



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO

---

---

FACULTAD DE CIENCIAS

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

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

Físico

PRESENTA:

José Alejandro Rojas López

TUTORA

Dra. María Ester Brandan Siqués

Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2018





Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



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

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

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

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

1. Datos del alumno	1. Datos del alumno
Apellido paterno	Rojas
Apellido materno	López
Nombre(s)	José Alejandro
Teléfono	11 13 46 75
Universidad Nacional Autónoma de México	Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Ciencias	Facultad de Ciencias
Carrera	Física
Número de cuenta	310275233
2. Datos del tutor	2. Datos del tutor
Grado	Dra.
Nombre(s)	María Ester
Apellido paterno	Brandan
Apellido materno	Siqués
3. Datos del sinodal 1	3. Datos del sinodal 1
Grado	Dra.
Nombre(s)	Gertrudis Hortensia
Apellido paterno	González
Apellido materno	Gómez
4. Datos del sinodal 2	4. Datos del sinodal 2
Grado	Dra.
Nombre(s)	Karla Paola
Apellido paterno	García
Apellido materno	Pelagio
5. Datos del sinodal 3	5. Datos del sinodal 3
Grado	M en C
Nombre(s)	Carlos Alberto
Apellido paterno	Reynoso
Apellido materno	Mejía
6. Datos del sinodal 4	6. Datos del sinodal 4
Grado	M en C
Nombre(s)	Eduardo
Apellido paterno	López
Apellido materno	Pineda
7. Datos del trabajo escrito	7. Datos del trabajo escrito
Título	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
Subtítulo	
Número de páginas	109 p
Año	2018

*Dedicado a mis padres, Norma y Alejandro, por el amor y el apoyo incondicional en todos los momentos de mi vida, por creer que la carrera que elegí no me iba a matar de hambre. Por confiar en mí y en mis hermanos.*

*A mis hermanos, Tuna y Chucho por ayudarme a ver el otro lado de la luna de todas las cosas y por lograr que las pequeñas cosas sean las mejores en mi historia.*

*Por ser una piedra angular en mi vida.*

*Nam et ipsa scientia potestas est.*

# Agradecimientos institucionales

Agradezco al Instituto de Física, de la Universidad Nacional Autónoma de México por proporcionarme las facilidades para llevar a cabo este trabajo dentro de sus instalaciones.

Al Departamento de Imagen Molecular del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía Manuel Velasco Suárez por el apoyo técnico en la realización de las pruebas experimentales.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por permitirme ser parte de su comunidad, y facilitarme las herramientas necesarias para mi formación científica y universitaria, así como por permitirme realizar un intercambio académico y tomar un curso en resonancia magnética nuclear en la Universidad del Atlántico, Colombia.

A la Dra. Guerda Massillon, M. en C. Eduardo López, M. en C. César Ruiz, por el apoyo, los consejos y la discusión de los resultados obtenidos.

A CONACyT por el soporte económico otorgado como Ayudante de Investigador Nivel III para la elaboración de este trabajo de tesis.

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

Al proyecto PAPIIT-UNAM IN107916 por el apoyo brindado.

# Agradecimientos personales

A mi madre, por enseñarme el lado humano de todas las acciones, por ayudarme a ser sensible por y hacia los demás y por los desvelos que me regaló.

A mi padre, por estar cerca de mí cuando es necesario, por las pláticas que me deconstruyen, y por ayudarme a exigirme más de mí mismo.

A mi tía Lala, y a mi prima Gris, por abrir las puertas de su casa y de su corazón cuando lo necesité y por darme ánimos cuando no veía el fin de los problemas.

A Chucho, por las deliciosas comidas que llenan el corazón y que son el motor que alimenta la ciencia.

A Tuna, por la confianza mutua, por ser mi gurú espiritual y por alegrar mis notas con sus dibujitos.

A mi tutora, Dra. María Ester Brandan por el tiempo dedicado en mis *pequeñas dudas*, en las revisiones, comentarios. Por ser el hilo de Ariadna en mi desarrollo profesional y por sus invaluable consejos.

Al M. en C. Carlos Alberto Reynoso, por su infinita paciencia con mis dudas técnicas, y sus numerosos consejos. Por ayudarme a ser más cuidadoso y detallado con mi trabajo.

Al M. en C. Eduardo López, por sus acertados y oportunos consejos y por las preguntas que me quitaban el sueño.

A Julienne Gallardo Thurlow, por ser una de las personas que confío en mí desde

el principio, y por ser la *mamá montes amazónica* en esta etapa de mi vida.

Al M. en C. Luis Antonio Meléndrez, por ser él el responsable de que la radiación de cuerpo negro me sedujera para dedicarme a la física.

A la Dra. Karla Paola García Pelagio, por introducirme en la Física Médica y por sus clases extraordinarias.

A la Dra. Gertrudis Hortensia González, por permitirme trabajar a su lado, y ver a la biología con el mismo amor con que veo a la física, por las aportaciones en sus clases que cimentaron mi aprendizaje.

A los miembros de mi comité sinodal: Dra. María Ester Brandan, Dra. Gertrudis Hortensia González, Dra. Karla Paola García, M. en C. Carlos Alberto Reynoso y M. en C. Eduardo López, por los enriquecedores comentarios y aportaciones a este trabajo.

A Marina Arias, Carla Tornello, Christian Miranda, Fer Zingaretti, Anna Schütze, Elena Stuke y Misael Gómez, por las historias compartidas, las inigualables comidas, y por no verme *tan* raro cuando hacía las tareas con la sopa. Todos ustedes son mi segunda familia.

A Chiara Granacher y a Clément Goudal, por ser mis compañeros de viajes: por unir nuestros meridianos y por lograr que me conociera mejor y conocerlos mejor. Por aguantar la escalada a 2400 metros, por las olas que nos revolcaban, por los paisajes fotografiados con el corazón y con harto patacón.

A Omar, por conocerme mejor que yo y por siempre estar presente en los momentos cruciales de mi vida.

A Lú, por el cariño siempre presente.

A mi *rumi*, Ale Anzorena, por estar cerca en los momentos en que la tierra se movió.

A todas y todos con quienes compartí historias y por mi mala memoria, esté omitiendo.

# Índice general

<b>Agradecimientos institucionales</b>	<b>II</b>
<b>Agradecimientos personales</b>	<b>III</b>
<b>Lista de figuras</b>	<b>VII</b>
<b>Lista de tablas</b>	<b>XI</b>
<b>Lista de acrónimos</b>	<b>XIII</b>
<b>Introducción</b>	<b>XIV</b>
<b>1 Marco teórico</b>	<b>1</b>
1.1 Rayos-X . . . . .	1
1.1.1 Producción de rayos-X . . . . .	3
1.2 Endurecimiento del espectro continuo de rayos-X . . . . .	5
1.2.1 Descripción del fenómeno físico . . . . .	5
1.3 Magnitudes radiológicas . . . . .	9
1.4 Calidad de haz y energía efectiva . . . . .	11
1.5 Termoluminiscencia . . . . .	14
1.5.1 Dosimetría termoluminiscente . . . . .	16
1.5.2 Fluoruro de calcio dopado con tulio . . . . .	17
1.6 Método Monte Carlo en el transporte de radiación . . . . .	18
<b>2 Materiales y métodos</b>	<b>21</b>
2.1 Caracterización de los haces de rayos-X clínicos . . . . .	21
2.1.1 Haces de mastografía . . . . .	22
2.1.2 Haces de tomografía computada . . . . .	24



---

2.2	Dosimetría termoluminiscente . . . . .	25
2.2.1	Protocolo de dosimetría TL . . . . .	25
2.2.2	Análisis de la curva de brillo . . . . .	26
2.3	Irradiación del TLD-300 y obtención de la energía efectiva . . . . .	29
2.3.1	Reproducibilidad del lote de TLD-300 . . . . .	29
2.3.2	Irradiación en aire . . . . .	29
2.3.3	Irradiación en maniqués . . . . .	32
2.4	Cálculos Monte Carlo . . . . .	34
<b>3</b>	<b>Resultados y discusión</b>	<b>37</b>
3.1	Caracterización de los haces de rayos-X clínicos . . . . .	37
3.2	Reproducibilidad del lote de TLD-300 . . . . .	41
3.3	Irradiación en aire . . . . .	44
3.3.1	Dependencia de la STL con la orientación del dosímetro . . . . .	44
3.3.2	Forma de la curva de brillo . . . . .	52
3.3.3	Deconvolución de la curva de brillo del TLD-300 . . . . .	56
3.3.4	Energía efectiva a partir de la curva de brillo . . . . .	60
3.4	Irradiación en maniqués . . . . .	63
3.4.1	Energía efectiva en maniquí de BR-12 . . . . .	63
3.5	Energía efectiva en maniquí de PMMA . . . . .	65
3.5.1	Medidas experimentales . . . . .	66
3.5.2	Simulaciones Monte Carlo . . . . .	76
<b>4</b>	<b>Resumen y conclusiones</b>	<b>80</b>
<b>A</b>	<b>Factor de sensibilidad del TLD-300</b>	<b>82</b>
	<b>Referencias</b>	<b>85</b>

# Índice de figuras

1.1	Esquema de la emisión de un rayo-X característico derivado de una transición de un electrón de la capa L a la capa K (A) y de rayos-X frenado producto de tres colisiones distintas, con distintas energías (B). Adaptación de PTB [PTB, 2017]. . . . .	1
1.2	Espectro de rayos-X de frenado y característico del tungsteno a 100 kV. Adaptación de PTB [PTB, 2017]. . . . .	3
1.3	Representación esquemática de un tubo de rayos-X. Tomado de la página electrónica de BVSC [BVSC, 2017]. . . . .	4
1.4	Penetración de los fotones al atravesar un objeto. Adaptado del trabajo de Sprawls [Sprawls, 2017]. . . . .	6
1.5	Coefficiente lineal de atenuación para diferentes materiales. Datos obtenidos del NIST [NIST, 2017]. . . . .	7
1.6	Espectro de rayos-X para ánodo de W-Re aplicando un voltaje de 120 kV y diferentes filtrados de aluminio: en orden descendente, 1.6 mm Al, 2.0 mm Al, 4.0 mm Al y 6.0 mm Al. . . . .	8
1.7	Curvas de atenuación para los haces de rayos-X de W-Re (95 %-5 %). A 80 kV la curva con etiqueta de círculo, color rojo ( $CHR = 5.44 \pm 0.38$ mm Al); a 120 kV la curva con etiqueta de triángulo, color negro ( $CHR = 8.39 \pm 0.57$ mm Al). Los ajustes se muestran en líneas sólidas. Las barras de incertidumbre no se aprecian por la escala.	13
1.8	Proceso de termoluminiscencia. Adaptación del trabajo de Muñoz-Molina [Muñoz-Molina, 2016]. . . . .	15
2.1	Arreglo experimental elaborado en el mastógrafo Senographe 2000D para medir CHR. . . . .	23

2.2	Diagrama del tubo de rayos-X de CT. La geometría del haz consiste de dos ángulos de apertura, uno mayor y uno menor. El mayor corresponde a 50.1° con una cobertura en el isocentro de 500 mm. El menor corresponde a 18.4° con una cobertura en el isocentro de 173 mm. Los datos fueron proporcionados por el M. en C. C A Reynoso.	24
2.3	Deconvolución de la curva de brillo del CaF <sub>2</sub> :Tm irradiado con un haz de rayos-X de calidad Mo/Mo/25 kV con CHR de 0.307 mm Al. Los picos TL están normalizados al pico 5 de alta temperatura. . . . .	27
2.4	Arreglo experimental para la irradiación de los dosímetros en el mastógrafo. Vista superior (A). Vista frontal (B). . . . .	30
2.5	Arreglo experimental para la irradiación de los dosímetros en el tomógrafo. . . . .	31
2.6	Maniquí BR-12, y posición de los nichos. . . . .	33
2.7	Maniquí de PMMA y <i>peine</i> . Vista frontal del maniquí. . . . .	33
2.8	Esquema de irradiación en la simulación Monte Carlo. Vista frontal. (A) Modo topograma para las cavidades en CP para un haz. (B) Modo CT con 8 haces para las cavidades en CP. (C) Modo topograma para las cavidades en CC para un haz. (D) Modo CT con 8 haces para las cavidades en CC. . . . .	36
3.1	Medidas y ajustes lineales de cada calidad de haz estudiada, para el kerma en aire a una distancia focal del tubo de 58.00 ± 0.05 cm, como función de la corriente integrada. Cada valor es el promedio de 3 medidas. Se consideró la desviación estándar (DS) de las medidas. Las barras de incertidumbre no se aprecian por la escala. . . . .	38
3.2	Curvas de atenuación para los haces de rayos-X de W-Re (95 %-5 %). A 80 kV la curva con etiqueta de círculo, color rojo (CHR = 5.44 ± 0.38 mm Al); a 120 kV la curva con etiqueta de triángulo, color negro (CHR = 8.39 ± 0.57 mm Al). Los ajustes lineales se muestran en líneas sólidas. Las barras de incertidumbre no se aprecian por la escala. . . . .	40
3.3	Variación del factor de sensibilidad en el tiempo. . . . .	42
3.4	STL sin FS y con FS. . . . .	43
3.5	Respuesta de la STL de los dosímetros expuestos en cara principal. Las líneas son los ajustes, y representan una guía visual. . . . .	45
3.6	Respuesta de la STL de los dosímetros expuestos en su canto. Las líneas son los ajustes y representan una guía visual. . . . .	45
3.7	STL de los dosímetros expuestos a rayos-X en su cara principal y en su canto para distintas calidades de haz. Las barras de incertidumbre no se aprecian por la escala. . . . .	46

3.8	Producto de los cocientes calculados (geométrico y físico) [negro, etiqueta de círculo] y el cociente medido de las STL para las distintas incidencias [rojo, etiqueta de triángulo]. . . . .	49
3.9	Producto de los factores calculados (geométrico y físico) para distintas energías efectivas [negro, etiqueta de círculo] y el cociente medido de las STL en aire [rojo, etiqueta de triángulo]. . . . .	51
3.10	Curvas de brillo normalizadas al máximo de la STL a altas temperaturas, de TLD-300, expuesto con Mo/Mo/25 kV por su CP. Cada curva de brillo corresponde a un valor de corriente integrada distinto.	52
3.11	Curvas de brillo promedio normalizadas para las distintas orientaciones en las que fue irradiado el TLD-300. . . . .	53
3.12	Curvas de brillo normalizadas al máximo de la STL a altas temperaturas, a distinta calidad de haz, para el TLD-300 expuesto por su cara principal a los 4 haces de mastografía. . . . .	55
3.13	Curvas de brillo normalizadas al máximo de la STL a altas temperaturas, a distinta calidad de haz, para el TLD-300 expuesto por su canto a los 4 haces de mastografía. . . . .	55
3.14	Respuesta relativa de los picos de baja y alta temperatura del TLD-300, normalizados por la región de alta temperatura. Las líneas sólidas fueron obtenidas del trabajo de [Muñoz-Molina, 2016]. . . . .	56
3.15	Picos TL de la curva de brillo para los haces de mastografía. Los picos están normalizados al pico 5 de alta temperatura. . . . .	57
3.16	Señal TL de los 7 picos individuales del TLD-300 en función del kerma en aire, para la exposición de los dosímetros a rayos-X en su cara principal. La etiqueta indica la identificación del pico. . . . .	58
3.17	Señal TL de los 7 picos individuales del TLD-300 en función del kerma en aire, para la exposición de los dosímetros a rayos-X en su canto. La etiqueta indica la identificación del pico. . . . .	59
3.18	HLTR en función del kerma en aire para el TLD-300, a diferentes calidades y diferentes orientaciones. . . . .	60
3.19	Curva de calibración de HLTR como función de la energía efectiva. Las curvas corresponden a los ajustes de la ecuación 2.3; la curva dibujada con línea sólida corresponde a los valores para la cara principal, y la curva con líneas discontinuas corresponde a los valores para el canto. . . . .	61
3.20	Curvas de brillo normalizadas al máximo de la STL a altas temperaturas a distinta calidad de haz, para el TLD-300 expuesto en su CP a los haces de mastografía a 3 cm de profundidad. . . . .	64

3.21	Curvas de brillo normalizadas al máximo de la STL a altas temperaturas a distinta calidad de haz en varios estudios dentro de maniquíes. Se usó el TLD-300 expuesto en su CP a los haces de mastografía de Rh/Rh/34 kV a 3 cm de profundidad, y en modo topograma y CT a 120 kV. . . . .	66
3.22	Dependencia de la forma de la curva de brillo respecto a la profundidad. La curva de brillo está normalizada al máximo de alta temperatura. La curva de brillo corresponde a CP y CC expuesta a rayos-X de 120 kV en modo topograma. . . . .	67
3.23	Respuesta TL dentro de un maniquí de PMMA en función de la profundidad y la orientación, para modo topograma y modo tomográfico. Las líneas son una guía visual. . . . .	68
3.24	Evolución energética en función de la profundidad medida con TLD-300, en un estudio en modo topograma. Las líneas sólidas corresponden a la simulación Monte Carlo para la CP. Las líneas discontinuas corresponden a la simulación Monte Carlo para la CC. . . . .	69
3.25	Evolución energética en función de la profundidad, en un estudio de CT. Las líneas sólidas corresponden a la simulación Monte Carlo de 32 haces para la CP. Las líneas discontinuas corresponden a la simulación Monte Carlo de 32 haces para la CC. . . . .	71
3.26	Factor que relaciona la STL en distintas orientaciones en función de la profundidad medida con TLD-300, en un estudio en modo topograma y CT a 120 kV. . . . .	73
3.27	Representación visual de la simulación MC para un haz de W -Re (95 % - 5 %) de 120 kV. El haz incide por arriba. . . . .	76
3.28	Representación visual de la simulación MC para 32 haces de W -Re (95 % - 5 %) de 120 kV. . . . .	77
3.29	Simulación MC a 120 kV, para la evolución energética al interior de un maniquí cilíndrico de PMMA para 1 haz, 2 haces, 4 haces, 8 haces y 32 haces incidentes. . . . .	78

# Índice de cuadros

1.1	Líneas de emisión de rayos-X característicos de las transiciones de la capa K. Tomado de LBNL [LBNL, 2018]. . . . .	5
1.2	Propiedades físicas del $\text{CaF}_2\text{:Tm}$ . Tomado de McKeever [McKeever <i>et al.</i> , 1995]. . . . .	18
2.1	Posición de los picos y sus respectivos valores de energía de activación. Los valores corresponden a una tasa de calentamiento de $\beta = 8^\circ\text{C s}^{-1}$ . Tomado de los trabajos de Muñoz-Molina [Muñoz-Molina, 2016] y McKeever [McKeever <i>et al.</i> , 1995]. . . . .	28
2.2	Composición química de los materiales BR-12 y PMMA [UGM, 2017].	32
3.1	Valores del rendimiento y <i>offset</i> del mastógrafo, obtenidos para los haces estudiados del equipo de rayos-X Senographe 2000D. . . . .	37
3.2	CHR y energía efectiva medidas para cada calidad de haz. . . . .	39
3.3	CHR y energía efectiva medidas para los haces de tomografía. . . .	40
3.4	Promedios de las señales TL de los dosímetros expuestos en las dos orientaciones estudiadas para Mo/Mo/25kV. . . . .	44
3.5	Factor geométrico propuesto para el TLD-300. . . . .	47
3.6	Factor de transferencia de energía calculado para el TLD-300. . . .	48
3.7	Cocientes de la STL medida y el producto de los factores calculados como los responsables de la dependencia del depósito de energía en los dosímetros como función de su orientación. . . . .	48
3.8	Cocientes de la STL medida y el producto de los factores calculados como función de la orientación de los dosímetros. . . . .	50
3.9	Coefficientes de ajuste de la ecuación 3.1 para el factor propuesto (geométrico y de transferencia de energía) en función de la energía efectiva. . . . .	50

3.10	Valores de los picos TL de la curva de brillo para haces de mastografía. Los valores están normalizados al pico 5. . . . .	57
3.11	Coefficientes de ajuste de la ecuación 2.3 para HLTR en función de la energía efectiva, para las distintas orientaciones del TLD-300. . .	61
3.12	Energía efectiva dentro de maniquí, para distintas orientaciones de irradiación, a una profundidad de 3.0 cm. . . . .	63
3.13	Cocientes de la STL medida (en aire y dentro del maniquí de BR-12 a 3 cm de profundidad) como función de la orientación de los dosímetros. . .	64
3.14	Parámetros de la evolución energética dentro del maniquí, para 120 kV en modo topograma para CP y para CC. . . . .	70
3.15	Parámetros de la evolución energética dentro del maniquí, para 32 haces de 120 kV en modo CT. . . . .	72
3.16	Factor calculado de la STL para modos topograma y modo CT. Los valores corresponden a 120 kV. . . . .	73
3.17	Cociente medido de la STL medida en aire, y a 1 cm de profundidad en los modos topograma y CT. Los valores corresponden a 120 kV. . . . .	74
A.1	FS asociado a cada dosímetro, y STL antes y después de ser corregida por el FS. . . . .	83

**Lista de acrónimos**

- **CC:** Canto.
- **CHR:** Capa hemi-rreductora.
- **CI:** Cámara de ionización.
- **CP:** Cara principal.
- **CT:** Tomografía computada.
- **DS:** Desviación estándar.
- **FOM:** Por sus siglas en inglés, *Figure Of Merit*.
- **FS:** Factor de sensibilidad.
- **HLTR:** Por sus siglas en inglés, *High to Low Temperature Ratio*. Parámetro que relaciona los picos de baja temperatura con los de alta temperatura, de la curva de brillo.
- **MC:** Método Monte Carlo.
- **STL:** Señal termoluminiscente.
- **TL:** Termoluminiscencia.
- **TLD:** Dosímetro termoluminiscente.



# Introducción

Actualmente, el uso de los rayos-X en técnicas de diagnóstico (radiografías digitales y tomografía computada) ha incrementado respecto a años anteriores [UNSCEAR, 2008]. Al ser radiación ionizante, los rayos-X poseen la energía suficiente para excitar e ionizar a los átomos de un material.

Un material dado, al ser expuesto a rayos-X, absorbe parte de la energía de este tipo de radiación; en particular, en tejidos biológicos es necesario conocer y medir la cantidad de energía absorbida por ellos. Esto se obtiene mediante la dosis absorbida, que es el valor esperado de la energía impartida a la materia por unidad de masa [Attix, 1986]. Es importante medir esta cantidad, puesto que los efectos biológicos dependen, entre otros factores, de la dosis, y se vuelven más severos estos efectos conforme la dosis aumenta [Attix, 1986], [Sobol, 1994].

Por lo tanto, es requerido el uso de instrumentos capaces de medir la dosis absorbida, para determinar la energía que reciben, en usos médicos de la radiación, los tejidos irradiados de un paciente. Tales instrumentos son conocidos como dosímetros. En particular, los dosímetros termoluminiscentes son cristales capaces de almacenar parte de la energía cuando son expuestos a radiación ionizante, y al ser estimulados térmicamente, liberan esta energía en forma de luz. La intensidad de la luz emitida a medida que el dosímetro se calienta, se expresa en forma de varios picos termoluminiscentes, debido a que el cristal (dopado) presenta niveles cuantizados de energía.

En este trabajo fue utilizado el cristal constituido por fluoruro de calcio dopado con tulio,  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$ , conocido comercialmente como TLD-300. Este dosímetro es especial porque el análisis de la forma de la curva de brillo (que es la superposición de los picos termoluminiscentes) es una herramienta cuantitativa novedosa para caracterizar la energía efectiva del campo de radiación al que fue expuesto [Muñoz-

Molina *et al.*, 2015]. Ésta es la energía asociada a un haz monoenergético con la misma capa hemi-reductora que presenta un haz de rayos-X. A través de la energía efectiva es posible realizar correcciones a la dosis absorbida si se utiliza otro tipo de dosímetros, con propiedades complementarias, como el TLD-100 [Gómez-Facenda *et al.*, 2017].

El caso de interés clínico se encuentra en un estudio de tomografía computada, la cual es una técnica para obtener imágenes médicas anatómicas [Sobol, 1994]. El tomógrafo consiste en un tubo de emisión de rayos-X y de detectores ubicados perpendicularmente al tubo emisor. El tubo emite un haz colimado que atraviesa al objeto de estudio. Los haces atenuados son registrados por los detectores. Posteriormente, el tubo emisor y los detectores cambian de dirección y el proceso se repite hasta completar una vuelta. Enseguida, la camilla es desplazada cierta distancia y se realiza el mismo proceso hasta recorrer la longitud requerida en el estudio [Ramírez Giraldo *et al.*, 2008].

El interés de este trabajo en dicha técnica de radiodiagnóstico se debe a que no hay una dirección preferencial a la cual se irradia al objeto de estudio, puesto que el tubo emite rayos-X a lo largo de una vuelta completa, por lo que la energía de la radiación en un punto dado del objeto de estudio proviene de todas las direcciones. Así, un dosímetro sensible a la energía de la radiación, como el TLD-300, recibirá radiación desde varias direcciones. Con esto, la pregunta que guía este trabajo es si la respuesta integrada después de una exposición en maniquí se ve afectada por la orientación del dosímetro dentro del maniquí.

Los dosímetros termoluminiscentes requieren de una calibración. La señal termoluminiscente (el área bajo la curva de brillo) de los dosímetros termoluminiscentes, generalmente con forma de paralelepípedo, durante la calibración generalmente está estudiada cuando los rayos-X primarios inciden en una de sus caras principales (la de mayor área); sin embargo, cuando los dosímetros son colocados dentro de maniqués, existe no sólo la radiación primaria, sino que también existe radiación secundaria de menor energía originada dentro del maniquí y que incide en cualquier dirección al dosímetro. Ambas contribuciones al campo de radiación depositan su energía en el dosímetro.

Por lo tanto, este trabajo consiste en determinar si la respuesta termoluminiscente depende de la dirección de incidencia de la radiación. Esto para saber hasta qué punto es importante la contribución de la energía depositada en cada cara del dosímetro y encontrar con precisión la evolución de la energía efectiva por medio de dosímetros TLD-300 como función de la profundidad, dentro de un maniquí.

## Justificación del trabajo

Experimentalmente, la geometría de los dosímetros termoluminiscentes TLD-300 usados para medir la energía efectiva de un campo de radiación no satisfacen el caso ideal (geometría esférica), sino que son paralelepípedos. Este tipo de geometría sugiere pensar que la forma del depósito de la energía depende de la cara expuesta a radiación ionizante.

Por otro lado, un estudio de tomografía computada está compuesto de haces provenientes de cualquier dirección, lo cual podría complicar la determinación de la energía efectiva dentro de un maniquí, y cómo esta energía depende de la profundidad dentro del maniquí.

## Hipótesis

Es posible medir la evolución energética del campo de fotones existente al interior de un maniquí irradiado por haces múltiples de rayos-X analizando el cambio de la forma de la curva de brillo del dosímetro termoluminiscente  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$  (TLD-300).

## Objetivo general

Cuantificar la evolución de la energía efectiva de un haz de rayos-X de tomografía computada como función de la profundidad dentro de un maniquí, usando dosímetros termoluminiscentes del tipo  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$  (TLD-300), en dos orientaciones distintas de irradiación del dosímetro respecto de la geometría del maniquí. La medida de la energía efectiva se hará por medio del análisis de la curva de brillo del  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$  y la evolución energética medida será descrita por una simulación Monte Carlo.

## Objetivos específicos

Los objetivos específicos se dividen en tres etapas:

- I. Calibración en aire del parámetro HLTR (cuantificación de la forma de la curva de brillo) usando rayos-X de baja energía (unidad de mastografía) y de energía intermedia (unidad de tomografía).

1. Caracterizar los haces de rayos-X generados de un mastógrafo, midiendo la capa hemi-reductora y la energía efectiva.
  2. Cuantificar la dependencia de la señal termoluminiscente del dosímetro TLD-300 con la orientación de exposición de la radiación y determinar si es conveniente corregir la respuesta termoluminiscente.
  3. Cuantificar la dependencia de la energía depositada en el dosímetro TLD-300 en función de la orientación con la que se irradia el dosímetro.
  4. Obtener la dependencia de la señal termoluminiscente del dosímetro TLD-300 en función del kerma en aire, para dos orientaciones de irradiación del dosímetro: en su cara principal y en su canto.
- II. Medida del parámetro HLTR dentro de dos maniqués (paralelepípedo de BR-12 para mastografía y cilindro de PMMA para tomografía computada) variando la orientación del TLD-300 respecto del haz primario.
1. Verificar, extender y/o reajustar la relación entre la forma de la curva de brillo del dosímetro TLD-300 y la energía efectiva propuesta por Muñoz-Molina [Muñoz-Molina *et al.*, 2015], y extendida por Gómez-Facenda [Gómez-Facenda, 2016], para las orientaciones estudiadas en este trabajo.
  2. Obtener la evolución de la energía efectiva de los haces de mastografía al interior de un maniquí de BR-12, a una profundidad fija, variando la orientación del dosímetro y la energía del haz primario.
  3. Obtener la evolución de la energía efectiva de los haces de tomografía computada al interior de un maniquí de PMMA, colocados en dos orientaciones.
- III. Describir los resultados experimentales con una simulación Monte Carlo de la irradiación dentro del maniquí de PMMA, para tomografía computada.

## Estructura del trabajo

Este trabajo está conformado por 4 capítulos.

El capítulo 1 presenta el marco teórico del trabajo, y se divide en 6 secciones. La sección 1 describe brevemente la generación y la producción de los rayos-X. En la sección 2 se expone la descripción del proceso físico de endurecimiento de un haz de rayos-X. La sección 3 presenta algunas magnitudes radiológicas. La sección 4

describe la calidad de haz y la energía efectiva de un espectro de rayos-X. La sección 5 describe el proceso de la termoluminiscencia, así como la presentación de las algunas características del  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$ . La sección 6 describe el método computacional de Monte Carlo, para su uso en dosimetría.

