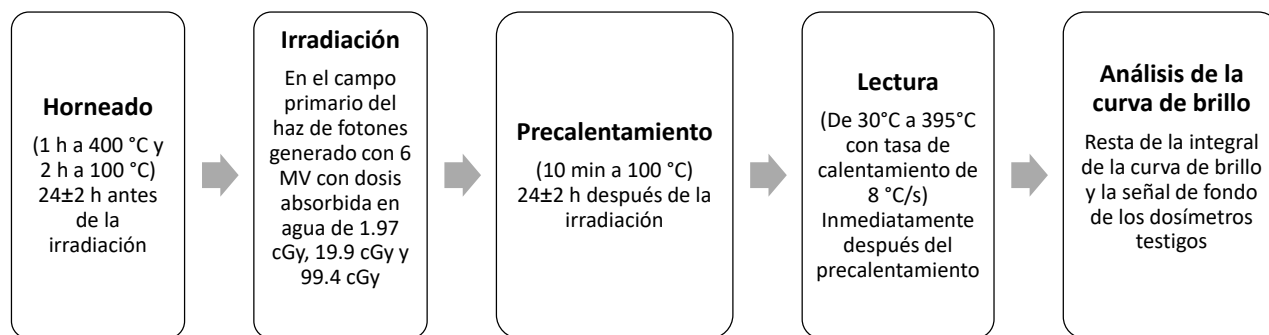


Figura 3.6: Diagrama de bloques que resume el protocolo que se siguió para el uso y calibración del TLD-100.

3.3. Irradiaciones en el campo de radiación secundaria generado por el haz de fotones de 6 MV

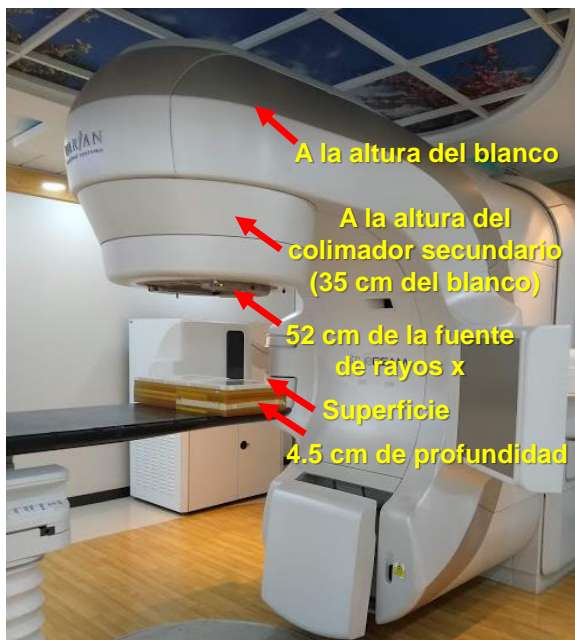
Las irradiaciones en el campo de radiación secundaria generado por el haz de fotones de 6 MV, con y sin filtro de aplanado (FF y FFF, siglas en inglés), se realizaron en el acelerador lineal Varian TrueBeam® de la Unidad de Radioterapia del Hospital Médica Sur.

Se evaluó la energía promedio y la dosis absorbida impartida por el campo de radiación secundaria en tres posiciones en el cabezal del linac y a dos profundidades en el maniquí de placas de PMMA (ver figura 3.7(a)):

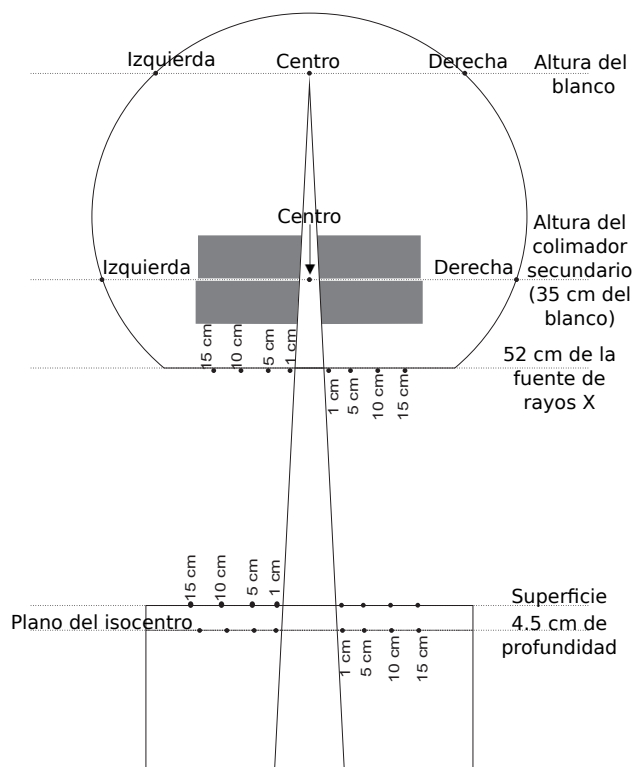
1. A la altura del blanco
2. A la altura del colimador secundario (35 cm por debajo del blanco)
3. A 52 cm de la fuente de rayos X (debajo del MLC)
4. En la superficie del maniquí (a 95.5 cm del blanco)
5. A 4.5 cm de profundidad en el maniquí

A la altura del blanco y a la altura del colimador secundario, se colocaron 4 dosímetros TLD-300 y 4 TLD-100, en una placa (10 cm x 4 cm x 0.7 cm) de PMMA con nichos, en las posiciones lateral derecha, centro y lateral izquierda, viendo de frente al linac (ver figura 3.7(a) y 3.7(b)). Encima de los dosímetros se colocó 5 mm de PVC para dar equilibrio de partícula cargada (EPC). Los tres maniquíes se alinearon usando los láseres de las paredes y del techo del cuarto de tratamiento, se fijaron con cinta masking 3M sobre la carcasa de plástico del cabezal y se impartieron 1600 UM.

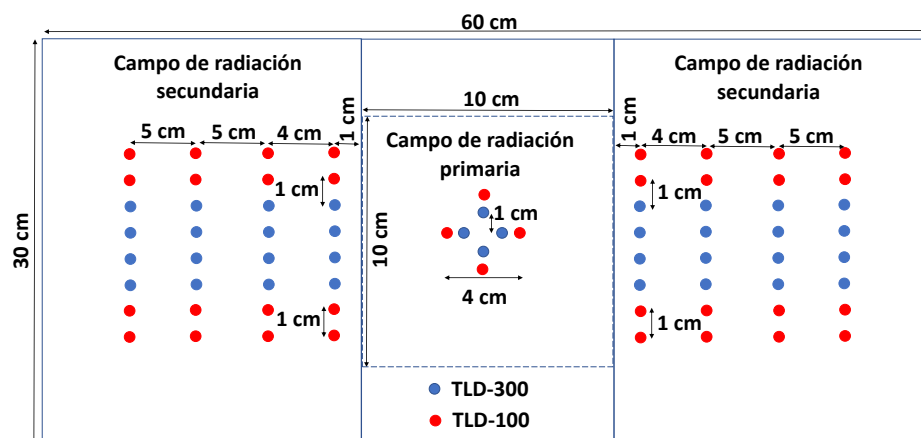
Para las otras posiciones, en un maniquí de placas de PMMA se colocaron 4 dosímetros TLD-300 y 4 TLD-100 a las distancias de 1 cm, 5 cm, 10 cm y 15 cm, medidas desde el borde del campo de radiación primaria (ver figura 3.7(b) y 3.7(c)). Este borde se tomó como el borde del campo luminoso. Viendo de frente al linac, los dosímetros se posicionaron tanto a la izquierda como a la derecha del campo de radiación primaria y:



(a)



(b)



(c)

Figura 3.7: Posiciones donde se evaluó la energía promedio del campo de radiación secundaria y la DFCT. (a) posiciones en una foto del TrueBeam® (b) esquema donde se indican estas posiciones y (c) posiciones de los TLD a 4.5 cm de profundidad.

1. A 52 cm de la fuente de rayos X, los dosímetros se colocaron en una placa (17 cm x 10 cm x 0.7 cm) de PMMA con nichos. Encima de los dosímetros se colocó 5 mm de PMMA para dar EPC. El maniquí se sujetó al cabezal con cinta masking 3M y tipo tela. Se impartieron 200 UM.

2. En la superficie del maniquí, los dosímetros se colocaron en una placa (30 cm x 25 cm x 1 cm) de PMMA con nichos y el maniquí completo tenía dimensiones de 60 cm de largo, 30 cm de ancho y altura de 10.5 cm (1 cm «altura de placa con nichos» + 9.5 cm «material de retrodispersión»). Encima de los dosímetros se colocó una placa de PMMA de 2 mm para dar EPC. Se impartieron 250 UM.
3. A 4.5 cm de profundidad en el maniquí; los dosímetros se colocaron en una placa (30 cm x 25 cm x 1 cm) de PMMA con nichos y el maniquí completo tenía dimensiones de 60 cm de largo, 30 cm de ancho y altura de 10.5 cm (4.5 cm «profundidad» + 1 cm «altura de placa con nichos» + 5 cm «material de retrodispersión»). Se impartieron 211 UM.

En todas las posiciones previamente descritas, se realizaron irradiaciones tanto con el haz de fotones de 6 MV FF (con filtro de aplanado, Flattening Filter en inglés) y 6 MV FFF (sin filtro de aplanado, Flattening Filter Free en inglés). La tasa de dosis utilizada en las irradiaciones con el primer haz fue de $600 \frac{UM}{min}$, mientras que para segundo fue de $1200 \frac{UM}{min}$. En cada una de las irradiaciones, se configuró el tamaño de campo de 10 cm x 10 cm a 4.5 cm de profundidad en el maniquí de placas de PMMA, es decir, la profundidad de 4.5 cm siempre se colocó en el plano horizontal del isocentro. La posición del gantry y cama de tratamiento fue a 0° . Para cada una de las posiciones, las irradiaciones a la izquierda y derecha del campo de radiación primaria siempre se realizaron simultáneamente.

Se tuvo cuidado de impartir el número de UM adecuadas para garantizar que los dosímetros (TLD-300 y TLD-100) irradiados fuera del campo de radiación primaria siempre tuvieran una respuesta lineal (ver sección 2.1.3) y además se obtuvieran curvas de brillo de calidad para el TLD-300. Las dosis medidas fuera del campo de tratamiento se normalizaron al número de UM impartidas en isocentro.

Además, se realizó una irradiación para evaluar la energía promedio del campo de radiación primaria y la dosis absorbida dentro de el campo de tratamiento del haz de 6 MV FF. Para esto se colocaron, en el centro del campo de radiación primaria, 4 dosímetros TLD-100 y 4 TLD-300, a 4.5 cm de profundidad en el maniquí. Los 4 TLD-300 estuvieron separados, entre sí, 1 cm; y los 4 TLD-100 estuvieron separados, entre sí, 4 cm. Esta configuración se muestra en la figura 3.7(c). Para las irradiaciones en el campo de radiación primaria se impartieron 2 UM con una tasa de dosis de $600 \frac{MU}{min}$.

3.3.1. Irradiaciones para identificar las fuentes de radiación secundaria

El objetivo de estas irradiaciones fue identificar las tres fuentes de radiación secundaria producida por el haz de fotones 6 MV FF: la radiación que se fuga del blindaje del cabezal, dispersión en colimador (DC) y dispersión en maniquí (DM). Para esto se siguió la idea de configuración experimental descrita en la referencia [29] y resumida en la figura 3.8. Para la configuración 1, en un punto de medición dentro del maniquí llegan las tres fuentes de radiación secundaria, ya que el maniquí está dentro del campo de radiación primaria. Para la configuración 2, en el mismo punto de medición sólo llega la radiación dispersada en los colimadores y la radiación que se fuga del blindaje del cabezal, ya que no hay maniquí en el campo primario. En la configuración 3, en el mismo punto de medición llega principalmente sólo fuga, debido a que el campo de radiación primaria se redujo al menor tamaño posible (1 cm x 1cm, tal como se recomienda en [29]) y el maniquí está fuera de este. Entonces, debido a que el punto de medición siempre fue el mismo, es posible realizar restas entre las configuraciones «(1)-(2)=

DM y (2)-(3)=DC» para cuantificar la contribución de cada una de las fuentes de radiación secundaria a la dosis impartida fuera del campo de radiación primaria.

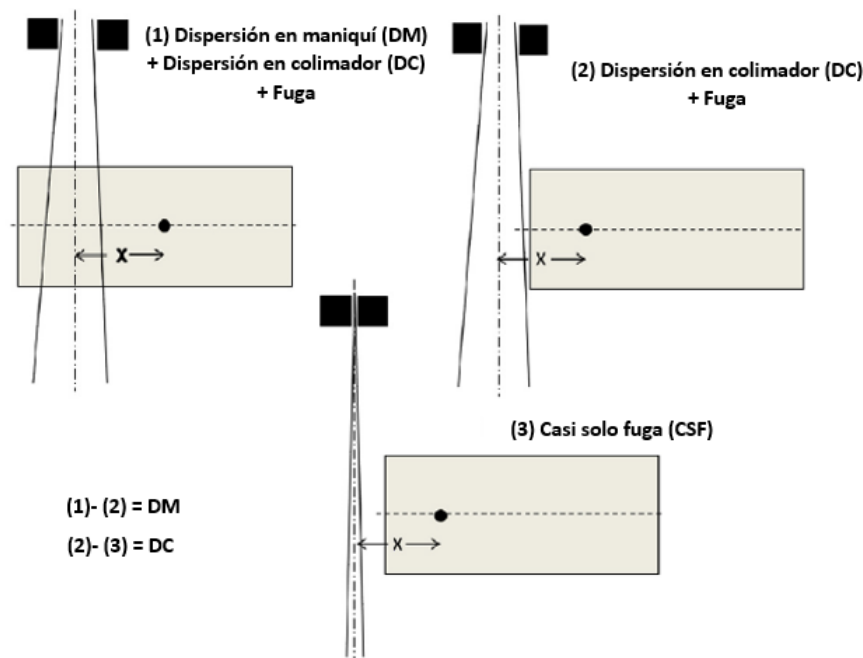


Figura 3.8: Configuración experimental para identificar la dispersión en maniquí (DM), dispersión en colimador (DC) y la fuga. Figura adaptada de [29].

Estas mediciones se realizaron en las posiciones a 52 cm de la fuente de rayos X, en la superficie del maniquí y a 4.5 cm de profundidad en el maniquí; y al del lado derecho (viendo de frente al linac) del campo de radiación primaria. Las mediciones para la configuración 1, se describieron en la sección 3.3, por lo que a continuación sólo se describen las mediciones para las configuraciones 2 y 3. En estas también se configuró el tamaño de campo de 10 cm x 10 cm a 4.5 cm de profundidad en el maniquí de placas de PMMA y se colocaron 4 TLD-300 y 4 TLD-100 en cada una de las distancias desde el eje del haz. La posición del gantry fue a 0° y la de la cama de tratamiento fue a 270°, esto para poder desplazarla longitudinalmente y así poder posicionar, tanto la cama de tratamiento como el maniquí, fuera del campo de radiación primaria. Para lograr esto último, también se consideró que, cuando se configura el tamaño de campo de 10 cm x 10 cm a 4.5 cm de profundidad, el tamaño de campo a la salida del maniquí (10.5 cm de grosor) es de 10.6 cm x 10.6 cm.

1. Configuración 2: El maniquí de placas de PMMA de 30 cm de largo, 30 cm de ancho y 10.5 cm de altura se posicionó sobre la cama de tratamiento, se alineó respecto al campo de 10 cm x 10 cm y posteriormente se posicionó fuera del campo de radiación primaria (figura 3.8), de tal forma que los dosímetros estuvieron,
 - a 52 cm de la fuente, a distancias desde el eje del haz de 3.6 cm, 7.6 cm, 12.6 cm y 17.6 cm, que debido a la divergencia del haz son las mismas posiciones que 1 cm, 5 cm, 10 cm y 15 cm desde el borde del campo primario, ya que el tamaño de campo a esta altura es de 5.2 cm x 5.2 cm. Se dió EPC con 5 mm de PMMA y se impartieron 200 UM al isocentro con tasa de dosis de 600 $\frac{UM}{min}$.

- en la superficie del maniquí, a distancias desde el eje del haz de 5.8 cm, 9.8 cm, 14.8 cm y 19.8 cm, que debido a la divergencia del haz son las mismas posiciones que 1 cm, 5 cm, 10 cm y 15 cm desde el borde del campo primario, ya que el tamaño de campo a esta altura es de 9.6 cm x 9.6 cm. Se dió EPC con 2 mm de PMMA y se impartieron 422 UM al isocentro con tasa de dosis de $600 \frac{UM}{min}$.
- a 4.5 cm de profundidad, a distancias desde el eje del haz de 6 cm, 10 cm, 15 cm y 20 cm, que debido a la divergencia del haz son las mismas posiciones que 1 cm, 5 cm, 10 cm y 15 cm desde el borde del campo primario, ya que el tamaño de campo a esta altura es de 10 cm x 10 cm. Se impartieron 422 UM al isocentro con tasa de dosis de $600 \frac{UM}{min}$.

2. Configuración 3: El maniquí de placas de PMMA de 30 cm de largo, 30 cm de ancho y 10.5 cm de altura se posicionó sobre la cama de tratamiento, se alineó respecto al campo de 10 cm x 10 cm, posteriormente se posicionó fuera del campo de radiación primaria y luego se cerró el tamaño de campo a 1 cm x 1 cm (figura 3.8), de tal forma que los dosímetros estuvieron,

- a 52 cm de la fuente, a distancias desde el eje del haz de 3.6 cm, 7.6 cm, 12.6 cm y 17.6 cm. Se dió EPC con 5 mm de PMMA y se impartieron 2000 UM al isocentro con tasa de dosis de $600 \frac{UM}{min}$.
- en la superficie del maniquí, a distancias desde el eje del haz de 5.8 cm, 9.8 cm, 14.8 cm, 19.8 cm, 30.8 cm, 34.8 cm, 39.8 y 44.8 cm, por lo que el tamaño del maniquí completo fue de 60 cm de largo, 30 cm de ancho y 10.5 cm de alto. Se dió EPC con 2 mm de PMMA y se impartieron 2000 UM al isocentro con tasa de dosis de $600 \frac{UM}{min}$. En esta medición se colocaron solo 2 TLD-300 y 2 TLD-100 en cada distancia desde el eje del haz.
- a 4.5 cm de profundidad, a distancias desde el eje del haz de 6 cm, 10 cm, 15 cm y 20 cm. Se impartieron 2000 UM al isocentro con tasa de dosis de $600 \frac{UM}{min}$.

3.4. Estimación de la energía promedio del campo de radiación secundaria y dosis absorbida asociada

En esta sección se describe el procedimiento que se realizó para estimar la energía promedio del campo de radiación secundaria y la dosis absorbida asociada.

3.4.1. Energía promedio del campo de radiación secundaria

Al conjunto de datos de HLTR y energía promedio (sección 3.1.4), en el intervalo de 140 keV a 1250 keV, se les realizó un ajuste analítico y se escogió una expresión exponencial. La elección de este modelo se basó en los siguientes criterios:

1. Describe cualitativa y cuantitativamente los valores experimentales.
2. Los parámetros del ajuste muestran una baja incertidumbre respecto de los parámetros de otros modelos.
3. Puede resolverse relativamente fácil para la energía promedio.