El capítulo 2 presenta los materiales y los métodos usados en el trabajo, y se divide en 4 secciones. La sección 1 muestra el método empleado para la caracterización de los haces de rayos-X de las unidades de mastografía y de tomografía computada. En la sección 2 se presenta el protocolo de dosimetría termoluminiscente para el  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$ , así como el método seguido para analizar la curva de brillo del  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$ . En la sección 3 se presenta el método por el cual se irradiaron los dosímetros termoluminiscentes, en aire y en maniqués, y en la sección 4 se presentan los parámetros utilizados para llevar a cabo las simulaciones Monte Carlo.

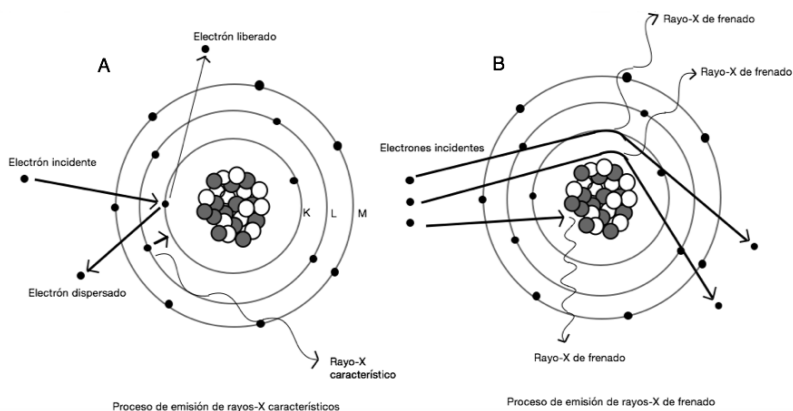
El capítulo 3 presenta los resultados y la discusión, y se divide en 5 secciones. En la sección 1 se exponen y discuten los resultados para la caracterización de los haces de rayos-X de la unidad de mastografía y de la unidad de tomografía. En la sección 2 se expone y discute la reproducibilidad de la respuesta de los dosímetros termoluminiscentes. En la sección 3 se exponen y discuten los resultados de la irradiación de los dosímetros en aire: la obtención de un factor que depende de la posición de irradiación del dosímetro, los parámetros de la curva de brillo y la obtención de una curva de calibración de la energía efectiva. En la sección 4 se exponen y discuten los resultados de la irradiación de los dosímetros en maniquí de BR-12 a una profundidad fija. En la sección 5 se expone y discute la evolución de la energía efectiva en profundidad al interior del maniquí de PMMA en el caso de tomografía computada, y los resultados de las simulaciones Monte Carlo.

El capítulo 4 presenta las conclusiones más relevantes del trabajo.

## Marco teórico

### 1.1. Rayos-X

Los rayos-X son una forma de radiación electromagnética, con origen en procesos atómicos [Podgorsak, 2005] y con algunas características específicas [IAEA, 2017]: transportan una cantidad mayor de energía que la luz visible y depositan una parte de la misma en el interior de un objeto al atravesarlo. Por ser producidos a energías típicas de keV, los rayos-X se clasifican como radiación ionizante. Los rayos-X son producidos por dos procesos físicos diferentes, mostrados en la figura 1.1.



**Figura 1.1:** Esquema de la emisión de un rayo-X característico derivado de una transición de un electrón de la capa L a la capa K (A) y de rayos-X frenado producto de tres colisiones distintas, con distintas energías (B). Adaptación de PTB [PTB, 2017].

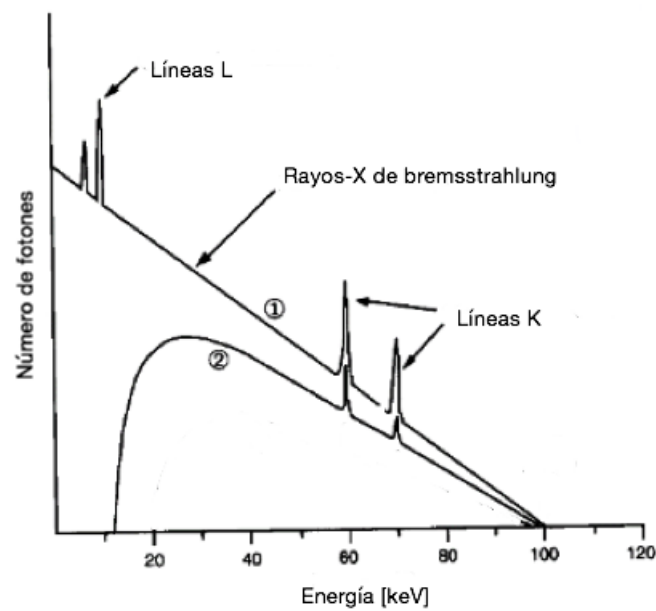
1. *Rayos-X de frenado.* Un electrón que posee energía cinética, al atravesar un material es acelerado por medio de colisiones con los núcleos atómicos del material. El electrón interactúa con el núcleo mediante fuerzas de Coulomb y transfiere impulso al núcleo. Parte (o la totalidad) de la energía cinética que el electrón pierde se traduce en forma de radiación como un fotón de rayos-X.

Los electrones del haz incidente pueden perder diferentes cantidades de energía en las colisiones y un determinado electrón podrá detenerse después de muchas colisiones. Entonces, los rayos-X producidos por muchos electrones constituyen el *espectro continuo de radiación*.

El espectro de radiación de frenado se muestra en la curva (2) de la figura 1.2 para el tungsteno (W) aplicando un voltaje de 100 kV, con filtrado inherente del tubo de rayos-X. Este proceso es conocido como *bremstrahlung*, del alemán *bremms* (frenar), y *strahlung* (radiación).

2. *Rayos-X característicos.* Debido a la interacción de Coulomb entre el electrón energético del haz y el electrón atómico, éste último puede recibir suficiente energía como para salir de su nivel de energía y escapar del átomo. En este proceso se deja al átomo en un estado altamente excitado ya que falta un electrón con una alta energía negativa. Eventualmente, el átomo regresa a su estado base, llenando los huecos con electrones de los niveles de energía mayores, emitiendo un conjunto de fotones que corresponden al *espectro de líneas de rayos-X* y es *característico* del tipo de átomos que conforman el blanco.

Las posibles transiciones entre los niveles de energía están dadas por las reglas de selección. Estas transiciones se dan principalmente en las capas K, L y M, como lo indican las líneas K y L del espectro de rayos-X de W aplicando un voltaje de 100 kV de la figura 1.2, denotado por (1).



**Figura 1.2:** Espectro de rayos-X de frenado y característico del tungsteno a 100 kV. Adaptación de PTB [PTB, 2017].

El espectro de energía de los fotones producidos por rayos-X es un histograma que muestra la fluencia de los fotones en función de la energía que éstos poseen. El espectro de radiación-X consiste, por lo tanto, de un espectro de líneas discretas superpuesto a uno continuo, tal como se muestra en la figura 1.2.

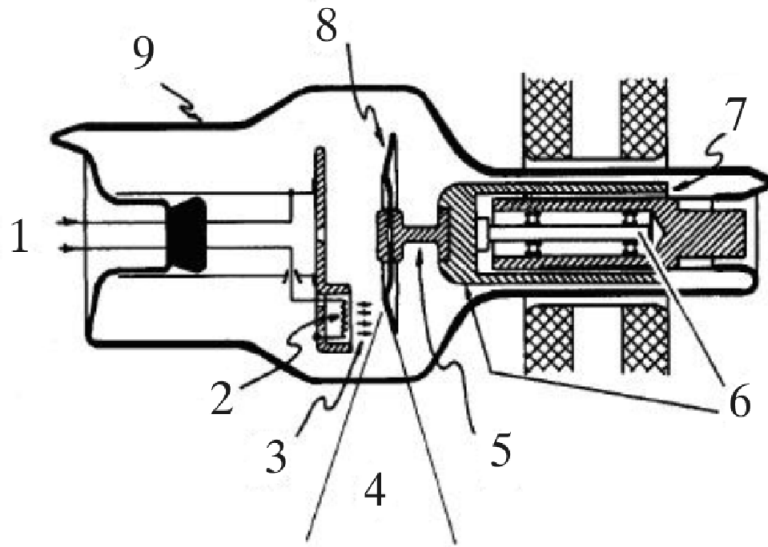
### 1.1.1. Producción de rayos-X

La producción de rayos-X se basa en las interacciones presentadas en la sección 1.1. Las dos interacciones tienen resultados cualitativamente diferentes. Para producir rayos-X en el campo clínico, existen entre otros, los aceleradores lineales, los sincrotrones y los tubos de rayos-X [Podgorsak *et al.*, 1999], éstos últimos son capaces de producir fotones con energías menores a los 300 keV [Attix, 1986], [Podgorsak, 2005].

La figura 1.3 muestra esquemáticamente cómo está formado un tubo que produce de manera controlada rayos-X. El tubo de rayos-X consiste en una válvula de vacío con un recubrimiento (9). Se aceleran electrones por medio de la aplicación de un campo eléctrico, cambiando la diferencia de potencial de los extremos del tubo y, por efecto termoiónico, el filamento (2) se calienta por medio de la corriente (1) generada por una fuente de poder, y los electrones son emitidos (3) hasta



que impactan en el ánodo (8), que es donde se genera el haz de rayos-X (4). Las líneas características del espectro de rayos-X corresponden al material del que está compuesto el ánodo.



**Figura 1.3:** Representación esquemática de un tubo de rayos-X. Tomado de la página electrónica de BVSC [BVSC, 2017].

Los materiales con número atómico alto ( $Z > 35$ ) son aptos para la producción de rayos-X.

Los elementos típicos que se emplean para generar rayos-X con propósitos clínicos son el tungsteno (W), el molibdeno (Mo) y el rodio (Rh). Además, se suelen colocar materiales atenuadores, conocidos como filtros, a la salida del haz de rayos-X para modificar el espectro. Los elementos usados comúnmente como filtros son el molibdeno, el rodio y el aluminio (Al).

Dado que, en tubos usados para obtener imágenes médicas el 99 % de la energía producida en este proceso es transformada en calor, se coloca un dispositivo (5-7) que hace rotar el ánodo, para evitar el calentamiento de éste, así como un desgaste del material.

En el cuadro 1.1 se muestran los materiales más usados en la construcción de tubos de rayos-X.

**Cuadro 1.1:** *Líneas de emisión de rayos-X característicos de las transiciones de la capa K. Tomado de LBNL [LBNL, 2018].*

Líneas de emisión de rayos-X característicos [LBNL, 2018].					
Elemento	Z	Energía de las transiciones			Borde K [keV]
		$K_{\alpha 1}$ [keV]	$K_{\alpha 2}$ [keV]	$K_{\beta 1}$ [keV]	
Mo	42	17.5	17.4	19.6	20.0
Rh	45	20.2	20.1	22.7	23.2
W	74	59.3	58.0	67.2	69.5

Los parámetros técnicos mencionados afectan la forma del espectro de rayos-X. En particular, el kilovoltaje, para un tubo de rayos-X puede cambiar la cantidad y la calidad del espectro de rayos-X, puesto que el espectro se desplaza hacia mayor energía, y pueden aparecer las líneas características cuando el kilovoltaje aumenta. Por otro lado, la corriente integrada del tubo (número de electrones que impactan el ánodo durante una exposición) determina la cantidad del número de fotones del espectro de rayos-X, pero no afecta su energía.

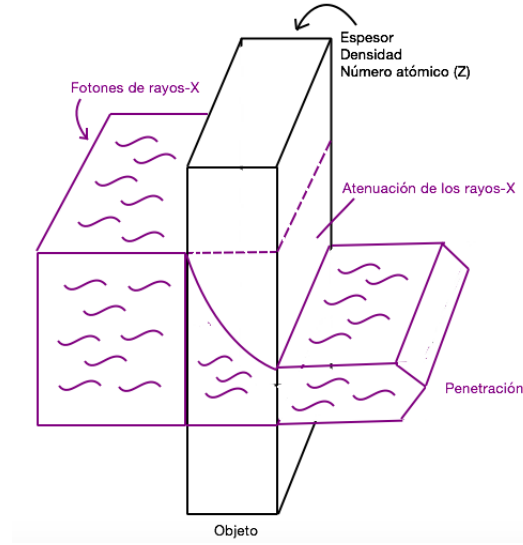
## 1.2. Endurecimiento del espectro continuo de rayos-X

### 1.2.1. Descripción del fenómeno físico

Una característica de los rayos-X es su habilidad de penetración en un medio.

Cuando los fotones de los rayos-X inciden directamente en un objeto, como lo muestra la figura 1.4, algunos de los fotones son absorbidos o dispersados, mientras que otros atraviesan al objeto.

Las partículas no cargadas, en particular los fotones, tienen una probabilidad significativa de atravesar de forma directa a través de una capa gruesa de material sin perder su energía, ya que no interactúan de forma coulombiana con el material [Sprawls, 2017].



**Figura 1.4:** Penetración de los fotones al atravesar un objeto. Adaptado del trabajo de Sprawls [Sprawls, 2017].

Si un haz monoenergético, que consiste de un número muy grande  $N_0$  de fotones de la misma energía, incide perpendicularmente en una superficie de área  $A$  de un material de espesor  $z$ , y se asume que cada fotón es absorbido en una sola interacción, no produciendo radiación secundaria, entonces, el número de fotones  $N$  que atraviesan el material, es

$$N(z) = N_0 e^{-\mu z}. \quad (1.1)$$

$\mu$  se conoce como el coeficiente lineal de atenuación, que es característico de cada material y energía. A la ecuación 1.1 se le conoce como la ley de atenuación exponencial, descrita para el caso en que se cumplan las suposiciones anteriores.

Por otro lado, la fluencia de fotones  $\phi$ , definida como el número de fotones que atraviesan una superficie de área  $A$ , queda representada por la ecuación

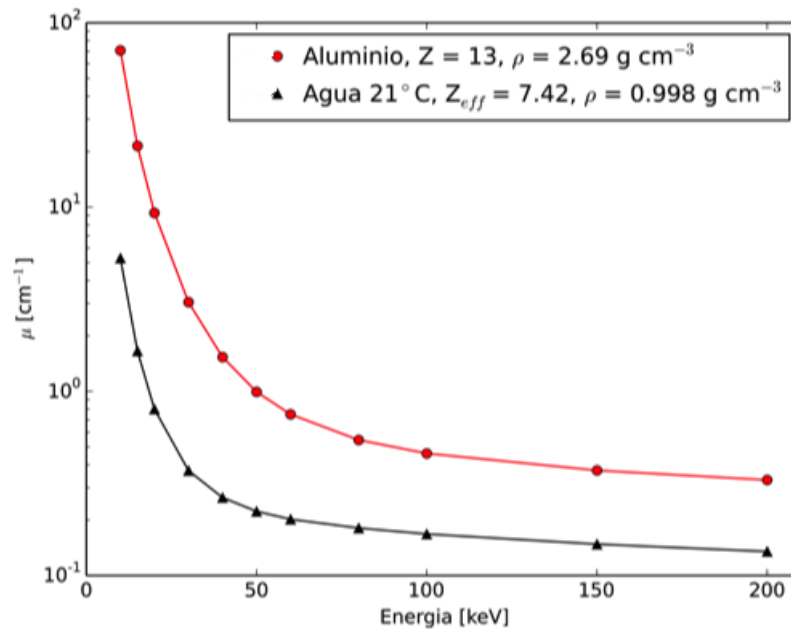
$$\phi(z) = \frac{N_0}{A} e^{-\mu z}. \quad (1.2)$$

En el caso de los tubos de rayos-X usados en mastógrafos y en tomógrafos médicos, el haz que emite el tubo de rayos-X no es monoenergético, sino que está compuesto por un espectro polienergético. Para un haz polienergético, la ecuación 1.1 está modificada como

$$N(z) = \int dE N_0(E) \Phi(E) e^{-\mu(E)z}. \quad (1.3)$$

$\Phi(E)$  es el espectro incidente de rayos-X normalizado. El área bajo la curva  $\Phi(E)$  equivale a la unidad. Puede observarse que la atenuación no sólo depende del tipo de material, sino que también depende de los valores que componen el espectro incidente debido a la dependencia de los valores en energía del coeficiente lineal de atenuación. La dependencia del coeficiente lineal de atenuación con la energía, se muestra en la figura 1.5. Los datos graficados se tomaron del NIST [NIST, 2017].

De la figura 1.5 se observa que el coeficiente lineal de atenuación disminuye como función de la energía. De forma que, para las distintas componentes del haz, dadas por la ecuación 1.3 hay una disminución de la energía total, es decir, las componentes de menor energía o *suaves* son atenuadas en mayor medida que las componentes más energéticas o *duras* del haz.



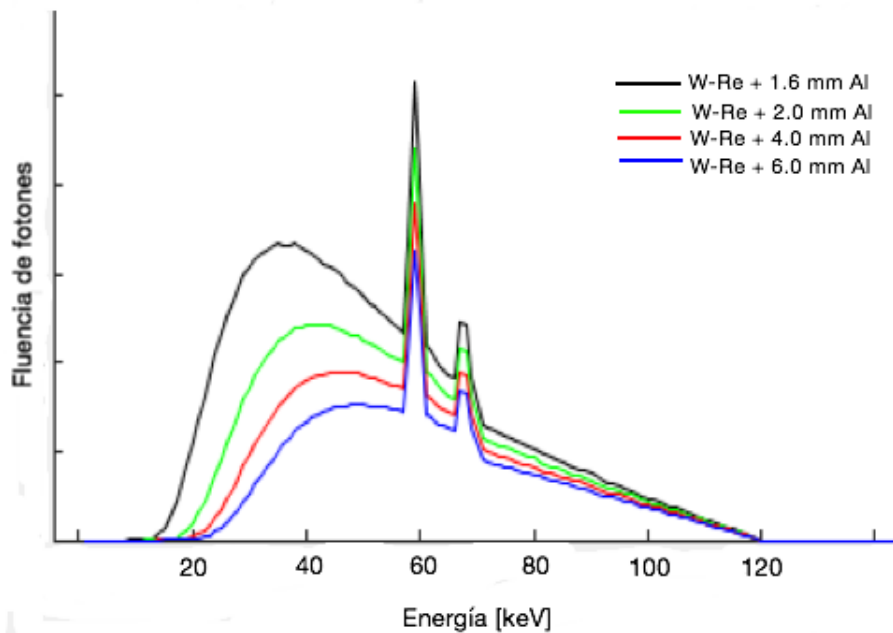
**Figura 1.5:** Coeficiente lineal de atenuación para diferentes materiales. Datos obtenidos del NIST [NIST, 2017].

Por otro lado, el efecto de la dependencia del coeficiente lineal de atenuación con la energía puede apreciarse en un cambio en el espectro de rayos-X. La figura 1.6 muestra el espectro producido por un tubo de rayos-X con un ánodo de tungsteno-renio (95 %-5 %), típico de equipos de imágenes médicas portátiles, con 1.6 mm Al

(milímetros de aluminio) de filtrado inherente (negro), y con diferentes grosores de filtrado adicional de aluminio: 2.0 mm Al (verde), 4.0 mm Al (rojo) y 6.0 mm Al (azul). Los espectros fueron obtenidos con el software SPEKTR 3.0 [Punnoose *et al.*, 2016].

La figura 1.6 muestra que el valor máximo del espectro continuo se mueve hacia mayores energías conforme aumenta el espesor de filtrado, debido a que las componentes de menor energía son atenuadas preferencialmente. La intensidad total del haz disminuye como función del espesor de filtrado, pero la atenuación es menor para las componentes con mayor energía, por lo que el haz se *endurece*. A este fenómeno se le denomina *endurecimiento del haz*.

De modo que, en el rango de bajas e intermedias energías ( $<300$  keV), el aumento de la filtración en un haz de rayos-X tiene como resultado el remover de manera preferente los fotones con energías bajas, donde el coeficiente lineal de atenuación es mayor [Attix, 1986]. La figura 1.6 muestra que al aumentar el filtrado de un haz, el espectro energético tiende a hacerse más angosto, por lo que el espectro tiende a un espectro monoenergético.



**Figura 1.6:** Espectro de rayos-X para ánodo de W-Re aplicando un voltaje de 120 kV y diferentes filtrados de aluminio: en orden descendente, 1.6 mm Al, 2.0 mm Al, 4.0 mm Al y 6.0 mm Al.

### 1.3. Magnitudes radiológicas

La descripción de un campo de radiación ionizante se realiza con las siguientes magnitudes [Attix, 1986]:

- *Fluencia*. La fluencia se define como la cantidad esperada del número de partículas,  $N$ , que atraviesan una sección de área,  $da$ , en un intervalo de tiempo que va de  $t_0$  a  $t$ . Matemáticamente, se expresa como:

$$\Phi = \frac{dN}{da}. \quad (1.4)$$

Se expresa en unidades de  $\text{m}^{-2}$  o de  $\text{cm}^{-2}$ .

- *Fluencia de energía*. Definiendo a  $R$  como el valor esperado de la energía total que posee un número esperado de partículas,  $N$ , al atravesar una sección de área,  $da$ , en un intervalo de tiempo que va de  $t_0$  a  $t$ , la fluencia de energía es:

$$\Psi = \frac{dR}{da}. \quad (1.5)$$

Se expresa en unidades de  $\text{J m}^{-2}$  o  $\text{erg cm}^{-2}$ .

En el caso de que las partículas sean monoenergéticas con energía  $E$ , la fluencia de energía es:

$$\Psi = E\Phi. \quad (1.6)$$

- *Coefficiente másico de atenuación*. El coeficiente lineal de atenuación,  $\mu$ , se define como la probabilidad de que un fotón interactúe al atravesar una unidad de longitud del material absorbente. Es función de la energía de los fotones incidentes y del número atómico,  $Z$ , del material.

A bajas energías ( $<26$  keV) y materiales con  $Z$  baja, domina el efecto fotoeléctrico. A altas energías y materiales con  $Z$  baja, domina la dispersión Compton.

De forma que, el coeficiente másico de atenuación, está definido como:

$$\frac{\mu}{\rho} = \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{abs} + \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{disp}. \quad (1.7)$$

Donde el subíndice 'abs' se refiere a procesos incoherentes, como el efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares; el subíndice 'disp' se refiere a efectos coherentes como procesos de dispersión Rayleigh. La cantidad

$\rho$  es la densidad del material. Se divide el coeficiente lineal de atenuación entre la densidad del material atenuador debido a que esto lo hace independiente de su densidad y de su estado físico.  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$  se expresa en unidades de  $\text{cm}^2 \text{g}^{-1}$  o equivalentes.

- *Coefficiente másico de transferencia de energía.* Se define como la probabilidad de que un fotón transfiera su energía a las partículas cargadas del material con el que interactúa, sin considerar la forma en que posteriormente las partículas cargadas pierden su energía. Matemáticamente es el producto del coeficiente másico de atenuación y la fracción de energía transferida a las partículas cargadas, por interacciones de los fotones incidentes. Se expresa como:

$$\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right) = \frac{1}{\sigma} \left(\frac{\mu}{\rho}\right) [f_{ph}\sigma_{ph} + f_{pp}\sigma_{pp} + f_{coh}\sigma_{coh}]. \quad (1.8)$$

Donde  $\sigma$  es la sección transversal de un fotón incidente que produce un evento de absorción o de dispersión. La cantidad  $f$  es la fracción del proceso relacionada a la contribución de  $\sigma$ , por efecto fotoeléctrico ( $ph$ ), por producción de pares ( $pp$ ) o por procesos coherentes ( $coh$ ). Se expresa en unidades de  $\text{cm}^2 \text{g}^{-1}$  o equivalentes.

- *Coefficiente másico de absorción de energía.* Se define como la probabilidad de que la energía transferida por los fotones a las partículas cargadas del material irradiado sea depositada en éste. El coeficiente másico de absorción de energía se expresa como:

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) = (1 - g) \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right). \quad (1.9)$$

Donde el factor  $g$  representa la fracción promedio de la energía cinética de las partículas cargadas secundarias que posteriormente se pierde en los procesos de pérdida de energía radiativa. Se expresa en unidades de  $\text{cm}^2 \text{g}^{-1}$  o equivalentes.

- *Exposición.* La exposición está definida únicamente para rayos-X y para rayos- $\gamma$ , y es el cociente entre el valor absoluto de la carga total de un signo,  $dQ$ , de iones producidos en aire cuando los electrones liberados por fotones en aire de masa  $dm$  son completamente detenidos en aire, y la masa de aire  $dm$ . Matemáticamente se expresa como:

$$X = \frac{dQ}{dm}. \quad (1.10)$$

Se expresa en unidades de Roentgen (R), que equivale a  $\text{C kg}^{-1}$ .

- *kerma (kinetic energy released in material)*. El kerma se define como el valor esperado de la energía transferida,  $\epsilon_{tr}$ , a las partículas cargadas por radiación sin carga, por unidad de masa,  $m$ , en un punto de interés, de un volumen  $V$ . Matemáticamente se expresa como:

$$K = \frac{d\epsilon_{tr}}{dm}. \quad (1.11)$$

Se expresa en unidades de Gray (Gy), que equivale a  $\text{J kg}^{-1}$ .

El kerma puede dividirse en dos partes, dependiendo si la energía se usa en eventos de excitación e ionización, conocido como *kerma de colisión* ( $K_c$ ), o si la energía se usa en eventos de pérdidas radiativas, conocido como *kerma de radiación* ( $K_r$ ). Si se considera un haz de fotones monoenergéticos, de energía  $E$ , el kerma de colisión es:

$$K_c = \Psi \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,Z}. \quad (1.12)$$

Donde el coeficiente másico de absorción de energía es característico de la energía de los fotones y del número atómico del material absorbente.

- *Dosis absorbida*. La dosis absorbida se define como el valor esperado de la energía impartida a la materia,  $\epsilon$ , por unidad de masa,  $m$ , en un punto dado. Se define para cualquier tipo de radiación. Matemáticamente se expresa como:

$$D = \frac{d\epsilon}{dm}. \quad (1.13)$$

Se expresa en las mismas unidades que el kerma, en Gy.

## 1.4. Calidad de haz y energía efectiva

La calidad de un haz de rayos-X está definida en términos de su espectro de energía, o bien, de su capacidad para penetrar en un medio. El voltaje para acelerar a los electrones, el material del que está compuesto el ánodo, y los filtros usados para modificar la capacidad de penetración del haz son parámetros que sirven para caracterizar (y determinar) la calidad del haz.

Cada espectro energético está relacionado de forma unívoca con la forma de una curva de atenuación, la cual relaciona la filtración del haz con la intensidad de

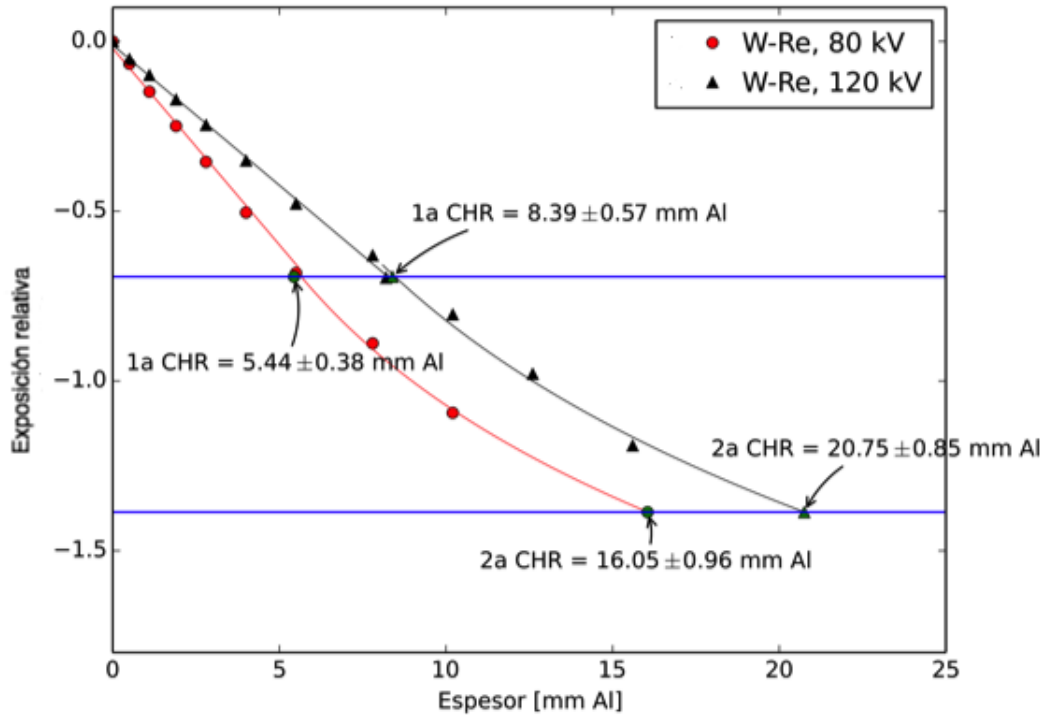


los fotones del espectro emergente. La curva de atenuación es una *huella* de cada espectro energético. A través de esta curva, es posible obtener la capa hemi-reductora (CHR) del haz. Por medio de la CHR es posible obtener la energía efectiva del haz, de forma que, la CHR y la energía efectiva,  $E_{ef}$ , son dos valores (uno dependiente del otro) que definen la calidad de un haz.

Para obtener la CHR de un espectro de rayos-X se requiere de una geometría de haz angosto, *i. e.*, que los rayos dispersados por el material atenuador no alcancen al detector; el detector tiene que ser equivalente a aire, esto es, que debe tener una respuesta constante por unidad de exposición, independientemente de la energía de los fotones [Attix, 1986].

Para rayos-X, en una geometría de haz angosto, la CHR se define como el espesor de un material (en general se utiliza Al y Cu para energías de fotones generados por tubos de rayos-X) necesario para reducir a la mitad el kerma, o la exposición, del haz incidente [Attix, 1986].

La figura 1.7 muestra la curva de atenuación de los haces de un tubo de rayos-X de W-Re (95 %-5 %) operados a 80 kV y a 120 kV. Los haces fueron atenuados con láminas de aluminio. Se usó una cámara de ionización para obtener las medidas. En la figura se indica el valor de la primera y la segunda CHR para cada haz. La segunda CHR se define como el espesor necesario para reducir el kerma, o la exposición, a la mitad nuevamente, bajo las mismas condiciones que la primera CHR.



**Figura 1.7:** Curvas de atenuación para los haces de rayos-X de W-Re (95%-5%). A 80 kV la curva con etiqueta de círculo, color rojo (CHR = 5.44 ± 0.38 mm Al); a 120 kV la curva con etiqueta de triángulo, color negro (CHR = 8.39 ± 0.57 mm Al). Los ajustes se muestran en líneas sólidas. Las barras de incertidumbre no se aprecian por la escala.

Por definición de la CHR, denotando la exposición inicial por  $X_0$  y la exposición  $X$  al penetrar un material atenuador de grosor  $z$ , con coeficiente lineal de atenuación  $\mu$ , como  $X = X_0 e^{-\mu z}$ , entonces

$$\frac{X}{X_0} = e^{-\mu z} = \frac{1}{2},$$

se puede obtener la capa hemi-reductora tomando  $CHR = z$ . La ecuación 1.14 muestra la relación entre el coeficiente lineal de atenuación  $\mu$  y la CHR:

$$CHR = \frac{\ln 2}{\mu}. \quad (1.14)$$

Por otro lado, la energía efectiva,  $E_{ef}$  se define como la energía asociada a un haz monoenergético con la misma CHR que presenta el haz de rayos-X polienergético [Attix, 1986].

## 1.5. Termoluminiscencia

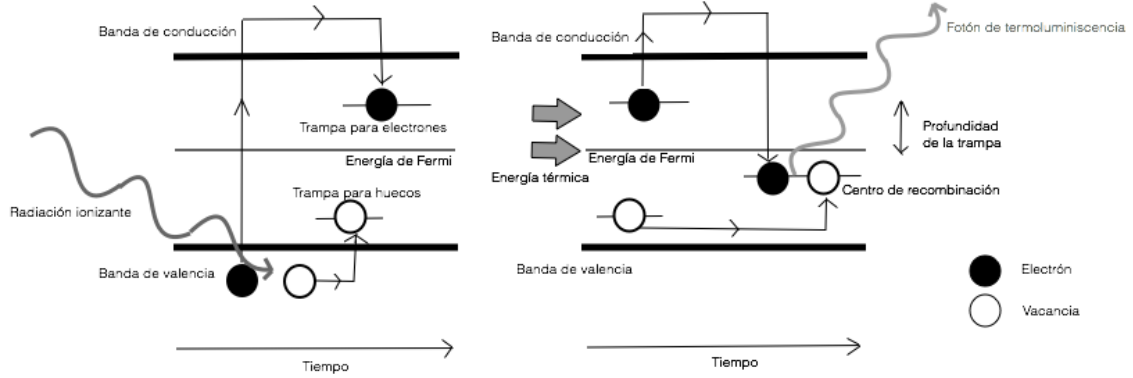
Algunos cristales tienen la propiedad de almacenar una parte de la energía que absorben cuando son expuestos a radiación ionizante, y, posteriormente, los cristales al ser estimulados, emiten luz. La técnica usada en dosimetría que se basa en esta propiedad se conoce como *termoluminiscencia* (TL) [Gómez-Facenda, 2016] [Muñoz-Molina *et al.*, 2015].

Para la dosimetría de la radiación, el fenómeno de la termoluminiscencia tiene una estrecha relación con el hecho de que la cantidad de luz emitida por el cristal sea proporcional a la energía depositada en éste.

En un material en equilibrio, (*i. e.*, no excitado) los electrones ocupan los niveles de menor energía en la banda de valencia, pero al ser excitados con la energía suficiente, pasan a ocupar la banda de conducción, generándose un par electrón-vacancia. La localización de estos portadores está relacionada con los defectos en la estructura del cristal, entre las bandas de valencia y de conducción. Estos defectos se clasifican en: defectos térmicos, impurezas y defectos inducidos por la radiación; y pueden ser: i) trampas para portadores de carga, las cuales retienen al portador de carga en un pozo de potencial, hasta que el cristal sea calentado, y ii) centros termoluminiscentes, los cuales emiten un fotón termoluminiscente con la recombinación de un par electrón-vacancia.

El proceso de termoluminiscencia ocurre en dos etapas, representadas en la figura 1.8:

1. El cristal absorbe la energía de la radiación ionizante. En este proceso se genera un par electrón-vacancia, que lleva a cada portador de carga a migrar a la banda de conducción o valencia, respectivamente, hasta que encuentra un estado meta-estable producto de los defectos del cristal, y pasa a ocupar este estado.
2. El cristal es calentado. Los portadores de carga que se encuentran en las trampas para electrones regresan a la banda de conducción, hasta que se recombina con una vacancia en un centro de recombinación, emitiendo un fotón con longitud de onda característico de la energía del centro de recombinación.



**Figura 1.8:** *Proceso de termoluminiscencia. Adaptación del trabajo de Muñoz-Molina [Muñoz-Molina, 2016].*

Existen varios modelos que describen el mecanismo de emisión de luz en los materiales TL. Hasta el momento, el modelo con mayor éxito es el propuesto por Randall y Wilkins [Randall *et al.*, 1945], usando la cinética de primer orden para liberación de cargas durante un calentamiento lineal, definida por la ecuación

$$p = \frac{1}{\tau} = \alpha \exp\left(-\frac{E}{kT}\right), \quad (1.15)$$

donde  $p$  es la probabilidad de escape de la carga [ $s^{-1}$ ],  $\tau$  es la vida media del portador de carga en el estado metaestable a temperatura  $T$  y  $\alpha$  es un factor de frecuencia [ $s^{-1}$ ] [Furetta *et al.*, 2004]. La versión más simple de este modelo supone que la probabilidad de recombinación radiativa es mucho mayor que la probabilidad de recaptura, y sólo involucra un tipo de trampa. Este modelo establece que la liberación de cargas atrapadas está descrita por la ecuación

$$I(T) = I_m \exp\left(\frac{E}{kT_m} - \frac{E}{kT}\right) \exp\left(-\frac{E}{kT_m^2} \int_{T_m}^T dT' \exp\left(\frac{E}{kT_m} - \frac{E}{kT'}\right)\right), \quad (1.16)$$

donde  $I$  es la intensidad de un pico formado por los fotones de TL emitidos durante la etapa de liberación de los portadores de carga atrapados en determinado nivel energético;  $E$  [eV] es la profundidad de la trampa,  $k$  [eV K $^{-1}$ ] es la constante de Boltzmann,  $T(t) = T_0 + \beta t$  [K] es el perfil de calentamiento lineal con una tasa de calentamiento constante  $\beta$  [K s $^{-1}$ ] y  $T_m$  e  $I_m$  son la temperatura y la intensidad del máximo del pico, respectivamente.

Los materiales TL presentan varios niveles cuantizados de energía, cada uno asociado a una trampa, por tal motivo, existen varios picos TL en diferentes posiciones respecto a la temperatura. La superposición de todos los picos sobre un intervalo de temperatura se conoce como *curva de brillo*. El número, la posición, la intensidad y el comportamiento de estos picos depende del tipo de material, de la concentración del dopante, y de otros defectos producidos durante la manufacturación [McKeever *et al.*, 1995].

Además de la composición y de la estructura de la red cristalina de los materiales TL, un factor externo al dosímetro que modifica la forma de su curva de brillo es la densidad espacial de ionización del campo de radiación al que se expone. En particular, para el  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$  existe una dependencia entre la respuesta de los picos de alta temperatura y la densidad espacial de ionización. Esta dependencia puede ser cuantificada por medio del cociente entre los picos de alta y baja temperatura presentes en sus curvas de brillo [Muñoz-Molina *et al.*, 2015] [Massillon *et al.*, 2008] [Hajek *et al.*, 2008] [Puchalska *et al.*, 2008] [Moyers *et al.*, 2009] [Hoffman *et al.*, 1983] [Loncol *et al.*, 1996].

Por otro lado, el área integrada bajo la curva de brillo entre los valores de temperatura (de temperatura ambiente hasta un máximo) representa a la energía luminosa que libera el material termoluminiscente, y, además, esta energía es proporcional a la energía depositada en el material.

### 1.5.1. Dosimetría termoluminiscente

Un dosímetro es un instrumento capaz de medir la energía depositada (y por ende, la dosis) en él, por la radiación ionizante. La dosis absorbida es el valor esperado de la energía impartida al objeto por unidad de masa [Attix, 1986]. Dado que el número de electrones atrapados es proporcional al número de ionizaciones por unidad de masa, es posible establecer una relación entre la dosis y la luz emitida [Muñoz-Molina, 2016]. El objetivo de la dosimetría termoluminiscente es relacionar la intensidad de la luz emitida con la energía depositada en el dosímetro.

Los dosímetros TL tienen tres características principales:

- I. Son *relativos*, puesto que requieren ser calibrados con base en un patrón de referencia radiológica.
- II. Son *reproducibles*. Para ser confiable, las medidas no deben ser motivo de preocupación por las fluctuaciones existentes en los factores de medición, en los factores ambientales o del campo de radiación.

III. Son *sensibles* a las propiedades del campo de radiación, dentro del intervalo de dosis de interés. En el caso del TLD-300, la región de la respuesta lineal, para rayos- $\gamma$  se extiende hasta aproximadamente 1 Gy [Massillon *et al.*, 2008].

Por lo que, la energía depositada,  $E_{dep}$ , en un material TL, es proporcional a la cantidad de fotones incidentes, asociada a la ecuación 1.2, a la energía del haz,  $E$ , y al coeficiente másico de absorción de energía,  $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{E,Z}$ , tal que

$$E_{dep} \propto \int_0^{z_0} dz \phi(z) * E * \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{E,Z}. \quad (1.17)$$

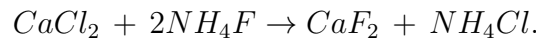
Donde  $\phi(z)$  es la fluencia de fotones como función del espesor del material atenuador y  $z_0$  es el espesor del material atenuador.

Existen diversos tipos de materiales TL, entre los cuales se encuentran LiF:Mg,Ti, LiF:Cu,P,Mg, CaF<sub>2</sub>:Tm y CaF<sub>2</sub>:Dy. Las aplicaciones que se le da a cada tipo de material TL depende de sus propiedades particulares.

### 1.5.2. Fluoruro de calcio dopado con tulio

El CaF<sub>2</sub>:Tm es un fluoruro perteneciente a la familia de los haluros alcalinos dopados con tierras raras. Como *fluorita* natural, el CaF<sub>2</sub>:Tm ha sido usado como material TL desde 1865. Comercialmente fue producido por Harshaw Chemical Company (actualmente Thermo Fisher Scientific, Inc.) con el nombre comercial de TLD-300, en forma de comprimidos de dimensiones  $3.2 \times 3.2 \times 0.89$  mm<sup>3</sup>.

Algunos autores han reportado una técnica de preparación del CaF<sub>2</sub>:Tm de la siguiente forma: la síntesis del fluoruro de calcio es obtenida por una reacción química del carbonato de calcio usando ácido fluorhídrico. El dopante incorporado es TmCl<sub>3</sub> en una solución acuosa. Otro grupo de trabajo [Vasconcelos *et al.*, 2014] prepara muestras de fluoruro de calcio dopadas con iones Tm<sup>3+</sup> mezclando cantidades apropiadas de reactivos CaCl<sub>2</sub>, NH<sub>4</sub>F (1Ca:<sup>3</sup>F, en moles) y 0.1 mol% de Tm(NO<sub>3</sub>)<sub>3</sub> en CH<sub>2</sub>Cl<sub>2</sub>. La síntesis química usada es



El CaF<sub>2</sub>:Tm no es tejido-equivalente debido a que tiene un  $Z_{ef}$  más grande que el del tejido orgánico, pues el  $Z_{ef}$  del CaF<sub>2</sub>:Tm es de 16.3, y el  $Z_{ef}$  del tejido orgánico se encuentra entre 7.3 - 8.0 [Custidiano *et al.*, 2013] [Singh *et al.*, 2014]; esto hace que el CaF<sub>2</sub> (fluorita) sea más sensible que otros cristales TL. Algunas características del CaF<sub>2</sub>:Tm se presentan en el cuadro 1.2.

**Cuadro 1.2:** *Propiedades físicas del CaF<sub>2</sub>:Tm. Tomado de McKeever [McKeever et al., 1995].*

$Z_{ef}$	Densidad	Concentración molar del dopante
	[g cm <sup>-3</sup> ]	[mol]
16.3	3.18	0.3

La curva de brillo del CaF<sub>2</sub>:Tm tiene varios picos. Respecto al número de picos individuales de la curva de brillo, se ha propuesto la presencia de entre 6 y 7 picos [Massillon *et al.*, 2008], [Furetta *et al.*, 1985]. El pico más estable aparece a los 255 °C, y los picos de baja temperatura (menos estables) tienen máximos cercanos a 175 °C, para una tasa de calentamiento de 8 °C s<sup>-1</sup>.

Como material cristalino, el CaF<sub>2</sub> tiene estructura bcc [AMCSD, 2017]. Las impurezas introducidas por el dopante de Tm se localizan entre los espacios de la red cristalina de la fluorita.

El mecanismo de termoluminiscencia del CaF<sub>2</sub>:Tm está relacionado con la emisión derivada de los iones Tm<sup>3+</sup> en los centros con simetría bcc. Se observa [McKeever *et al.*, 1995] que la absorción inducida por radiación está relacionada con el calentamiento de Tm<sup>2+</sup> durante el intervalo de temperatura asociado a los picos de baja temperatura del CaF<sub>2</sub>:Tm. Además, el complejo de picos de alta temperatura está asociado con la emisión de electrones, derivado de la estimulación del Tm<sup>2+</sup> por transferencia de energía. La fuente de emisión TL a baja temperatura está asociado a la emisión de huecos, en lugar de movimientos intersticiales.

## 1.6. Método Monte Carlo en el transporte de radiación

El método Monte Carlo (MC) es una técnica computacional que consiste en realizar un muestreo aleatorio estadístico repetido para obtener resultados aproximados de problemas físicos, en particular, basados en la generación de números aleatorios y de leyes de distribución [Sobol, 1994].

A través de la ecuación de transporte de Boltzmann, que describe el transporte de la radiación y la interacción de la radiación con la materia, no es posible conocer todas las magnitudes que describen los campos de radiación, cuando son aplicados

a geometrías limitadas. El uso del método MC ofrece una posibilidad para simular los eventos experimentales.

El método MC consiste en la formación de un dominio de entradas, las cuales son generadas a partir de una distribución de probabilidad, usando técnicas de secuenciación pseudoaleatoria. Posteriormente, sobre las entradas aleatorias se realizan los cálculos deterministas, obteniendo frecuencias relativas de los posibles resultados. A través de la ley de los grandes números y del teorema del límite central, los cuales son el fundamento estadístico del método, se establece que las muestras correspondan a la distribución deseada y define los intervalos de confianza de los resultados.

Actualmente, el método MC es una herramienta necesaria para resolver teóricamente algunos problemas específicos en dosimetría y en física médica.

El software MONTE CARLO N-PARTICLE RADIATION TRANSPORTED CODE (MCNP6 1.0) es un código desarrollado por *Los Alamos National Laboratory* que es utilizado para el análisis del transporte de neutrones y rayos gamma, por medio del método MC [Shultis *et al.*, 2011], [Pelowitz *et al.*, 2011]. El código maneja el transporte de neutrones, de rayos gamma, de rayos gamma secundarios resultado de interacciones de neutrones y de electrones (tanto primarios como secundarios generados de las interacciones de rayos gamma). El intervalo de energías que abarca el código es de 1 keV a 100 GeV para fotones y de 1 keV a 1 GeV para electrones.

Dentro del código, se pueden describir geometrías complicadas por medio de la intersección y unión de superficies y volúmenes definidos por el mismo código, así como la definición de los materiales y la selección de las secciones eficaces, además de la localización arbitraria de las fuentes de radiación. El código ofrece la selección de varios tipos de resultados, así como el uso de técnicas de reducción de la varianza de los resultados.

El archivo de entrada para realizar las simulaciones MC por medio del software MCNP6 1.0 consiste de tres bloques de datos:

1. *Tarjeta de celdas.* En este bloque se definen las intersecciones y uniones de las superficies especificadas por el problema particular que se desea estudiar [Shultis *et al.*, 2011]. Además se define la importancia de la interacción de las partículas (neutrones, electrones, fotones) con las regiones delimitadas.
2. *Tarjeta de superficies.* En este bloque se definen las superficies que conforman las regiones del problema. que se desea estudiar. Es posible generar planos,



esferas, cilindros, conos, paralelepípedos, prismas, elipsoides, paraboloides y toros.

3. *Tarjeta de datos.* En este bloque se define el tipo de partículas, los materiales implicados en el problema, las fuentes de radiación, el nivel de detalle de la física de las interacciones de las partículas, las técnicas de reducción de varianza y la forma en que son *contados* (*tallied*) los resultados.

En particular, el software MCNP 6 1.0 permite generar: fuentes puntuales monoenergéticas, con un espectro continuo de energía, con un espectro discreto de energía, fuentes de un volumen definido, fuentes lineales, fuentes colimadas cónicas y combinaciones de los casos anteriores.

Los resultados son obtenidos por medio de los *tally* dados por el software. Algunos de ellos son los siguientes: **F2** obtiene el flujo promedio de superficie. **F4** obtiene el flujo promedio en una celda. **F5a** obtiene el flujo en un punto o en un anillo. **F6** obtiene la energía depositada.

# Capítulo 2

## Materiales y métodos

### 2.1. Caracterización de los haces de rayos-X clínicos

En el presente trabajo se utilizaron dos equipos que generan rayos-X:

- La unidad digital de mastografía clínica, marca GE, modelo Senographe 2000D, número de serie XM30G917BU6, del Instituto de Física de la UNAM (IF-UNAM).  
Se utilizó para estudiar las propiedades básicas, y la respuesta de los picos termoluminiscentes del  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$  expuestos a haces de bajas energías ( con voltajes de operación de 25 - 34 kV).
- El módulo de tomografía computada (CT) del equipo PET/CT, marca Siemens, modelo Biograph mCT, del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía (INNN).  
Se utilizó para estudiar la evolución de la energía efectiva respecto de la profundidad, de los haces de rayos-X obtenidos a 80 kV y 120 kV, dentro de un maniquí.

### 2.1.1. Haces de mastografía

La mastografía (también llamada mamografía) es un estudio radiológico de las estructuras internas de la mama, diseñado para la detección y el diagnóstico de patologías mamarias. Esta técnica de radiodiagnóstico es altamente exigente dado el tipo de imágenes que se desean obtener con alta resolución espacial, para poder visualizar microcalcificaciones y bordes irregulares de las masas; también debe tener alto contraste para visualizar los tejidos y bajo ruido para no degradar el contraste.

La unidad de mastografía utilizada está equipada con ánodos de Mo y de Rh, y filtros de Mo de 0.03 mm y de Rh de 0.025 mm de grosor. Las combinaciones disponibles en la unidad, ánodo/filtro son: Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh.

En el trabajo experimental se utilizaron las cuatro combinaciones ánodo/filtro/voltaje siguientes: Mo/Mo/25 kV, Mo/Mo/28 kV, Mo/Rh/28 kV y Rh/Rh/34 kV.

Para caracterizar los haces de mastografía usados en este trabajo, se establecieron las medidas de la tasa de kerma en aire como función de la corriente integrada del equipo de rayos-X. Para esto se utilizó una cámara de ionización (CI) para mastografía, marca Radcal, modelo 20X6-6M, que cuenta con un electrómetro asociado marca Radcal Corporation, modelo 2026C, encargado de integrar la carga liberada en el volumen de aire dentro de la cámara de ionización.

Se buscó obtener el mínimo de radiación retrodispersada del detector y proteger al detector digital cuando no estaba en funcionamiento. Se colocó una placa de hierro de 1 cm de espesor (sobre el detector digital) que sirvió como blindaje. El punto efectivo de la CI fue posicionado a 5.5 cm sobre el borde del detector del mastógrafo, y a 4.5 cm dentro del campo de radiación, centrado lateralmente. Este punto se encuentra a 58.0 cm del punto focal del tubo.

La relación entre la tasa de kerma en aire y la corriente integrada del equipo, es una función lineal de la forma

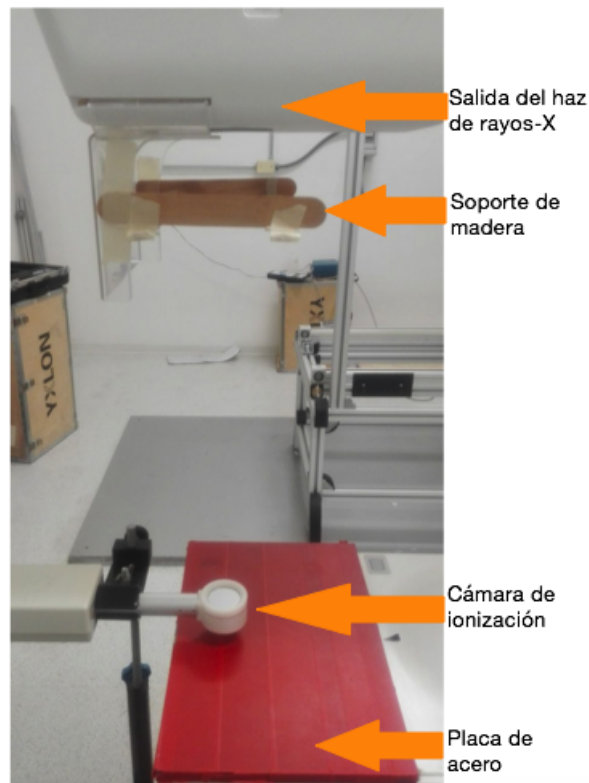
$$K_{aire} = \dot{f}_{aire,Q} I + o_{off}, \quad (2.1)$$

donde  $K_{aire}$  es el kerma en aire [mGy],  $I$  es la corriente integrada [mAs],  $o_{off}$  es el *offset* del equipo debido a la electrónica, y  $\dot{f}_{aire,Q} = 0.00873 \times N_Q$  es la tasa de kerma en aire por corriente integrada (rendimiento), donde  $X$  es la exposición medida por la CI [mR],  $N_Q$  es el factor de calibración de la cámara para la calidad de haz  $Q$  y el factor 0.00873 relaciona el kerma en aire con la exposición.

Asimismo, se obtuvieron las CHR de los haces estudiados, usando láminas de aluminio extra puro (99.99%) [Attix, 1986] de 0.1 mm de espesor, marca Gammex RMI. Las láminas se colocaron sobre un soporte de madera alejado de la CI, mostrado en la figura 2.1, de manera que cubrieran el campo de radiación.

El método seguido para obtener las CHR de cada calidad de haz consistió en realizar medidas de la exposición sólo con el arreglo de la figura 2.1 y la CI; posteriormente se agregaron láminas de aluminio en el soporte de madera hasta que la exposición se redujera a la mitad. La CHR se obtuvo con una interpolación de un ajuste lineal entre las medidas experimentales de la exposición y el espesor de las láminas de aluminio.

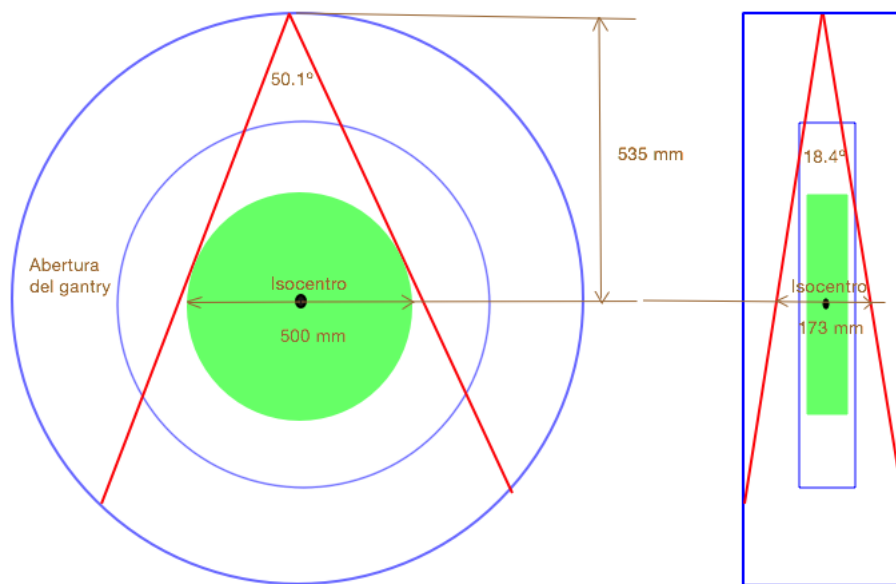
Posteriormente se asoció a cada calidad de haz una energía efectiva igual a la de un haz monoenergético con la misma CHR, obteniendo el cociente entre el coeficiente lineal de atenuación de la ecuación 1.4 y la densidad del aluminio, y asociando este cociente al valor correspondiente de la energía, de la tabla de coeficientes lineales de atenuación para el aluminio [NIST, 2017].



**Figura 2.1:** Arreglo experimental elaborado en el mastógrafo Senographe 2000D para medir CHR.

### 2.1.2. Haces de tomografía computada

La tomografía computada es una técnica para obtener imágenes anatómicas tridimensionales [Wieler *et al.*, 2000]. Consiste en un tubo de emisión de rayos-X, y de detectores ubicados perpendicularmente al tubo emisor. El tubo de rayos-X de la unidad de tomografía computada del INNN emite un haz con un ángulo de apertura de  $50.1^\circ$ , con una distancia focal al isocentro del equipo de 535 mm. La forma del haz se detalla en el diagrama de la figura 2.2.



**Figura 2.2:** Diagrama del tubo de rayos-X de CT. La geometría del haz consiste de dos ángulos de apertura, uno mayor y uno menor. El mayor corresponde a  $50.1^\circ$  con una cobertura en el isocentro de 500 mm. El menor corresponde a  $18.4^\circ$  con una cobertura en el isocentro de 173 mm. Los datos fueron proporcionados por el M. en C. C A Reynoso.

Posteriormente, el tubo emisor, al igual que los detectores, cambian de dirección y el proceso se repite hasta que se completa una vuelta.

La unidad de tomografía utilizada cuenta con un tubo de rayos-X, marca Siemens, modelo Straton MX P, el cual está equipado con un ánodo de tungsteno-renio (W-Re) (95%-5%), con un filtrado mínimo inherente equivalente a 6.8 mm Al, además de un filtro equivalente a 2 mm Al, de acuerdo con la especificación del tomógrafo [Siemens, 2017] [Johnson *et al.*, 2007].

Para obtener la CHR y la  $E_{ef}$  de los haces de tomografía usados en este trabajo, se utilizó una cámara de ionización (CI) de lápiz, marca Radcal, modelo 20X6-3CT, que cuenta con un electrómetro asociado marca Radcal Corporation, modelo 2026C, encargado de integrar la carga liberada en el volumen de aire dentro de la cámara de ionización.

Se obtuvieron las CHR de los haces de 80 kV y 120 kV a 300 mAs, usando el juego de láminas de aluminio de distintos espesores, marca Spectrum Techniques, modelo RAS 20, Tennessee, USA. Las láminas se colocaron sobre la base del gantry del tomógrafo. El punto efectivo de la CI fue posicionado en el isocentro de la unidad de tomografía que se encuentra a 53.5 cm del punto focal del tubo.

El método seguido para obtener las CHR de cada calidad de haz consistió en realizar medidas de la exposición con la CI; posteriormente se agregaron láminas de aluminio hasta que la exposición se redujera a la mitad. La CHR se obtuvo con una interpolación de un ajuste lineal entre las medidas experimentales de la exposición y el espesor de las láminas de aluminio.

Posteriormente se asoció a cada calidad de haz una energía efectiva igual a la de un haz monoenergético con la misma CHR, obteniendo el cociente entre el coeficiente lineal de atenuación de la ecuación 1.4 y la densidad del aluminio, y asociando este cociente al valor correspondiente de la energía, de la tabla de coeficientes lineales de atenuación para el aluminio [NIST, 2017].

## 2.2. Dosimetría termoluminiscente

### 2.2.1. Protocolo de dosimetría TL

Se utilizó un lote de 65 de dosímetros termoluminiscentes de  $CaF_2 : Tm$  de dimensiones de  $3.2 \times 3.2 \times 0.89 \text{ mm}^3$ , manufacturados por *Harshaw Chemical Company* y donados por *Thermo Fisher Scientific, Inc.* (Illinois, U. S. A.) y que tienen el nombre comercial de TLD-300.

Todos los dosímetros se prepararon y analizaron siguiendo el protocolo de dosimetría termoluminiscente para TLD-300 que se encuentra en el Laboratorio de Dosimetría Termoluminiscente (LDT) del IF-UNAM [López-Pineda, 2016] [McKeever *et al.*, 1995].

El protocolo establece un proceso de horneado y un proceso de lectura, descritos a continuación.