3.4.2. Corrección de la respuesta termoluminiscente del TLD-100 por su dependencia con la energía

En general, la dependencia de la respuesta de los TLDs como función de la energía se divide en dos componentes [50, 58, 59]:

1. La dependencia de la dosis absorbida con la energía ($f(Q)$), que relaciona la dosis en el dosímetro con la dosis en otro medio de interés, en ausencia del dosímetro, como función de la energía (o calidad) del haz (Q), tal como lo muestra la ecuación 3.9.

$$D_{med}(Q) = f(Q)D_{TLD}(Q) \quad (3.9)$$

2. La dependencia intrínseca con la energía ($k_{bq}(Q)$), que relaciona la respuesta del dosímetro ($M_{TLD}(Q)$) con la dosis impartida en el dosímetro ($D_{TLD}(Q)$) como función de las propiedades de irradiación, relacionadas con su calidad Q , tal como lo muestra la ecuación 3.10.

$$D_{TLD}(Q) = k_{bq}(Q)M_{TLD}(Q) \quad (3.10)$$

La dependencia total de la respuesta de los TLDs con la energía está dada por el producto $k_{bq}(Q)f(Q)$, el cual es el coeficiente de calibración $N_{D,med}(Q) = k_{bq}(Q)f(Q)$, para la calidad del haz Q , tal como lo muestra la ecuación.

$$D_{med}(Q) = k_{bq}(Q)f(Q)M_{TLD}(Q) = N_{D,med}(Q)M_{TLD}(Q) \quad (3.11)$$

Entonces, cuando los TLDs se utilizan en una calidad Q diferente de la calidad de calibración Q_0 , se define el factor de corrección por la dependencia con la energía ($k_{Q_0,Q}$) como el cociente de los cocientes de la dosis en el medio de interés (D_{med}) y la respuesta del dosímetro (M_{TLD}), para la calidad Q y Q_0 [50, 58], tal como lo muestra la ecuación 3.12.

$$k_{Q_0,Q} = \frac{k_{bq}(Q)f(Q)}{k_{bq}(Q_0)f(Q_0)} = \frac{\left(\frac{D_{med}(Q)}{M_{TLD}(Q)}\right)}{\left(\frac{D_{med}(Q_0)}{M_{TLD}(Q_0)}\right)} \quad (3.12)$$

En este trabajo los dosímetros TLD-100 fueron calibrados en el haz de fotones de 6 MV FF y utilizados en el campo de radiación secundaria generado por este haz, por lo que para determinar la dosis absorbida de forma correcta fue necesario realizar la corrección por la dependencia con la energía. Los factores de corrección por la dependencia con la energía ($k_{Q_0,Q}$) utilizados fueron obtenidos de la interpolación en el ajuste exponencial « $k_{Q_0,Q} = (1.002 \pm 0.004) + ((-0.29 \pm 0.06)(e^{(-0.005 \pm 0.001)(E)}))$ » realizado a los datos reportados en la tabla III de la referencia [50]; estos datos se muestran en la tabla 3.2.

Tabla 3.2: Valores de $k_{Q_0,Q}$ obtenidos de la referencia [50] para el TLD-100.

Energía promedio [keV]	$k_{Q_0,Q}$
190	0.89 ± 0.02
200	0.89 ± 0.02
230	0.93 ± 0.02
300	0.95 ± 0.02
310	0.93 ± 0.02
540	0.98 ± 0.02
1080	1.00 ± 0.02
1290	1.00 ± 0.02
1460	1.00 ± 0.02
1650	1.00 ± 0.02
1850	1.01 ± 0.02

3.4.3. Dosis absorbida en agua fuera del campo de radiación primaria

Dado que los TLD-100 se utilizaron en una calidad Q diferente de la calidad de calibración, $Q_0 = 6 \text{ MV}$, la dosis absorbida en agua ($D_w(Q)$) se determinó utilizando la siguiente ecuación:

$$D_w(Q) = N_{D,w,Q_0} k_{Q_0,Q} k_s (M_{TLD}^{raw} - M_{TLD}^{Bkgd}) \quad (3.13)$$

Donde:

N_{D,w,Q_0} , es el coeficiente de calibración obtenido de la pendiente del ajuste lineal realizado a los datos de la dosis absorbida en agua impartida por el haz de 6 MV FF como función de la señal TL neta (M_{TLD}).

$k_{Q_0,Q}$, es el factor de corrección por la dependencia con la energía que proviene de la interpolación en el ajuste exponencial realizado a los datos mostrados en la tabla 3.2.

k_s , es el factor de sensibilidad de cada dosímetro (ver sección 3.2.3).

$M_{TLD}^{raw} - M_{TLD}^{Bkgd}$, es la la señal TL neta (M_{TLD}).

Capítulo 4

Resultados

4.1. Calibración del TLD-300

En la figura 4.1 se muestran las curvas de brillo, normalizadas al máximo de la región de alta temperatura, obtenidas con el protocolo utilizado en este trabajo y después de exponer los dosímetros al haz de rayos X de mastografía de calidad 25 kV/Mo/Mo ($E_{prom} = 16 \text{ keV}$) y a los rayos gamma del ^{99m}Tc ($E_{prom} = 140 \text{ keV}$), ^{18}F (Rayos gamma de aniquilación, $E_{prom} = 511 \text{ keV}$), ^{137}Cs ($E_{prom} = 662 \text{ keV}$) y ^{60}Co ($E_{prom} = 1250 \text{ keV}$).

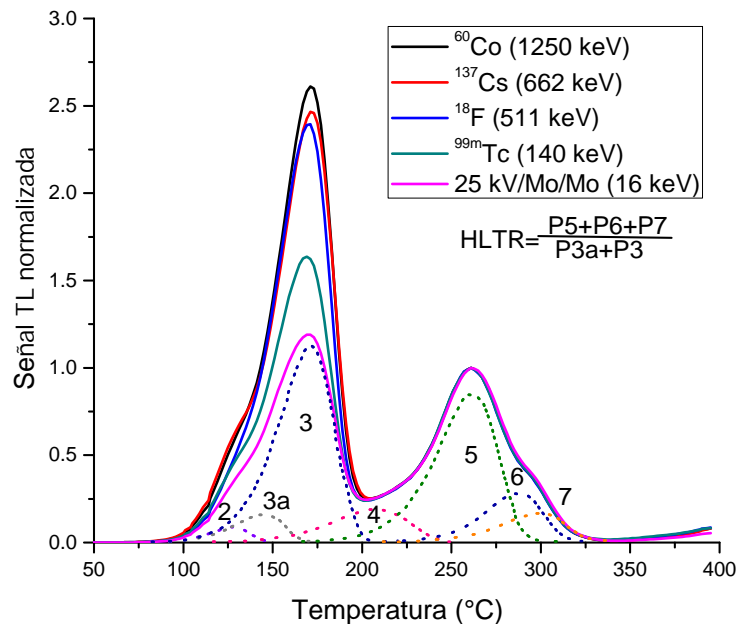


Figura 4.1: Curvas de brillo (normalizadas al máximo cerca de 260°C) del TLD-300 obtenidas con el protocolo utilizado en este trabajo y después de exponer los dosímetros a diferentes calidades de campos de radiación. Las líneas punteadas son los 7 picos en los cuales se deconvoluciona la curva de brillo de la irradiación con el haz de 25 kV/Mo/Mo.

La figura 4.1 muestra como cambia la forma de la curva de brillo del TLD-300 cómo función de la calidad del campo de fotones al cual es expuesto. Cuando las curvas de brillo son normalizadas al máximo en la región de alta temperatura, la altura del pico en la región de baja temperatura aumenta conforme aumenta la energía promedio del campo de fotones con el cual es irradiado el dosímetro. En esta misma figura se puede observar que existe un cambio prominente en la forma de la curva de brillo obtenida al irradiar el TLD-300 con el haz de fotones de 25 kV/Mo/Mo ($E_{prom} = 16 \text{ keV}$), con los rayos gamma de 140 keV del ^{99m}Tc y con los rayos gamma de aniquilación de 511 keV del ^{18}F . Sin embargo, el cambio en la forma de la curva de brillo deja de ser tan notable cuando el dosímetro es irradiado con los rayos gamma de 662 keV del ^{137}Cs y con los rayos gamma de 1250 keV del ^{60}Co . Esto indica que la sensibilidad del dosímetro decrece de manera apreciable para energías superiores a 662 keV.

En la tabla 4.1 se muestran los valores promedios de HLTR obtenidos de las deconvoluciones de las curvas de brillo de los dosímetros expuestos en cada una de las irradiaciones para la calibración del TLD-300. Las incertidumbres reportadas asociadas al HLTR corresponden a la desviación estándar de la media de los valores de HLTR obtenidos en cada irradiación, estas incertidumbres se encuentran en el intervalo del 0.3 % al 0.9 %.

Tabla 4.1: Valores promedios de HLTR y la desviación estándar de la media obtenidos en cada una de las irradiaciones con fotones para la calibración del TLD-300.

Calidad del haz	Energía promedio [keV]	HLTR
^{60}Co	1250	0.542 ± 0.003
^{137}Cs	662	0.573 ± 0.002
^{18}F	511	0.596 ± 0.005
^{99m}Tc	140	0.806 ± 0.007
25 kV/Mo/Mo	16	1.103 ± 0.010

En la figura 4.2 se muestran los valores de HLTR como función de la energía promedio del campo de fotones al cual fue expuesto el dosímetro TLD-300. También se muestra gráficamente el ajuste analítico realizado a los datos en el intervalo de 140 keV a 1250 keV. La ecuación del ajuste es la siguiente:

$$HLTR = (0.540 \pm 0.002) + [(0.47 \pm 0.01)e^{(-0.0041 \pm 0.0002)(E_{prom})}] \quad (4.1)$$

De la tabla 4.1 se puede obtener que la diferencia porcentual que existe entre los valores de HLTR obtenidos en las irradiaciones es, aproximadamente:

- Entre 1250 keV del ^{60}Co y 662 keV del ^{137}Cs del 6 %,
- Entre 662 keV del ^{137}Cs y 511 keV del ^{18}F del 4 %,
- Entre 511 keV del ^{18}F y 140 keV del ^{99m}Tc del 35 %,
- Entre 140 keV del ^{99m}Tc y $E_{prom} = 16 \text{ keV}$ del haz de 25 kV/Mo/Mo del 37 %.

Esto indica que cuantitativamente existe una reducción significativa de la sensibilidad del dosímetro TLD-300 a energías superiores a 662 keV. En contraste, para energías menores que 662 keV se tiene una mayor sensibilidad

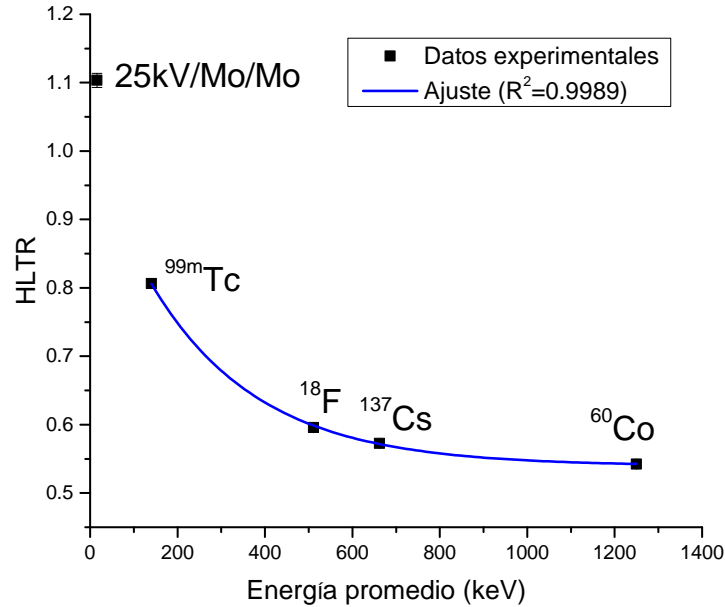


Figura 4.2: Curva de calibración del TLD-300. Las barras de incertidumbres son comparables con el tamaño de los símbolos.

que la obtenida a altas energías. Esto también se puede observar gráficamente (figura 4.2) del ajuste realizado a los datos en el intervalo de 140 keV a 1250 keV, en el cual se puede ver que para energías menores a 662 keV la curva presenta un mayor cambio, comparado con el cambio que se observa para energías mayores que 662 keV.

La variación del valor de las incertidumbres asociadas (0.3% a 0.9%) a los valores de HLTR (tabla 4.1) se debe principalmente al número de dosímetros expuestos en cada irradiación, ya que esta se tomó como la desviación estándar de la media, y a que el valor de HLTR obtenido de las irradiaciones con los rayos gamma del ^{60}Co y ^{137}Cs proviene del promedio de 12 dosímetros, mientras que, en las irradiaciones con los rayos gamma del ^{18}F y ^{99m}Tc , proviene del promedio de 5 dosímetros.

Para la curva de calibración del TLD-300 sólo se tomaron en cuenta los datos obtenidos en el intervalo de 140 keV a 1250 keV, debido a que ajustar a sólo estos datos produce que la ecuación reproduzca de mejor manera los valores de las energías de calibración y con una menor incertidumbre, que si se tomara también en cuenta el valor obtenido para la irradiación con el haz de 25 kV/Mo/Mo. Además, el intervalo de energías de interés para cumplir con el objetivo de este trabajo se encuentra entre 200 keV y 600 keV.

4.1.1. Respuesta del TLD-300 en función del kerma en aire

Dado que en la irradiación con los rayos gamma del ^{60}Co y del ^{137}Cs , los dosímetros se irradiaron con tres valores de kerma en aire (30 mGy, 60 mGy y 90 mGy), entonces se analizó cómo se comporta el área total y el área de cada pico de la deconvolución de la curva de brillo del TLD-300, como función del valor de kerma en

aire impartido. Las figuras 4.3 y 4.4 muestran las gráficas y el ajuste lineal realizado a estos conjuntos de datos cuando el dosímetro fue irradiado con los rayos gamma del ^{60}Co .

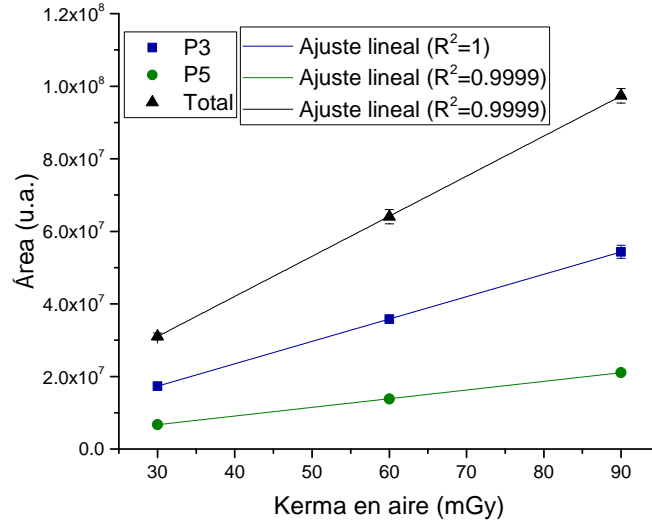


Figura 4.3: Respuesta total y de los picos 3 y 5 de la deconvolución de la curva de brillo del TLD-300, como función del valor de kerma en aire.

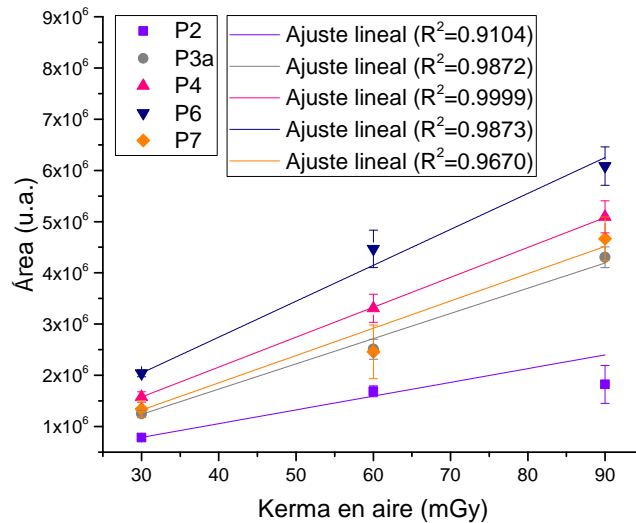


Figura 4.4: Respuesta de los picos 2, 3a, 4, 6 y 7 de la deconvolución de la curva de brillo del TLD-300, como función del valor de kerma en aire.

Los valores de R^2 obtenidos para los ajustes lineales mostrados en las figuras 4.3 y 4.4 indican que la respuesta total y de cada pico de la deconvolución de la curva de brillo del TLD-300 como función del valor de kerma en

aire, tiene un comportamiento lineal en el intervalo de 30 mGy a 90 mGy impartido por los rayos gamma del ^{60}Co . Este mismo comportamiento lineal de la respuesta del TLD-300 en función del kerma en aire se observó para la irradiación con los rayos gamma del ^{137}Cs . Estos resultados son consistentes con lo reportado por Massillon et al. 2008 [53], de que la respuesta total y de cada pico del TLD-300 es lineal para valores de dosis absorbida en CaF_2 menores que 1 Gy.

En todas las irradiaciones realizadas en este trabajo, siempre se impartió al TLD-300 dosis absorbidas menores que 100 cGy (1 Gy), esto se realizó para asegurar que la respuesta total y de cada pico fuera lineal.

4.1.2. Contribución relativa (CR) de los picos en la curva de brillo como función de la energía promedio

Una vez obtenidas todas las deconvoluciones de las curvas de brillo de los dosímetros irradiados con las diferentes calidades de campos de fotones (25 kV/Mo/Mo, ^{99m}Tc , ^{18}F , ^{137}Cs y ^{60}Co) se analizó la contribución relativa (CR) del área cada pico (P_i) al área total (A_{Tot}) de la curva de brillo del TLD-300, tal como se muestra en la ecuación 4.2.

$$CR = \frac{P_i}{A_{Tot}} \quad (4.2)$$

Las figuras 4.5 y 4.6 muestran la CR del área cada pico al área total (A_{Tot}) de la curva de brillo del TLD-300, como función de la energía promedio del campo de fotones con el que fue irradiado. Los valores de incertidumbre asociados a los valores de CR corresponden a la desviación estándar de la media de los valores de CR obtenidos en cada irradiación. A todos los conjuntos de datos de cada pico se les realizó un ajuste exponencial, de la forma $y = y_0 + Ae^{(R_0x)}$, excepto a los datos del pico 3a a los cuales se les realizó un ajuste lineal.

De las gráficas y de los ajustes mostrados en las figuras 4.5 y 4.6 se puede observar que para los picos 4, 5, 6 y 7 la CR disminuye conforme aumenta la energía promedio y después de los 662 keV se vuelve casi constante. Para el pico 3, la CR aumenta conforme aumenta la energía promedio y de igual forma después de los 662 keV se vuelve casi constante; y para el pico 3a la CR muestra una tendencia oscilante alrededor del valor de 0.04. Concluimos que la dependencia de la CR del pico 3 con la energía es diferente de la tendencia que muestran los demás picos. Además, para energías menores a 662 keV, en los picos 4, 5, 6 y 7 la tendencia decreciente de la CR al aumentar la energía promedio tiene un bajo gradiente, comparado con el alto gradiente que se observa en el pico 3 en el mismo intervalo de energías. Todo esto indica que el principal cambio en la forma de la curva de brillo del TLD-300 como función de la calidad del haz al que es expuesto, se presenta en la región de baja temperatura, específicamente en el pico 3, cuando la curva de brillo es deconvolucionada en 7 picos. Estos resultados explican el hecho de que la forma en la que está definido el HLTR permite que este sea un buen parámetro para cuantificar la dependencia, de la forma de la curva de brillo del TLD-300, con la energía del campo de fotones al que es expuesto.

Que la CR se vuelva constante después de 662 keV, indica que el cambio en la forma de la curva de brillo cuando el dosímetro es irradiado con fotones de energía promedio mayor que 662 keV no es tan notorio como cuando se irradia con fotones de energía promedio menor que 662 keV, lo que significa que existe poca dependencia de la forma de la curva de brillo del TLD-300 para energías superiores a 662 keV.

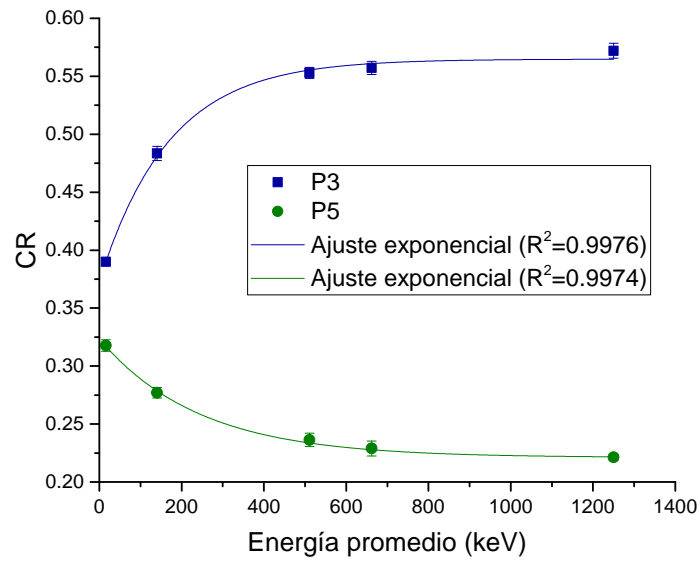


Figura 4.5: Contribución relativa del área del pico 3 y 5 al área total de la curva de brillo del TLD-300, como función de la energía promedio del campo de fotones con el que fue irradiado. Las barras de incertidumbre son comparables con el tamaño de los símbolos.

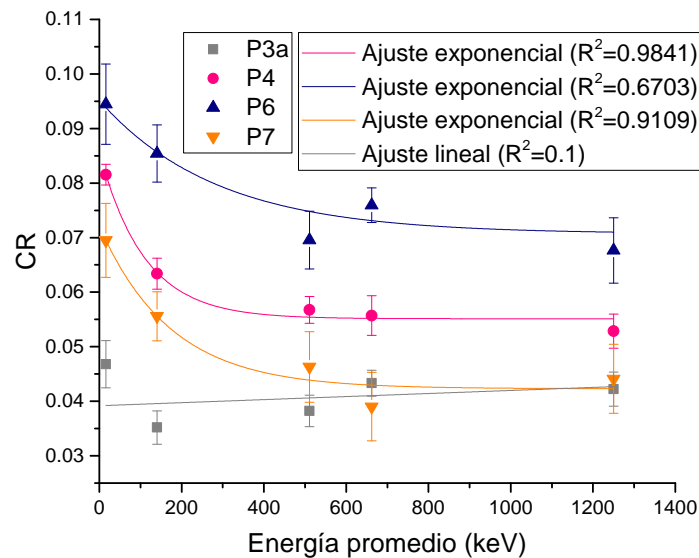


Figura 4.6: Contribución relativa del área de los picos 3a, 4, 6 y 7 al área total de la curva de brillo del TLD-300, como función de la energía promedio del campo de fotones con el que fue irradiado. Las barras de incertidumbre son comparables con el tamaño de los símbolos.

4.2. Calibración de la respuesta del TLD-100

En la tabla 4.2 se muestran los valores de las dosis absorbida en agua (D_{agua}), verificadas con cámara de ionización, y los valores promedios de la señal TL neta (M_{TLD}) obtenidos de las irradiaciones en el haz de fotones de 6 MV FF para la calibración del TLD-100.

Tabla 4.2: Valores de las dosis absorbida en agua (D_{agua}), verificadas con cámara de ionización, y los valores promedios de M_{TLD} .

D_{agua} [cGy]	M_{TLD} [nC]
1.91 ± 0.03	209 ± 10
19.3 ± 0.3	1974 ± 93
96 ± 2	10334 ± 485

En la figura 4.7 se muestran los valores de D_{agua} como función de M_{TLD} . También se muestra gráficamente el ajuste lineal realizado a los datos. La ecuación del ajuste es la siguiente:

$$D_{agua} = (0.0094 \pm 0.0002)M_{TLD} \quad (4.3)$$

El valor de la pendiente corresponde al coeficiente de calibración (ver sección 3.4.2) del TLD-100 para el haz de 6 MV FF ($N_{D,w,Q_0} = (0.0094 \pm 0.0002) \frac{cGy}{nC}$).

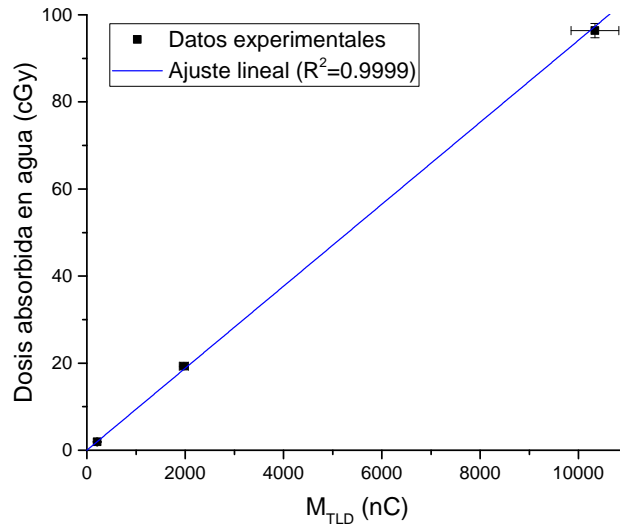


Figura 4.7: Curva de calibración del TLD-100. Las barras de incertidumbres son comparables con el tamaño de los símbolos.

Del ajuste realizado a los datos se puede observar que la señal TL neta (M_{TLD}) del TLD-100 es lineal en el intervalo de dosis absorbida en agua de 2 cGy a 100 cGy. Esto es consistente con lo reportado por Massillon et al. 2006 [57]. En todas las irradiaciones realizadas en este trabajo, siempre se impartió al TLD-100 dosis absorbidas menores que 100 cGy (1 Gy), esto se realizó para asegurar que la M_{TLD} fuera siempre lineal.

4.3. Energía promedio y dosis en el campo de radiación secundaria

4.3.1. Haces de 6 MV FF y 6 MV FFF

En la figura 4.8 se comparan entre sí las curvas de brillo (normalizadas al máximo de la región de alta temperatura) obtenidas al irradiar el TLD-300 en diferentes posiciones del campo de radiación secundaria generado por el haz de 6 MV FF (4.8(b), 4.8(c) y 4.8(d)) y con las curvas de brillo obtenidas al irradiar el TLD-300 con los haces de fotones de calibración (4.8(a)).

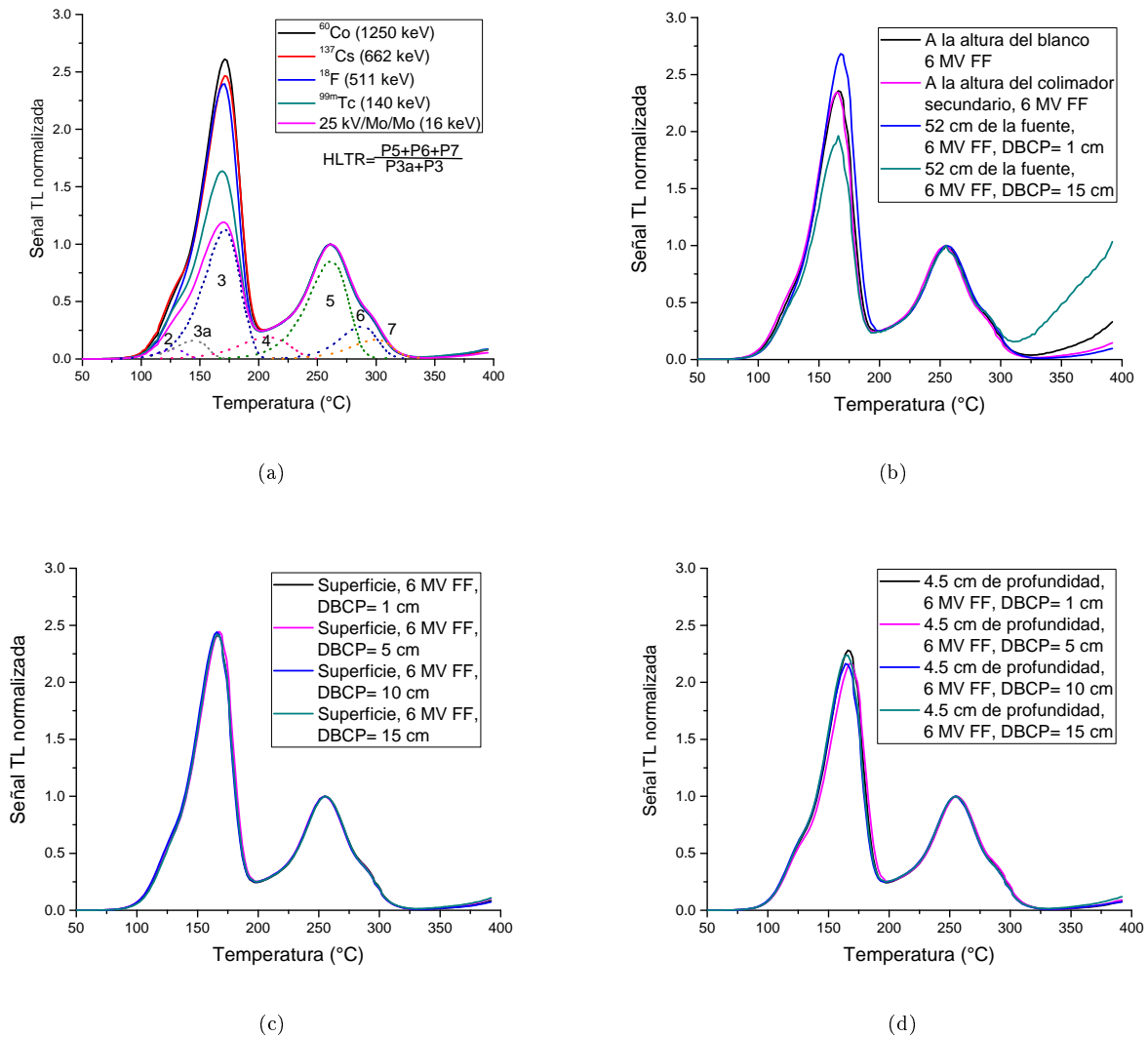


Figura 4.8: Curvas de brillo obtenidas al irradiar el TLD-300 con: (a) los haces de fotones de calibración y en el campo de radiación secundaria generado por el haz de 6 MV FF en las posiciones: (b) a la altura del blanco, a la altura del colimador secundario y a 52 cm de la fuente, (c) en la superficie y (d) a 4.5 cm de profundidad en el maniquí. DBCP= Distancia del borde del campo primario.

En la figura 4.8 se puede observar cómo cambia la forma de la curva de brillo obtenida en diferentes posiciones

del campo de radiación secundaria generado por el haz de 6 MV FF. La curva de brillo que corresponde a la más alta energía medida se obtuvo a 1 cm del borde del campo primario (DBCP) a 52 cm de la fuente (debajo del MLC) y cualitativamente el pico de baja temperatura es más alto que el obtenido en la irradiación con los rayos gamma del ^{60}Co , por lo que su energía es mayor que 1250 keV. Mientras que, la curva de brillo que corresponde a la menor energía medida en el campo de radiación secundaria generado por el haz de 6 MV FF, se obtuvo a 15 cm del DBCP a 52 cm de la fuente (debajo del MLC). También se puede observar que cualitativamente las curvas de brillo obtenidas a la altura del blanco y del colimador secundario son muy parecidas a la obtenida en la irradiación con los rayos gamma de aniquilación del ^{18}F . Por último, se puede observar que las curvas de brillo obtenidas fuera del campo primario, en la superficie y a 4.5 cm de profundidad en el maniquí, indican que la energía en superficie es mayor que la obtenida a 4.5 cm de profundidad; y que la energía obtenida en superficie no cambia significativamente conforme aumenta la DBCP, mientras que a 4.5 cm de profundidad se puede observar que la energía no es constante en función de la DBCP.

En la figura 4.9 y 4.10 se muestra en un esquema los valores de energía promedio medidos en diferentes posiciones del campo de radiación secundaria generado por el haz de 6 MV FF y por el haz 6 MV FFF (sin filtro de aplanado).

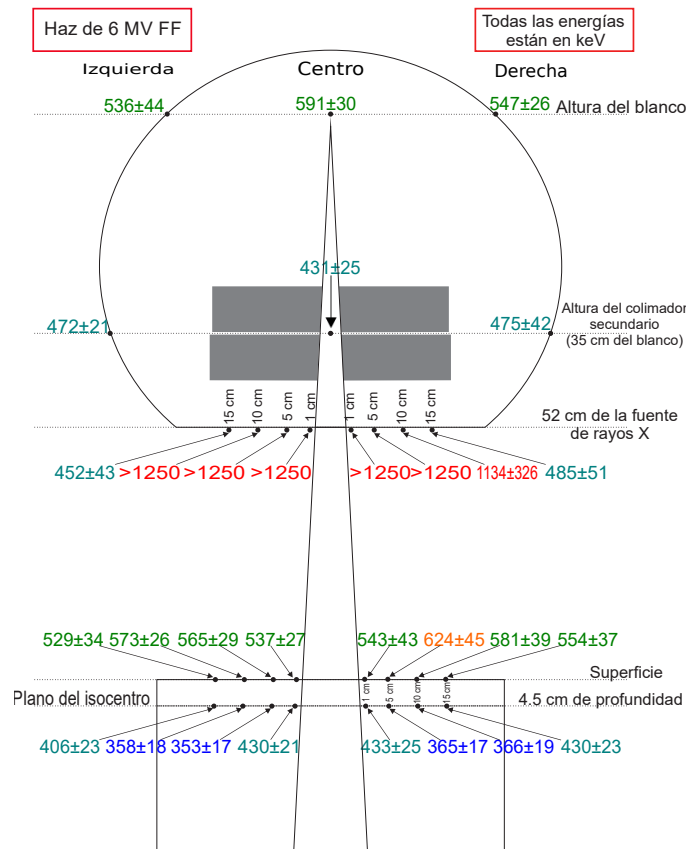


Figura 4.9: Esquema donde se indican las energías (en keV) medidas en diferentes posiciones del campo de radiación secundaria generado por el haz de 6 MV FF.

En la figura 4.9 se puede observar que la energía promedio medida a la altura del blanco es del orden de 560 keV, mientras que a la altura del colimador secundario es del orden de 460 keV. En esta zona se encuentra el blindaje del cabezal del linac, por lo que la energía medida corresponde a fotones que se fugan de este blindaje y que han experimentado múltiples eventos de dispersión. A 52 cm de la fuente, entre 1 cm a 10 cm de DBCP, se obtienen valores de energía mayores que 1250 keV y debido a la pérdida de sensibilidad del método no se pueden cuantificar. Esta energía probablemente corresponde a fotones que han experimentado un sólo evento de dispersión en el colimador secundario. A 52 cm de la fuente la energía de 400 keV medida a 15 cm de DBCP se debe a que, dada la geometría, no pueden llegar a esa posición los fotones dispersados en el colimador secundario. La energía promedio en la superficie del maniquí es del orden de 560 keV, mientras que, a 4.5 cm de profundidad es del orden de 390 keV, este cambio se debe a que a 4.5 cm de profundidad domina la contribución de la radiación dispersada en el maniquí.

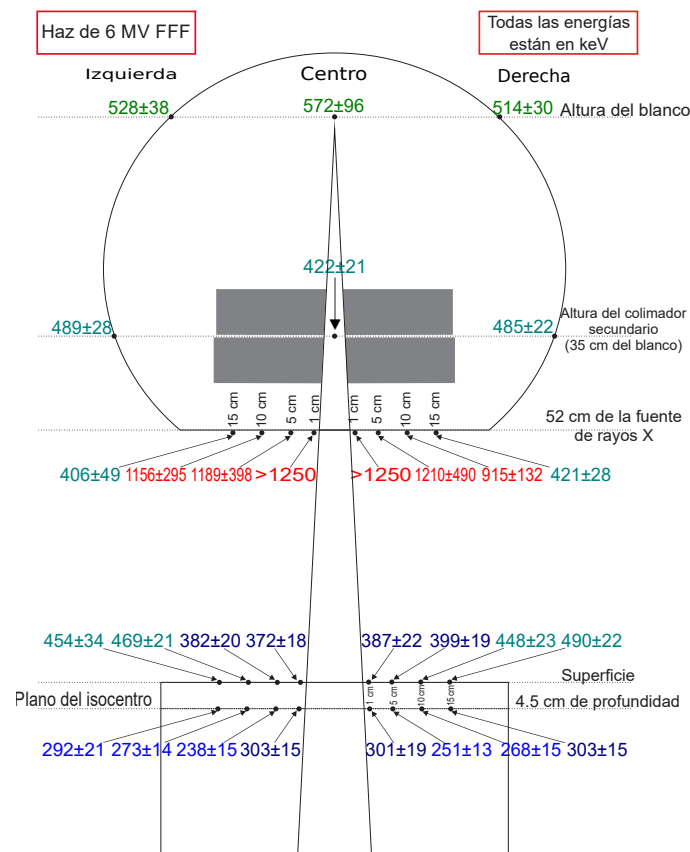


Figura 4.10: Esquema donde se indican las energías (en keV) medidas en diferentes posiciones del campo de radiación secundaria generado por el haz de 6 MV FFF.

En la figura 4.10 se puede observar que cualitativamente ocurre el mismo comportamiento de la energía del campo de radiación secundaria generado por el haz sin filtro de aplanado que por el haz con filtro de aplanado. Sin embargo, para las posiciones a 52 cm de la fuente, superficie y a 4.5 cm de profundidad en el maniquí, los valores promedios de energía obtenidos para las irradiaciones con el haz de 6 MV FFF son menores que para el

haz de 6 MV FF. Esto se debe probablemente a que el espectro de energía del campo de radiación primaria del haz de sin filtro de aplanado es más suave que para un haz con filtro de aplanado [79–81] y en consecuencia se observa este cambio en el campo de radiación secundaria generado por estos haces. Es necesario notar que a la altura del blanco y a la altura del colimador secundario los valores obtenidos de energía promedio son iguales para ambos haces.

En la figura 4.11 se muestra la gráfica del porcentaje de dosis, respecto del número de UM impartidas, como función de la posición (fuera del campo) para el haz con y sin filtro de aplanado, a la altura del blanco y del colimador secundario, medida al centro, izquierda y derecha del cabezal. En la gráfica, cada punto se etiquetó con la energía promedio medida.

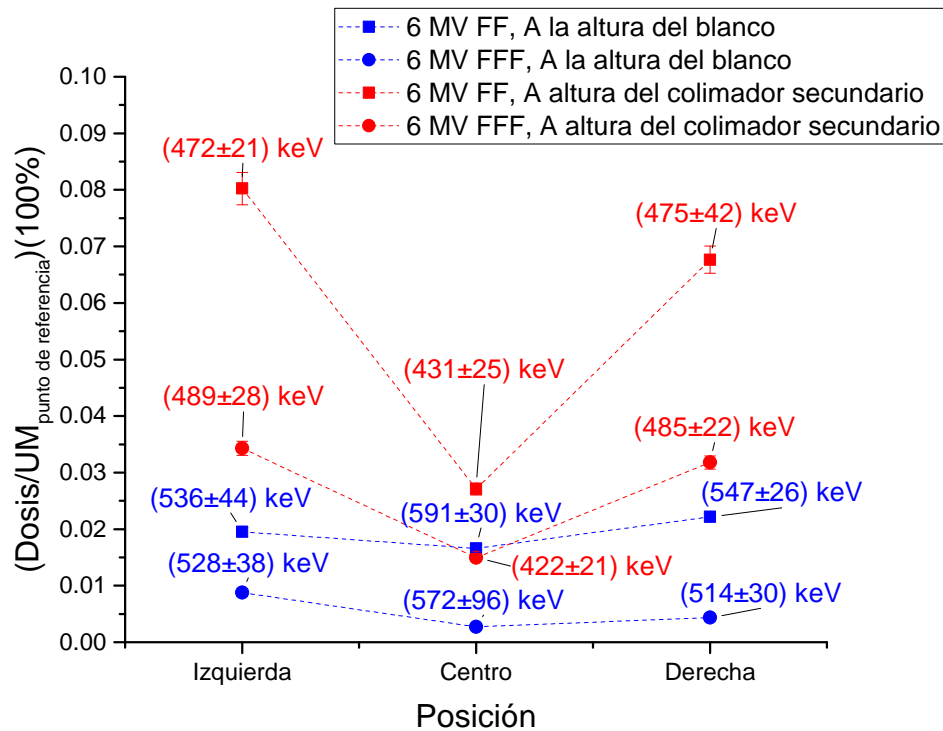


Figura 4.11: Porcentaje de dosis, respecto del número de UM, como función de la posición para el haz FF y FFF a la altura del blanco y del colimador secundario, medidas al centro, izquierda y derecha del cabezal. Las etiquetas corresponden a los valores de energía medidos en ese punto específico.