- *Horneado.*  $24 \pm 2$  h previas a la irradiación, hornear los dosímetros en aire durante 1 h a  $400\text{ }^{\circ}\text{C}$  sobre una plancha metálica, dentro de un horno Felisa FE-341. Posteriormente enfriar los dosímetros a una temperatura de  $17 \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$  por contacto entre la plancha metálica y una placa de acero en equilibrio térmico con el ambiente.
- *Lectura.*  $48 \pm 2$  h posteriores al horneado, realizar el registro de las señales termoluminiscentes (STL) de los dosímetros, por medio del lector Harshaw modelo 3500, con flujo constante de  $\text{N}_2$  ultra puro ( $> 99.99\%$ ) [Olvera, 2001] dentro de la región de la plancheta del equipo lector. Los dosímetros se calentaron por contacto con una plancheta metálica reflejante, que es calentada por medios resistivos, de  $0\text{ }^{\circ}\text{C}$  a  $400\text{ }^{\circ}\text{C}$  con una tasa de calentamiento de  $8\text{ }^{\circ}\text{C s}^{-1}$ .

Los dosímetros fueron colocados en la plancheta en posición horizontal, de forma que una de las caras principales [CP] ( $3.2 \times 3.2\text{ mm}^2$ ) quedara en contacto con la plancheta y la otra cara principal quedara de frente al tubo fotomultiplicador del equipo lector [Olvera, 2001] [Muñoz-Molina, 2016].

Para propósitos del trabajo, se mantuvo una posición relativa de los dosímetros durante la irradiación y el registro de la STL de los dosímetros [Muñoz-Molina *et al.*, 2015], ya que se utilizaron haces de fotones de baja energía y se espera que el volumen del dosímetro no se irradie de manera uniforme, de forma que una marca de grafito en una esquina de los dosímetros permitió orientar a éstos en la irradiaciones y lecturas.

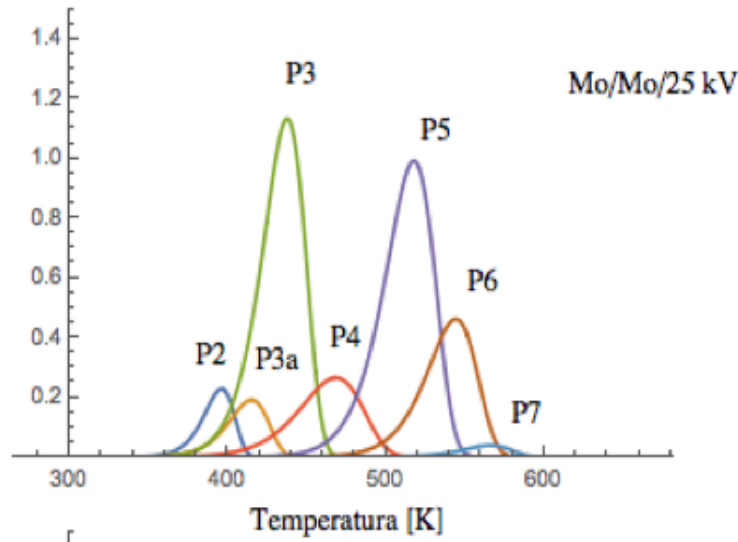
La curva de brillo se obtuvo con una resolución de 200 canales.

El protocolo del LDT establece, como parte la verificación del equipo lector, en cada sesión de trabajo, previo a la lectura de los dosímetros, que sea corroborado el voltaje de operación del equipo, y que sean llevadas a cabo pruebas para registrar la señal de fondo del equipo (ruido) y la señal del tubo fotomultiplicador (ganancia).

### 2.2.2. Análisis de la curva de brillo

Se realizó la deconvolución de las curvas de brillo en 7 picos individuales, denotados por P2, P3a, P3 - P7, más un fondo de forma exponencial ( $fondo = a + be^{\frac{T}{c}}$ ), como lo muestra la figura 2.3. El proceso de la deconvolución, y la estimación

de los parámetros que describen al fondo, se llevó a cabo utilizando el software GlowFit, desarrollado en el Instituto de Ciencias Nucleares Henryk Niewonczanski, Polonia [Puchalska *et al.*, 2005].



**Figura 2.3:** Deconvolución de la curva de brillo del  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$  irradiado con un haz de rayos-X de calidad Mo/Mo/25 kV con CHR de 0.307 mm Al. Los picos TL están normalizados al pico 5 de alta temperatura.

Este software optimiza los valores que describen a los picos individuales de la curva de brillo que son: la posición, la intensidad y la anchura de los picos, variando los parámetros del modelo de cinética de primer orden, propuesto por Randall y Wilkins, usando una aproximación polinomial. Por medio de un proceso iterativo, los parámetros de los picos son ajustados hasta encontrar los valores que minimicen la función  $\chi^2$ , usando el algoritmo de Levenberg-Marquardt para encontrar los mínimos de funciones no lineales.

Los valores reportados [Muñoz-Molina, 2016], [McKeever *et al.*, 1995] que describen los picos TL de la curva de brillo del  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$  expuestos a rayos-gamma de  $^{60}\text{Co}$  e iones pesados, se ajustaron los valores de la intensidad de los picos que describan a las curvas de brillo experimentales, en términos del Valor de Mérito<sup>1</sup> (FOM, por sus siglas en inglés *Figure of Merit*). Los valores de las posiciones de los picos individuales, así como los valores de la energía de activación (anchura de

<sup>1</sup>El FOM, definido por  $\text{FOM}[\%] = \frac{\sum |y_i - y(x_i)|}{\sum y_i} \times 100\%$ , donde  $y_i$  es la STL y  $y(x_i)$  es el valor de la función ajustada para el canal  $i$ -ésimo, describe la calidad del ajuste de una función. A menor valor de FOM, mejor es el ajuste de la función.



los picos) utilizados en el análisis se mantuvieron controlados<sup>2</sup> en los valores que se muestran en el cuadro 2.1.

**Cuadro 2.1:** Posición de los picos y sus respectivos valores de energía de activación. Los valores corresponden a una tasa de calentamiento de  $\beta = 8^\circ\text{C s}^{-1}$ . Tomado de los trabajos de Muñoz-Molina [Muñoz-Molina, 2016] y McKeever [McKeever et al., 1995].

Pico	$T_m$	Energía de activación
	[°C]	[eV]
2	$122.8 \pm 1.5$	1.2744
3a	$140.0 \pm 2.5$	1.1007
3	$165.8 \pm 2.4$	1.0776
4	$203.8 \pm 1.9$	0.9400
5	$254.0 \pm 1.6$	1.4233
6	$282.4 \pm 1.9$	1.7300
7	$297.1 \pm 2.4$	1.5500

Posteriormente, se asociaron dos picos (P3a y P3) a la señal de baja temperatura, y tres picos (P5, P6 y P7) a la señal de alta temperatura. Trabajos anteriores [Muñoz-Molina, 2016], [Gómez-Facenda, 2016] han mostrado que existe una dependencia entre la forma de la curva de brillo del  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$  y la energía efectiva de los haces de fotones. El área de los picos individuales obtenidos en el proceso de deconvolución, se ha propuesto como un parámetro de *forma de la curva de brillo*. Esto permite describir la densidad de ionización del campo de radiación, que está relacionada directamente con la calidad del haz al que se expone el  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$ , a través del cociente entre las señales de baja y alta temperatura, denominado *High to Low Temperature Ratio* (HLTR). Este parámetro se calculó como lo propone [Muñoz-Molina et al., 2015],

$$HLTR = \frac{P5 + P6 + P7}{P3a + P3}. \quad (2.2)$$

En los trabajos de Muñoz-Molina [Muñoz-Molina, 2016] y de Gómez-Facenda [Gómez-Facenda et al., 2017] se propone una parametrización que relaciona el HLTR de la curva de brillo del  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$  con la energía efectiva del haz de fotones, de la forma:

$$HLTR = a + \frac{E_{ef}}{b + E_{ef}}. \quad (2.3)$$

<sup>2</sup>Para este trabajo los ajustes de la curva de brillo se restringieron a un FOM  $\leq 2.5\%$ .

Donde  $a$  y  $b$  son parámetros a determinar. Esta relación se obtiene de un proceso de calibración en que  $E_{ef}$  se conoce y HLTR se obtiene de la curva de brillo de los TLD-300.

## 2.3. Irradiación del TLD-300 y obtención de la energía efectiva

### 2.3.1. Reproducibilidad del lote de TLD-300

Con el objetivo de reducir las variaciones de la STL individual de los TLD, se promedió la STL de todos los dosímetros disponibles para este trabajo y se calculó el factor de sensibilidad (FS), que permite reducir el efecto de las fluctuaciones individuales.

Para obtener el factor de sensibilidad, se irradiaron los dosímetros con una fuente de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , con una tasa de dosis de  $\dot{D}=2.35 \pm 0.03 \text{ mGy s}^{-1}$  por 2 minutos, con una dosis de  $0.40 \pm 0.03 \text{ Gy}$  [López-Pineda, 2016].

De la lectura de la STL para cada dosímetro, se obtuvo el promedio de la STL del lote, y el factor de sensibilidad fue calculado de la siguiente forma:

$$FS_i = \frac{\overline{STL}}{STL_i}, \quad (2.4)$$

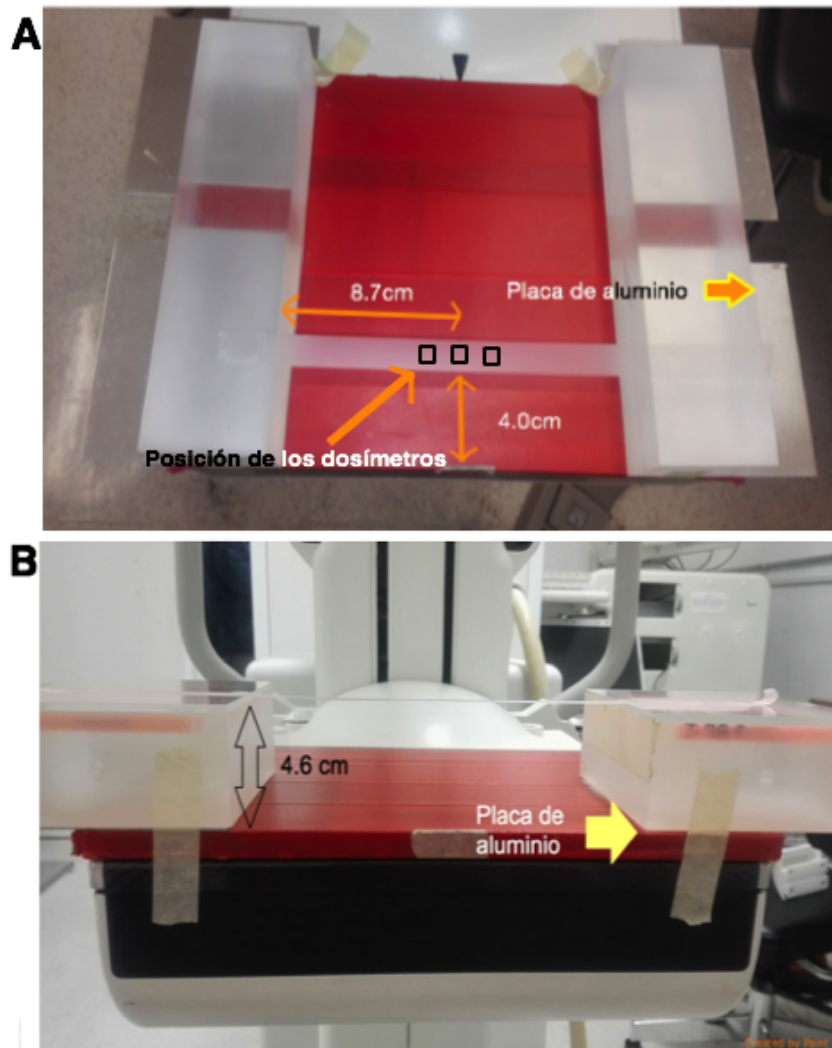
donde  $FS_i$  es el factor de sensibilidad del dosímetro  $i$ -ésimo,  $\overline{STL}$  es la STL promedio del lote, y  $STL_i$  es la STL del dosímetro  $i$ -ésimo. Se calculó tres veces el FS para un conjunto de dosímetros, a lo largo de tres semanas.

### 2.3.2. Irradiación en aire

#### Irradiación en unidad de mastografía

Para irradiar los dosímetros en la unidad de mastografía (sección 2.1.1), se irradiaron los dosímetros en aire en dos orientaciones distintas: exponiendo su cara principal (CP) (área  $3.2 \times 3.2 \text{ mm}^2$ ) o su canto (CC) (área  $3.2 \times 0.89 \text{ mm}^2$ ) al haz incidente, y variando la corriente integrada del tubo de rayos-X.

Los dosímetros irradiados en sus CP fueron colocados en un soporte de acrílico con tiras de cinta *mágica* (3M), a  $4.6 \pm 0.05$  cm de altura del soporte, con ayuda de placas de aluminio de 1 mm de espesor, a  $4.5 \pm 0.05$  cm de profundidad del borde del soporte tal como lo muestra la figura 2.4. La distancia entre el punto focal y el centro del dosímetro fue de  $58.0 \pm 0.05$  cm. Se colocaron tres dosímetros por irradiación, distribuidos lateralmente dentro del campo, espaciados 1.0 cm entre ellos, conservando que la cara indicada por el rótulo de grafito de los dosímetros fuera aquella sobre la que incide el haz.



**Figura 2.4:** Arreglo experimental para la irradiación de los dosímetros en el mastógrafo. Vista superior (A). Vista frontal (B).

Para los dosímetros irradiados en CC, se no se colocó la placa de aluminio con el objetivo de que los centros de los dosímetros se encontraran a la misma altura que en la irradiación en CP y recibieran la misma tasa de kerma en aire que la irradiación con la otra orientación. La distancia entre el punto focal y el centro del dosímetro fue de  $58.1 \pm 0.05$  cm.

### Irradiación en unidad de tomografía

Para irradiar los dosímetros en la unidad de tomografía (sección 2.1), se irradiaron grupos de tres dosímetros en aire, colocados en el isocentro del equipo en dos orientaciones distintas: exponiendo su CP (área  $3.2 \times 3.2$  mm<sup>2</sup>) o su CC (área  $3.2 \times 0.89$  mm<sup>2</sup>) al haz incidente, variando el voltaje del tubo de rayos-X. Los dosímetros se colocaron en un soporte de unicel, sobre cinta *mágica* [3M], como se muestra en la figura 2.5.



**Figura 2.5:** Arreglo experimental para la irradiación de los dosímetros en el tomógrafo.

La adquisición de la información se realizó con una corriente integrada fija de 300 mAs, y una duración de 2.7 segundos.

### 2.3.3. Irradiación en maniqués

#### Maniqué rectangular de BR-12

Se usaron dos tipos de maniqués en este trabajo. El primero, fabricado con un material conocido como BR-12, se utilizó para estudiar las propiedades básicas de la respuesta termoluminiscente del TLD-300 dentro de un maniqué, a una profundidad fija. Los estudios de este maniqué se hicieron con la unidad de mastografía.

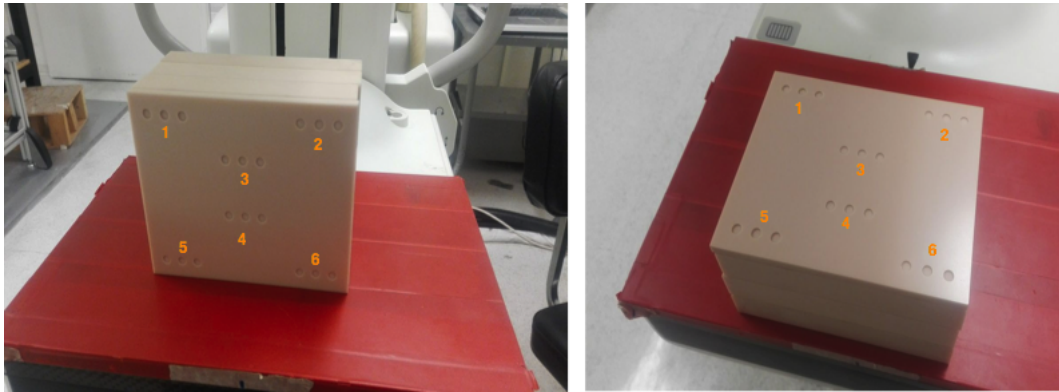
El maniqué usado tiene una sección transversal rectangular de  $12.5 \times 10 \text{ cm}^2$  y está fabricado con plástico radio-equivalente a tejido mamario, que simula una mama con una composición de 53 % de tejido adiposo y 47 % de tejido fibroglandular [CIRS, 2017]. Consiste de un juego de placas con la misma sección transversal, de espesores nominales de 0.5, 1.0 y 2.0 cm. En conjunto con las placas, el maniqué tiene un espesor de 4.5 cm.

La composición del material que compone al BR-12 se presenta en el cuadro 2.2. En el cuadro se incluye la composición del polimetilmetacrilato (PMMA).

**Cuadro 2.2:** *Composición química de los materiales BR-12 y PMMA [UGM, 2017].*

Elemento	Porcentaje de concentración por peso atómico	
	BR-12 ( $\rho = 0.97 \text{ g cm}^{-3}$ )	PMMA ( $\rho = 1.19 \text{ g cm}^{-3}$ )
C	70.4	59.9
H	9.6	8.1
O	16.9	32.0
N	1.9	-
Ca	0.9	-
Cl	0.2	-

Durante las irradiaciones, los TLD-300 se colocaron en grupos de tres (separados por 1 cm entre ellos), dentro de los nichos manufacturados en una de las placas, a 3 cm de profundidad del maniqué, y 7 cm de espesor por debajo de los dosímetros. La figura 2.6 muestra el maniqué de BR-12; los nichos de la posición 3 indicada en la figura 2.6 fueron los que se usaron en este trabajo. Se usó la placa de hierro como blindaje del detector.



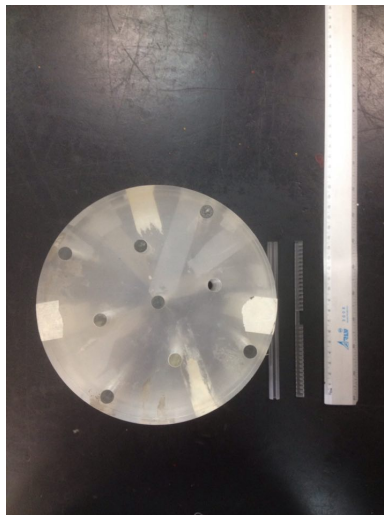
**Figura 2.6:** Maniquí BR-12, y posición de los nichos.

### Maniquí cilíndrico de PMMA

El segundo maniquí usado, se utilizó para estudiar la evolución de la energía efectiva como función de la profundidad en la unidad de tomografía.

El maniquí cilíndrico de PMMA mide 16 cm de diámetro (representativo de la cabeza de un adulto) y 15 cm de altura. Consta de carriles cilíndricos a tres profundidades distintas desde el centro de la cara circular del maniquí hacia la superficie. En los carriles se coloca un *peine* de PMMA que posee nichos para posicionar los dosímetros en su CP y su CC.

La figura 2.7 muestra el maniquí de PMMA usado en este trabajo.



**Figura 2.7:** Maniquí de PMMA y peine. Vista frontal del maniquí.

El centro del maniquí se ubicó en el isocentro de la unidad de tomografía usando los láseres guía del equipo. Los dosímetros se colocaron en los nichos ubicados al centro del peine. Los dosímetros se irradiaron en dos modalidades: topograma y tomográfico secuencial.

Los modos de irradiación con la unidad de tomografía fueron:

- Topograma. El tubo de rayos-X se mantiene estático, en posición perpendicular a la camilla. El haz tiene la forma mostrada en la figura 2.2 y el disparo se realiza posterior-anterior.
- Tomográfico secuencial. El tubo de rayos-X rota 360° alrededor del paciente, mientras la camilla permanece estática. Enseguida, el tubo se desactiva y la camilla se desplaza para realizar la siguiente imagen. Esto se realiza hasta que se recorre la longitud deseada a explorar del paciente.

En el caso de la irradiación en modo topograma, la duración de la irradiación fue de 2.7 segundos, en la dirección antero-posterior. Por otro lado, en el caso de la irradiación en modo tomográfico secuencial, los parámetros utilizados fueron los siguientes: pitch = 1.0, en la dirección antero-posterior, corte = 0.6 mm, duración total = 10.42 segundos, y el número de imágenes = 282.

## 2.4. Cálculos Monte Carlo

Se compararon los resultados obtenidos experimentalmente respecto a la evolución de la energía en profundidad para irradiaciones en el CT. Se realizaron simulaciones Monte Carlo en transporte de radiación, por medio del software MONTE CARLO N-PARTICLE RADIATION TRANSPORTED CODE (MCNP6 1.0) al interior de un cilindro de material PMMA para haces de rayos-X de la unidad de tomografía.

Los espectros de rayos-X usados en el archivo de entrada (80 kV y 120 kV) se obtuvieron a través del software SPEKTR 3.0, basado en un modelo espectral para un ánodo de tungsteno, usando interpolación por *splines* cúbicos (TASMICS) [Hernández *et al.*, 2014]. Los espectros se calcularon para un ánodo de tungsteno-renio (proporción 95 % - 5 %, respectivamente), con filtrado de 8.8 mm Al, kV *ripple* de 0 % y resolución de energía de 1 keV.

El haz de rayos-X empleado tiene geometría cónica con ángulo de apertura de 50.1°. La fuente de rayos-X se colocó a una distancia de 50 cm del isocentro del maniquí de PMMA. Para simular el proceso de emisión de fotones de rayos-X, y la

producción y transporte de electrones secundarios y de fotones, en las simulaciones se utilizó *mode:p,e*.

Los parámetros físicos de la simulación se describieron con la tarjeta *phys:p*. Para reducir el tiempo de cómputo de las simulaciones se omitieron algunas interacciones, como dispersión coherente e interacciones fotonucleares.

El maniquí se construyó con un cilindro de PMMA de radio 8 cm y altura 15 cm, centrado en el origen del sistema de coordenadas del software. Se simularon cavidades de PMMA de las mismas dimensiones del TLD-300 ( $3.2 \times 3.2 \times 0.89$  mm<sup>3</sup>) dentro del maniquí, en las 5 profundidades estudiadas. Las cavidades se simularon en posición horizontal (CP) y en posición vertical (CC), de la misma forma que se hizo en la parte experimental.

Se obtuvo la distribución de la fluencia de energía,  $\phi'(E)$ , por medio de un detector puntual *tally F5* del software, en los bloques de PMMA. Se usó la tarjeta de energía *E* para definir los *bins* de energía de 1 keV de ancho, centrados en 1.5 keV, 2.5 keV, etc., iniciando en 1 keV y terminando en 80 keV o 120 keV, para cada calidad de haz, respectivamente.

Además, se obtuvo el kerma de colisión,  $K'_{c,aire}$ , en las cavidades de PMMA, por medio del *tally \*F4*, que corresponde a la integral de la fluencia pesada por la energía y el coeficiente másico de absorción de energía, dentro del volumen de la cavidad de PMMA que se localiza dentro del maniquí. A partir del espectro total de fluencia de fotones, el kerma de colisión se obtiene a partir de la ecuación 2.5:

$$K'_{c,aire}(E) = \int dE \phi'(E) * E * \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,aire}. \quad (2.5)$$

Donde  $\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,aire}$  es el coeficiente másico de absorción de energía en aire, en función de la energía del espectro de rayos-X. Los valores de este coeficiente fueron obtenidos de la base de datos del NIST [NIST, 2017].

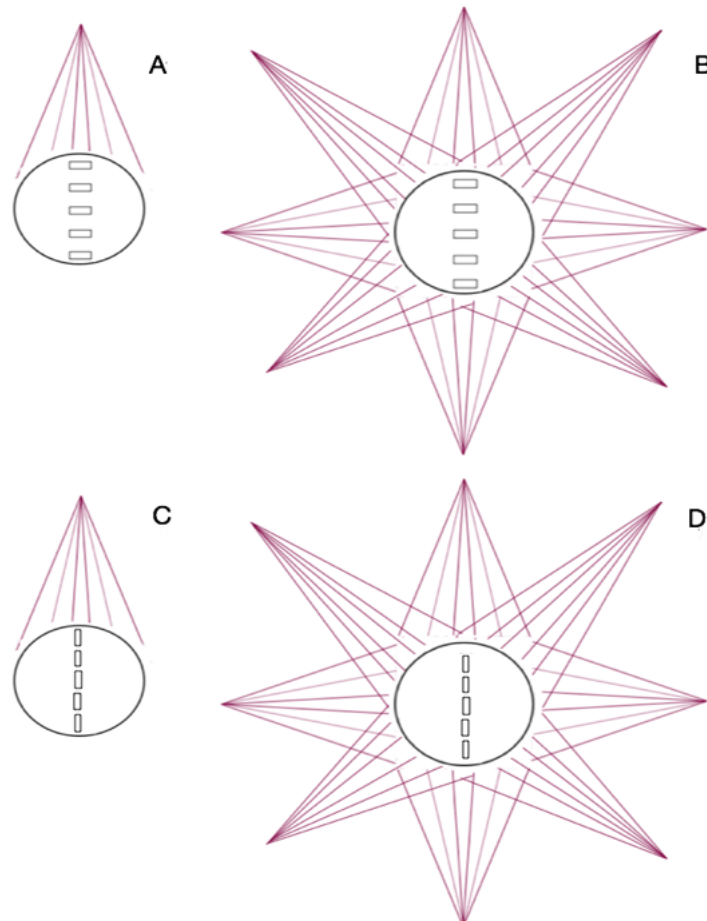
De acuerdo con la precisión del software [Shultis *et al.*, 2011] para los cálculos efectuados, se consideraron  $2 \times 10^6$  historias, para que el intervalo del error relativo<sup>3</sup>  $R$  sea de confianza, y para que el tiempo de cálculo se reduzca.

Con el propósito de comparar los resultados obtenidos experimentalmente, para el

<sup>3</sup>El error relativo del cálculo en el software MCNP6 1.0 es  $1-\sigma$  de la incertidumbre estimada de la media, es decir,  $R = \frac{S_x}{\bar{x}}$ . El intervalo de confianza para el valor  $R$ , de acuerdo con el manual del código [Shultis *et al.*, 2011], es  $R \leq 0.1$ .



modo topograma y tomográfico secuencial, las simulaciones realizadas consideraron 5 formas de irradiación que fueron: usando 1 haz (topograma), 2 haces (CT), 4 haces (CT), 8 haces (CT) y 32 haces (CT) incidentes. El esquema de la figura 2.8 muestra el arreglo geométrico simulado para 1 y 8 haces.



**Figura 2.8:** Esquema de irradiación en la simulación Monte Carlo. Vista frontal. (A) Modo topograma para las cavidades en CP para un haz. (B) Modo CT con 8 haces para las cavidades en CP. (C) Modo topograma para las cavidades en CC para un haz. (D) Modo CT con 8 haces para las cavidades en CC.

Para obtener la CHR en cada simulación, se obtuvo el kerma de colisión en aire a partir de la fluencia de energía en cada posición por medio de la ecuación 2.5. Analíticamente se atenuaron en aluminio. Por interpolación lineal con los valores de la base de datos de NIST XCOM [NIST, 2017], se le asoció un valor de la energía efectiva a cada CHR.

# Capítulo 3

## Resultados y discusión

### 3.1. Caracterización de los haces de rayos-X clínicos

#### HACES DE MASTOGRAFÍA

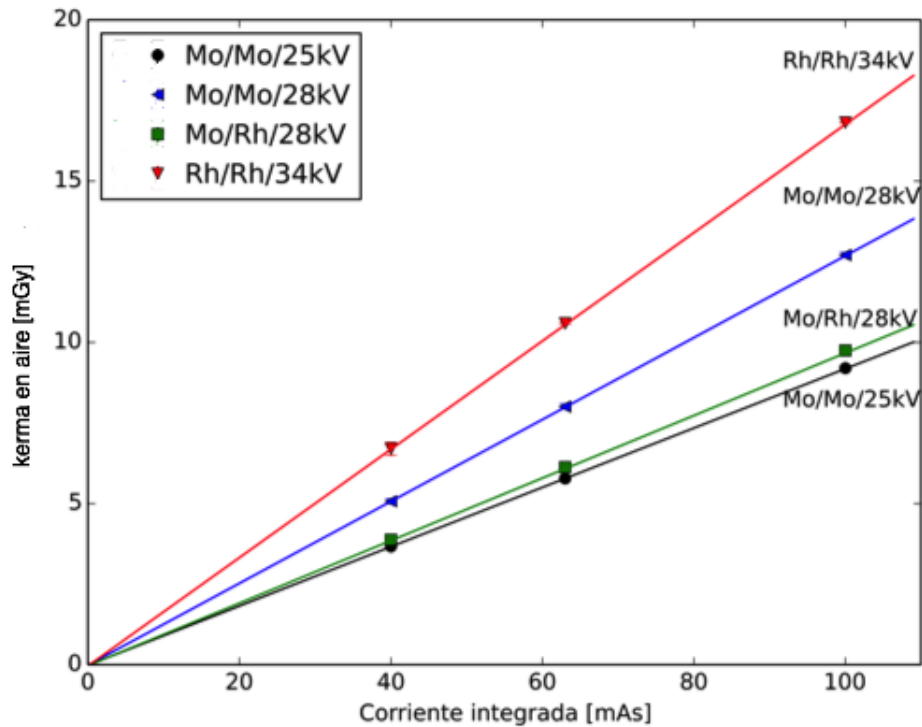
En primer lugar, se realizó la caracterización de los haces de la unidad de mastografía, presentados en la sección 2.1.1. El cuadro 3.1 muestra los rendimientos (pendiente de la recta) y los *offsets* (intersección con el eje de las ordenadas) del equipo de rayos-X para cada calidad de haz.

**Cuadro 3.1:** Valores del rendimiento y offset del mastógrafo, obtenidos para los haces estudiados del equipo de rayos-X Senographe 2000D.

Calidad del haz (Ánodo/filtro/kV)	Offset [mGy]	Rendimiento ( $\dot{f}_{aire}$ ) [mGy/mAs]
Mo/Mo/25 kV	$-0.021 \pm 0.006$	$0.092 \pm 0.005$
Mo/Mo/28 kV	$-0.017 \pm 0.006$	$0.127 \pm 0.005$
Mo/Rh/28 kV	$-0.033 \pm 0.006$	$0.097 \pm 0.005$
Rh/Rh/34 kV	$-0.041 \pm 0.007$	$0.168 \pm 0.008$

La figura 3.1 muestra los datos y los ajustes lineales del kerma en aire y la corriente integrada para cada calidad de haz estudiada. Los ajustes lineales fueron

obtenidos por medio de PYTHON 2.7 usando la ecuación 2.1. En todos los ajustes lineales de este trabajo, el coeficiente  $r^2$  fue igual a 1 dentro de 3 cifras significativas.



**Figura 3.1:** Medidas y ajustes lineales de cada calidad de haz estudiada, para el kerma en aire a una distancia focal del tubo de  $58.00 \pm 0.05$  cm, como función de la corriente integrada. Cada valor es el promedio de 3 medidas. Se consideró la desviación estándar (DS) de las medidas. Las barras de incertidumbre no se aprecian por la escala.

Siguiendo el método de la sección 2.1.1 para obtener la energía efectiva de las calidades de haz usadas de la unidad de mastografía, la CHR y la energía efectiva de cada calidad de haz usadas se muestran en el cuadro 3.2.

**Cuadro 3.2:** CHR y energía efectiva medidas para cada calidad de haz.

Calidad del haz (Ánodo/filtro/kV)	CHR [mm Al]	$E_{ef}$ [keV]
Mo/Mo/25 kV	$0.307 \pm 0.023$	$14.9 \pm 0.3$
Mo/Mo/28 kV	$0.327 \pm 0.024$	$15.2 \pm 0.3$
Mo/Rh/28 kV	$0.367 \pm 0.032$	$16.0 \pm 0.2$
Rh/Rh/34 kV	$0.434 \pm 0.027$	$16.7 \pm 0.3$

DISCUSIÓN: La figura 3.1 muestra que el kerma en aire es lineal como función de la corriente integrada del tubo de rayos-X. El *offset* de la unidad de mastografía es negativo, lo cual es atribuido a la emisión de rayos-X con un retardo.

Los valores del rendimiento de la unidad de mastografía, cualitativamente son equivalentes a los valores reportados en el trabajo de Muñoz-Molina [Muñoz-Molina, 2016] y cuantitativamente presentan diferencias del orden de 10% al 17%, siendo mayores los resultados obtenidos en este trabajo. Las diferencias encontradas se atribuyen a la posición donde se colocó la cámara de ionización dentro del campo de radiación, y a la supresión de la paleta compresora de la unidad de mastografía (para este trabajo), lo cual elimina la atenuación del haz debido a la paleta compresora.

Cabe mencionar que en el trabajo de Muñoz-Molina [Muñoz-Molina, 2016] la CI se colocó centrada lateralmente con el punto efectivo a una distancia de 8.5 cm sobre el detector del mastógrafo y 6.0 cm dentro del campo de radiación; en este trabajo, la CI se colocó centrada lateralmente con el punto efectivo a una distancia de 5.5 cm sobre el detector y 4.5 cm dentro del campo de radiación.

Además, el rendimiento del tubo de rayos-X no es una función monotónica con la energía efectiva del haz, lo cual se asocia al cambio del filtro del equipo dado que los valores de las energías de las transiciones de la capa K y los bordes K para los elementos usados en mastografía, del cuadro 1.1, la diferencia que tiene un filtro de Mo respecto a un filtro de Rh son las energías del borde K para estos elementos.

La CHR y la energía efectiva de las calidades de haz calculadas en este trabajo, tienen una diferencia típica del 4% con los valores reportados en el trabajo de Muñoz-Molina [Muñoz-Molina, 2016], siendo menores los resultados de este trabajo. La diferencia se asocia a la supresión de la paleta compresora durante las irradiaciones.

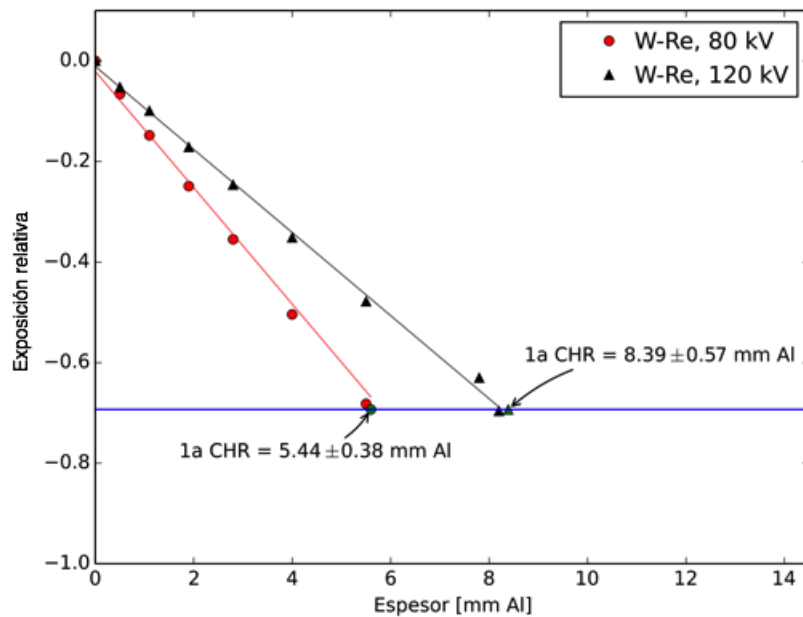
## HACES DE TOMOGRAFÍA

Para los haces de tomografía utilizados en este trabajo, se midió la CHR, así como la energía efectiva de cada haz. El cuadro 3.3 muestra la CHR y la energía efectiva calculadas a partir de datos experimentales.

**Cuadro 3.3:** CHR y energía efectiva medidas para los haces de tomografía.

	CHR	$E_{ef}$
kV	[mm Al]	[keV]
80	$5.44 \pm 0.38$	$44.8 \pm 0.1$
120	$8.39 \pm 0.57$	$53.7 \pm 0.4$

En la figura 3.2 se muestra las curvas de atenuación para los haces de 80 kV y 120 kV. Los valores reportados en la incertidumbre se realizaron con propagación de incertidumbres de los valores de la DS de las medidas experimentales.



**Figura 3.2:** Curvas de atenuación para los haces de rayos-X de W-Re (95%-5%). A 80 kV la curva con etiqueta de círculo, color rojo (CHR =  $5.44 \pm 0.38$  mm Al); a 120 kV la curva con etiqueta de triángulo, color negro (CHR =  $8.39 \pm 0.57$  mm Al). Los ajustes lineales se muestran en líneas sólidas. Las barras de incertidumbre no se aprecian por la escala.

DISCUSIÓN: La CHR y la energía efectiva correspondientes a los haces de 80 kV y 120 kV calculadas en este trabajo, tienen una diferencia típica del 2 % con los valores reportados en el trabajo de Gómez-Facenda [Gómez-Facenda, 2016]. Los valores obtenidos permitieron verificar y actualizar los datos proporcionados por el fabricante del equipo.

## 3.2. Reproducibilidad del lote de TLD-300

Para la pre-selección de los dosímetros que se usaron en el trabajo, se obtuvo la STL de cada dosímetro del lote, en tres pruebas separadas por una semana en su realización. Las lecturas de la STL de cada dosímetro sirven para obtener el factor de sensibilidad individual asociado a cada dosímetro. Para obtener el FS se utilizó la ecuación 2.4.

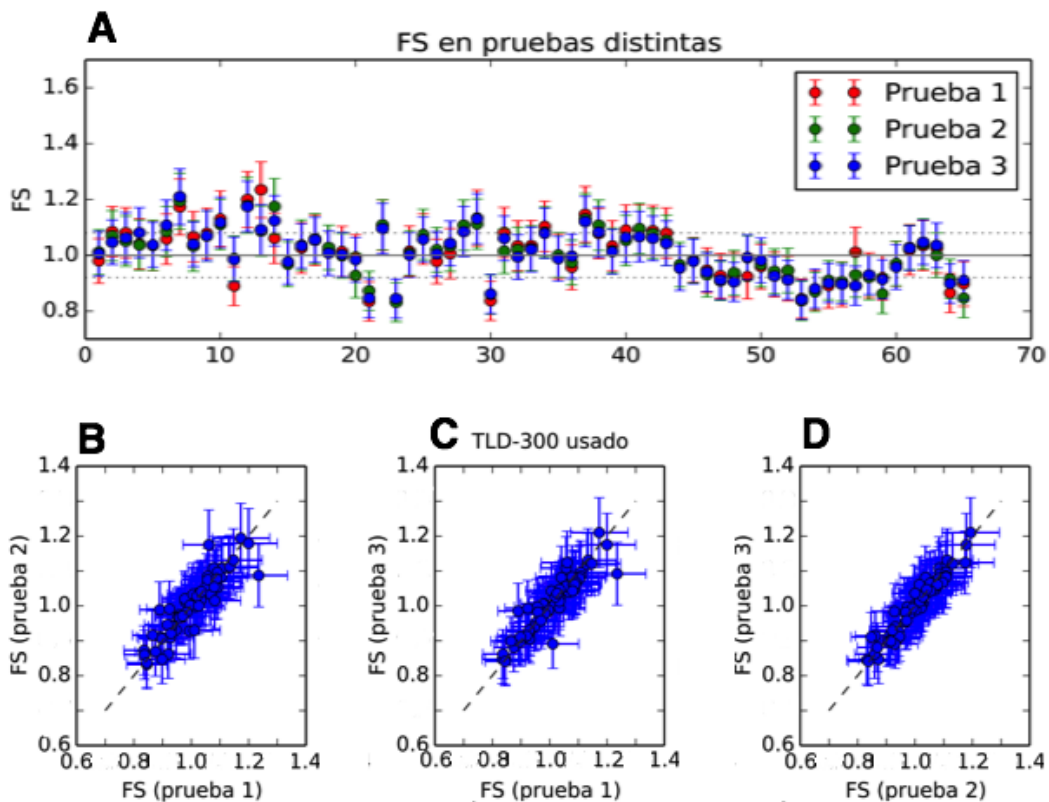
Las condiciones experimentales fueron las mismas para todas las pruebas, siguiendo el protocolo del LDT.

Con los valores obtenidos para los FS de cada dosímetro en las 3 pruebas, se busca eliminar grandes diferencias en el valor  $FS_i$ . Si los valores  $FS_i$  son similares, este factor se asigna como propiedad de cada dosímetro individual y se puede usar para corregir la STL.

La figura 3.3 (A) muestra los valores obtenidos de los FS de cada dosímetro en las tres pruebas, así como la comparación entre los FS de cada prueba.

Al comparar los FS entre las pruebas se puede ver la homogeneidad de estos valores para cada dosímetro, como lo indican las figuras inferiores en las que se grafican los FS de las pruebas 1 y 2 (figura 3.3 B), de las pruebas 1 y 3 (figura 3.3 C) y de las pruebas 2 y 3 (figura 3.3 D). Al realizar la regresión lineal, los valores  $r^2$  fueron 0.925, 0.938 y 0.965 respectivamente.

Con este resultado, se asigna un FS a cada dosímetro, el cual se toma como el promedio de los FS calculados en cada prueba.



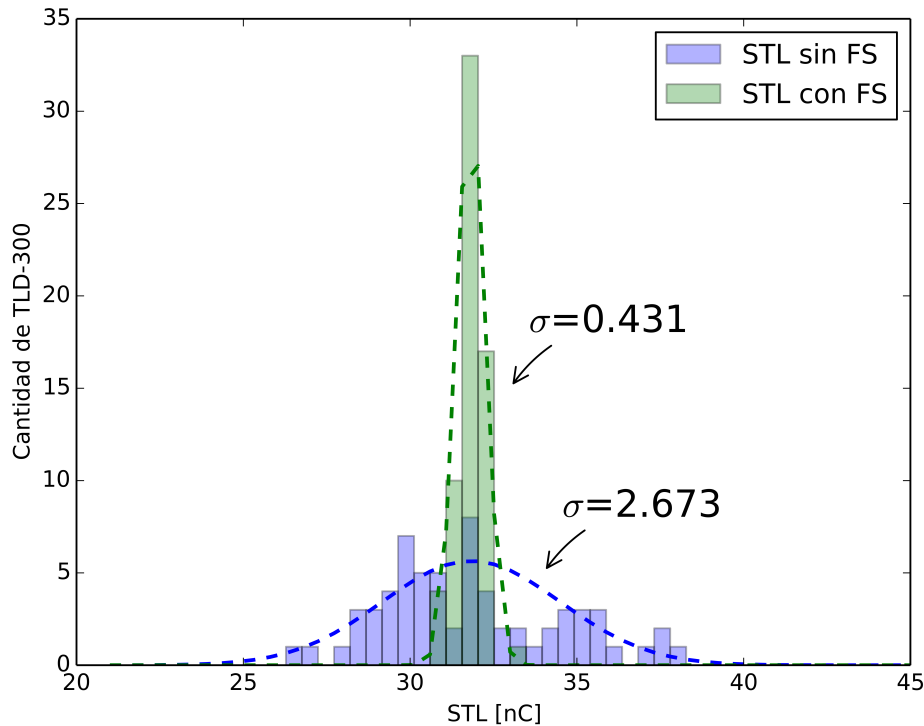
**Figura 3.3:** Variación del factor de sensibilidad en el tiempo.

Enseguida, se analizó el efecto del factor de sensibilidad en la señal termoluminiscente de cada dosímetro, para lo cual fue corregida la STL multiplicándola por el FS asociado al dosímetro que emitió la STL. Posteriormente fue contada la cantidad de dosímetros que registran una STL similar y fueron graficados en un histograma.

En el histograma de la figura 3.4 se presenta el número de dosímetros que poseen una STL dada sin FS y el número de dosímetros que poseen una STL dada con el FS incluido. El histograma fue realizado con 50 bins.

La STL registrada en el lector Harshaw se corrigió con el FS para decidir si es conveniente o no el uso de este factor FS para tener una STL uniforme de los dosímetros del lote. En el histograma se contó el número de dosímetros que registraron una STL dada, sin corregir por el factor FS (en azul), y el número de dosímetros que tienen el producto de la STL y el factor de sensibilidad (en verde). Se observa que, en general, la señal corregida es muy similar para todos los

dosímetros, puesto que los dosímetros del lote registran una STL corregida en el mismo rango (31.0 - 32.0 nC).



**Figura 3.4:** *STL sin FS y con FS.*

DISCUSIÓN: Se observa en la figura 3.3 que no hay variación en los FS individuales. Se ve una fluctuación de estos factores alrededor del valor promedio de los FS ( $1.00 \pm 0.08$ ) con una desviación estándar ( $\sigma = 0.08$ ) para las pruebas. Por lo tanto, este factor de sensibilidad se puede considerar una propiedad de cada dosímetro, y se puede utilizar para corregir la señal TL.

De la figura 3.4 se observa que la desviación estándar de las distribuciones gaussianas, ajustadas en PYTHON 2.7, disminuye de 8.4% para la STL sin corregir, a 1.3% para la STL corregida por el FS. Como consecuencia, en este trabajo siempre se corrigió la STL obtenida por el FS asociado a cada dosímetro.

El cuadro del apéndice A.1 muestra los factores de sensibilidad promedio de las tres pruebas realizadas en este trabajo, para cada uno de los 65 dosímetros,



y la STL antes y después de ser corregida por el FS. Los valores del FS de cada dosímetro fueron representados en la figura 3.3.

### 3.3. Irradiación en aire

#### 3.3.1. Dependencia de la STL con la orientación del dosímetro

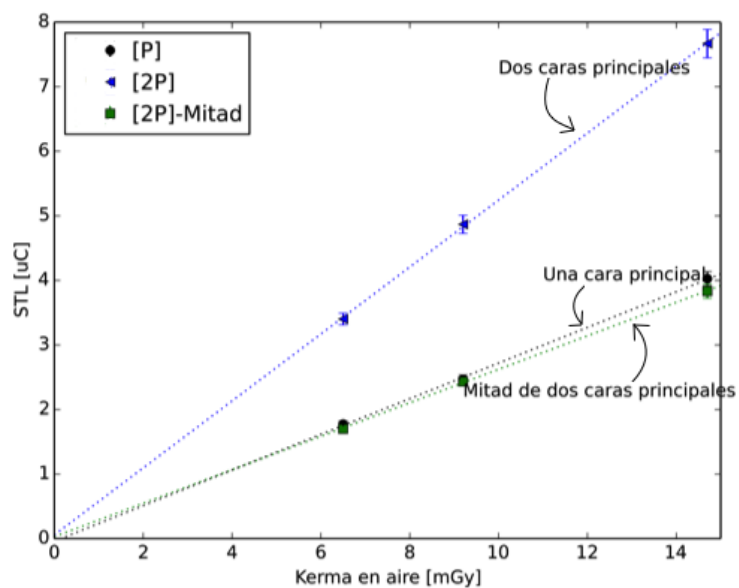
Primero se estudió la respuesta del TLD-300 irradiado en aire con haces del mastógrafo (cuadro 3.2), en su cara principal (CP) y en su canto (CC). En la figura 3.5 se muestra la respuesta del TLD-300 para la combinación Mo/Mo/25 kV expuesto en sus CP (se denota P a la exposición del TLD-300 en una de sus CP, y 2P a la exposición en ambas CP); por otro lado, en la figura 3.6 se muestra la respuesta del TLD-300 para la misma combinación, expuesto en sus CC (se denota C a la exposición del TLD-300 en una de sus CC, y 2C a la exposición en dos CC opuestos entre sí).

Los puntos de la parte inferior de la figura 3.5 corresponden a los dosímetros expuestos a rayos-X en una sola de sus CP (etiqueta de círculo), mientras que los puntos de la parte superior corresponden a los dosímetros expuestos en ambas CP (etiqueta de triángulo) y la mitad de la señal de dos CP se grafica en (etiqueta de cuadrado). Las mismas etiquetas fueron asignadas a los cantos, de la figura 3.6.

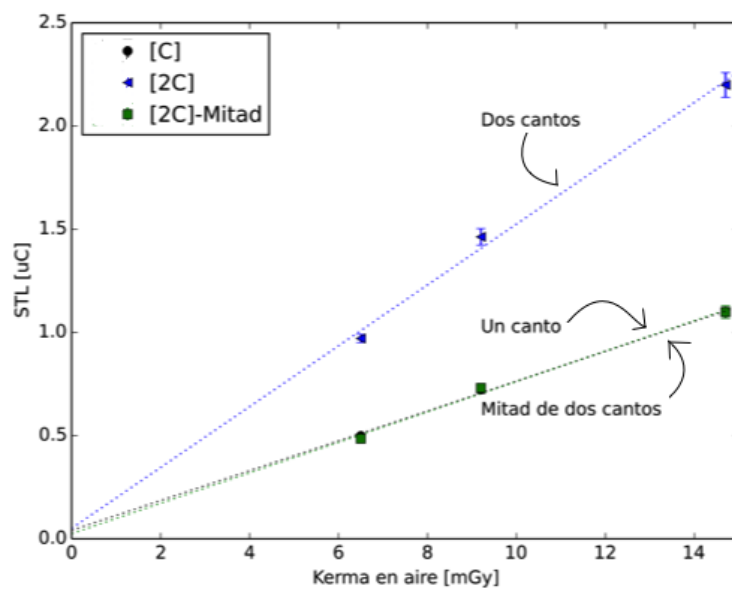
Los datos correspondientes a las figuras 3.5 y 3.6 se presentan en el cuadro 3.4.

**Cuadro 3.4:** Promedios de las señales TL de los dosímetros expuestos en las dos orientaciones estudiadas para Mo/Mo/25kV.

Mo/Mo/25 kV				
	STL [P]	STL [2P]	STL [C]	STL [2C]
mAs	[ $\mu\text{C}$ ]	[ $\mu\text{C}$ ]	[ $\mu\text{C}$ ]	[ $\mu\text{C}$ ]
71.0	$1.77 \pm 0.05$	$3.40 \pm 0.09$	$0.49 \pm 0.01$	$0.97 \pm 0.02$
100	$2.46 \pm 0.07$	$4.86 \pm 0.14$	$0.72 \pm 0.02$	$1.46 \pm 0.04$
160	$4.02 \pm 0.11$	$7.66 \pm 0.22$	$1.09 \pm 0.03$	$2.19 \pm 0.06$

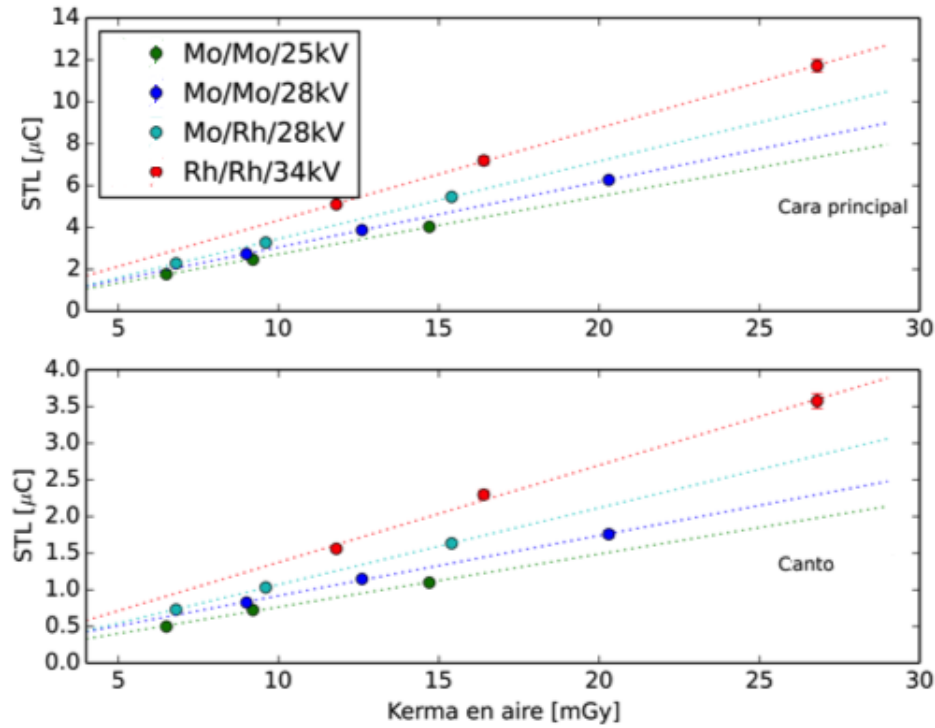


**Figura 3.5:** Respuesta de la STL de los dosímetros expuestos en cara principal. Las líneas son los ajustes, y representan una guía visual.



**Figura 3.6:** Respuesta de la STL de los dosímetros expuestos en su canto. Las líneas son los ajustes y representan una guía visual.

En la figura 3.7 se presenta la respuesta del TLD-300 expuesto en su CP, y en su CC para las cuatro calidades de los haces de la unidad de mastografía.



**Figura 3.7:** *STL de los dosímetros expuestos a rayos-X en su cara principal y en su canto para distintas calidades de haz. Las barras de incertidumbre no se aprecian por la escala.*

DISCUSIÓN: De la respuesta TL de los dosímetros expuestos en su CP y en su CC a los haces de la unidad de mastografía, en aire, en ambos casos se puede observar, por un lado, el comportamiento lineal de la STL con el kerma en aire para ambas orientaciones de irradiación de los dosímetros y, por otro lado, la STL para los dosímetros expuestos en ambas caras principales (y canto) es el doble de la STL para los dosímetros expuestos en una sola de sus caras principales (y canto), y por tanto, no hay diferencia en la STL para caras similares.

Además, de la figura 3.7 se observa que si la energía efectiva del haz es mayor, mayor es la STL; por otro lado, la razón de la STL entre la CP y el CC es aproximadamente 3.5.

## RESULTADOS

La STL medida para la incidencia de la radiación por la CP, es 3.2 - 3.5 veces mayor que para la incidencia por el CC, para un mismo kerma en aire. Esto se puede interpretar a través de un primer modelo sencillo, considerando a los haces como haces monoenergéticos con energía efectiva dada por la CHR asociada a cada calidad de haz. En este modelo se propuso la influencia de dos factores que afectan la STL de los dosímetros: el primero de ellos es un factor geométrico, en el cual el área del dosímetro sobre la que incide el haz, determina el número de fotones incidentes,  $N_0$ . Este factor geométrico relativo es presentado como  $\frac{N_0}{N_0(p)}$ , que es el cociente del número de fotones incidentes en el CC, y el número de fotones incidentes en la CP ( $p$ ). En el cuadro 3.5 se presenta este cociente. La tercera columna del cuadro muestra la distancia de la fuente de rayos-X a la cara de incidencia del dosímetro.  $d_{SOD}$  es la distancia del punto focal del tubo de rayos-X al dosímetro.

**Cuadro 3.5:** Factor geométrico propuesto para el TLD-300.

Incidencia	Factor geométrico		
	Área [ $mm^2$ ]	$d_{SOD}$ [cm]	$N_0/N_0(p)$
Principal	$3.2 \times 3.2$	$58.1 \pm 0.05$	1
Canto	$3.2 \times 0.89$	$58.0 \pm 0.05$	0.27

El segundo factor que modifica la STL es un factor de transferencia de energía dado por la relación 1.17 en el cual la energía depositada en el dosímetro está en función del grosor de éste, tal como se muestra en la ecuación 1.17. El cuadro 3.6 muestra el factor de transferencia de energía dado para cada calidad de haz, considerando a la cara principal como referencia. Este factor es presentado como  $\frac{E_{dep}(c)}{E_{dep}(p)}$ , que es el cociente de la integral de la relación 1.17 entre el caso del dosímetro expuesto de canto ( $c$ ) y por su cara principal ( $p$ ).

Para cada calidad de haz con una energía efectiva asociada, es presentado en la tercera columna del cuadro 3.6 el factor de transferencia de energía, calculado con la relación 1.17, y en la cuarta columna se muestra el cociente de la STL obtenida para un mismo kerma en aire, denotada como  $\frac{STL(c)}{STL(p)}$ . La incertidumbre fue obtenida por propagación de las incertidumbres de las cantidades mostradas en la ecuación 1.17.

Tomamos como referencia la cara principal del dosímetro para el cálculo de los factores, geométrico y de transferencia de energía.

**Cuadro 3.6:** *Factor de transferencia de energía calculado para el TLD-300.*

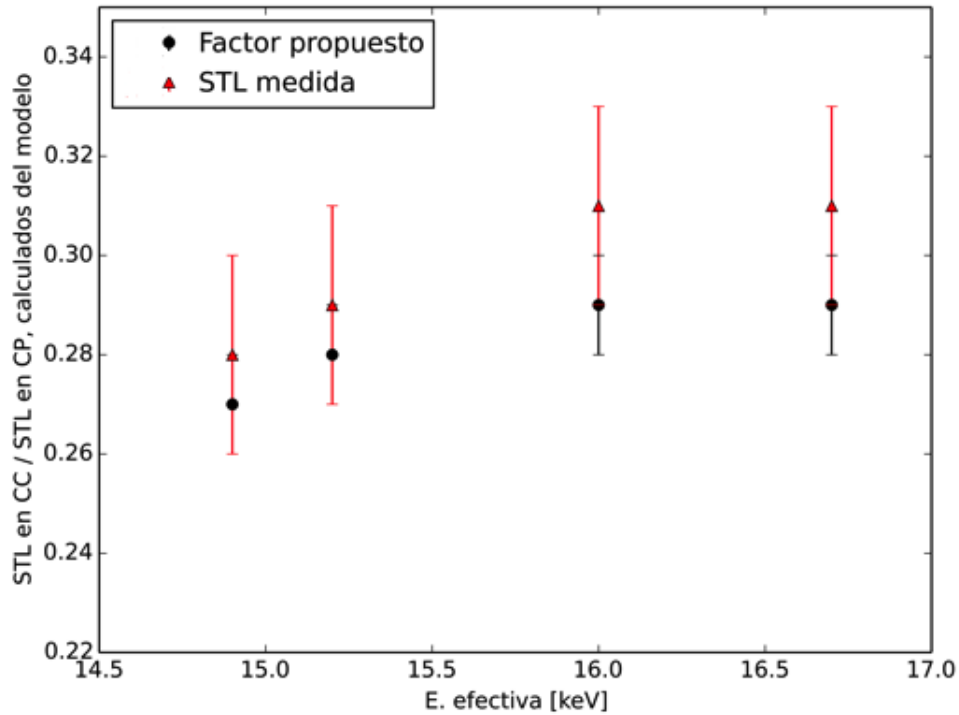
Factor de transferencia de energía			
Calidad de haz	$E_{ef}$ [keV]	$\frac{E_{dep(c)}}{E_{dep(p)}}$	$\frac{STL(c)}{STL(p)}$
Mo/Mo/25 kV	14.9 ± 0.3	1.03 ± 0.04	0.28 ± 0.02
Mo/Mo/28 kV	15.2 ± 0.3	1.05 ± 0.04	0.29 ± 0.02
Mo/Rh/28 kV	16.0 ± 0.2	1.07 ± 0.05	0.31 ± 0.02
Rh/Rh/34 kV	16.7 ± 0.3	1.07 ± 0.06	0.31 ± 0.02

En el cuadro 3.7 son presentados los cocientes, geométrico y de transferencia de energía, así como el producto de éstos, y el cociente de la STL medida para las distintas orientaciones del dosímetro.