De la figura 4.11 se puede observar que a la altura del blanco y a la altura del colimador secundario, tanto para el haz FF y FFF, la dosis impartida es simétrica a la izquierda y a la derecha (viendo de frente el linac), y la dosis impartida al centro es menor respecto de los lados. Esto podría deberse a que, probablemente, en la parte central del cabezal existan piezas que aumentan el blindaje en esta dirección. También se puede observar que en las irradiaciones con el haz de FF se midió una mayor dosis que con el haz de FFF, esto puede explicarse debido a que cuando se remueve el filtro de aplanado se quita la principal fuente de radiación dispersa en el cabezal y con esto se reduce la radiación que se fuga a través del blindaje del cabezal [80, 82–84]. Además, en general

el porcentaje de dosis que se midió, tanto a la altura del blanco como a la altura del colimador secundario es menor que el 0.1 % de la dosis impartida en el isocentro. Esto es consiste con lo que se pide en el IEC-60601-2-1 [85]: que la dosis debida a fuga debe ser menor que el 0.1 %, en una área de 2 m de radio centrada en el isocentro y que se extiende sobre el plano horizontal.

En la figura 4.12 se muestra la gráfica de la energía promedio como función de la posición (fuera del campo) para el haz FF y FFF, a la altura del blanco y del colimador secundario, medida al centro, izquierda y derecha del cabezal. En la gráfica, cada punto se etiquetó con el porcentaje de dosis, respecto al número de UM impartidas.

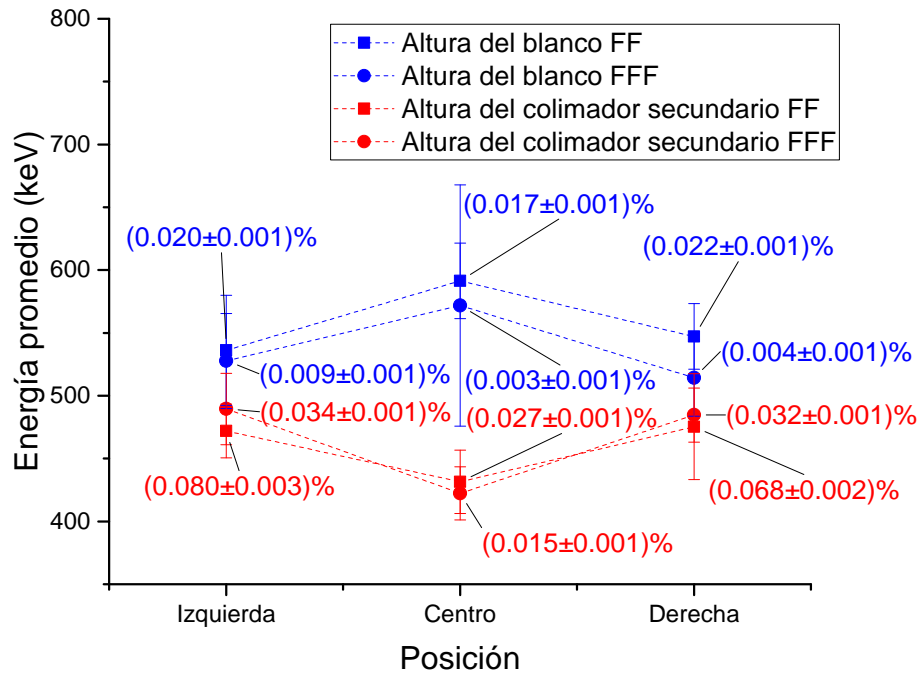


Figura 4.12: Energía promedio como función de la posición para el haz de 6 MV FF y 6 MV FFF a la altura del blanco y del colimador secundario. Las etiquetas corresponden a los valores de porcentaje de dosis, respecto al número de UM impartidas, medidos en ese punto específico.

De la figura 4.12 se puede observar que a la altura del blanco, tanto para el haz FF y FFF, la energía promedio a la izquierda y derecha es del orden de 530 keV, mientras que, en el centro es del orden de 580 keV. A la altura del colimador secundario para ambos haces, la energía promedio a la izquierda y derecha es del orden de 480 keV, mientras que, en el centro es del orden de 425 keV. Concluimos que, los valores de energía obtenidos a la altura del colimador secundario son menores que a la altura del blanco.

En la figura 4.13 se muestra la gráfica del porcentaje de dosis respecto del número de UM impartidas, como función de la distancia desde el borde del campo primario, para el haz con y sin filtro de aplanado, medida a 52 cm de la fuente, a la izquierda y derecha del campo de 5.2 cm x 5.2 cm. En la gráfica las etiquetas corresponden a las energías medidas del lado derecho del campo de radiación primaria.

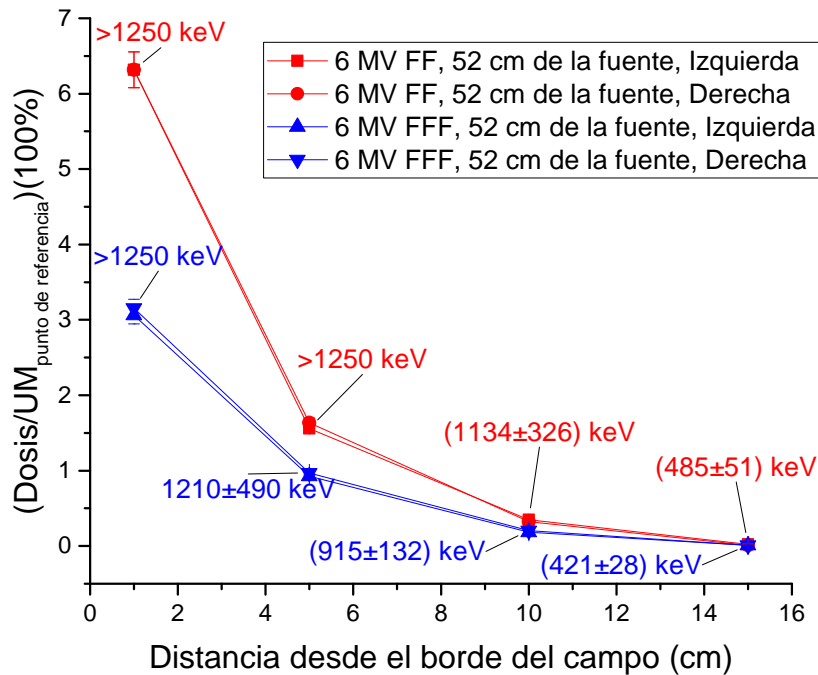


Figura 4.13: Porcentaje de dosis, respecto del número de UM, como función de la distancia desde el borde del campo primario, para el haz FF y FFF a 52 cm de la fuente, a la izquierda y derecha del campo de 5.2 cm x 5.2 cm. Las etiquetas corresponden a las energías medidas del lado derecho del campo de radiación primaria.

De la figura 4.13 se puede observar que, tanto para el haz FF y FFF, a 52 cm de la fuente la dosis impartida es simétrica a la izquierda y derecha del campo de radiación primaria (5.2 cm x 5.2 cm); y que la dosis decrece conforme aumenta la distancia desde el borde del campo primario. Además, se observa que entre 1 cm y 5 cm del borde del campo primario el haz FF imparte casi el doble de dosis fuera del campo de tratamiento de lo que imparte el haz FFF. Esta diferencia observada se debe a que cuando se remueve el filtro de aplanado se quita la principal fuente de radiación dispersa del cabezal, lo que produce una reducción de la radiación dispersada en los colimadores y por lo tanto una menor dosis fuera del campo de radiación primaria cuando se usa un haz FFF [80, 82–84].

En la figura 4.14 se muestra la gráfica de la energía promedio como función de la distancia desde el borde del campo primario, para el haz FF y FFF, medida a 52 cm de la fuente, a la izquierda y derecha del campo de 5.2 cm x 5.2 cm. En la gráfica, las etiquetas corresponden a los porcentajes de dosis, respecto al número de UM impartidas, medidos del lado derecho del campo de radiación primaria.

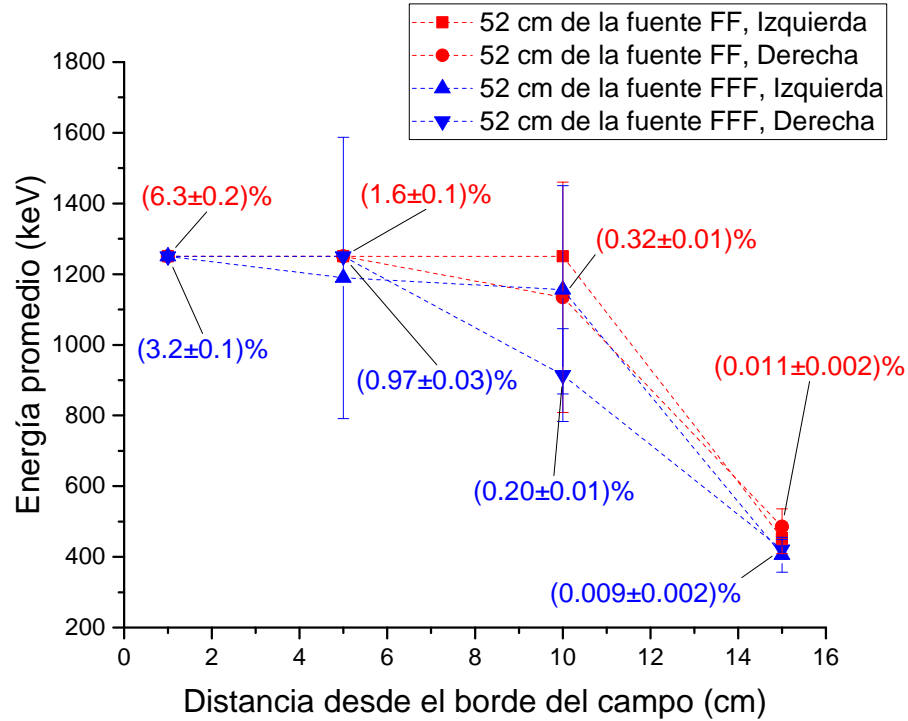


Figura 4.14: Energía promedio como función de la distancia desde el borde del campo primario, para el haz FF y FFF a 52 cm de la fuente, a la izquierda y derecha del campo de 5.2 cm x 5.2 cm. Las etiquetas corresponden a los porcentajes de dosis, respecto al número de UM impartidas, medidos del lado derecho del campo de radiación primaria.

De la figura 4.14 se puede observar que, tanto para el haz FF y FFF, a 52 cm de la fuente la incertidumbre obtenida (debido a la pérdida de sensibilidad del método) no permite concluir si existe o no simetría a la izquierda y derecha del campo de radiación primaria (5.2 cm x 5.2 cm). Además, la incertidumbre de estas mediciones no permite observar una diferencia en las energías obtenidas en las irradiaciones con el haz FF y FFF. Para el haz FF, entre 1 cm y 10 cm del borde del campo primario se obtienen energías muy cercanas o superiores a 1250 keV, las cuales corresponden a fotones provenientes del campo primario que probablemente han experimentado un sólo evento de dispersión en el colimador secundario. Para el haz FFF, entre 1 cm y 10 cm del borde del campo primario se obtienen energías entre 900 keV y mayores que 1250 keV. A 15 cm del borde del campo primario se midieron energías del orden de 450 keV, este decremento en la energía se debe a que la configuración geométrica (ver figura 4.9 y 4.10) no permite que lleguen a este punto fotones dispersados en el colimador secundario, por lo que la energía medida corresponde a fotones que han experimentado múltiples eventos de dispersión.

En la figura 4.15 se muestra la gráfica del porcentaje de dosis respecto del número de UM impartidas, como función de la distancia desde el borde del campo primario, para el haz con y sin filtro de aplanado, medida en la superficie del maniquí, a la izquierda y derecha del campo de 9.6 cm x 9.6 cm. En la gráfica las etiquetas corresponden a las energías medidas del lado derecho del campo de radiación primaria.

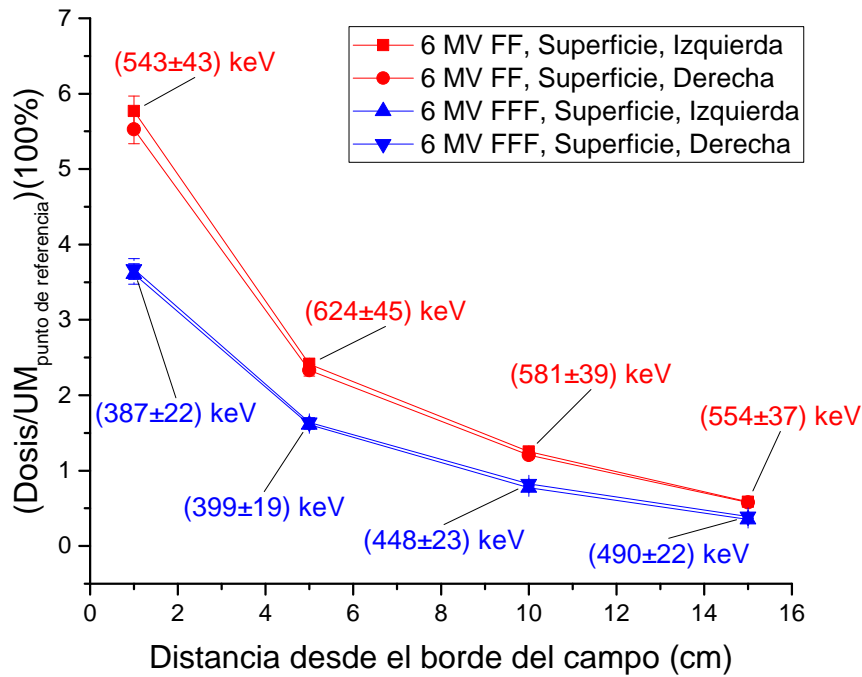


Figura 4.15: Porcentaje de dosis, respecto al número de UM, como función de la distancia desde el borde del campo primario, para el haz FF y FFF en la superficie del maniquí, a la izquierda y derecha del campo de 9.6 cm x 9.6 cm. Las etiquetas corresponden a las energías medidas del lado derecho del campo de radiación primaria.

De la figura 4.15 se puede observar que, tanto para el haz FF y FFF, en la superficie del maniquí la dosis impartida es simétrica a la izquierda y derecha del campo de radiación primaria (9.6 cm x 9.6 cm); y que la dosis decrece conforme aumenta la distancia desde el borde del campo primario. Además, se observa que entre 1 cm y 15 cm del borde del campo primario el haz FF imparte casi un 40% más de dosis fuera del campo de tratamiento de lo que imparte el haz FFF. Esta diferencia observada se debe a que cuando se remueve el filtro de aplanado se quita la principal fuente de radiación dispersa del cabezal, esto produce una reducción de la radiación dispersada en los colimadores y de la que se fuga a través del blindaje del cabezal, lo que ocasiona que se impartan una menor dosis fuera del campo de radiación primaria cuando se usa un haz FFF [80, 82–84].

En la figura 4.16 se muestra la gráfica de la energía promedio como función de la distancia desde el borde del campo primario, para el haz FF y FFF, medida en la superficie del maniquí, a la izquierda y derecha del campo de 9.6 cm x 9.6 cm. En la gráfica, las etiquetas corresponden a los porcentajes de dosis, respecto al número de UM impartidas, medidos del lado derecho del campo de radiación primaria.

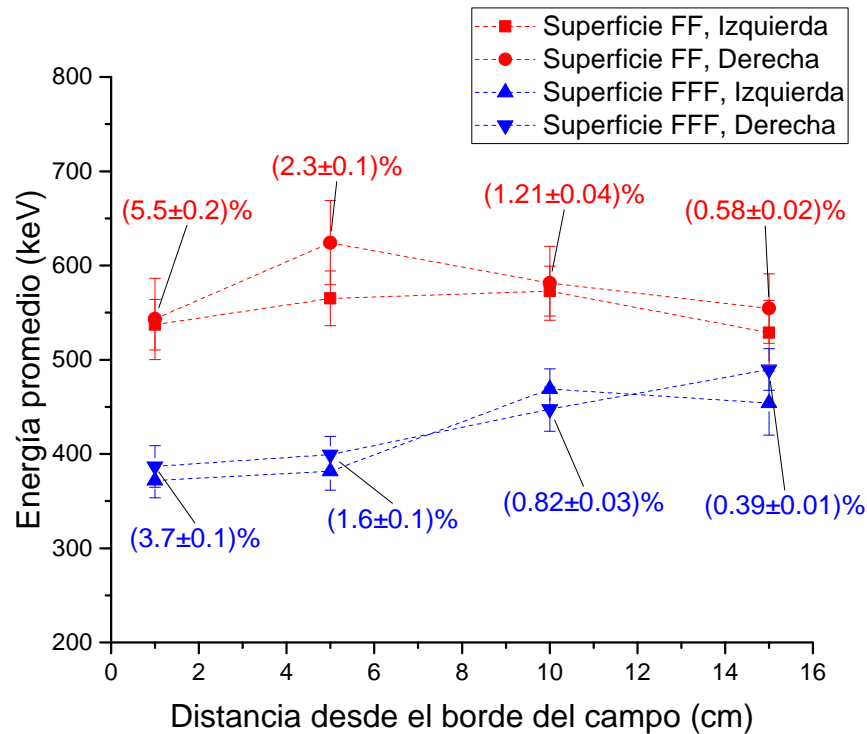


Figura 4.16: Energía promedio como función de la distancia desde el borde del campo primario, para el haz FF y FFF en la superficie del maniquí, a la izquierda y derecha del campo de 9.6 cm x 9.6 cm. Las etiquetas corresponden a los porcentajes de dosis, respecto al número de UM impartidas, medidos del lado derecho del campo de radiación primaria.

De la figura 4.16 se puede observar que, tanto para el haz FF y FFF, en superficie del maniquí los valores de energía medidos son simétricos a la izquierda y derecha del campo de radiación primaria (9.6 cm x 9.6 cm). Para el caso del haz FF se observa que la energía promedio se mantiene constante, en 550 keV, conforme aumenta la distancia desde el borde del campo primario. Mientras que, para el haz FFF se observa que esta aumenta de 387 keV a 490 keV. Esta diferencia observada entre los haces se debe a que el espectro de energía del campo primario es más suave para el haz FFF que para el FF [79–81], por lo que se produce este cambio en la energía del campo de radiación secundaria generado por estos haces.

En la figura 4.17 se muestra la gráfica del porcentaje de dosis respecto del número de UM impartidas, como función de la distancia desde el borde del campo primario, para el haz con y sin filtro de aplanado, medida a 4.5 de profundidad en el maniquí, a la izquierda y derecha del campo de 10 cm x 10 cm. En la gráfica las etiquetas corresponden a las energías medidas del lado derecho del campo de radiación primaria.

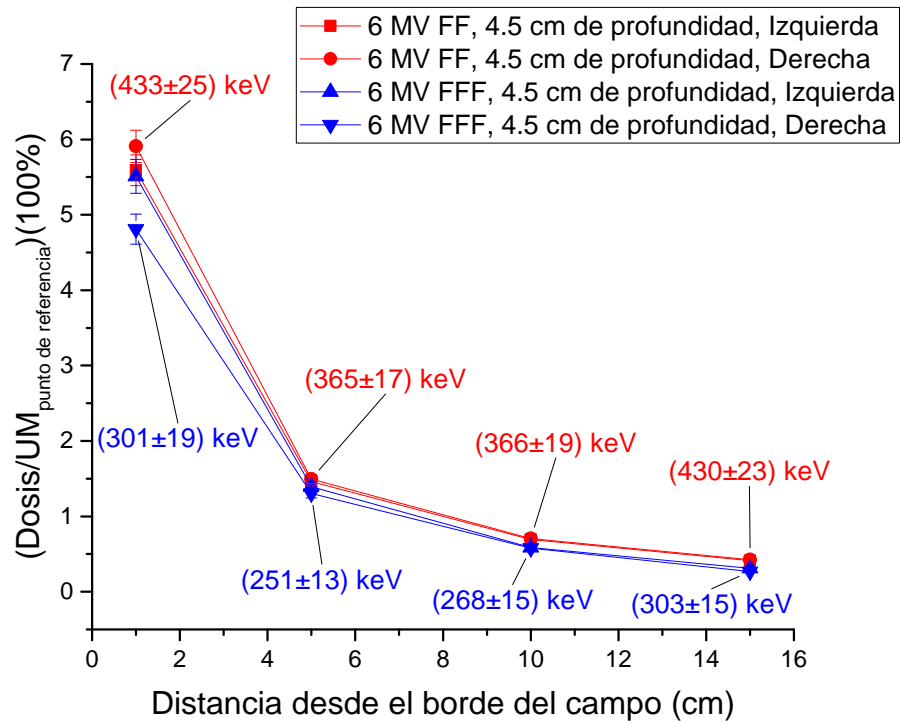


Figura 4.17: Porcentaje de dosis, respecto al número de UM, como función de la distancia desde el borde del campo primario, para el haz FF y FFF a 4.5 cm de profundidad en el maniquí, a la izquierda y derecha del campo de 10 cm x 10 cm. Las etiquetas corresponden a las energías medidas del lado derecho del campo de radiación primaria.

De la figura 4.17 se puede observar que para el haz FF a 4.5 cm de profundidad en el maniquí la dosis impartida es simétrica a la izquierda y derecha del campo de radiación primaria (10 cm x 10 cm). Mientras que, para el haz FF a 1 cm del borde del campo la dosis no es simétrica, pero entre 5 cm y 15 cm si es simétrica. No nos explicamos porque sucede esta diferencia a 1 cm.

Para ambos haces la dosis decrece conforme aumenta la distancia desde el borde del campo primario. Además, se observa que entre 1 cm y 15 cm del borde del campo primario el haz FF imparte más dosis fuera del campo de tratamiento de la que imparte el haz FFF.

En la figura 4.18 se muestra la gráfica de la energía promedio como función de la distancia desde el borde del campo primario, para el haz FF y FFF, medida a 4.5 cm de profundidad en el maniquí, a la izquierda y derecha del campo de 10 cm x 10 cm. En la gráfica, las etiquetas corresponden a los porcentajes de dosis, respecto al número de UM impartidas, medidos del lado derecho del campo de radiación primaria.

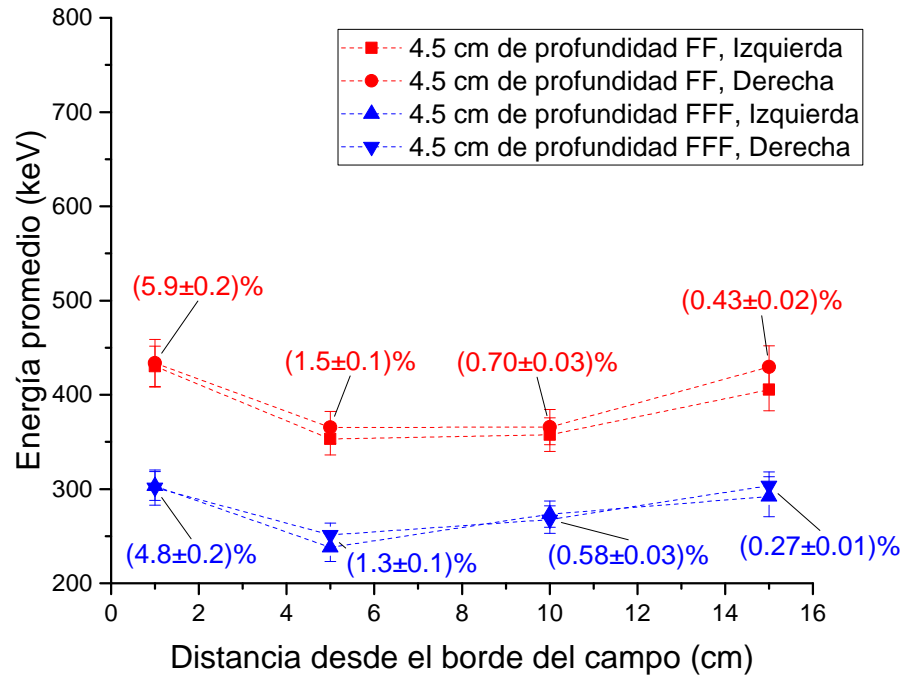
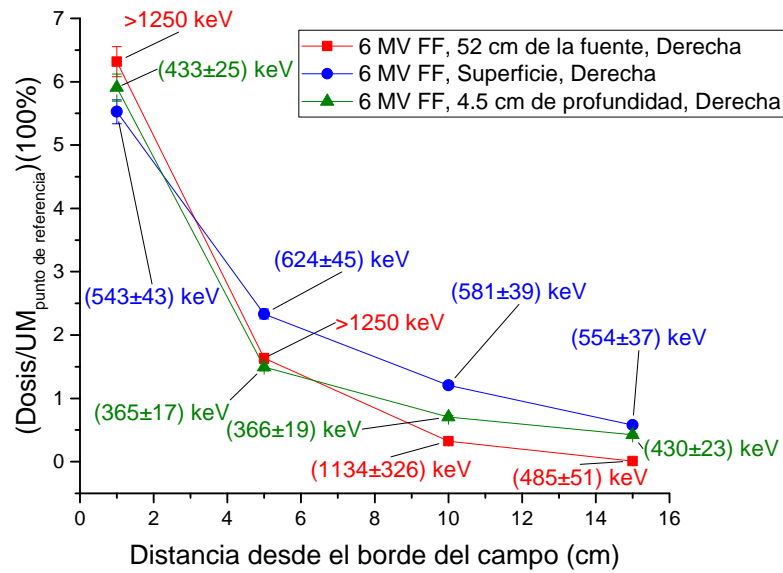


Figura 4.18: Energía promedio como función de la distancia desde el borde del campo primario, para el haz FF y FFF a 4.5 cm de profundidad en el maniquí, a la izquierda y derecha del campo de 10 cm x 10 cm. Las etiquetas corresponden a los porcentajes de dosis, respecto al número de UM impartidas, medidos del lado derecho del campo de radiación primaria.

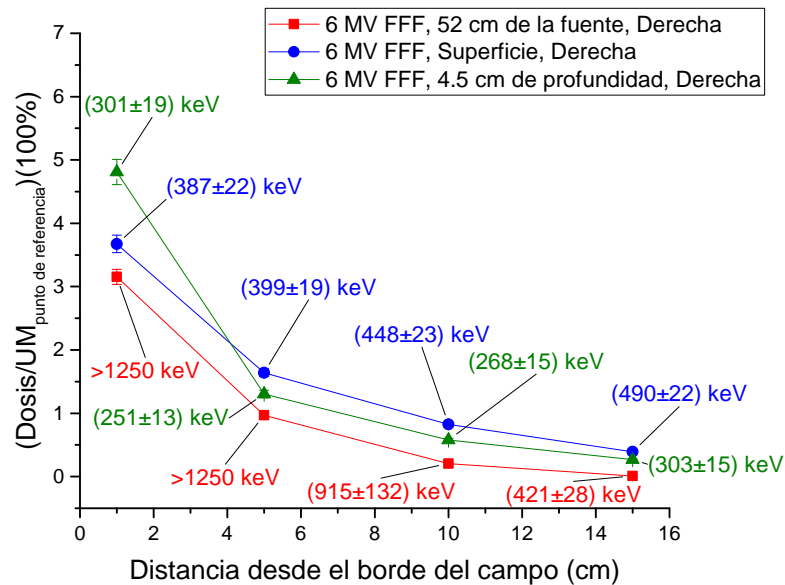
De la figura 4.18 se puede observar que, tanto para el haz FF y FFF, a 4.5 cm de profundidad en el maniquí los valores de energía medidos son simétricos a la izquierda y derecha del campo de radiación primaria (10 cm x 10 cm). Para el haz FF se puede observar que a 1 cm del borde del campo primario la energía medida es 430 keV, luego disminuye, para posteriormente aumentar a 430 keV, esta misma tendencia se observa con el haz FFF sólo que con energías menores. Que la energía promedio del campo de radiación secundaria generado por el haz FF sea menor que la energía promedio del campo de radiación secundaria generado por el haz FFF se debe a que el espectro de energía del campo primario es más suave para el haz FFF que para el haz FF [79–81].

En la figura 4.19(a) y 4.19(b) se muestran las gráficas del porcentaje de dosis, respecto al número de UM impartidas, como función de la distancia desde el borde del campo primario, en diferentes posiciones del campo de radiación secundaria generado por el haz FF y el haz FFF, respectivamente.

De la figura 4.19(a) se puede observar que para el haz FF, a 1 cm del borde del campo en la superficie del



(a)



(b)

Figura 4.19: Porcentaje de dosis, respecto al número de UM, como función de la distancia desde el borde del campo primario, para el haz (a) FF y (b) FFF a 52 cm de la fuente, en la superficie y a 4.5 cm de profundidad en el maniquí, a la derecha del campo de radiación primaria. Las etiquetas corresponden a las energías medidas.

maniquí, es donde se deposita el menor porcentaje de dosis (5.5%), respecto de las UM impartidas. Sin embargo, conforme aumenta la distancia desde el borde del campo esta es la posición donde se imparte el mayor

porcentaje de dosis, del 2.3 % al 0.6 %, a 5 cm y 15 cm, respectivamente. Esto podría deberse a que, por geometría, en esta zona llega más contribución de la radiación dispersada por el colimador. A 52 cm de la fuente y a 1 cm del borde del campo es donde se imparte el mayor porcentaje de dosis (6.3 %) fuera del campo de radiación primaria. Para el haz FFF (figura 4.19(b)) se puede observar que la posición donde se imparte el mayor porcentaje de dosis (4.8 %) es a 1 cm del borde del campo a 4.5 cm de profundidad. Mientras que, el mayor porcentaje de dosis en 5 cm, 10 cm y 15 cm del borde del campo se imparte en la superficie. Por lo que, para ambos haces se cumple que la mayor dosis, a 5 cm, 10 cm y 15 cm del borde del campo, se imparte en la superficie.

En la figura 4.20 se muestra la energía promedio como función de la distancia desde el borde del campo primario, en diferentes posiciones del campo de radiación secundaria generado por el haz FF y FFF.

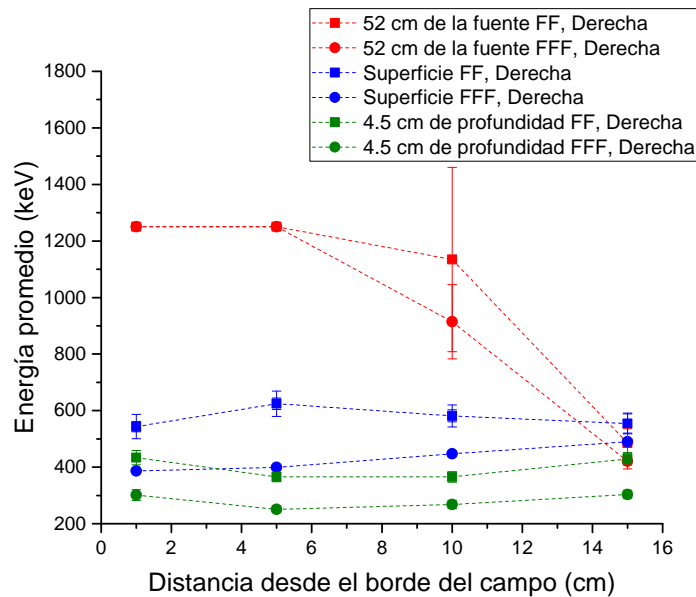


Figura 4.20: Energía promedio como función de la distancia desde el borde del campo primario, para los haces FF y FFF a 52 cm de la fuente, en la superficie y a 4.5 cm de profundidad en el maniquí, a la derecha del campo de radiación primaria.

De la figura 4.20 se puede observar que tanto para el haz FF y FFF, las energías más altas medidas en el campo de radiación secundaria se encuentran a 1 cm, 5 cm y 10 cm, a 52 cm de la fuente; esto se debe a que en esta zona es donde llegan principalmente los fotones del campo de radiación primaria que probablemente han experimentado un sólo evento de dispersión en los colimadores secundarios. Las energías más bajas medidas se encuentran a 4.5 cm de profundidad, esto se debe a que es en esta región donde domina la radiación dispersada en el maniquí. Mientras que, en la superficie la contribución de radiación dispersada en el colimador secundario, probablemente, es casi igual de significativa que la dispersión en el maniquí. Además, de forma general, se puede observar que las energías medidas fuera del campo de radiación primaria para el haz FFF son más bajas que las medidas para el haz FF. Esto se debe a que el espectro de energía del campo de radiación primaria de un haz FFF es más suave que el de un haz FF [79–81], lo que produce que la energía del campo de radiación secundaria generado por un haz FFF sea menor que la energía del campo de radiación secundaria de un haz FF.

4.3.2. Identificación de las fuentes de radiación secundaria

En la figura 4.21 se muestra la configuración experimental que se utilizó para identificar las tres fuentes de radiación secundaria: fuga a través del cabezal, dispersión en colimador secundario y dispersión en maniquí (ver sección 3.3.1). Estas irradiaciones sólo se hicieron con el haz de 6 MV con filtro de aplanado.

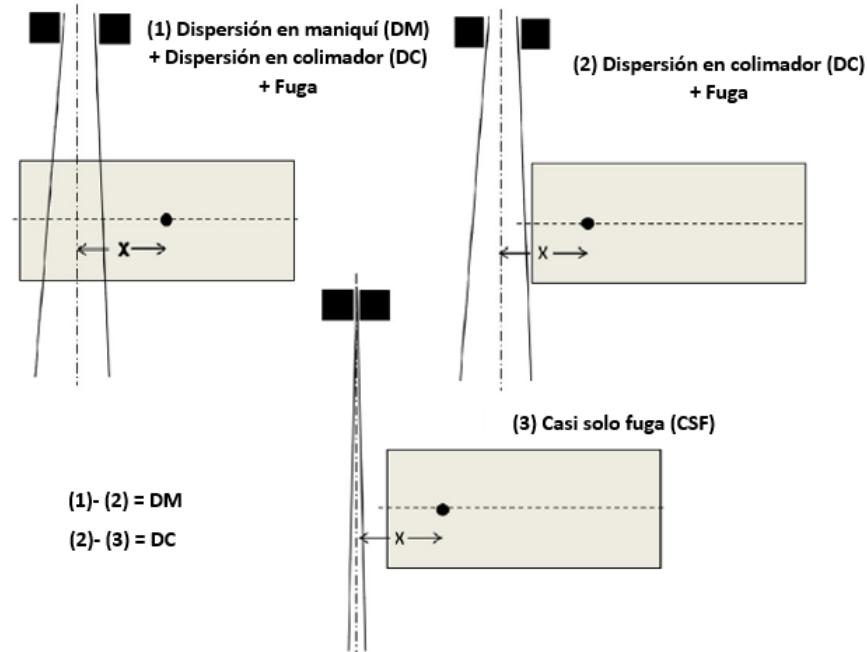


Figura 4.21: Configuración experimental para identificar la dispersión en maniquí (DM), dispersión en colimador (DC) y la fuga. Figura adaptada de [29].

La tabla 4.3 muestra los valores del porcentaje de dosis, respecto al número de UM, y de energía promedio obtenidos en las posiciones a 52 cm de la fuente, en la superficie y a 4.5 cm de profundidad en el maniquí para las configuraciones 1, 2 y 3.

En la figura 4.22 se muestra el porcentaje de dosis, respecto al número de UM, como función de la distancia desde el eje del haz a 52 cm de la fuente obtenido para la configuración 1, 2 y 3, de irradiaciones con el haz de 6 MV FF. En la gráfica, cada punto se etiquetó con la energía promedio medida.

De la figura 4.22 se puede observar que para la configuración 1 y 2, el porcentaje de dosis, respecto del número de UM impartidas, disminuye con la misma tendencia conforme aumenta la distancia desde el eje del haz. De la tabla 4.3 se puede ver que conforme aumenta la distancia desde el eje del haz, los valores de porcentajes de dosis no son los mismos para la configuración 1 y 2, esto podría indicar que la dispersión del maniquí contribuye a la DFCT a 52 cm de la fuente. Para la configuración 3 (casi sólo fuga), el porcentaje de dosis es muy cercano a 0 para todas las distancias desde el eje del haz.

En la figura 4.23 se muestra la energía promedio como función de la distancia desde el eje del haz a 52 cm de

Tabla 4.3: Valores del porcentaje de dosis, respecto al número de UM, y de energía promedio (E_{prom}) para las distancias desde el eje del haz (DEH) para las configuraciones 1, 2 y 3.

Posición	Configuración	DEH [cm]	Porcentaje de dosis [%]	E_{prom} [keV]
52 cm de la fuente	1	3.6	6.2 ± 0.2	> 1250
		7.6	1.8 ± 0.1	> 1250
		12.6	0.47 ± 0.02	820 ± 49
		17.6	0.08 ± 0.01	380 ± 75
	2	3.6	6.3 ± 0.2	> 1250
		7.6	1.6 ± 0.1	> 1250
		12.6	0.32 ± 0.01	1134 ± 326
		17.6	0.011 ± 0.002	485 ± 51
	3	3.6	0.093 ± 0.003	> 1250
		7.6	0.059 ± 0.002	> 1250
		12.6	0.018 ± 0.001	1219 ± 258
		17.6	0.0024 ± 0.0004	366 ± 49
Superficie	1	5.8	5.5 ± 0.2	543 ± 43
		9.8	2.3 ± 0.1	624 ± 45
		14.8	1.21 ± 0.04	581 ± 39
		19.8	0.58 ± 0.02	554 ± 37
	2	5.8	4.4 ± 0.1	942 ± 82
		9.8	2.0 ± 0.1	865 ± 137
		14.8	1.09 ± 0.04	> 1250
		19.8	0.54 ± 0.02	1013 ± 259
	3	5.8	0.042 ± 0.002	> 1250
		9.8	0.042 ± 0.002	> 1250
		14.8	0.043 ± 0.002	> 1250
		19.8	0.029 ± 0.002	974 ± 74
		30.8	0.027 ± 0.002	522 ± 31
		34.8	0.024 ± 0.001	536 ± 40
		39.8	0.018 ± 0.001	583 ± 68
		44.8	0.021 ± 0.001	636 ± 31
4.5 cm de profundidad	1	6	5.9 ± 0.2	433 ± 25
		10	1.5 ± 0.1	365 ± 17
		15	0.70 ± 0.03	366 ± 19
		20	0.43 ± 0.02	430 ± 23
	2	6	2.3 ± 0.1	816 ± 64
		10	0.78 ± 0.03	625 ± 44
		15	0.51 ± 0.02	910 ± 82
		20	0.36 ± 0.01	750 ± 107
	3	6	0.024 ± 0.001	> 1250
		10	0.021 ± 0.001	> 1250
		15	0.021 ± 0.001	> 1250
		20	0.018 ± 0.001	> 1250

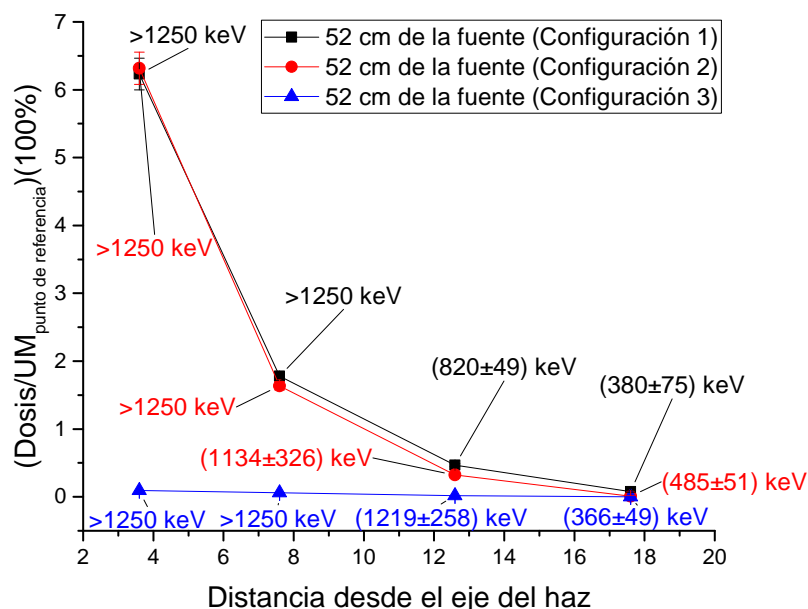


Figura 4.22: Porcentaje de dosis, respecto del número de UM, como función de la distancia desde el eje del haz, a 52 cm de la fuente para la configuración 1, 2 y 3. Las etiquetas corresponden a la energía promedio medida.