**Cuadro 3.7:** *Cocientes de la STL medida y el producto de los factores calculados como los responsables de la dependencia del depósito de energía en los dosímetros como función de su orientación.*

Cocientes calculados y STL medida				
Q	$\frac{N_0}{N_0(p)}$	$\frac{E_{dep(c)}}{E_{dep(p)}}$	$\frac{N_0}{N_0(p)} \frac{E_{dep(c)}}{E_{dep(p)}}$	$\frac{STL(c)}{STL(p)}$
Mo/Mo/25 kV	0.27	1.03 ± 0.04	0.27 ± 0.01	0.28 ± 0.02
Mo/Mo/28 kV	0.27	1.05 ± 0.04	0.28 ± 0.01	0.29 ± 0.02
Mo/Rh/28 kV	0.27	1.07 ± 0.05	0.29 ± 0.01	0.31 ± 0.02
Rh/Rh/34 kV	0.27	1.07 ± 0.06	0.29 ± 0.01	0.31 ± 0.02

En la figura 3.8 son comparados los valores del cociente de STL para las distintas orientaciones y el producto de los cocientes de los factores calculados, geométrico, y de transferencia de energía.



**Figura 3.8:** *Producto de los cocientes calculados (geométrico y físico) [negro, etiqueta de círculo] y el cociente medido de las STL para las distintas incidencias [rojo, etiqueta de triángulo].*

El cuadro 3.7 resume la comparación del modelo de haces monoenergéticos para la respuesta termoluminiscente del TLD-300 en función de la cara irradiada, en aire.

**DISCUSIÓN:** Como se mostró en la sección 1.2.1, el depósito de energía está determinado por la cantidad de fotones que inciden en el área de entrada al dosímetro y por el grosor del material irradiado. Con una primera aproximación analítica (haces monoenergéticos), fue cuantificada una dependencia con la orientación de los dosímetros importante en la respuesta de los dosímetros TLD-300, entendiéndose dentro de un 10%. Esto puede tener explicación en un modelo más elaborado, considerando haces polienergéticos y radiación dispersa. En este modelo, hay dos efectos independientes: i) el número de fotones incidentes es 3.7 veces mayor en la orientación de CP que el CC, y ii) la energía depositada por kerma en aire incidente es 1.03 - 1.07 veces mayor cuando la incidencia es por el CC que por la CP.

RESULTADOS

Usando el resultado anterior, se extiende el modelo de haces monoenergéticos para las energías típicas de tomografía computada: a mayores energías, no hay dependencia de la STL con la orientación a la que son expuestos los dosímetros. El cuadro 3.8 muestra los factores calculados así como los cocientes de la STL para las energías de la unidad de mastografía y de la unidad de tomografía medidos en aire.

**Cuadro 3.8:** *Cocientes de la STL medida y el producto de los factores calculados como función de la orientación de los dosímetros.*

Cocientes calculados y STL medida				
$E_{ef}$ [keV]	$\frac{N_0}{N_0(p)}$	$\frac{E_{dep}(c)}{E_{dep}(p)}$	$\frac{N_0}{N_0(p)} \frac{E_{dep}(c)}{E_{dep}(p)}$	$\frac{STL(c)}{STL(p)}$
$14.9 \pm 0.3$	0.27	$1.03 \pm 0.04$	$0.27 \pm 0.01$	$0.28 \pm 0.02$
$15.2 \pm 0.3$	0.27	$1.05 \pm 0.04$	$0.28 \pm 0.01$	$0.29 \pm 0.02$
$16.0 \pm 0.2$	0.27	$1.07 \pm 0.05$	$0.29 \pm 0.01$	$0.31 \pm 0.02$
$16.7 \pm 0.3$	0.27	$1.07 \pm 0.06$	$0.29 \pm 0.01$	$0.31 \pm 0.02$
$44.8 \pm 0.1$	0.27	$2.96 \pm 0.08$	$0.75 \pm 0.03$	$0.80 \pm 0.03$
$53.8 \pm 0.4$	0.27	$2.99 \pm 0.08$	$0.80 \pm 0.03$	$0.81 \pm 0.03$

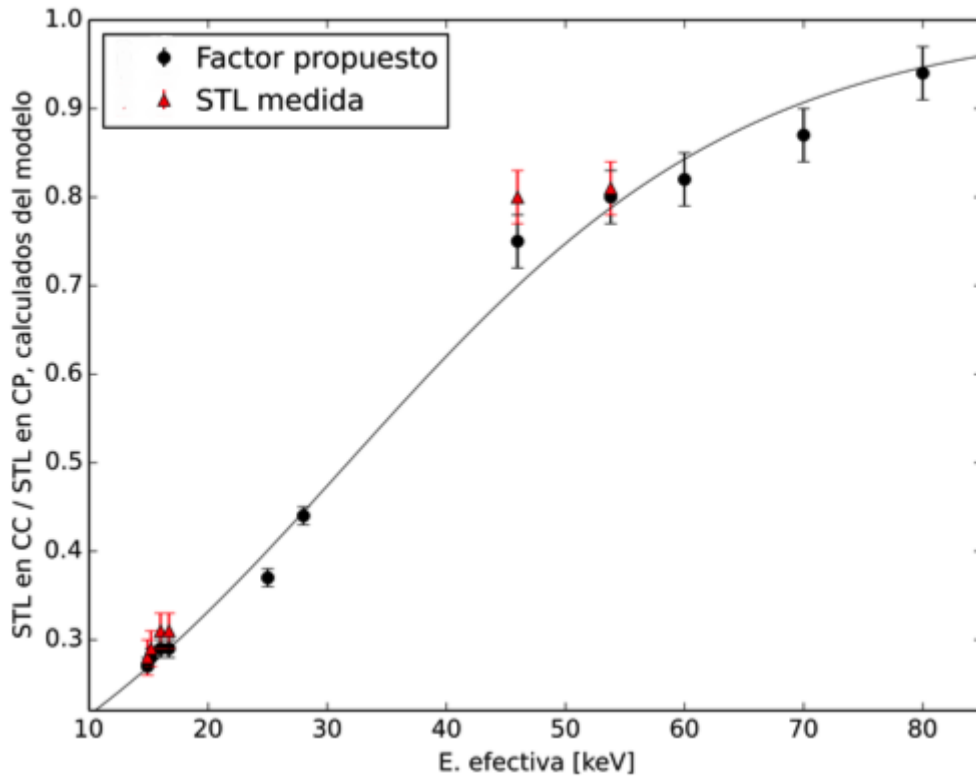
La figura 3.9 muestra los valores del cociente de la STL medida en aire para ambas orientaciones y los factores calculados, geométrico y de transferencia de energía, para energías que incluyen las de la unidad de mastografía y las de tomografía. Se ajustaron los valores del factor propuesto (geométrico y de transferencia de energía) a una función de la forma

$$\frac{N_0}{N_0(p)} \frac{E_{dep}(c)}{E_{dep}(p)} = \frac{1}{1 + a \exp(b E_{ef})}, \quad (3.1)$$

donde los coeficientes del ajuste a la ecuación 3.1 se muestran en el cuadro 3.9.

**Cuadro 3.9:** *Coefficientes de ajuste de la ecuación 3.1 para el factor propuesto (geométrico y de transferencia de energía) en función de la energía efectiva.*

$\frac{N_0}{N_0(p)} \frac{E_{dep}(c)}{E_{dep}(p)}$	$=$	$\frac{1}{1 + a \exp(b E_{ef})}$
a		b
$6.62 \pm 0.99$		$-0.059 \pm 0.004$



**Figura 3.9:** *Producto de los factores calculados (geométrico y físico) para distintas energías efectivas [negro, etiqueta de círculo] y el cociente medido de las STL en aire [rojo, etiqueta de triángulo].*

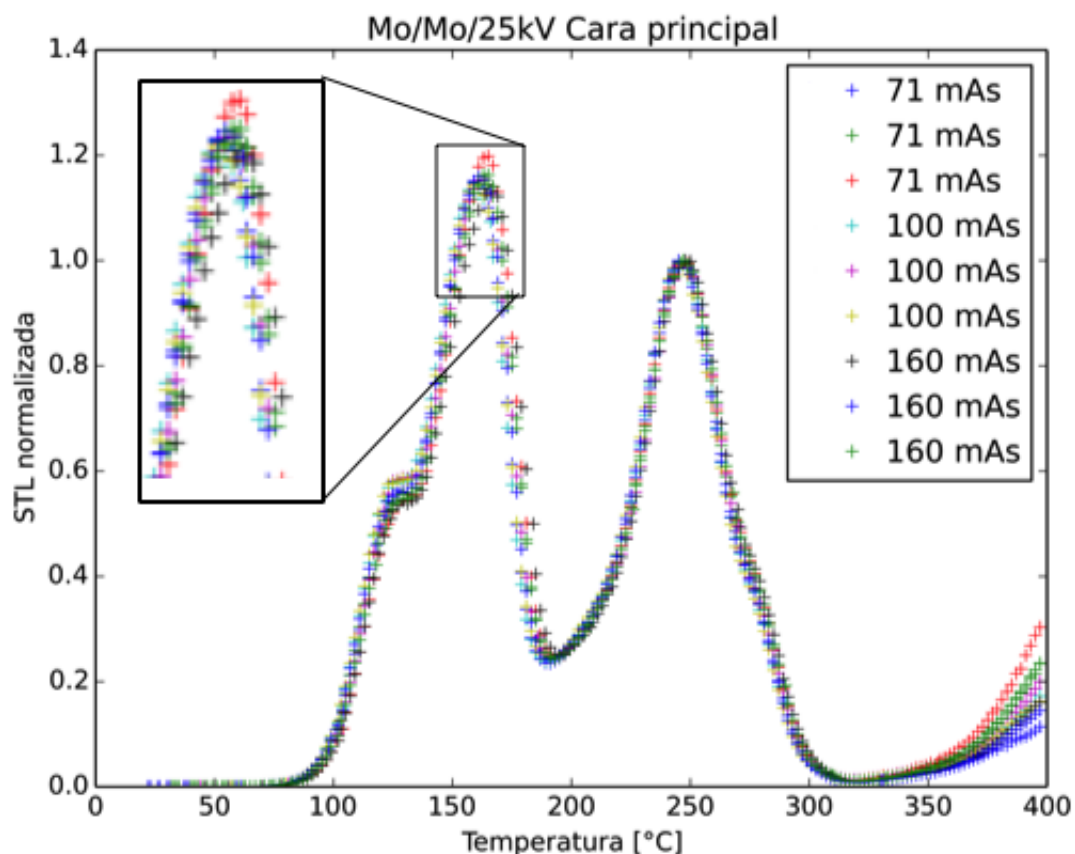
DISCUSIÓN: La figura 3.9 muestra la evolución del cociente de la STL en CC y en CP, medido y calculado, como función de la energía efectiva. A energías bajas (mastografía) la señal en CC es 0.28 - 0.31 veces menor que la señal en CP, y esta relación aumenta a 0.80 veces para energías mayores (tomografía). Para las energías típicas de mastografía y de tomografía, el acuerdo entre los valores medidos y los valores calculados para la STL (medida en aire) y el depósito de energía es bueno, ya que el cociente de la STL son hasta 6% mayores que los valores calculados con el modelo de haz monoenergético.

La función ajustada a los valores calculados por medio del modelo de haz monoenergético describe la evolución de la STL respecto a la orientación, en función de la energía efectiva. Conforme el haz es más energético, la STL en CC respecto a CP es hasta 0.80 veces la STL en CP.



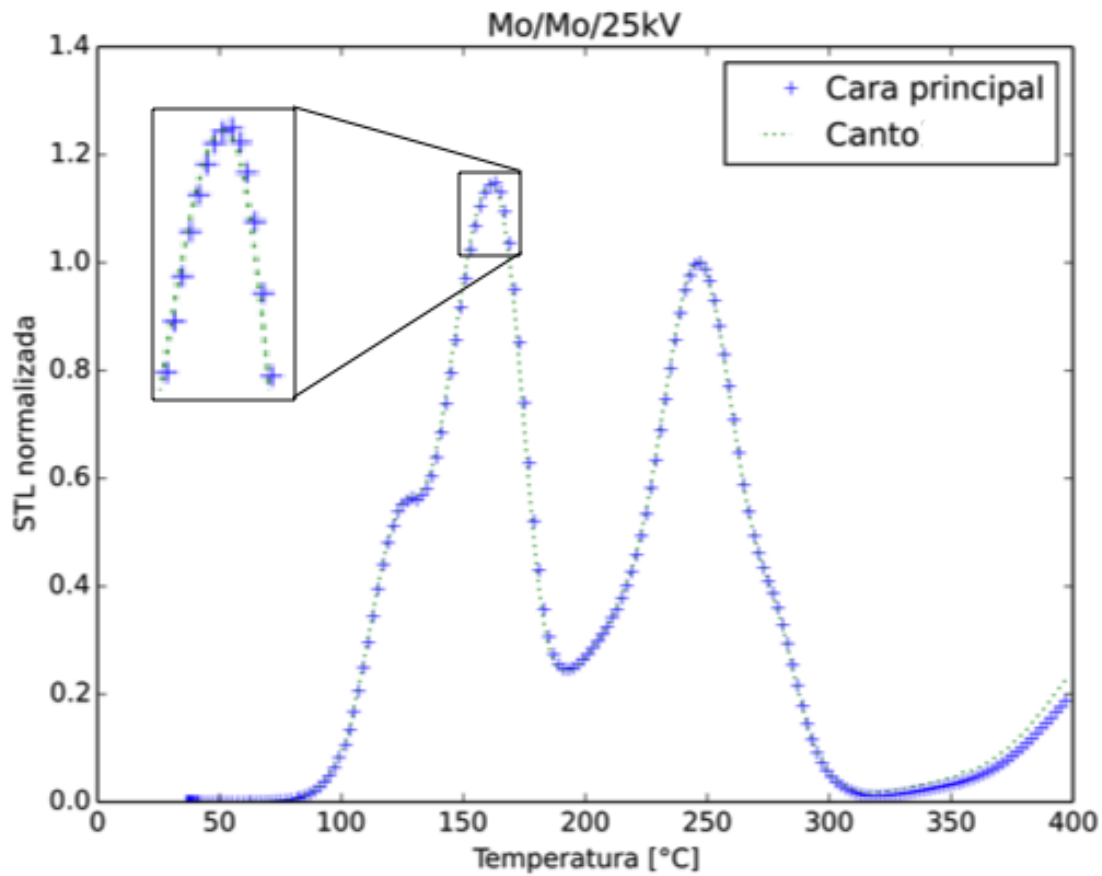
### 3.3.2. Forma de la curva de brillo

En la figura 3.10 se presentan las curvas de brillo del TLD-300 expuesto por su CP a Mo/Mo/25 kV, normalizadas al máximo de la STL a altas temperaturas.



**Figura 3.10:** Curvas de brillo normalizadas al máximo de la STL a altas temperaturas, de TLD-300, expuesto con Mo/Mo/25 kV por su CP. Cada curva de brillo corresponde a un valor de corriente integrada distinto.

En la figura 3.11 se presentan las curvas de brillo promedio para TLD-300 expuesto en su CP, y en su CC, para Mo/Mo/25 kV. La curva de brillo promedio se obtiene promediando los valores de la intensidad, para cada temperatura de las curvas de brillo obtenidas para los distintos mAs.



**Figura 3.11:** Curvas de brillo promedio normalizadas para las distintas orientaciones en las que fue irradiado el TLD-300.

DISCUSIÓN: Cuantitativamente, para las calidades de haz estudiadas en la unidad de mastografía, el área bajo la curva de brillo para las distintas corrientes integradas usadas en la unidad de mastografía, tiene una desviación estándar del 1.6 %, y el máximo de la intensidad relativa de baja temperatura respecto al máximo de alta temperatura de la curva de brillo, para las distintas corrientes integradas, tiene una desviación estándar de 1.7 %, por lo tanto, se asegura que la forma de la curva de brillo no cambia apreciablemente para los distintos mAs, por lo tanto, se asegura que los cambios observados en la forma de la curva de brillo son muy pequeños, y pueden considerarse despreciables, de manera que la forma de la curva de brillo es independiente del kerma en aire.

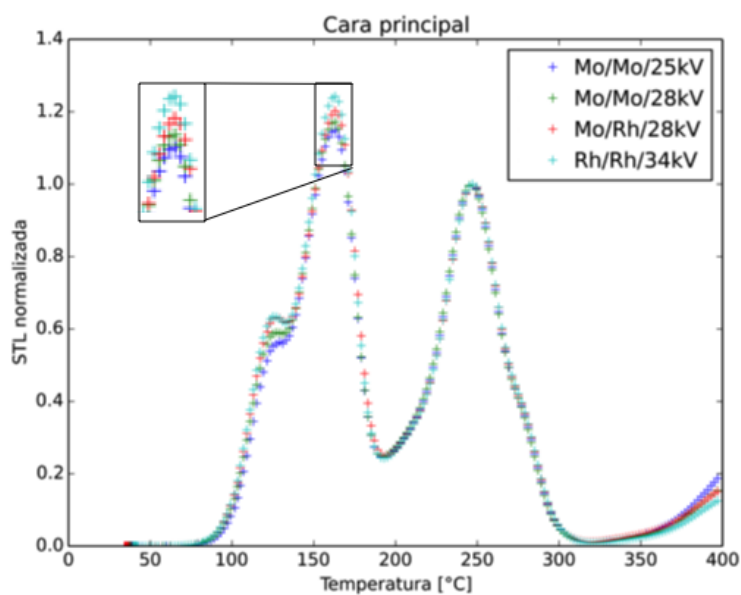
El área bajo la curva de brillo de la cara de canto varía 1.35 % respecto a la curva de brillo de la cara principal, por tanto, la forma de la curva no cambia apreciablemente, de forma que se puede suponer independiente de la orientación a la que es expuesto el TLD-300.

Cualitativamente puede apreciarse en la forma de la curva de brillo de las figuras 3.10 y 3.11 que los cambios observados son muy pequeños, y pueden despreciarse para los distintos mAs, y además es independiente de la orientación de irradiación. Este resultado sugiere que el valor de la energía efectiva obtenida no depende de la orientación para rayos-X en este intervalo de energía.

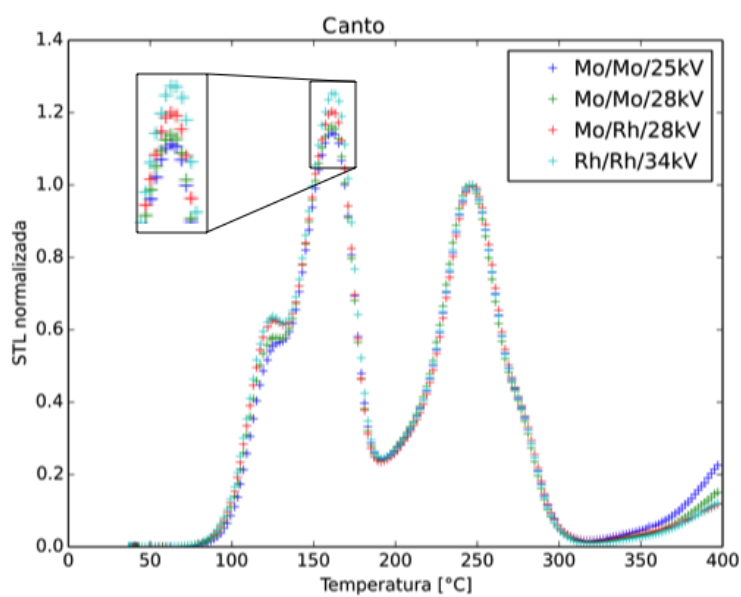
## RESULTADOS

En la figuras 3.12 y 3.13 se muestra la dependencia de la forma de la curva de brillo con la calidad del haz, para la CP y el CC, respectivamente. Para visualizar la dependencia de la forma de la curva de brillo en la región de alta temperatura y la de baja temperatura, las curvas de brillo se normalizaron respecto al máximo de alta temperatura. Se observa una evolución relativa entre las regiones de baja y alta temperatura que depende de la energía efectiva de la calidad del haz, pero es independiente de la orientación en la cual se irradió al TLD-300. La región de baja temperatura, para la CP y el CC, preserva la forma para cada calidad usada en este trabajo.

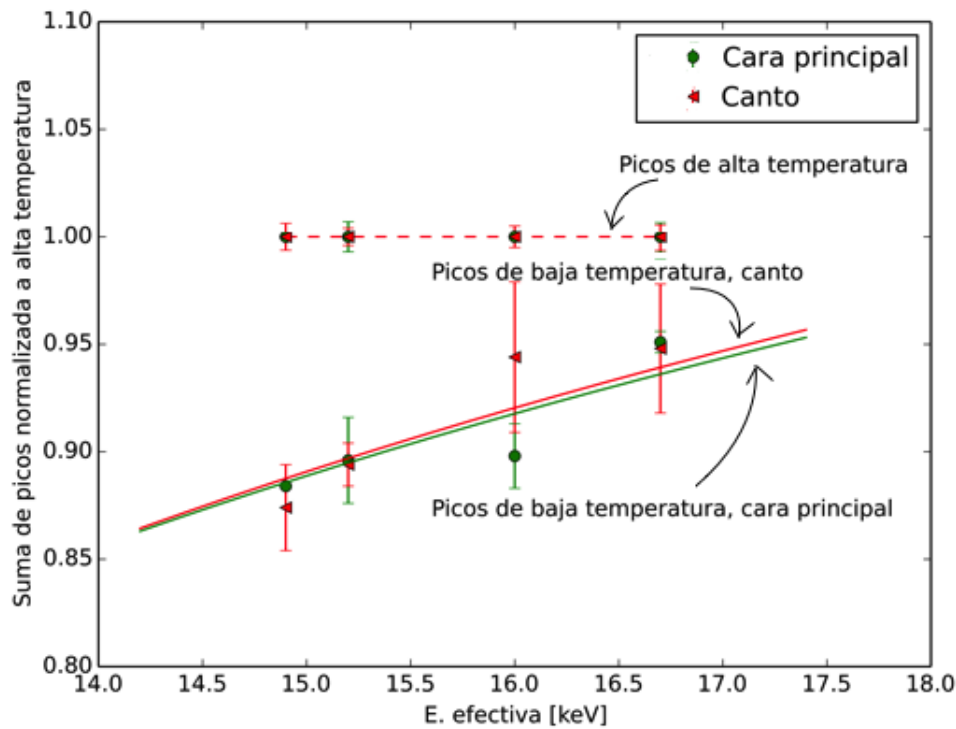
La dependencia de la forma de la curva de brillo respecto a la energía efectiva se observa en la figura 3.14. En esta figura se muestra la dependencia de la suma de las áreas de los picos de baja temperatura (P3a y P3), y los de alta temperatura (P5, P6 y P7), normalizadas por la suma de las áreas de la región de alta temperatura, respecto a la energía efectiva, para la exposición del TLD-300 por su CP y por el CC.



**Figura 3.12:** Curvas de brillo normalizadas al máximo de la STL a altas temperaturas, a distinta calidad de haz, para el TLD-300 expuesto por su cara principal a los 4 haces de mastografía.



**Figura 3.13:** Curvas de brillo normalizadas al máximo de la STL a altas temperaturas, a distinta calidad de haz, para el TLD-300 expuesto por su canto a los 4 haces de mastografía.

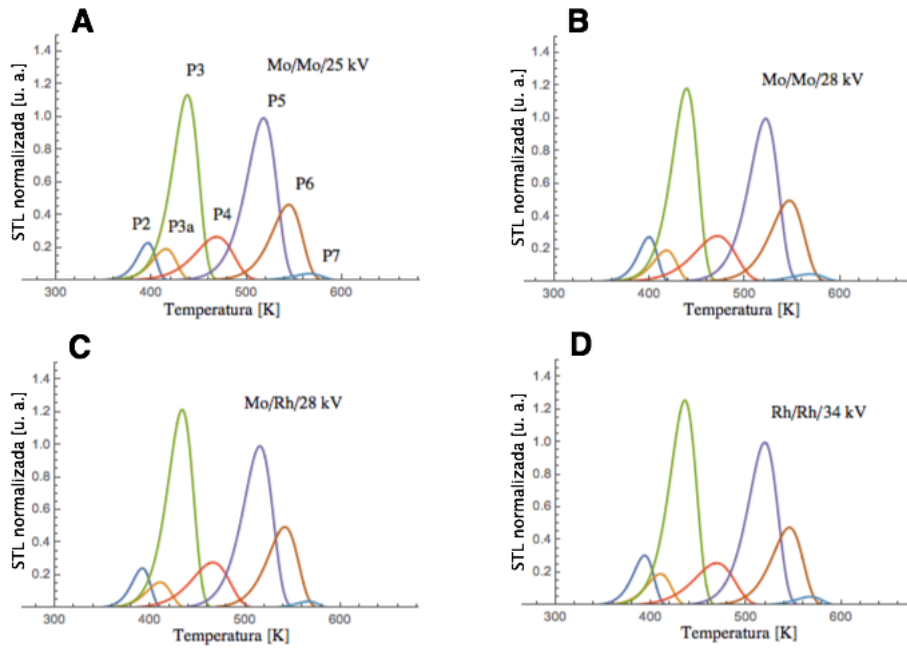


**Figura 3.14:** Respuesta relativa de los picos de baja y alta temperatura del TLD-300, normalizados por la región de alta temperatura. Las líneas sólidas fueron obtenidas del trabajo de [Muñoz-Molina, 2016].

DISCUSIÓN: La suma de los picos de baja temperatura aumenta monotónicamente como función de la energía efectiva, como fue observado en las figuras 3.12 y 3.13. Esta respuesta es independiente de la exposición del TLD-300 en cualquiera de sus caras. Un estudio más detallado del comportamiento de la región de baja temperatura respecto a la de alta temperatura es presentado en la siguiente subsección.

### 3.3.3. Deconvolución de la curva de brillo del TLD-300

El proceso de deconvolución permite obtener los siete picos individuales de la curva de brillo del TLD-300. En la figura 3.15 se muestran los picos TL individuales asociados a las calidades de haz usadas en la unidad de mastografía. Los picos están normalizados al pico 5 de alta temperatura. De esta figura puede observarse la evolución de los picos de baja temperatura como función de la energía de los haces.



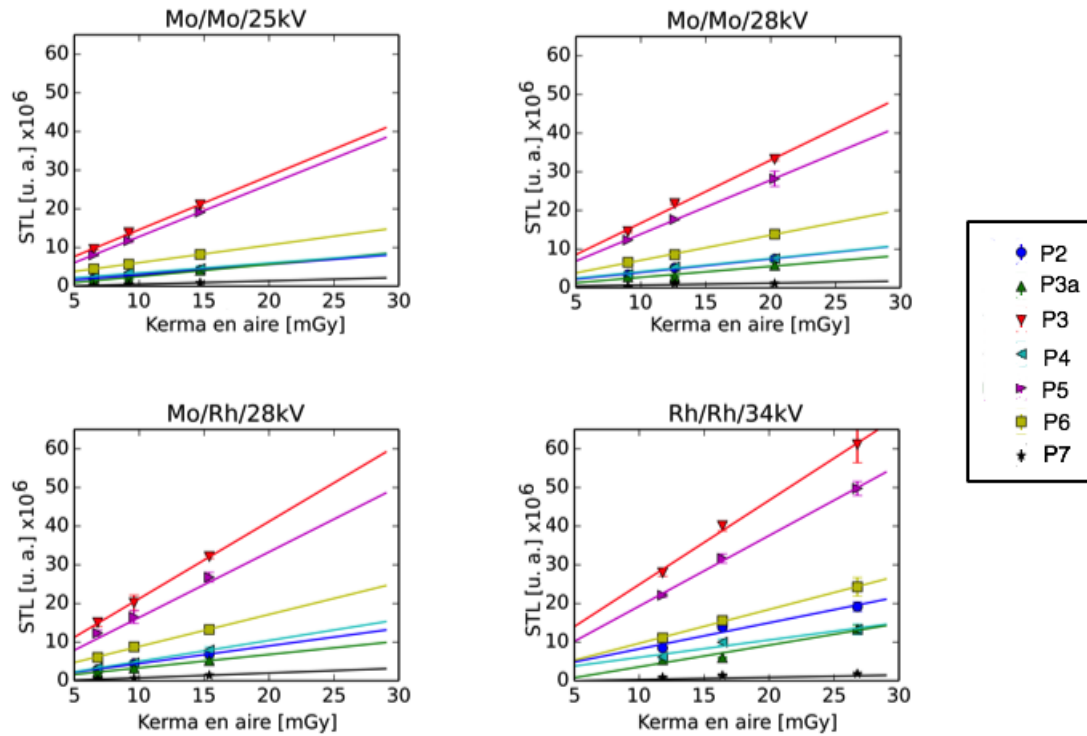
**Figura 3.15:** Picos TL de la curva de brillo para los haces de mastografía. Los picos están normalizados al pico 5 de alta temperatura.

En el cuadro 3.10 se muestran los valores asociados a cada uno de los picos de la curva de brillo, normalizados al pico 5 de alta temperatura. Estos datos corresponden a los presentados en la figura 3.15.