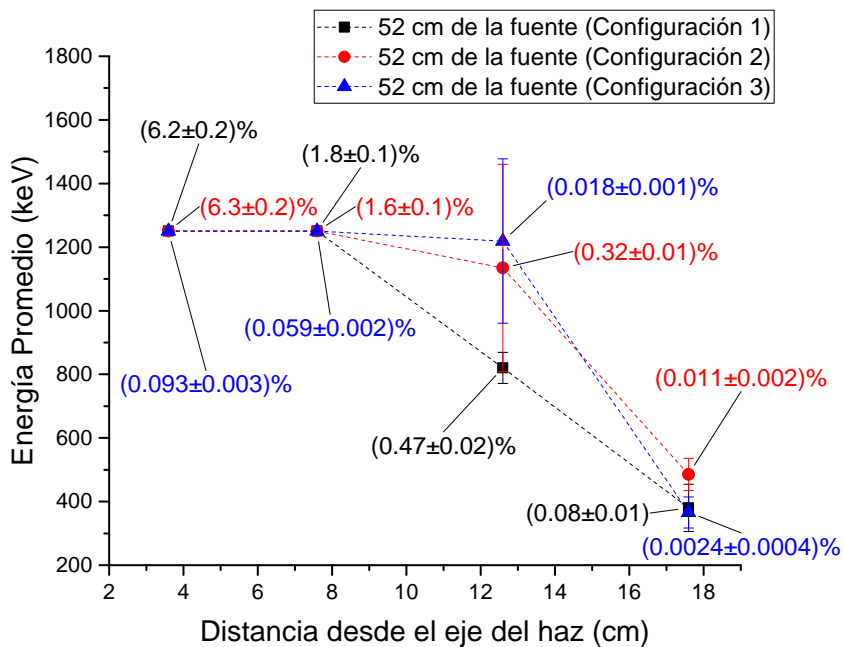


Figura 4.23: Energía promedio como función de la distancia desde el eje del haz, a 52 cm de la fuente para la configuración 1, 2 y 3. Las etiquetas corresponden al porcentaje de dosis, respecto al número de UM impartidas.

la fuente obtenida para la configuración 1, 2 y 3, de irradiaciones con el haz de 6 MV FF. En la gráfica, cada punto se etiquetó con el porcentaje de dosis, respecto al número de UM impartidas.

De la figura 4.23 se puede observar que a 52 cm de la fuente a 3.6 cm y 7.6 cm del eje del haz la energía promedio medida es mayor que 1250 keV en las 3 configuraciones, lo que sugiere que, debido a la geometría, en estos puntos domina la radiación dispersada en el colimador. A 12.6 cm del eje del haz, debido al aumento en la incertidumbre por la pérdida de sensibilidad del método, no es posible determinar si existe o no una diferencia en la energía medida en las tres configuraciones (ver tabla 4.3). A 17.6 cm del eje del haz la energía medida corresponde fotones que han experimentado múltiples eventos de dispersión.

En la figura 4.24 se muestra el porcentaje de dosis, respecto al número de UM, como función de la distancia desde el eje del haz en la superficie del maniquí obtenido para la configuración 1, 2 y 3, de irradiaciones con el haz de 6 MV FF. En la gráfica, cada punto se etiquetó con la energía promedio medida.

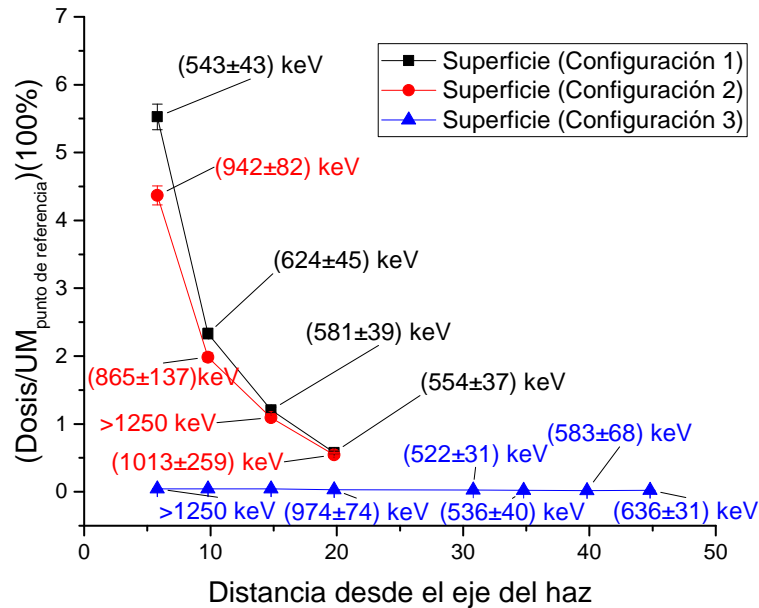


Figura 4.24: Porcentaje de dosis, respecto del número de UM, como función de la distancia desde el eje del haz, en la superficie del maniquí para la configuración 1, 2 y 3. Las etiquetas corresponden a la energía promedio medida.

De la figura 4.24 se puede observar que para la configuración 1 y 2 el porcentaje de dosis decrece conforme aumenta la distancia desde el eje del haz. Se observa que se imparte una mayor DFCT en la configuración 1 que en la configuración 2, esto indica que en la superficie la dispersión en el maniquí contribuye considerablemente a la DFCT. Para la configuración 3 el porcentaje de dosis, es muy cercano a cero para todas las distancias desde el eje del haz (ver tabla 4.3).

En la figura 4.25 se muestra la energía promedio como función de la distancia desde el eje del haz en la superficie

del maniquí obtenida para la configuración 1, 2 y 3, de irradiaciones con el haz de 6 MV FF. En la gráfica, cada punto se etiquetó con el porcentaje de dosis, respecto del número de UM impartidas.

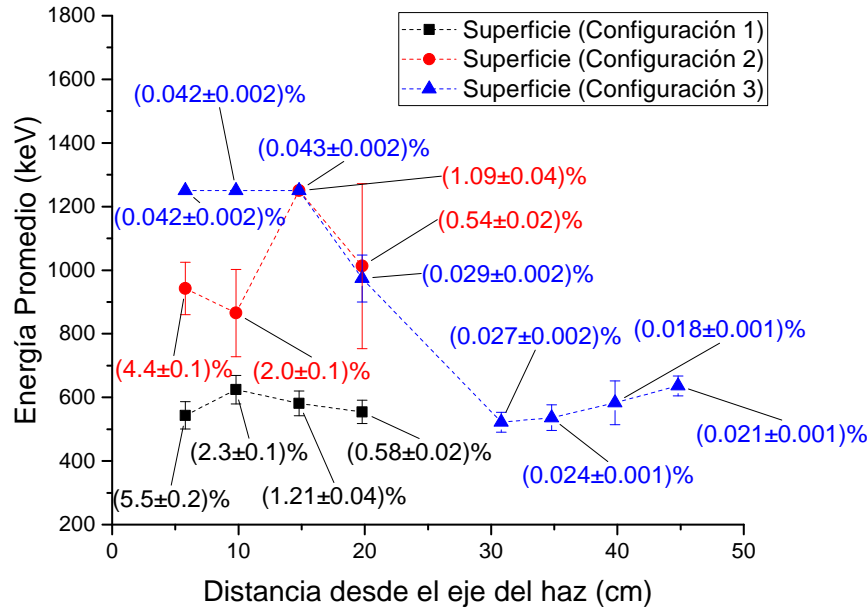


Figura 4.25: Energía promedio como función de la distancia desde el eje del haz, en la superficie del maniquí para la configuración 1, 2 y 3. Las etiquetas corresponden al porcentaje de dosis, respecto al número de UM impartidas.

De la figura 4.25 se puede observar que la energía promedio en la configuración 1 es constante, del orden de 550 keV, conforme aumenta la distancia desde el eje del haz. En la configuración 2 se observa que la energía oscila alrededor de 950 keV y tiene un máximo a 14.8 cm del eje del haz. En la configuración 3 se observa que, entre 5.8 cm y 14.8 cm del eje del haz, la energía es mayor que 1250 keV y después decrece a aproximadamente 550 keV. Este cambio podría deberse a que hasta 14.8 cm es significativa la contribución de la radiación dispersada en el colimador secundario y conforme aumenta la distancia comienza a dominar la radiación que se fuga del cabezal.

En la figura 4.26 se muestra el porcentaje de dosis, respecto al número de UM, como función de la distancia desde el eje del haz a 4.5 cm de profundidad en el maniquí obtenido para la configuración 1, 2 y 3, de irradiaciones con el haz de 6 MV FF. En la gráfica, cada punto se etiquetó con la energía promedio medida.

De la figura 4.26 se puede observar que para la configuración 1 y 2 el porcentaje de dosis decrece conforme aumenta la distancia desde el eje del haz. Se observa que se imparte una mayor DFCT en la configuración 1 que en la configuración 2, esto indica que a 4.5 cm de profundidad la dispersión en el maniquí contribuye significativamente a la DFCT. En la configuración 3 (casi sólo fuga) el porcentaje de dosis es constante, del orden del 0.02 %, entre 6 cm y 20 cm desde el eje del haz, por lo que es la fuente de radiación secundaria que menos contribuye a la dosis fuera del campo a 4.5 cm de profundidad.

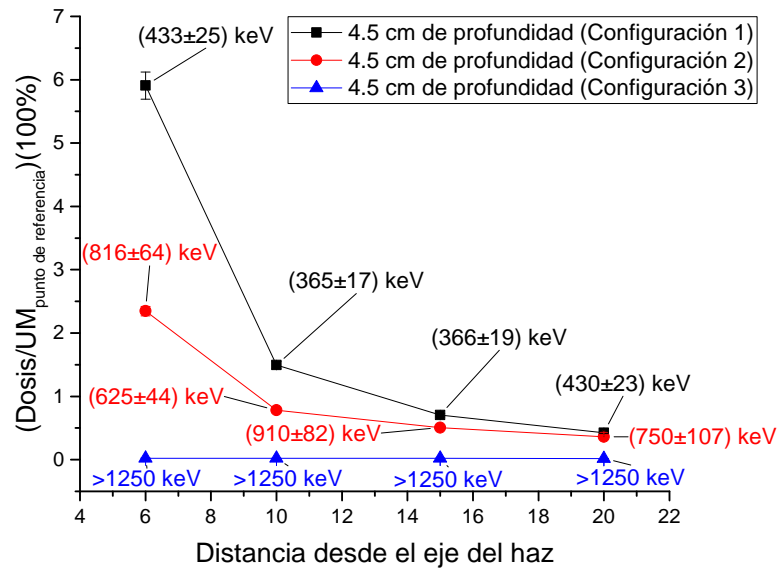


Figura 4.26: Porcentaje de dosis, respecto del número de UM, como función de la distancia desde el eje del haz, a 4.5 cm de profundidad del maniquí para la configuración 1, 2 y 3. Las etiquetas corresponden a la energía promedio medida.

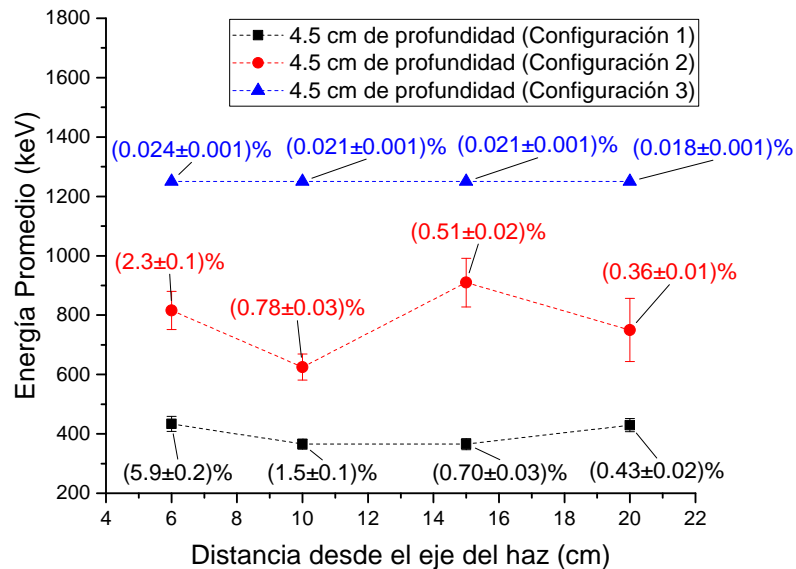


Figura 4.27: Energía promedio como función de la distancia desde el eje del haz, a 4.5 cm de profundidad del maniquí para la configuración 1, 2 y 3. Las etiquetas corresponden al porcentaje de dosis, respecto al número de UM impartidas.

En la figura 4.27 se muestra la energía promedio como función de la distancia desde el eje del haz a 4.5 cm de profundidad en el maniquí obtenida para la configuración 1, 2 y 3, de irradiaciones con el haz de 6 MV FF. En la gráfica, cada punto se etiquetó con el porcentaje de dosis, respecto del número de UM impartidas.

De la figura 4.27 se puede observar que la energía medida a 4.5 cm de profundidad en la configuración 1 se encuentra entre 365 keV y 430 keV como función de la distancia del eje del haz, esta variación se debe a que muy cerca del campo de tratamiento domina la radiación dispersada por el maniquí y conforme aumenta la distancia comienza a aumentar la contribución de la radiación dispersada en los colimadores. La energía medida en la configuración 2 oscila alrededor de 800 keV como función de la distancia del eje del haz, mientras que en la configuración 3 es mayor que 1250 keV, entre 6 y 20 cm del eje del haz. Esto se debe a que en estas distancias aún se tiene una contribución significativa de radiación dispersada en los colimadores secundarios.

En la tabla 4.4 se muestran los valores de los porcentajes de contribución de cada una de las fuentes de radiación secundaria a la dosis fuera del campo. En las diferentes distancias desde el eje del haz (DEH) y en las posiciones a 52 cm de la fuente, en la superficie y a 4.5 cm de profundidad en el maniquí, para las irradiaciones con el haz con filtro de aplanado.

Tabla 4.4: Valores de los porcentajes de contribución de cada una de las fuentes de radiación secundaria a la dosis fuera del campo. En las diferentes distancias desde el eje del haz (DEH) y en las posiciones a 52 cm de la fuente, en la superficie y a 4.5 cm de profundidad en el maniquí.

Posición	DEH [cm]	Fuga [%]	Dispersión en colimador [%]	Dispersión en maniquí [%]
52 cm de la fuente	3.6	1.0 ± 0.1	100 ± 5	0 ± 5
	7.6	3.0 ± 0.2	89 ± 5	8 ± 5
	12.6	4.0 ± 0.2	65 ± 4	31 ± 4
	17.6	3 ± 1	12 ± 3	85 ± 3
Superficie	5.8	1.0 ± 0.1	78 ± 4	21 ± 4
	9.8	2.0 ± 0.1	83 ± 4	15 ± 4
	14.8	3.0 ± 0.2	87 ± 4	10 ± 4
	19.8	5.0 ± 0.3	89 ± 4	6 ± 4
4.5 cm de profundidad	6	0.0 ± 0.1	39 ± 2	61 ± 2
	10	1.0 ± 0.1	51 ± 3	48 ± 3
	15	3.0 ± 0.2	69 ± 4	28 ± 4
	20	4.0 ± 0.2	81 ± 4	15 ± 4

Las figuras 4.28(a), 4.28(b) y 4.28(c) muestran la contribución de las fuentes de radiación secundaria a la dosis fuera del campo de tratamiento en las posiciones a 52 cm de la fuente, en la superficie y a 4.5 cm de profundidad en el maniquí, respectivamente.

De la figura 4.28(a) se puede observar que a 52 cm de la fuente, entre 3.6 cm y 14 cm del eje del haz, la fuente de radiación secundaria que más contribuye a la DFCT es la dispersión en los colimadores. Después de 14 cm

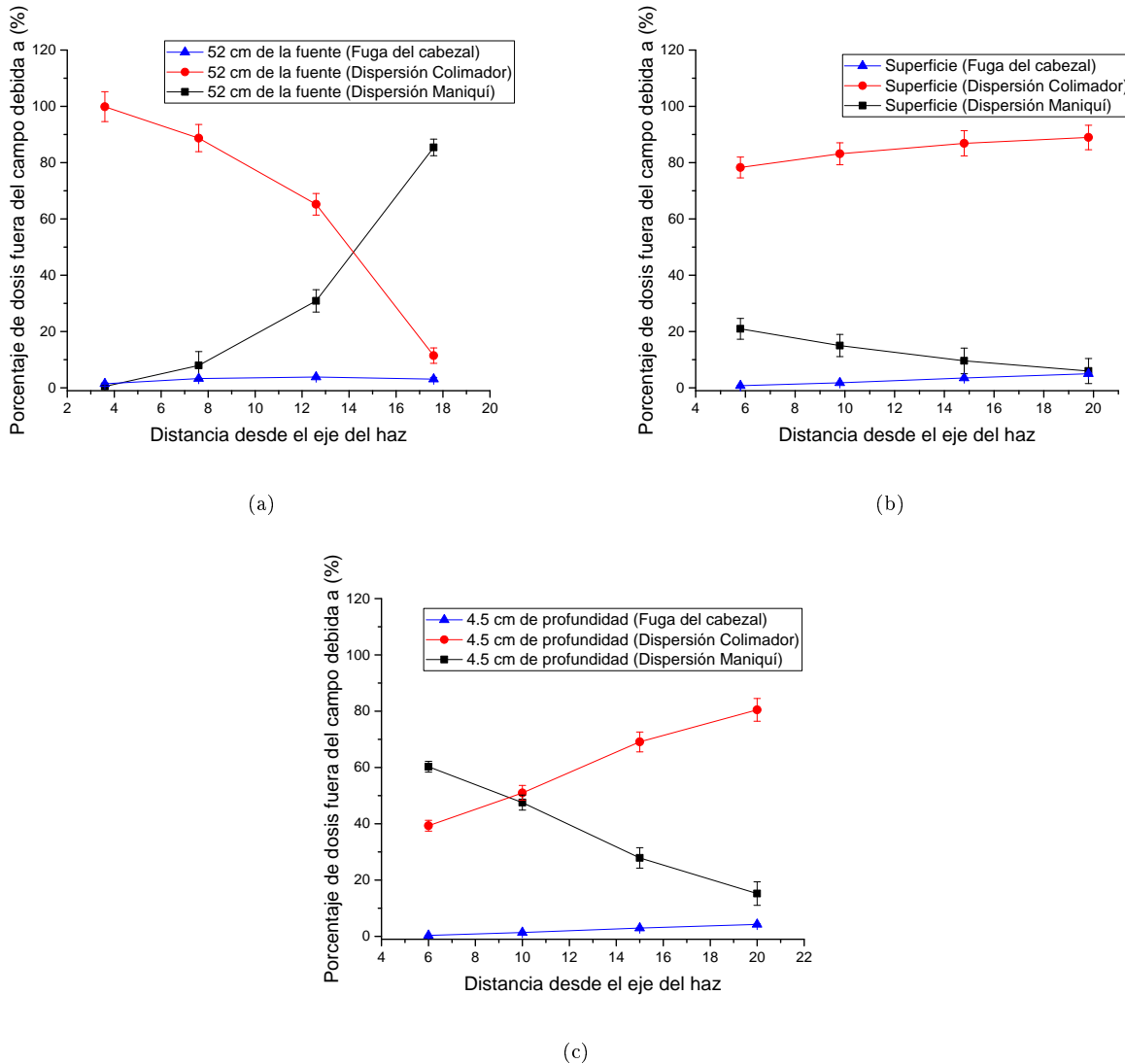


Figura 4.28: Porcentaje relativo de dosis fuera del campo de tratamiento debido a la dispersión en maniquí (1-2), dispersión en colimador (2-3) y a casi sólo fuga del cabezal (3), (a) a 52 cm de la fuente, (b) en la superficie y (c) a 4.5 cm de profundidad en el maniquí.

comienza a dominar la dispersión en el maniquí. La radiación que se fuga a través del blindaje del cabezal es la que menos contribuye a la DFCT. Estos resultados corroboran que las energías superiores a 1250 keV (ver tabla 4.3), obtenidas a 52 cm de la fuente, corresponden a fotones que probablemente han experimentado un sólo evento de dispersión en los colimadores, y que la energía del orden de 400 keV obtenida a 17.6 cm del eje del haz (ver tabla 4.3) corresponde a fotones que probablemente han experimentado múltiples eventos de dispersión y que provienen de la dispersión en el maniquí.

De la figura 4.28(b) se puede observar que en la superficie del maniquí entre 6 cm y 20 cm del eje del haz la fuente de radiación secundaria que domina es la dispersión en los colimadores. Mientras que, la contribución de la radiación que se dispersa en el maniquí disminuye del 21 % al 6 % conforme aumenta la distancia des-

de el eje del haz. La radiación que se fuga a través del blindaje del cabezal es la que menos contribuye a la DFCT.

De la figura 4.28(c) se puede observar que a 4.5 cm de profundidad en el maniquí entre 6 cm y 9 cm del eje del haz la fuente de radiación secundaria que domina es la dispersión en el maniquí. Entre 10 cm y 20 cm del eje del haz, la fuente que domina es la dispersión en el colimador. La radiación que se fuga a través del blindaje del cabezal es la que menos contribuye a la DFCT.

En la figura 4.29 se muestra la energía promedio y la contribución de cada una de las fuentes de radiación secundaria a la DFCT en las posiciones a 52 cm de la fuente, en la superficie y a 4.5 cm de profundidad en el maniquí. Para las irradiaciones en el campo de radiación secundaria generado por el haz de 6 MV con filtro de aplanado.

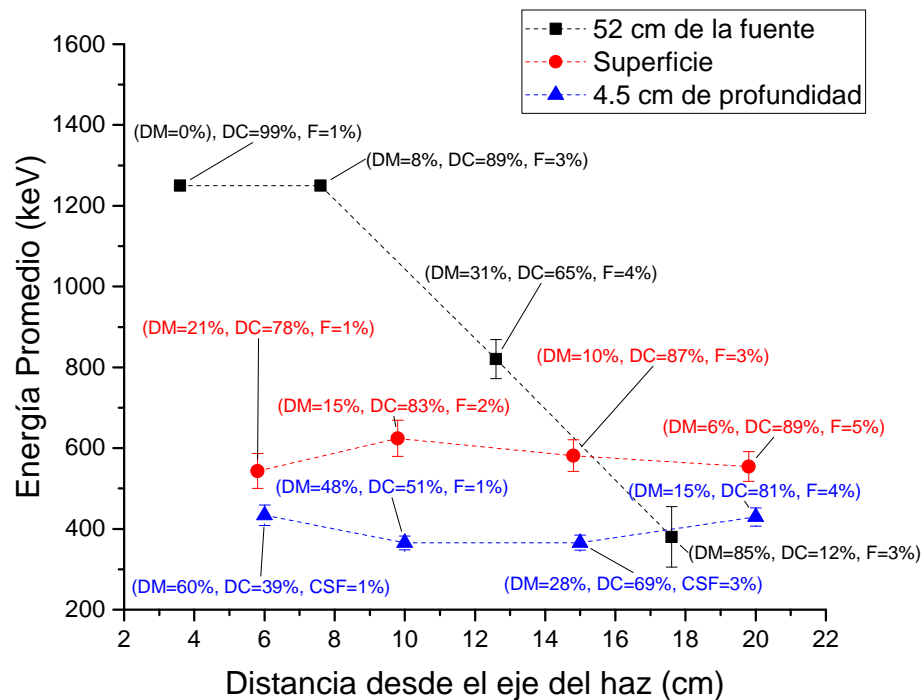


Figura 4.29: Energía promedio como función de la distancia desde el eje del haz a 52 cm de la fuente, superficie y a 4.5 cm de profundidad en el maniquí, para el hazcon filtro de aplanado. En las etiquetas se muestra el porcentaje relativo de dosis debido a cada fuente de radiación secundaria en ese punto. DM: dispersión en maniquí, DC: dispersión en colimador y F: fuga del cabezal.

De la figura 4.29 se puede observar que a 52 cm de la fuente, entre 4 y 14 cm del eje del haz, domina la radiación dispersada en el colimador y su energía promedio es igual a o mayor que 1250 keV. En la superficie, domina la radiación dispersada en los colimadores secundarios, y la contribución de la dispersión en el maniquí es considerable. La energía promedio en la superficie es del orden de 575 keV. A 4.5 cm de profundidad muy cerca del campo de tratamiento, domina la radiación dispersada en el maniquí, con una energía promedio de

400 keV, y conforme aumenta la distancia desde el eje del haz comienza a dominar la radiación dispersada en los colimadores. En la superficie y a 4.5 cm de profundidad, la radiación que se fuga del blindaje del cabezal es la que menos contribuye a la DFCT.

Capítulo 5

Discusión de los resultados

5.1. Dosis fuera del campo de tratamiento

Las dosis medidas en las posiciones sobre el blindaje del cabezal a la altura del blanco y a la altura del colimador secundario (35 cm debajo del blanco), son impartidas por la radiación que se fuga a través del blindaje del cabezal. Estas dosis fueron menores que el 0.1 % de la dosis impartida en el isocentro. Este resultado indica que el linac TrueBeam® cumple con la norma internacional IEC-60601-2-1 [85], la cual establece que la dosis debida a fuga debe ser menor que el 0.1 % de la dosis impartida en isocentro para un tamaño de campo de 10cm x 10 cm, en una área de 2 m de radio centrada en el isocentro y que se extiende sobre el plano horizontal. Esto también se corroboró cuando se cerró el tamaño de campo a 1 cm x 1cm y el maniquí se colocó fuera del campo de radiación primaria (configuración 3), y se midieron dosis del 0.02 % de las UM impartidas en isocentro, entre 34.8 cm y 44.8 cm desde el eje del haz.

Los resultados indican que a 52 cm de la fuente, en la superficie y a 4.5 cm de profundidad en el maniquí la DFCT decrece conforme aumenta la distancia desde el borde del campo de tratamiento. Esto es consistente con lo que se ha reportado previamente en estudios de la DFCT [17, 22, 23, 29, 86]. Además, los resultados muestran que el haz con filtro de aplanado siempre imparte una mayor dosis fuera del campo de tratamiento que el haz sin filtro de aplanado. Esto es consistente con lo que se ha reportado previamente en estudios que comparan las propiedades de los haces de 6 MV con y sin filtro de aplanado [82–84].

Los resultados obtenidos del porcentaje de dosis fuera del campo primario, son consistentes con los obtenidos experimentalmente por Bordy et al. 2013 [29], en donde se muestra que para un haz de 6 MV con filtro de aplanado y a 10 cm de profundidad en el maniquí, la dosis impartida entre 1 cm y 15 cm del borde del campo es del 9 % al 0.6 %, respecto a la dosis impartida en isocentro. Mientras que, en este trabajo se obtuvo que a 4.5 cm de profundidad, la dosis impartida entre 1 cm y 15 cm del borde del campo es del 6 % al 0.4 %, respecto de las UM impartidas en isocentro. Sin embargo, Bordy et al. 2013 [29] reportan que la radiación que se fuga a través del blindaje del cabezal, la dispersada en el colimador secundario y la dispersada en el maniquí imparten entre el 11-24 %, 28-36 % y 45-55 %, de la DFCT entre 18-40 cm del eje del haz, respectivamente. Mientras que, en este trabajo se obtuvo que estas fuentes imparten entre el 0-4 %, 39-81 % y 15-61 % de la DFCT entre 6-20 cm del eje del haz (ver tabla 4.4), respectivamente. Por lo que Bordy et al. reportan que, entre 18 cm y 40 cm del

eje del haz la radiación secundaria que domina es la dispersión en el maniquí; y en este trabajo se obtuvo que a 6 cm del eje del haz domina la dispersión del maniquí y entre 15-20 cm del eje del haz domina la dispersión en el colimador. No nos explicamos la causa de esta discrepancia.

5.2. Energía promedio del campo de radiación secundaria

La figura 5.1 muestra los valores de energía promedio, como función de la distancia del borde del campo primario, obtenidos experimentalmente en este trabajo y en simulaciones Monte Carlo independientes [26, 42] en diferentes modelos de linac, para un haz de 6 MV FF.

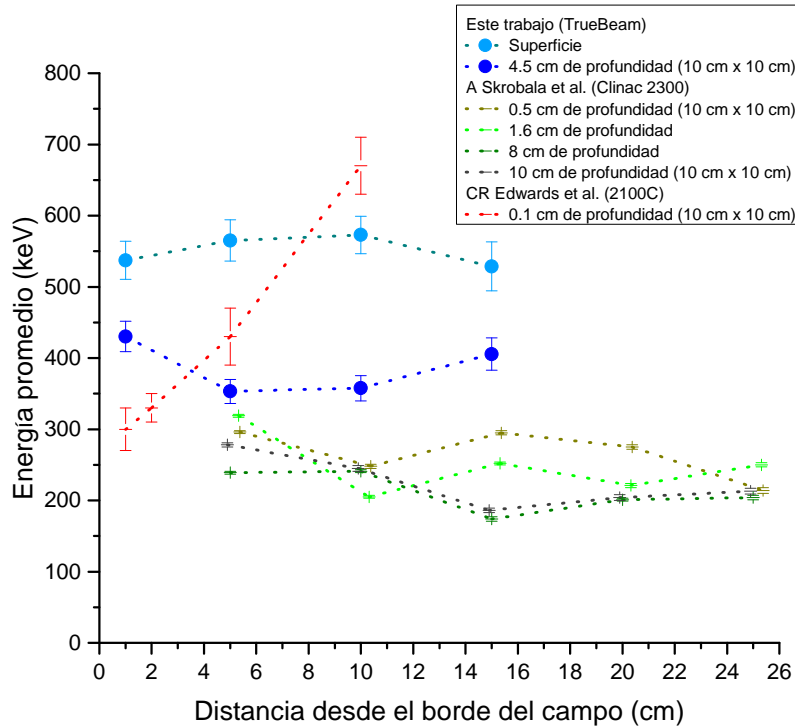


Figura 5.1: Resultados obtenidos experimentalmente en este trabajo y en simulaciones Monte Carlo independientes [26, 42] en diferentes modelos de linac para un haz de 6 MV FF

En el TG-158 de la AAPM [22] se reporta que en general de simulaciones Monte Carlo se ha encontrado que la energía promedio del campo de radiación secundaria generado por un haz de 6 MV FF, dentro del maniquí, típicamente se encuentra entre 200 keV y 600 keV. Las energías promedio medidas experimentalmente en este trabajo fuera del campo de radiación primaria, en la superficie y a 4.5 cm de profundidad en el maniquí, se encuentran en el intervalo reportado en el TG-158 de la AAPM [22]. Sin embargo, cuando se comparan los valores de energía promedio obtenidos experimentalmente en este trabajo con los obtenidos mediante simulaciones Monte Carlo independientes [26, 42], se observa que existe una discrepancia significativa tal como lo muestra la figura 5.1. En este trabajo, en la superficie del maniquí la energía promedio obtenida se encuentra alrededor de

550 keV, mientras que, en la referencia [26] se observa que la energía promedio aumenta de 300 keV a 650 keV conforme aumenta la distancia del borde del campo primario. En este trabajo, la energía promedio obtenida a 4.5 cm de profundidad en el maniquí se encuentra alrededor de 400 keV, mientras que, en la referencia [42] las energías obtenidas se encuentran entre 200 keV y 300 keV en todas las profundidades donde realizaron la simulación Monte Carlo. Estas diferencias entre los resultados obtenidos experimentalmente en este trabajo y los reportados en simulaciones Monte Carlo independientes se pueden deber a dos factores. El primero es que las características de diseño y posiciones de los componentes del cabezal cambian de un modelo de linac a otro, inclusive aunque estos sean del mismo fabricante. Esto ocasiona que se modifique la energía promedio de la radiación que se fuga del blindaje del cabezal y de la radiación dispersada en los colimadores, lo que a su vez implica que se modifique la energía promedio en superficie y en profundidad en el maniquí. El segundo factor se debe a que los parámetros, como energía de corte, de la simulación Monte Carlo influyen en los resultados obtenidos y estos dependen completamente del usuario. Además, para tener una buena simulación Monte Carlo del espectro de energía del campo de radiación secundaria es necesario tener la información de la composición y tamaño de todos los componentes del cabezal del linac. Sin embargo, es complicado tener acceso a esta información, dado que los planos de diseño no son de libre acceso, ya que se consideran secreto industrial [22]. Dadas todas estas complicaciones, el método desarrollado en este trabajo se puede considerar como una buena opción para medir la energía promedio del campo de radiación secundaria generado por haces de fotones de un linac. Al mismo tiempo, este método permite obtener información de la contribución de cada fuente de radiación secundaria a la DFCT, tal como se muestra en la figura 4.29. La energía promedio en el campo de radiación primaria no se pudo medir, debido a la pérdida de sensibilidad del método. Sin embargo, esto no limita su uso para medir la energía promedio fuera del campo de tratamiento.

Los resultados obtenidos en este trabajo demuestran que el uso en conjunto de los dosímetros TLD-300 y TLD-100 permite medir simultáneamente la energía promedio y la dosis impartida por el campo de radiación secundaria generado, al interior de un maniquí de placas de PMMA, por un haz de fotones de 6 MV. Sin embargo, el maniquí de placas de PMMA es un medio homogéneo con geometría de un paralelepípedo esto implica que no simula de forma realista la composición y geometría de un paciente. Para medir la energía promedio y la dosis fuera del campo de tratamiento en condiciones similares a las clínicas se recomienda como trabajo a futuro usar un maniquí antropomórfico e irradiarlo con un plan de tratamiento diseñado para tratar un volumen tumoral específico, como un cáncer de próstata.

Capítulo 6

Conclusiones

En este trabajo se desarrolló un método experimental para medir la energía promedio y la dosis impartida por el campo de radiación secundaria generado por haces de fotones de 6 MV con y sin filtro de aplanado, mediante el uso de los dosímetros termoluminiscentes TLD-300 y TLD-100. El uso en conjunto de estos dosímetros permitió:

- Estudiar la evolución espacial de la energía y dosis impartida por el campo de radiación secundaria, en las cercanías del linac y en un maniquí de PMMA.
- Identificar las fuentes de radiación secundaria, cuantificar la contribución de cada fuente de radiación secundaria a la dosis impartida fuera del campo de tratamiento y cuantificar la energía promedio de las fuentes de radiación secundaria.

Los resultados muestran que el haz sin filtro de aplanado siempre imparte una menor dosis fuera del campo de tratamiento que el haz con filtro de aplanado. Además, se obtuvo que para el haz con y sin filtro de aplanado la DFCT decrece conforme aumenta la distancia desde el borde del campo de tratamiento.

Las energías menores que 700 keV se determinaron con incertidumbres inferiores al 15 %. Para energías superiores a 1000 keV la incertidumbre aumentó hasta un 40 % y energías superiores a 1250 keV no fueron cuantificables debido a la pérdida de sensibilidad del método. Las energías típicas provenientes de la fuga fueron de 500 keV, la dispersada en el colimador secundario fue igual a o mayor que 1250 keV, y la dispersada por el cuerpo del paciente fue de 400 keV para el haz con filtro de aplanado y de 300 keV para el haz sin filtro de aplanado. En la superficie y a 4.5 cm de profundidad en el maniquí las energías promedio medidas fuera del campo de tratamiento para el haz sin filtro de aplanado son más bajas que las medidas para el haz con filtro de aplanado.

Los resultados publicados de simulaciones Monte Carlo exhiben diferencias significativas entre sí (dependiendo del modelo de linac y código utilizado). Sin embargo, de forma general coincidieron con nuestros resultados dado que para un haz de 6 MV con filtro de aplanado la energía promedio del campo de radiación secundaria en el maniquí se encuentra en el intervalo de 200 keV a 600 keV.

Los resultados obtenidos permiten identificar que en un tratamiento de radioterapia con un haz de 6 MV la radiación dispersada por el cuerpo del paciente es la que imparte la mayor DFCT cerca del volumen tratado, la radiación dispersada en los colimadores secundarios es la que imparte la mayor DFCT en la superficie del

paciente y que la radiación que se fuga a través del blindaje del cabezal imparte en superficie menos del 0.1 % de la dosis impartida en isocentro.

Cuantificar la energía promedio del campo de radiación secundaria con el TLD-300 permitió corregir la respuesta del TLD-100 por su dependencia con la energía y así determinar de forma exacta la dosis impartida fuera del campo de tratamiento. Las correcciones fueron típicamente del 5 %.

El método desarrollado en este trabajo, podría usarse para estudiar las propiedades del campo de radiación secundaria generado por:

- Haces de fotones de 6 MV, con y sin filtro de aplanado, al interior de maniqués antropomórficos para obtener la energía promedio y cuantificar, con exactitud, la dosis impartida a órganos en riesgo.
- Haces de fotones de 2.5 MV, en el interior de maniqués tejido-equivalentes, para obtener la energía promedio y cuantificar, con exactitud, la dosis impartida en aplicaciones de imágenes portales.
- Haces de tomografía computada con haz de cono, en el interior de maniqués tejido-equivalentes, para obtener la energía promedio y cuantificar, con exactitud, la dosis impartida en aplicaciones de radioterapia guiada por imágenes.