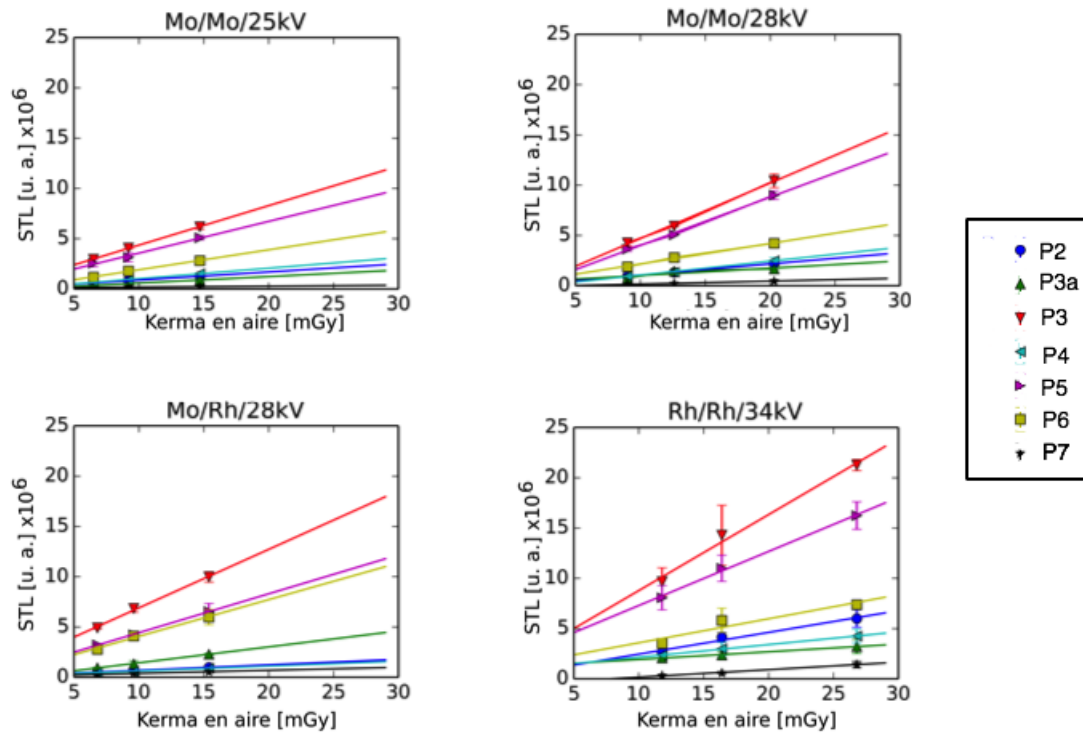
**Cuadro 3.10:** Valores de los picos TL de la curva de brillo para haces de mastografía. Los valores están normalizados al pico 5.

Picos TL para rayos-X de mastografía				
Calidad de haz				
Pico	Mo/Mo/25 kV	Mo/Mo/28 kV	Mo/Rh/28 kV	Rh/Rh/34 kV
2	0.240 ± 0.006	0.275 ± 0.008	0.241 ± 0.007	0.323 ± 0.009
3a	0.204 ± 0.006	0.222 ± 0.006	0.139 ± 0.004	0.229 ± 0.006
3	1.18 ± 0.03	1.17 ± 0.03	1.20 ± 0.03	1.26 ± 0.03
4	0.289 ± 0.008	0.285 ± 0.008	0.263 ± 0.007	0.254 ± 0.007
5	1.00 ± 0.02	1.00 ± 0.02	1.00 ± 0.02	1.00 ± 0.02
6	0.55 ± 0.01	0.53 ± 0.01	0.42 ± 0.01	0.49 ± 0.01
7	0.0199 ± 0.0005	0.0334 ± 0.0009	0.043 ± 0.001	0.048 ± 0.001

En las figuras 3.16 y 3.17 se muestran las señales TL de cada uno de los 7 picos de la curva de brillo del TLD-300, en función del kerma en aire, para cada una de las calidades de haz de la unidad de mastografía estudiadas en este trabajo. El proceso de deconvolución es el descrito en la sección 2.2.2, manteniendo un FOM menor o igual a 2.5%. El ajuste lineal de los picos 2 - 6 mostró un factor de correlación,  $r^2$  igual a 1 dentro de tres cifras significativas, mientras que, para el pico 7, el factor de correlación es igual a 1 dentro de una cifra significativa.



**Figura 3.16:** Señal TL de los 7 picos individuales del TLD-300 en función del kerma en aire, para la exposición de los dosímetros a rayos-X en su cara principal. La etiqueta indica la identificación del pico.



**Figura 3.17:** Señal TL de los 7 picos individuales del TLD-300 en función del kerma en aire, para la exposición de los dosímetros a rayos-X en su canto. La etiqueta indica la identificación del pico.

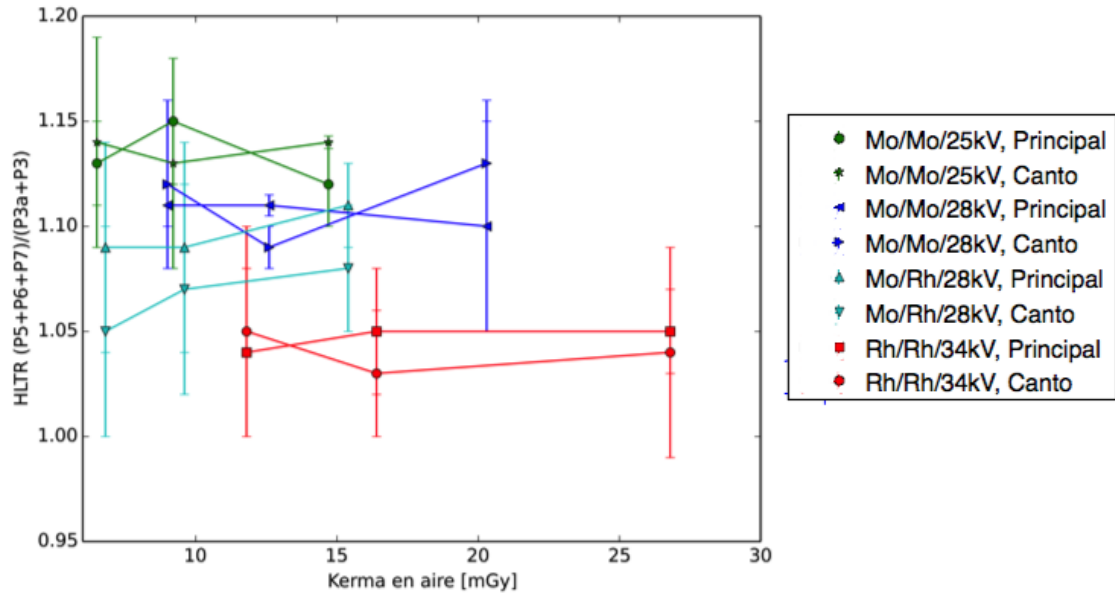
En el proceso de deconvolución, se ha restado el fondo descrito en la sección 2.2.2, por lo que el factor de correlación para el pico 7 es menor, dado que su señal se ve muy afectada por la resta del fondo.

DISCUSIÓN: La señal TL de cada pico aumenta linealmente como función del kerma en aire. El aumento de la energía efectiva de los haces (entre 14 - 17 keV) aumenta la penetración de éstos, y con esto, hay mayor depósito de energía en el TLD-300. La señal TL de cada pico de la curva de brillo sigue manteniendo una relación respecto a las zonas de exposición (CP y CC) de un factor de aproximadamente 3.5. Esto se debe a la combinación de los factores geométrico y de transferencia de energía, expuestos anteriormente, y que es independiente de la excitación de los picos individuales.



### 3.3.4. Energía efectiva a partir de la curva de brillo

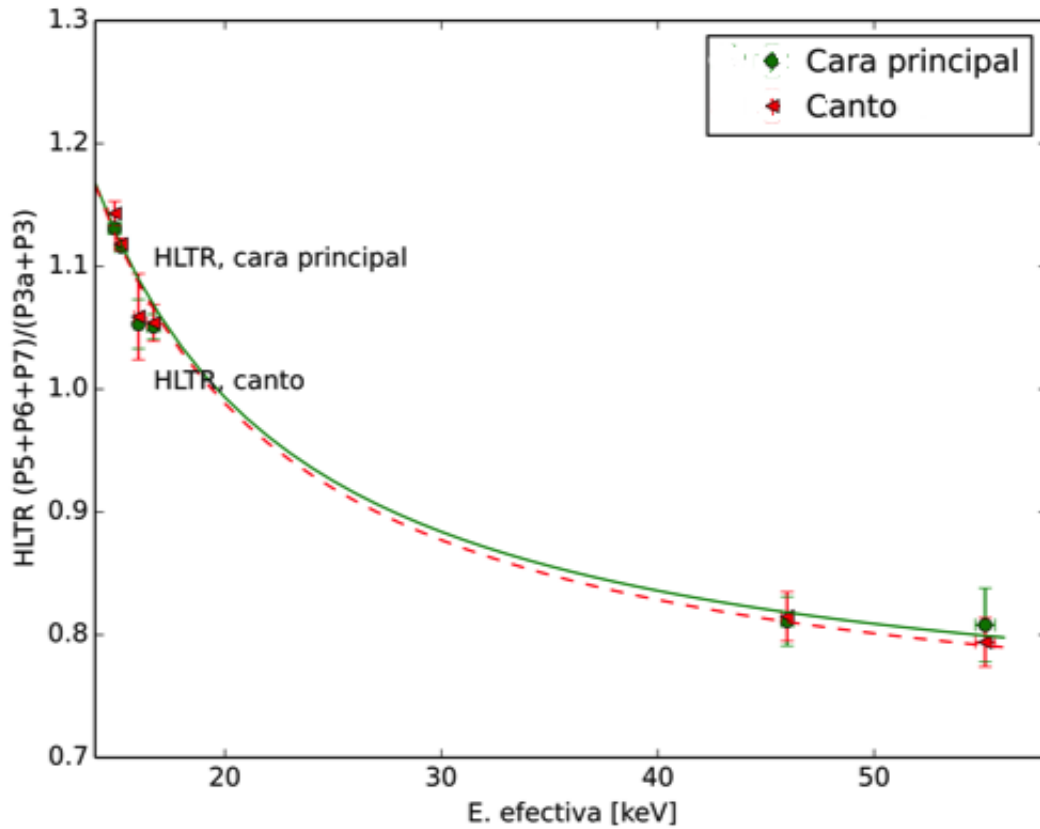
En la figura 3.18 se muestra el parámetro HLTR en función del kerma en aire para las distintas calidades de haz usadas en este trabajo, de la unidad de mastografía. De las figuras 3.16 y 3.17, dada la linealidad de los picos individuales respecto al kerma en aire, el parámetro HLTR es independiente del kerma.



**Figura 3.18:** HLTR en función del kerma en aire para el TLD-300, a diferentes calidades y diferentes orientaciones.

Con esto, hemos calculado el parámetro HLTR promediando las señales de baja y alta temperatura para todos los kerma en aire de este trabajo, pues ya ha sido mostrado que es independiente este valor del kerma en aire.

En la figura 3.19 se muestra el parámetro HLTR en función de la energía efectiva de los haces de fotones usados en este trabajo. En la misma figura se incluyen los ajustes a los valores obtenidos, por medio de la ecuación 2.2.2. Los ajustes se realizaron en el software WOLFRAM MATHEMATICA 10, STUDENT VERSION.



**Figura 3.19:** Curva de calibración de HLTR como función de la energía efectiva. Las curvas corresponden a los ajustes de la ecuación 2.3; la curva dibujada con línea sólida corresponde a los valores para la cara principal, y la curva con líneas discontinuas corresponde a los valores para el canto.

En el cuadro 3.11 se muestran los coeficientes del ajuste a la ecuación 2.3 para los casos donde el TLD-300 se irradia en su CP y en su CC, respectivamente.

**Cuadro 3.11:** Coeficientes de ajuste de la ecuación 2.3 para HLTR en función de la energía efectiva, para las distintas orientaciones del TLD-300.

$HLTR = a + \frac{E_{ef}}{b+E_{ef}}$		
	Cara principal	Canto
a	$-0.299 \pm 0.026$	$-0.310 \pm 0.012$
b	$-4.47 \pm 0.21$	$-4.53 \pm 0.10$

DISCUSIÓN: En el intervalo de bajas energías efectivas, 14.9 - 55.0 keV, dado que i) el parámetro HLTR difiere entre 0 - 1 % para a ambas orientaciones, y ii) la forma de la curva de brillo no cambia para las distintas orientaciones, se concluye que el parámetro HLTR no es afectado por la orientación en la que fue irradiado el TLD-300, en aire.

La energía efectiva calculada con la ecuación 2.3, a través de los parámetros definidos en el cuadro 3.11 y la energía efectiva obtenida por medio de la CI, difieren hasta en un 5 % para energías menores a 17 keV y en un 16 % para energías de hasta 55 keV, para la calibración de la CP de los dosímetros; por otro lado, para la calibración del CC, los cálculos difieren hasta un 5 % para energías menores a 17 keV y en un 13 % para energías hasta de 55 keV. En ambas orientaciones, la diferencia en los cálculos de la energía efectiva son significativos para energías intermedias de hasta 55 keV.

Comparando asimismo con los valores reportados en el trabajo [Gómez-Facenda, 2016], las diferencias de la energía efectiva obtenida por medio de la curva de calibración y la medida con la CI, son de hasta el 6 % para energías menores a 17 keV y de 26 % para energías de hasta 55 keV. Los resultados son similares a los obtenidos en el trabajo de Gómez-Facenda [Gómez-Facenda, 2016], aunque para energías efectivas mayores o iguales a 45 keV el valor de la energía efectiva calculado con las curvas de calibración en este trabajo es más próximo al obtenido por medio de la CI.

## 3.4. Irradiación en maniquíes

### 3.4.1. Energía efectiva en maniquí de BR-12

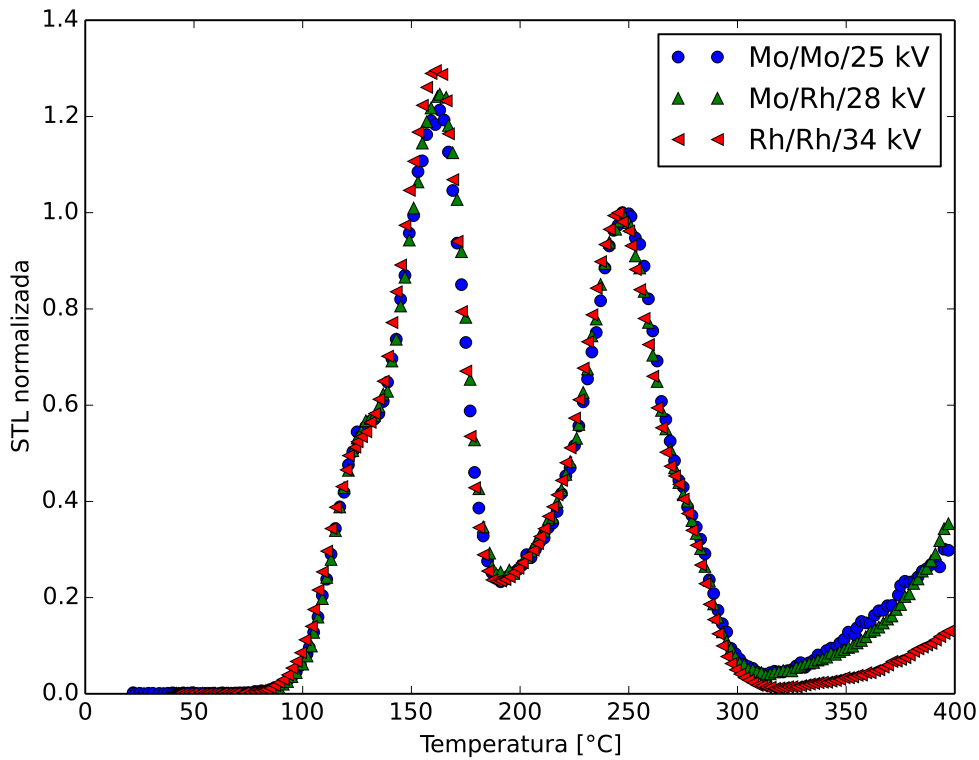
Al irradiar al TLD-300 dentro del maniquí BR-12, el HLTR cambia, reflejando posibles cambios en la energía efectiva, en función de la orientación de irradiación del dosímetro, como se muestra en el cuadro 3.12.

**Cuadro 3.12:** *Energía efectiva dentro de maniquí, para distintas orientaciones de irradiación, a una profundidad de 3.0 cm.*

Calidad de haz	Energía efectiva dentro de maniquí BR-12		
	Aire Energía efectiva [keV]	Cara principal Energía efectiva [keV]	Canto Energía efectiva [keV]
Mo/Mo/25 kV	$14.9 \pm 0.3$	$15.92 \pm 0.42$	$15.27 \pm 0.53$
Mo/Mo/28 kV	$15.2 \pm 0.3$	-	-
Mo/Rh/28 kV	$16.0 \pm 0.2$	$15.98 \pm 0.56$	$15.73 \pm 0.41$
Rh/Rh/34 kV	$16.7 \pm 0.3$	$17.92 \pm 0.51$	$17.41 \pm 0.61$

La dependencia de la forma de la curva de brillo como función de la energía efectiva de los haces, se aprecia al irradiar los dosímetros TLD-300 dentro del maniquí de BR-12 a 3 cm de profundidad. La figura 3.20 muestra esta dependencia donde las curvas de brillo de los dosímetros fueron expuestos en sus CP.

Del cuadro 3.12 se pueden apreciar el efecto donde: el haz de rayos-X del mastógrafo se endurece respecto a las medidas en aire para ambas orientaciones. Esto está relacionado con atenuación de las componentes de bajas energías del haz al atravesar el grosor del material del maniquí hasta llegar al dosímetro. Para ambas orientaciones, el grosor que el haz atravesó es el mismo (3 cm).



**Figura 3.20:** *Curvas de brillo normalizadas al máximo de la STL a altas temperaturas a distinta calidad de haz, para el TLD-300 expuesto en su CP a los haces de mastografía a 3 cm de profundidad.*

Además, el cociente entre la STL para ambas orientaciones del dosímetro expuesto en aire y en el maniquí de BR-12 se muestra en el cuadro 3.13.

**Cuadro 3.13:** *Cocientes de la STL medida (en aire y dentro del maniquí de BR-12 a 3 cm de profundidad) como función de la orientación de los dosímetros.*

Factor medido de STL en aire		Factor medido de STL en maniquí	
$E_{ef}$ [keV]	$\frac{STL(c)}{STL(p)}$	$E_{ef}$ [keV]	$\frac{STL(c)}{STL(p)}$
$14.9 \pm 0.3$	$0.28 \pm 0.01$	$15.92 \pm 0.42$	$0.56 \pm 0.04$
$16.0 \pm 0.2$	$0.31 \pm 0.01$	$15.98 \pm 0.56$	$0.59 \pm 0.04$
$16.7 \pm 0.3$	$0.31 \pm 0.01$	$17.92 \pm 0.51$	$0.69 \pm 0.04$

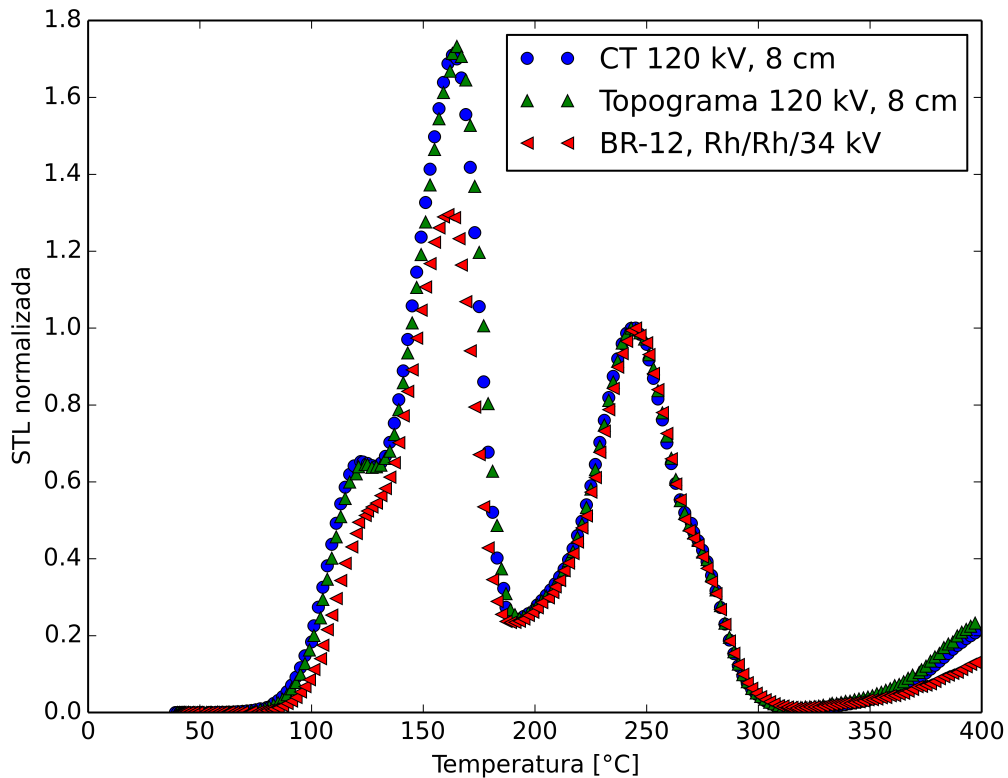
Para los dosímetros expuestos a los haces de mastografía a 3 cm de profundidad, la STL es 0.6 - 0.7 veces menor para la CC que para la CP. Respecto a la relación de la STL medida en aire, el cociente medido es 0.3 en aire y dentro del maniquí es 0.6 aproximadamente. Esto es, el cociente de la STL medida es 2 - 2.2 veces mayor dentro del maniquí respecto a la medida en aire. Con el modelo de haz monoenergético se obtiene una primera aproximación de la interacción de los haces en el dosímetro; sin embargo, la generación de radiación dispersa dentro del maniquí y su interacción con el dosímetro permite visualizar el incremento del cociente de la STL para ambas orientaciones.

En la siguiente sección se realiza un estudio más detallado sobre la evolución de la energía efectiva con energías mayores, en relación a la orientación de irradiación y la profundidad dentro de un maniquí de cabeza, para rayos-X de tomografía computada.

### **3.5. Energía efectiva en maniquí de PMMA**

En la sección anterior se observó la evolución de la forma de la curva de brillo del TLD-300 cuando se expuso a haces de rayos-X de la unidad de mastografía, dentro del maniquí BR-12 a una profundidad fija. Sin embargo, los haces de la unidad de tomografía son más energéticos, y su uso en estudios de CT son de interés en este trabajo por la complejidad del problema físico. En la figura 3.21 se muestra la fuerte dependencia de la forma de la curva de brillo con la energía de los haces.

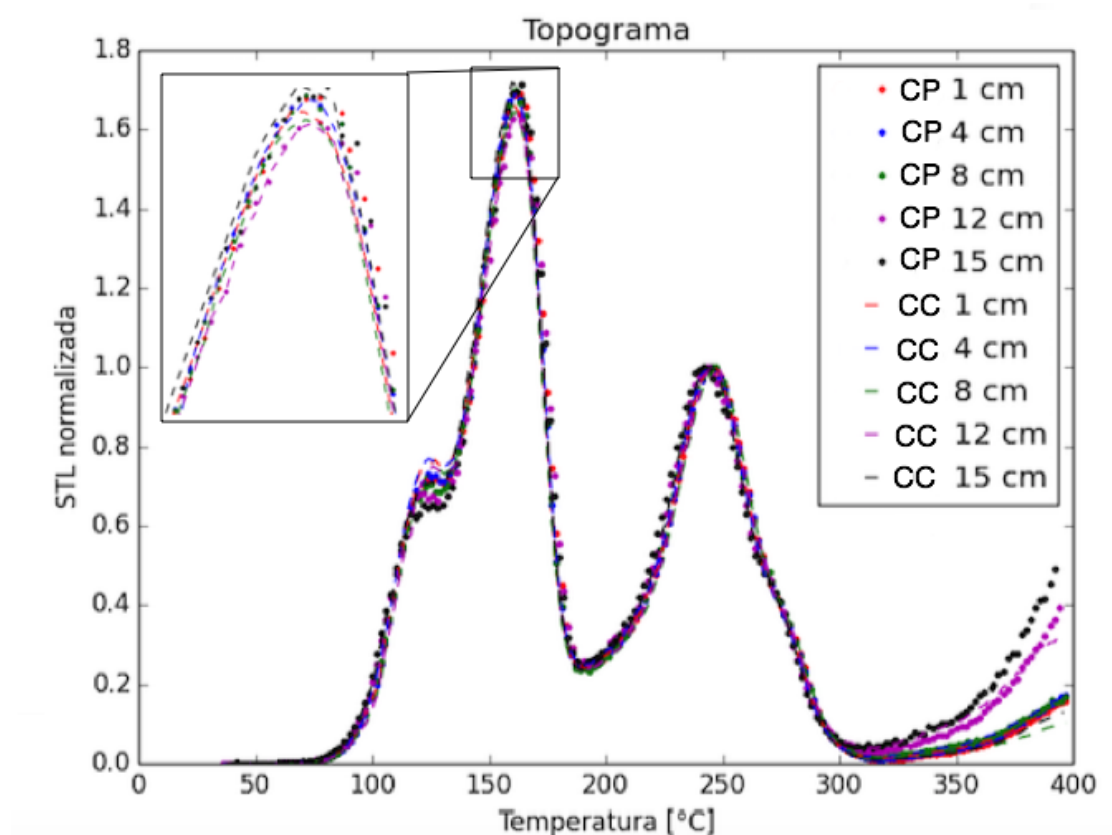
En la figura se presentan las curvas de brillo en el caso donde el TLD-300 es expuesto a un haz de Rh/Rh/34 kV dentro del maniquí de BR-12 a 3 cm de profundidad, y donde el TLD-300 es expuesto dentro del maniquí cilíndrico PMMA a 8 cm de profundidad (el centro del maniquí) a un estudio en modo topograma, y en modo CT, a 120 kV, con 300 mAs.



**Figura 3.21:** *Curvas de brillo normalizadas al máximo de la STL a altas temperaturas a distinta calidad de haz en varios estudios dentro de maniqués. Se usó el TLD-300 expuesto en su CP a los haces de mastografía de Rh/Rh/34 kV a 3 cm de profundidad, y en modo topograma y CT a 120 kV.*

### 3.5.1. Medidas experimentales

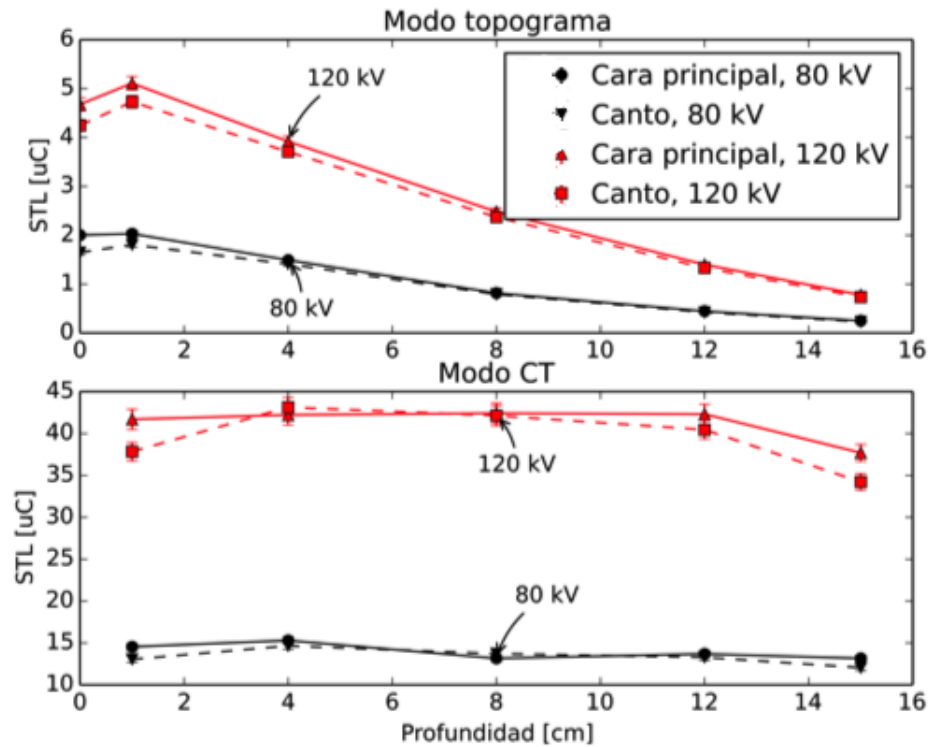
Con la dependencia de la forma de la curva de brillo con la energía de los haces de rayos-X se puede evaluar un parámetro que mide la presencia relativa de las regiones de baja y alta temperatura de la curva de brillo del TLD-300. La figura 3.22 presenta la curva de brillo normalizada a la región de alta temperatura de los dosímetros de  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$ , expuestos a distintas profundidades dentro del maniquí de PMMA, para un haz de rayos-X de 120 kV, en modo topograma, en dos orientaciones: CP (etiquetas de puntos) y CC (líneas discontinuas). En la figura 3.22 se presenta un acercamiento de la región de baja temperatura.



**Figura 3.22:** Dependencia de la forma de la curva de brillo respecto a la profundidad. La curva de brillo está normalizada al máximo de alta temperatura. La curva de brillo corresponde a CP y CC expuesta a rayos-X de 120 kV en modo topograma.

La STL obtenida de los dosímetros TLD-300 se presenta en la figura 3.23.