Bibliografía

- [1] Organización Mundial de la Salud, Temas de salud: Cáncer. Consultado el 26 de noviembre de 2019. Disponible en:
<http://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cancer>
- [2] Travis, L. B., Boice Jr, J. D., Allan, J. M., Applegate, K. E., Constine, L. S., Gilbert, E. S., Kennedy, A. R., Ka-Min Ng, A., Pui, C., Purdy, J. A., Xu, G. X., & Yahalom, J. (2011). NCRP Report No. 170: second primary cancers and cardiovascular disease after radiation therapy. National Council on Radiation Protection and Measurements.
- [3] Organización Mundial de la Salud: 10 datos sobre el cáncer. Consultado el 26 de noviembre de 2019. Disponible en:
<http://www.who.int/features/factfiles/cancer/es/>
- [4] Bray, F., Ferlay, J., Soerjomataram, I., Siegel, R. L., Torre, L. A., & Jemal, A. (2018). Global cancer statistics 2018: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA: a cancer journal for clinicians*, 68(6), 394-424.
- [5] Ferlay J, Ervik M, Lam F, Colombet M, Mery L, Piñeros M, Znaor A, Soerjomataram I, Bray F (2018). Global Cancer Observatory: Cancer Today. Lyon, France: International Agency for Research on Cancer. Available from: <https://gco.iarc.fr/today>, accessed [26 de Noviembre 2019].
- [6] World Health Organization, Facts Sheets: Cancer. Consultado el 28 de diciembre de 2019: Disponible en:
<https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cancer>
- [7] Ferlay J, Ervik M, Lam F, Colombet M, Mery L, Piñeros M, Znaor A, Soerjomataram I, Bray F (2018). Global Cancer Observatory: Cancer Tomorrow. Lyon, France: International Agency for Research on Cancer. Available from: <https://gco.iarc.fr/tomorrow>, accessed [26 de Noviembre 2019].
- [8] Adebisi, S., Ginsburg, O., Williams, M., Ngwa, T., Asana, L., & Ngwa, K. (2017). Chapter 5 Global oncology outreach: Cancer prevention and advocacy. In Ngwa, W., & P. Nguyen. *Global Oncology*; Harvard Global Health Catalyst summit lecture notes. IOP Publishing.
- [9] Bishr, M. K., & Zaghloul, M. S. (2018). Radiation therapy availability in Africa and Latin America: two models of low and middle income countries. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 102(3), 490-498.
- [10] Secretaría de Salud: Prensa. Consultado el 27 de Noviembre de 2019. Disponible en:
<https://www.gob.mx/salud/prensa/318-cancer-tercera-causa-de-muerte-en-mexico>

-
- [11] Infocáncer, proyecto del Instituto Nacional de Cancerología (INCan). Consultado el 27 de Noviembre de 2019. Disponible en:
<https://www.infocancer.org.mx/?c=conocer-el-cancer&a=estadisticas-mundiales-y-locales#sup4>
- [12] American Cancer Society: Aspectos básicos sobre el cáncer. Consultado el 30 de Junio de 2018. Disponible en: <https://www.cancer.org/es/cancer/aspectos-basicos-sobre-el-cancer/que-es-el-cancer.html>
- [13] Bidram, E., Esmaeili, Y., Ranji-Burachaloo, H., Al-Zaubai, N., Zarrabi, A., Stewart, A., & Dunstan, D. E. (2019). A concise review on cancer treatment methods and delivery systems. *Journal of Drug Delivery Science and Technology*, 54, 1-28.
- [14] Lee, Y. T., Tan, Y. J., & Oon, C. E. (2018). Molecular targeted therapy: Treating cancer with specificity. *European Journal of Pharmacology*, 834, 188-196.
- [15] Rosenblatt, E., & Zubizarreta, E. (Eds.). (2017). *Radiotherapy in cancer care: facing the global challenge*. International Atomic Energy Agency.
- [16] American Cancer Society: Conceptos básicos de la radioterapia. Consultado el 03 de Julio de 2018. Disponible en: <https://www.cancer.org/es/tratamiento/tratamientos-y-efectos-secundarios/tipos-de-tratamiento/radioterapia/conceptos-basicos.html>
- [17] Kaderka, R., Schardt, D., Durante, M., Berger, T., Ramm, U., Licher, J., & La Tessa, C. (2012). Out-of-field dose measurements in a water phantom using different radiotherapy modalities. *Physics in Medicine & Biology*, 57(16), 5059-5074.
- [18] Evans, E., & Staffurth, J. (2018). Principles of cancer treatment by radiotherapy. *Surgery (Oxford)*, 36(3), 111-116.
- [19] Abshire, D., & Lang, M. K. (2018). The evolution of radiation therapy in treating cancer. In *Seminars in Oncology Nursing*, 34(2), 151-157.
- [20] Hanna, T. P., Shafiq, J., Delaney, G. P., Vinod, S. K., Thompson, S. R., & Barton, M. B. (2018). The population benefit of evidence-based radiotherapy: 5-Year local control and overall survival benefits. *Radiotherapy and Oncology*, 126(2), 191-197.
- [21] Chargari, C., Magne, N., Guy, J. B., Rancoule, C., Levy, A., Goodman, K. A., & Deutsch, E. (2016). Optimize and refine therapeutic index in radiation therapy: overview of a century. *Cancer Treatment Reviews*, 45, 58-67.
- [22] Kry, S. F., Bednarz, B., Howell, R. M., Dauer, L., Followill, D., Klein, E., Paganetti, H., Wang, B., Wu, C., & Xu, X. G. (2017). AAPM TG 158: Measurement and calculation of doses outside the treated volume from external-beam radiation therapy. *Medical Physics*, 44(10), e391-e429.
- [23] Harrison, R. (2017). Out-of-field doses in radiotherapy: Input to epidemiological studies and dose-risk models. *Physica Medica*, 42, 239-246.
- [24] Joiner, M., & Van der Kogel, A. (2009). *Basic clinical radiobiology* (fourth edition). Hodder Arnold.
-

-
- [25] Xu, X. G., Bednarz, B., & Paganetti, H. (2008). A review of dosimetry studies on external-beam radiation treatment with respect to second cancer induction. *Physics in Medicine & Biology*, 53(13), R193-R241.
- [26] Edwards, C. R., & Mountford, P. J. (2004). Near surface photon energy spectra outside a 6 MV field edge. *Physics in Medicine & Biology*, 49(18), N293-N301.
- [27] Ding, G. X. (2002). Energy spectra, angular spread, fluence profiles and dose distributions of 6 and 18 MV photon beams: results of Monte Carlo simulations for a Varian 2100EX accelerator. *Physics in Medicine & Biology*, 47(7), 1025-1046.
- [28] Kry, S. F., Titt, U., Pönisch, F., Followill, D., Vassiliev, O. N., Allen White, R., Mohan, R., & Salehpour, M. (2006). A Monte Carlo model for calculating out-of-field dose from a Varian 6 MV beam. *Medical Physics*, 33(11), 4405-4413.
- [29] Bordy, J. M., Bessieres, I., d'Agostino, E., Domingo, C., d'Errico, F., Di Fulvio, A., Knezević, Z., Miljanić, S., Olko, P., Ostrowsky A., Poumarede, B., Sorel, S., Stolarczyk, L., & Vermesse, D. (2013). Radiotherapy out-of-field dosimetry: Experimental and computational results for photons in a water tank. *Radiation Measurements*, 57, 29-34.
- [30] Knezević, Z., Stolarczyk, L., Bessieres, I., Bordy, J. M., Miljanić, S., & Olko, P. (2013). Photon dosimetry methods outside the target volume in radiation therapy: Optically stimulated luminescence (OSL), thermoluminescence (TL) and radiophotoluminescence (RPL) dosimetry. *Radiation Measurements*, 57, 9-18.
- [31] Muñoz, I. D., Gamboa-deBuen, I., Avila, O., & Brandan, M. E. (2018). Dosimetry in a mammography phantom using TLD-300 dosimeters. *Medical Physics*, 45(9), 4287-4296.
- [32] Muñoz, I. D., Gamboa-deBuen, I., Avila, O., & Brandan, M. E. (2015). Evolution of the CaF₂: Tm (TLD-300) glow curve as an indicator of beam quality for low-energy photon beams. *Physics in Medicine & Biology*, 60(6), 2135-2144.
- [33] Gómez-Facenda, A., Muñoz, I. D., López-Pineda, E., Reynoso-Mejía, C. A., Dies-Suárez, P., & Brandan, M. E. (2017). Dual TLD-100/TLD-300 method to evaluate beam quality and absorbed dose in radiological imaging procedures. *Radiation Measurements*, 106, 341-345.
- [34] Attix, F. H. (2008). *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley & Sons.
- [35] Khan, F. M., & Gibbons, J. P. (2014). *Khan's the physics of radiation therapy (fifth edition)*. Lippincott Williams & Wilkins.
- [36] Palm, A., & Johansson, K. A. (2007). A review of the impact of photon and proton external beam radiotherapy treatment modalities on the dose distribution in field and out-of-field; implications for the long-term morbidity of cancer survivors. *Acta oncologica*, 46(4), 462-473.
- [37] Podgorsak, E.B. (Technical Editor). (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for teachers and students*. International Atomic Energy Agency.
- [38] Thwaites, D. I., & Tuohy, J. B. (2006). Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator. *Physics in Medicine & Biology*, 51(13), R343-R362.
-

-
- [39] Karzmark, C. J., & Morton, R. J. (1996). *A Primer on Theory and Operation of Linear Accelerators in Radiation Therapy* (second edition). Medical Physics Publishing.
- [40] Kruszyna, M., Adamczyk, S., Skrobala, A., Skórska, M., Suchorska, W., Zaleska, K., Kowalik, A., Jackowiak, W., & Malicki, J. (2017). Low dose out-of-field radiotherapy, part 1: Measurement of scattered doses. *Cancer/Radiothérapie*, 21(5), 345-351.
- [41] Atarod, M., Shokrani, P., & Azarnoosh, A. (2013). Out-of-field beam characteristics of a 6 MV photon beam: Results of a Monte Carlo study. *Applied Radiation and Isotopes*, 72, 182-194.
- [42] Skrobala, A., Adamczyk, S., Kruszyna-Mochalska, M., Skórska, M., Konefal, A., Suchorska, W., Zaleska, K., Kowalik, A., Jackowiak, W. & Malicki, J. (2017). Low dose out-of-field radiotherapy, part 2: Calculating the mean photon energy values for the out-of-field photon energy spectrum from scattered radiation using Monte Carlo methods. *Cancer/Radiothérapie*, 21(5), 352-357.
- [43] Hall, E. J. (2006). Intensity-modulated radiation therapy, protons, and the risk of second cancers. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 65(1), 1-7.
- [44] Howell, R. M., Scarboro, S. B., Kry, S. F., & Yaldo, D. Z. (2010). Accuracy of out-of-field dose calculations by a commercial treatment planning system. *Physics in Medicine & Biology*, 55(23), 1-12.
- [45] Schneider, C. W., Newhauser, W. D., Wilson, L. J., & Kapsch, R. P. (2019). A physics-based analytical model of absorbed dose from primary, leakage, and scattered photons from megavoltage radiotherapy with MLCs. *Physics in Medicine & Biology*, 64(18), 1-21.
- [46] Sánchez-Nieto, B., El-Far, R., Irazola, L., Romero-Expósito, M., Lagares, J. I., Mateo, J. C., Terrón, J.A., & Doblado, F. S. (2015). Analytical model for photon peripheral dose estimation in radiotherapy treatments. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 1(4), 1-14.
- [47] van der Giessen, P. H. (2001). Peridose, a software program to calculate the dose outside the primary beam in radiation therapy. *Radiotherapy and Oncology*, 58(2), 209-213.
- [48] Wijesooriya, K., Liyanage, N. K., Kaluarachchi, M., & Sawkey, D. (2019). Part II: Verification of the TrueBeam head shielding model in Varian VirtuaLinac via out-of-field doses. *Medical Physics*, 46(2), 877-884.
- [49] Almberg, S. S., Frengen, J., & Lindmo, T. (2012). Monte Carlo study of in-field and out-of-field dose distributions from a linear accelerator operating with and without a flattening-filter. *Medical Physics*, 39(8), 5194-5203.
- [50] Scarboro, S. B., Followill, D. S., Howell, R. M., & Kry, S. F. (2011). Variations in photon energy spectra of a 6 MV beam and their impact on TLD response. *Medical Physics*, 38(5), 2619-2628.
- [51] McKeever, S. W. S. (1985). *Thermoluminescence of solids*. Cambridge University Press.
- [52] Muñoz Molina, I.D. (2015). Distribución espacial de dosis y evolución espectral al interior de la mama durante estudios mamográficos, determinadas con dosímetros TLD-300. Universidad Nacional Autónoma de México: Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica).
-

-
- [53] Massillon-Jl, G., Gamboa-deBuen, I., Buenfil, A. E., Monroy-Rodríguez, M. A., & Brandan, M. E. (2008). CaF₂: Tm (TLD-300) thermoluminescent response and glow curve induced by γ -rays and ions. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, 266(5), 772-780.
- [54] Hajek, M., Berger, T., Bergmann, R., Vana, N., Uchihori, Y., Yasuda, N., & Kitamura, H. (2008). LET dependence of thermoluminescent efficiency and peak height ratio of CaF₂: Tm. *Radiation Measurements*, 43(2-6), 1135-1139.
- [55] Massillon-Jl, G., Gamboa-deBuen, I., & Brandan, M. E. (2006). LET and dose dependence of TLD-100 glow curve after exposure to intermediate-energy ions. *Radiation Protection Dosimetry*, 120(1-4), 341-344.
- [56] Horowitz, Y. S., Horowitz, A., Oster, L., Marino, S., Datz, H., & Margaliot, M. (2008). Investigation of the ionisation density dependence of the glow curve characteristics of LiF:Mg,Tl (TLD-100). *Radiation protection dosimetry*, 131(4), 406-413.
- [57] Massillon-Jl, G., Gamboa-deBuen, I., & Brandan, M. E. (2006). Onset of supralinear response in TLD-100 exposed to ⁶⁰Co gamma-rays. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 39(2), 262-268.
- [58] 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. *Medical Physics*, 1-33.
- [59] Dewerd, L. A., Bartol, L.J., & Davis, S.D. (2009). Chapter 24: Thermoluminescence dosimetry. In D. W. O., Rogers & J. E. Cygler (Eds.). *Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy*. Medical Physics Publishing.
- [60] Ixquiac-Cabrera, J. M., Brandan, M. E., Martínez-Dávalos, A., Rodríguez-Villafuerte, M., Ruiz-Trejo, C., & Gamboa-deBuen, I. (2011). Effect of spectral shape in the relative efficiency of LiF: Mg, Ti exposed to 20 keV effective energy X-rays. *Radiation Measurements*, 46(4), 389-395.
- [61] Massillon-Jl, G., Cabrera-Santiago, A., Minniti, R., O'Brien, M., & Soares, C. G. (2014). Influence of phantom materials on the energy dependence of LiF: Mg, Ti thermoluminescent dosimeters exposed to 20-300 kV narrow x-ray spectra, ¹³⁷Cs and ⁶⁰Co photons. *Physics in Medicine & Biology*, 59(15), 4149-4166.
- [62] Vassiliev, O. N. (2017). *Monte Carlo Methods for Radiation Transport. Fundamentals and Advanced Topics*. Springer.
- [63] Tervo, J., Kokkonen, P., Frank, M., & Herty, M. (2018). On existence of solutions for Boltzmann Continuous Slowing Down transport equation. *Journal of Mathematical Analysis and Applications*, 460(1), 271-301.
- [64] Boman, E. (2007). *Radiotherapy Forward and Inverse Problem Applying Boltzmann Transport Equation*. University of Kuopio: Doctoral Dissertation.
- [65] Andreo, P. (2018). Monte Carlo simulations in radiotherapy dosimetry. *Radiation Oncology*, 13(1), 1-15.
- [66] Sitio web del código Monte Carlo EGSnrc: <https://nrc.canada.ca/en/research-development/products-services/software-applications/egsnrc-software-tool-model-radiation-transport>
-

-
- [67] Rogers, D.W.O., Walters, B., & Kawrakow, I. (2019). BEAMnrc Users Manual, National Research Council of Canada. Disponible en: <https://nrc-cnrc.github.io/EGSnrc/doc/pirs509a-beamnrc.pdf>
- [68] Sitio web del código Monte Carlo GEANT4: <https://geant4.web.cern.ch/>
- [69] Sitio web del código Monte Carlo MNCP: <https://mcnp.lanl.gov/>
- [70] Sitio web del código Monte Carlo PENELOPE: <http://pypenelope.sourceforge.net/>
- [71] López-Pineda, E. (2016). Manual de procedimientos de trabajo del laboratorio de dosimetría termoluminiscente. Instituto de Física UNAM.
- [72] Rojas López, J. A. (2018). Medida de la energía efectiva dentro de un maniquí expuesto a un haz de rayos X de tomografía computada (CT) usando dosímetros termoluminiscentes TLD-300. Universidad Nacional Autónoma de México: Tesis de Licenciatura.
- [73] Gómez Facenda, A. (2016). Evolución espectral y dosis, estudiadas con TLD-100/TLD-300, en maniqués de PMMA, para procedimientos radiológicos pediátricos. Universidad Nacional Autónoma de México: Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica).
- [74] Puchalska, M., & Bilski, P. (2006). GlowFit - a new tool for thermoluminescence glow-curve deconvolution. *Radiation Measurements*, 41(6), 659-664.
- [75] Elizalde Cabrera, J. (2014). Estudio del desempeño (calidad de imagen y dosis) de un mastógrafo digital usando un maniquí de contraste detalle, Universidad Nacional Autónoma de México: Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica).
- [76] Andreo, P., Burns, D. T., Nahum, A. E., Seuntjens, J., & Attix, F. H. (2017). *Fundamentals of ionizing radiation dosimetry*. Jhon Wiley & Sons.
- [77] OIEA. (2005). Colección de informes técnicos No. 398, Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. Organismo Internacional de Energía Atómica.
- [78] Seuntjens, J., Olivares, M., Evans, M., & Podgorsak, E. (2005). Absorbed dose to water reference dosimetry using solid phantoms in the context of absorbed-dose protocols. *Medical physics*, 32(9), 2945-2953.
- [79] Foster, R. D., Speiser, M. P., & Solberg, T. D. (2014). Commissioning and verification of the collapsed cone convolution superposition algorithm for SBRT delivery using flattening filter-free beams. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 15(2), 39-49.
- [80] Chow, J. C., & Owrangi, A. M. (2016). A surface energy spectral study on the bone heterogeneity and beam obliquity using the flattened and unflattened photon beams. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, 21(1), 63-70.
- [81] Tyler, M. K., Liu, P. Z., Lee, C., McKenzie, D. R., & Suchowerska, N. (2016). Small field detector correction factors: effects of the flattening filter for Elekta and Varian linear accelerators. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 17(3), 223-235.
-

- [82] Mohammed, M., Chakir, E., Boukhal, H., Mroan, S., & El Bardouni, T. (2017). Evaluation of the dosimetric characteristics of 6 MV flattened and unflattened photon beam. *Journal of King Saud University-Science*, 29(3), 371-379.
- [83] Sangeetha, S., & Sureka, C. S. (2017). Comparison of Flattening Filter (FF) and Flattening-Filter-Free (FFF) 6 MV photon beam characteristics for small field dosimetry using EGSnrc Monte Carlo code. *Radiation Physics and Chemistry*, 135, 63-75.
- [84] Georg, D., Knöös, T., & McClean, B. (2011). Current status and future perspective of flattening filter free photon beams. *Medical physics*, 38(3), 1280-1293.
- [85] International Electrotechnical Commission (IEC). (2009). *Medical electrical equipment- Part 2-1: Particular requirements for the basic safety and essential performance of electron accelerators in the range 1 MeV to 50 MeV. IEC 60601-2-1 (Ed. 3.0)*.
- [86] Miljanić, S., Bordy, J. M., d'Errico, F., Harrison, R., & Olko, P. (2014). Out-of-field dose measurements in radiotherapy - An overview of activity of EURADOS Working Group 9: Radiation protection in medicine. *Radiation Measurements*, 71, 270-275.