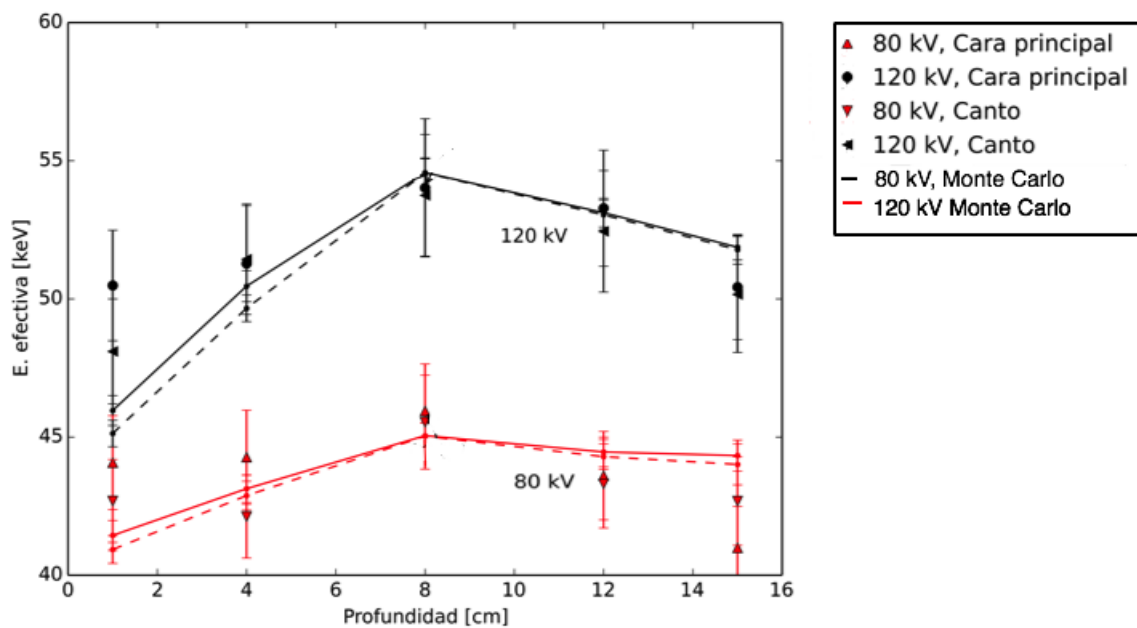
**Figura 3.23:** Respuesta TL dentro de un maniquí de PMMA en función de la profundidad y la orientación, para modo topograma y modo tomográfico. Las líneas son una guía visual.

De la figura 3.23 se muestra en la figura la respuesta TL para el modo topograma y para el modo CT, en función de la orientación de exposición. Se puede apreciar que en ambos modos de irradiación, la respuesta TL es menor para irradiación de canto que para la cara principal, en los bordes del maniquí. En el modo topograma, a partir de 8 cm de profundidad (centro del maniquí cilíndrico), se vuelve indistinguible la orientación a la que fue expuesto el dosímetro, respecto a la STL.

El análisis de los picos de alta y baja temperatura de las curvas de brillo de los dosímetros expuestos a las irradiaciones de la unidad de tomografía, permite obtener los valores experimentales de la energía efectiva respecto a la profundidad en la que fue expuesto el TLD-300, tal como se describió en la sección 3.3.4.

En la figura 3.24 se muestra la evolución de la energía efectiva respecto a la profundidad dentro del maniquí cilíndrico de PMMA, al exponer dosímetros TLD-300 en sus caras principales y de canto. Se realizaron en modo topograma para

haces de 80 kV y 120 kV. Se presentan los valores obtenidos de la energía efectiva calculada a partir de la curva de calibración del parámetro HLTR mostrado en la figura 3.19 (etiquetas de círculos y triángulos), así como los valores de la energía efectiva obtenidos por medio de las simulaciones Monte Carlo en líneas sólidas para la CP y en líneas discontinuas para la CC.



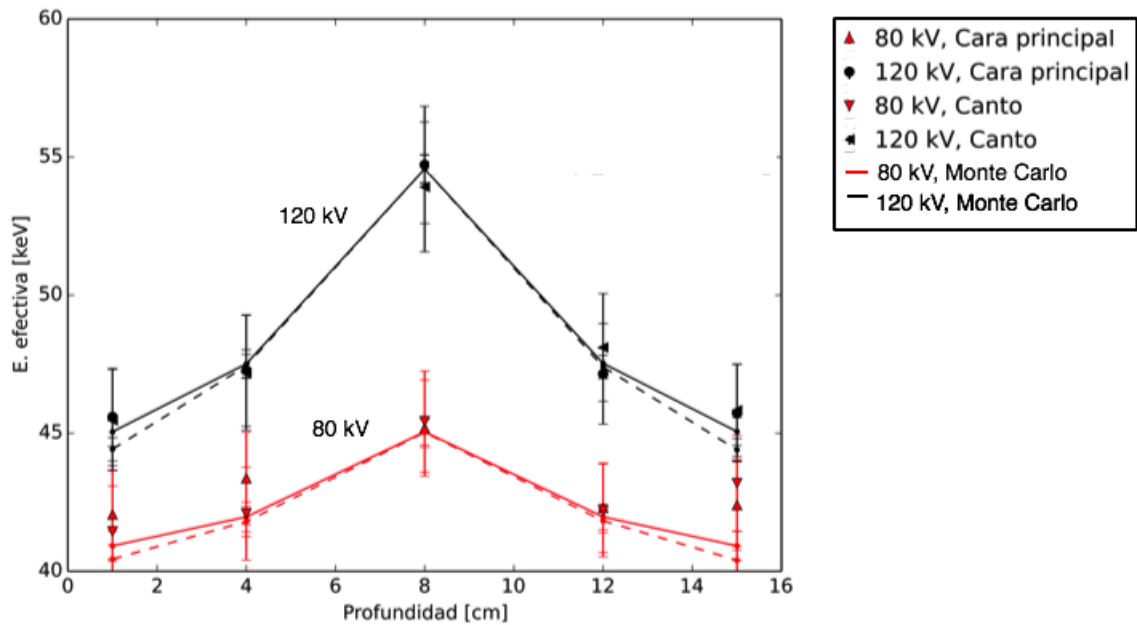
**Figura 3.24:** Evolución energética en función de la profundidad medida con TLD-300, en un estudio en modo topograma. Las líneas sólidas corresponden a la simulación Monte Carlo para la CP. Las líneas discontinuas corresponden a la simulación Monte Carlo para la CC.

En el cuadro 3.14 se presentan los valores del parámetro HLTR, así como la energía efectiva obtenida de las curvas de calibración, y la energía efectiva obtenida por medio de las simulaciones Monte Carlo, para la orientación de cara principal y de canto, en modo topograma para 120 kV.

**Cuadro 3.14:** *Parámetros de la evolución energética dentro del maniquí, para 120 kV en modo topograma para CP y para CC.*

Cara principal				
Profundidad	HLTR	Energía efectiva ( $E_{ef}$ )		
[cm]		Experimental [keV]	MC [keV]	$\frac{E_{ef}(experimental)}{E_{ef}(MC)}$
1	$0.798 \pm 0.026$	$50.5 \pm 2.0$	$45.96 \pm 0.50$	$1.09 \pm 0.05$
4	$0.796 \pm 0.026$	$51.3 \pm 2.1$	$50.46 \pm 0.52$	$1.01 \pm 0.04$
8	$0.791 \pm 0.025$	$54.0 \pm 2.5$	$54.57 \pm 0.50$	$0.98 \pm 0.05$
12	$0.792 \pm 0.025$	$53.3 \pm 2.1$	$53.12 \pm 0.52$	$1.00 \pm 0.04$
15	$0.797 \pm 0.026$	$50.4 \pm 1.9$	$51.87 \pm 0.52$	$0.97 \pm 0.04$
Canto				
Profundidad	HLTR	Energía efectiva ( $E_{ef}$ )		
[cm]		Experimental [keV]	MC [keV]	$\frac{E_{ef}(experimental)}{E_{ef}(MC)}$
1	$0.793 \pm 0.026$	$48.1 \pm 1.9$	$45.13 \pm 0.52$	$1.06 \pm 0.04$
4	$0.786 \pm 0.026$	$51.4 \pm 2.0$	$49.66 \pm 0.52$	$1.03 \pm 0.04$
8	$0.782 \pm 0.026$	$53.7 \pm 2.2$	$54.56 \pm 0.52$	$0.98 \pm 0.04$
12	$0.784 \pm 0.027$	$52.4 \pm 2.2$	$53.04 \pm 0.50$	$0.98 \pm 0.04$
15	$0.789 \pm 0.024$	$50.2 \pm 2.1$	$51.78 \pm 0.52$	$0.96 \pm 0.04$

Por otro lado, en la figura 3.25 se presenta la evolución energética dentro del maniquí de PMMA, para los haces de 80 kV y 120 kV en modo CT, para las dos orientaciones a las que se expusieron los TLD-300. Las etiquetas de círculo y de triángulos son los valores obtenidos experimentalmente. Las simulaciones Monte Carlo se muestra en líneas sólidas para la CP y en líneas discontinuas para la CC usando 32 haces (ver figura 2.8).



**Figura 3.25:** Evolución energética en función de la profundidad, en un estudio de CT. Las líneas sólidas corresponden a la simulación Monte Carlo de 32 haces para la CP. Las líneas discontinuas corresponden a la simulación Monte Carlo de 32 haces para la CC.

La energía efectiva obtenida por medio de la curva de calibración, utilizando el parámetro HLTR, tanto para las irradiaciones en modo topograma como en modo CT, tienen asociada una incertidumbre alta, debido a que el gradiente de la curva de calibración, para altas energías es mayor que para bajas energías, lo que implica una menor precisión en la determinación de la energía, como se discutió en la sección 3.3.2.

En el cuadro 3.15 se presentan los valores del parámetro HLTR, así como la energía efectiva obtenida de las curvas de calibración, y la energía efectiva obtenida por medio de las simulaciones Monte Carlo, para la orientación de CP y de CC, en modo CT para 32 haces de 120 kV.

**Cuadro 3.15:** *Parámetros de la evolución energética dentro del maniquí, para 32 haces de 120 kV en modo CT.*

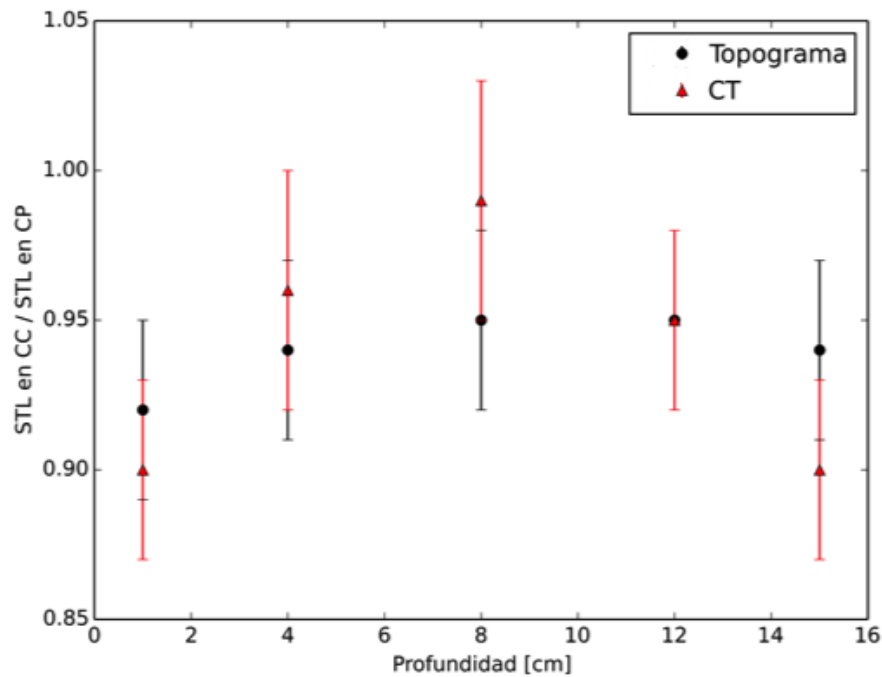
Cara principal				
Profundidad	HLTR	Energía efectiva ( $E_{ef}$ )		
[cm]		Experimental [keV]	MC [keV]	$\frac{E_{ef}(experimental)}{E_{ef}(MC)}$
1	$0.809 \pm 0.026$	$45.6 \pm 1.8$	$45.05 \pm 0.52$	$1.01 \pm 0.04$
4	$0.793 \pm 0.026$	$47.3 \pm 2.0$	$47.51 \pm 0.52$	$0.99 \pm 0.04$
8	$0.818 \pm 0.026$	$54.7 \pm 2.1$	$54.57 \pm 0.52$	$1.00 \pm 0.03$
12	$0.805 \pm 0.025$	$47.1 \pm 1.8$	$47.53 \pm 0.54$	$0.99 \pm 0.03$
15	$0.808 \pm 0.025$	$45.7 \pm 1.8$	$45.06 \pm 0.50$	$1.01 \pm 0.04$
Canto				
Profundidad	HLTR	Energía efectiva ( $E_{ef}$ )		
[cm]		Experimental [keV]	MC [keV]	$\frac{E_{ef}(experimental)}{E_{ef}(MC)}$
1	$0.800 \pm 0.026$	$45.5 \pm 1.8$	$44.42 \pm 0.52$	$1.02 \pm 0.04$
4	$0.786 \pm 0.026$	$47.2 \pm 2.0$	$47.44 \pm 0.52$	$0.99 \pm 0.04$
8	$0.775 \pm 0.025$	$53.9 \pm 2.3$	$54.57 \pm 0.50$	$0.98 \pm 0.04$
12	$0.793 \pm 0.026$	$48.1 \pm 1.9$	$47.40 \pm 0.52$	$1.01 \pm 0.04$
15	$0.799 \pm 0.025$	$45.8 \pm 1.7$	$44.40 \pm 0.50$	$1.03 \pm 0.04$

Respecto a la relación entre la STL para ambas orientaciones, el factor calculado como combinación de la transferencia de energía y de la geometría del dosímetro,  $\frac{N_0}{N_0(p)} \frac{E_{dep}(c)}{E_{dep}(p)}$ , en las irradiaciones en el tomógrafo, cambia respecto a las irradiaciones en aire (donde este factor es aproximadamente 0.80). En el cuadro 3.16 se muestran los valores calculados de este factor,  $\frac{STL(c)}{STL(p)}$ , en modo topograma y modo CT para 120 kV.

**Cuadro 3.16:** Factor calculado de la STL para modos topograma y modo CT. Los valores corresponden a 120 kV.

Factor calculado de la STL				
Profundidad	$E_{ef}$	Modo	$E_{ef}$	Modo
[cm]	[keV]	Topograma	[keV]	CT
1	$50.5 \pm 2.0$	$0.92 \pm 0.03$	$48.1 \pm 1.9$	$0.90 \pm 0.03$
4	$51.3 \pm 2.1$	$0.94 \pm 0.03$	$51.4 \pm 2.0$	$0.96 \pm 0.04$
8	$54.0 \pm 2.5$	$0.95 \pm 0.03$	$53.7 \pm 2.2$	$0.99 \pm 0.04$
12	$53.3 \pm 2.1$	$0.95 \pm 0.03$	$52.4 \pm 2.2$	$0.95 \pm 0.03$
15	$50.4 \pm 1.9$	$0.94 \pm 0.03$	$50.2 \pm 2.1$	$0.90 \pm 0.03$

En la figura 3.26 se muestra la evolución de este factor que relaciona las STL, obtenido con las distintas orientaciones como función de la profundidad. La figura corresponde a los modos topograma y CT para 120 kV. Los datos graficados corresponden al cuadro 3.16.

**Figura 3.26:** Factor que relaciona la STL en distintas orientaciones en función de la profundidad medida con TLD-300, en un estudio en modo topograma y CT a 120 kV.

Por otro lado, en el cuadro 3.17 se presentan los valores de los cocientes medidos para la STL en aire y a 1 cm de profundidad dentro del maniquí, en modo topograma y en modo CT.

**Cuadro 3.17:** *Cociente medido de la STL medida en aire, y a 1 cm de profundidad en los modos topograma y CT. Los valores corresponden a 120 kV.*

	Cociente medido de la STL	
	$E_{ef}$ [keV]	$\frac{STL(c)}{STL(p)}$
Aire	$53.8 \pm 2.0$	$0.81 \pm 0.03$
Topograma (a 1 cm)	$50.5 \pm 2.0$	$0.92 \pm 0.03$
CT (a 1 cm)	$48.1 \pm 1.9$	$0.90 \pm 0.03$

DISCUSIÓN: La STL medida para la orientación de CC es 0.90 - 1.0 veces menor que la STL para la CP (cuadro 3.16) para las energías utilizadas en tomografía. El cociente de la STL con la orientación disminuye hasta 9 % respecto el aumento de la profundidad en el maniquí. En el centro del maniquí la STL medida en CC respecto a la medida en CP es igual. Esto se puede interpretar a través de la distribución inhomogénea de los haces primarios de radiación (y la contribución de la radiación dispersa generada dentro del maniquí) dado que, a profundidades cercanas a los bordes del maniquí el endurecimiento de los haces no es el mismo en puntos diametralmente opuestos. Al centro del maniquí el endurecimiento de los haces es el mismo desde cualquier incidencia.

El cociente de la respuesta TL en función de la orientación (dentro del maniquí a 1 cm de profundidad), calculada por medio del factor  $\frac{STL(c)}{STL(p)}$  aumenta 10 % (cuadro 3.17) del obtenido en las irradiaciones en aire (aproximadamente 0.80) (figura 3.9). Dentro del maniquí, la STL se ve modificada por el aumento de haces primarios de radiación y estos haces proceden de cualquier dirección, y por la contribución de la radiación dispersa generada dentro del maniquí.

De la ecuación 3.1 ajustada para los valores calculados con el modelo de haz monoenergético, se tiene que para haces más energéticos (superiores a 80 keV), la dependencia con la orientación del dosímetro sería prescindible. Además, la radiación dispersa generada dentro del maniquí incrementa el valor de la STL para la CC respecto la CP, como se vio en la sección 3.4.1. De forma que, la combinación de ambas características: el endurecimiento del haz (ecuación 3.1) y la radiación dispersa generada dentro del maniquí (cuadro 3.17) contribuyen a que la relación entre la STL en CC y la STL en CP sea 0.80 veces.

Cualitativamente, en función de los resultados de la evolución energética para el modo topograma, la figura 3.24 muestra para ambas calidades de haz un endurecimiento del haz incidente, conforme éste penetra en el maniquí. Esto se atribuye a una atenuación de las componentes de baja energía como función de la profundidad, sin embargo, conforme aumenta la profundidad, la cantidad de radiación dispersa (de baja energía) generada dentro del maniquí, contribuye a que el haz medido tenga un ablandamiento a partir del centro del maniquí (8 cm).

El efecto de un endurecimiento inicial, seguido de un ablandamiento, es independiente de la orientación a la que se expusieron los dosímetros TLD-300. Lo anterior se atribuye a lo siguiente: conforme la profundidad es mayor, la cantidad de radiación dispersa generada dentro del maniquí contribuye en mayor medida, puesto que posee menores energías, pero en mayor cantidad que las del haz endurecido que tiene componentes energéticas más duras, pero en menor cantidad.

Estadísticamente la diferencia de la energía efectiva medida entre ambas orientaciones no es significativa, y por tanto se torna indistinguible diferenciar la orientación a la que es colocado el dosímetro conforme aumenta la profundidad.

Cuantitativamente, para la evolución energética en modo topograma, experimentalmente se obtiene una variación de la energía efectiva medida entre la cara principal y la cara de canto hasta del 5 % a 1 cm de profundidad, siendo mayor para la cara principal, y esta variación de la energía efectiva, en función de la orientación de exposición del dosímetro disminuye conforme la profundidad aumenta, lo que vuelve prescindible la orientación a la que se coloca el dosímetro a mayores profundidades.

Por otro lado, los resultados de la evolución de la energía para el modo CT, *i. e.* para la contribución de un número mayor de haces incidentes, cualitativamente se muestran en la figura 3.25.

En esta figura se muestra el mismo efecto de un endurecimiento inicial del haz hasta el centro del maniquí (8 cm), seguido de un ablandamiento: para el caso de haces de 120 kV, es de 45.6 keV a 54.7 keV, *i. e.*, el endurecimiento de los haces es de 17 %. Para el caso de 80 keV es de 42.1 keV a 45.2 keV, *i. e.*, el endurecimiento de los haces es de 7 %. Sin embargo, el efecto de ablandamiento es más pronunciado en el caso donde incide un número mayor de haces, puesto que ahora hay una contribución de radiación retrodispersada de los haces de entrada, aunado a la contribución de la energía de los haces primarios que inciden en las demás direcciones. El resultado final es un aumento de la radiación dispersa dentro del maniquí, y un

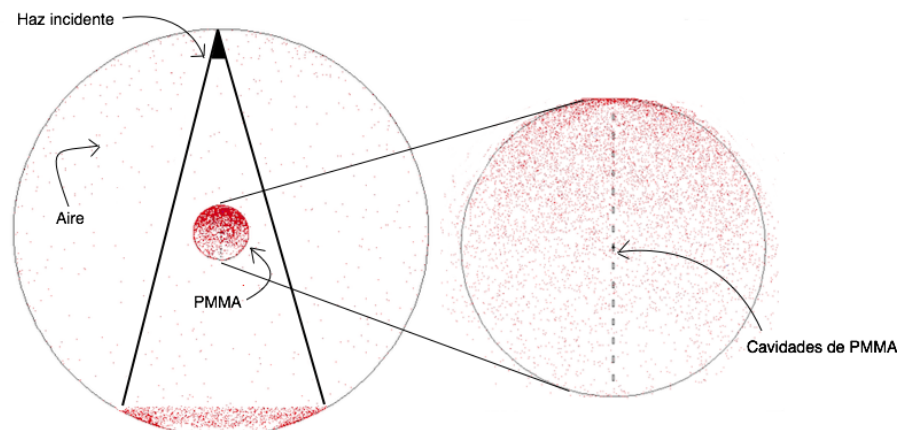


endurecimiento aumentado, seguido de un ablandamiento ralentizado. Además, la simetría del maniquí permite observar que el efecto del endurecimiento del haz, y la contribución de la radiación dispersa a la cantidad de energía depositada dentro del maniquí, en función de la profundidad, es simétrica respecto del eje central del cilindro.

Cuantitativamente, la variación de la energía efectiva medida experimentalmente, en los bordes del maniquí es indistinguible en función de la orientación de la exposición de los dosímetros.

### 3.5.2. Simulaciones Monte Carlo

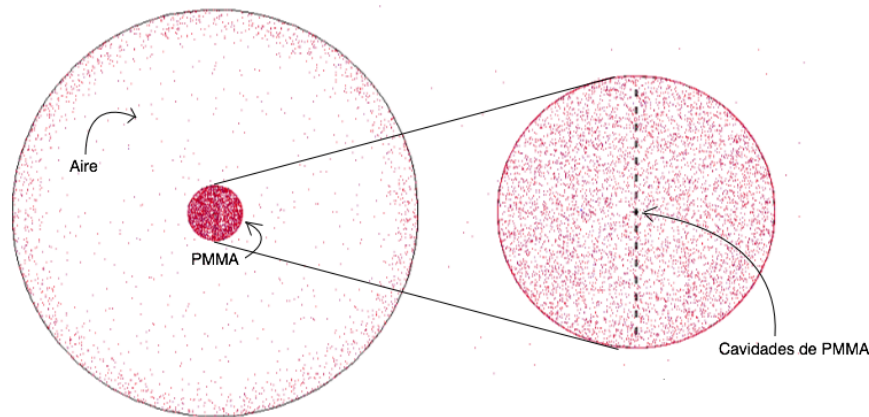
La figura 3.27 representa visualmente la simulación Monte Carlo generada en el código MONTE CARLO N-PARTICLE RADIATION TRANSPORTED CODE (MCNP6 1.0) en modo topograma, para un maniquí de las mismas dimensiones que el maniquí utilizado durante las irradiaciones en CT, y la posición a la que fueron colocados las cavidades de PMMA de las mismas dimensiones que los dosímetros TLD-300. Los puntos (rojos) indican las interacciones de las partículas simuladas.



**Figura 3.27:** Representación visual de la simulación MC para un haz de W-Re (95% - 5%) de 120 kV. El haz incide por arriba.

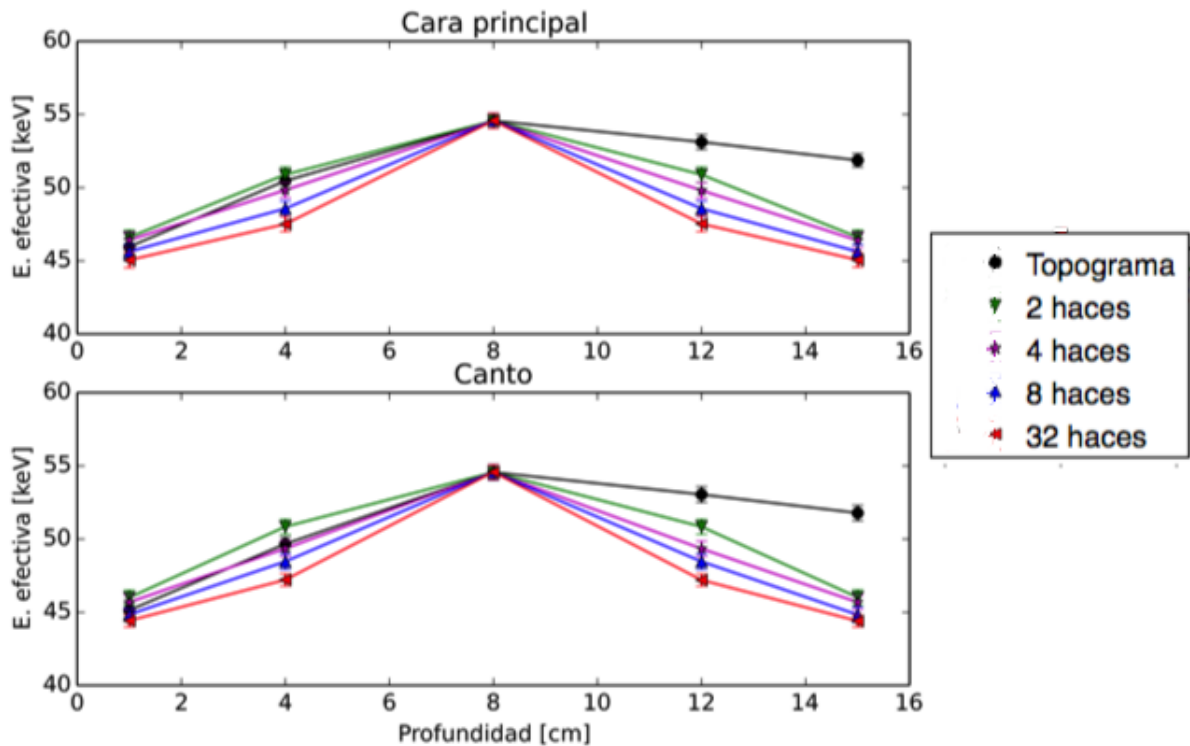
La figura 3.28, por otro lado, representa visualmente la simulación generada para 32 haces ubicados simétricamente en una circunferencia de 50 cm de radio. Contrario a la figura 3.27, la figura 3.28 tiene simetría axial, lo cual asegura dos cosas: i) el caso de un solo disparo (topograma) es totalmente asimétrico, a diferencia del caso donde se simula una cantidad mayor de haces distribuidos homogéneamente, pues

en este caso, las interacciones de la radiación incidente son homogéneas, dado que el maniquí simulado también preserva la misma simetría, y ii) se puede apreciar de la figura 3.28 que la densidad mayor del PMMA respecto a la densidad del aire asegura que el depósito de energía sea mayor que en el aire.



**Figura 3.28:** Representación visual de la simulación MC para 32 haces de W-Re (95% - 5%) de 120 kV.

La evolución de la energía simulada dentro de un maniquí se muestra en la figura 3.29. Se simuló con un número mayor de haces de 120 kV incidentes, al reportado por [Gómez-Facenda, 2016], con el propósito de obtener resultados más fieles a un estudio de CT. Las simulaciones presentadas corresponden a las orientaciones de cara principal y canto.



**Figura 3.29:** Simulación MC a 120 kV, para la evolución energética al interior de un maniquí cilíndrico de PMMA para 1 haz, 2 haces, 4 haces, 8 haces y 32 haces incidentes.

DISCUSIÓN: Las simulaciones Monte Carlo 3.29 muestran que hay un endurecimiento del haz conforme se acerca al centro del maniquí. La energía efectiva disminuye conforme se aleja del centro del maniquí, es evidente un ablandamiento más rápido si el número de haces aumenta, lo que se asemeja a una situación experimental real. Este efecto es independiente de la orientación de la cavidad de PMMA que se coloca dentro del maniquí.

Por otra parte, se aprecia que la energía efectiva medida en los bordes del maniquí disminuye conforme el número de haces incidentes aumenta. Esto se atribuye a la componente de asimetría en el depósito de energía. Tomando pares de haces incidentes, ubicados en lados opuestos entre ellos, uno de los haces penetra 1 cm de profundidad, mientras que el otro penetra 15 cm de profundidad, lo que tiene como resultado que incidan dos haces (uno más endurecido que el otro). Conforme aumenta el número de pares de haces incidentes, en determinada posición cerca de los bordes del maniquí, este efecto se puede apreciar, seguido de un aumento

de la radiación dispersa generada dentro del maniquí, debido a la penetración de los haces dentro de éste. El efecto neto de la energía de los haces primarios y la radiación dispersa es una disminución de la energía efectiva al aumentar el número de haces primarios incidentes.

Además, dado que el maniquí satisface una simetría axial, el efecto de la evolución energética es simétrico respecto al centro del maniquí cilíndrico cuando el número de haces es suficientemente grande.

Trabajos independientes muestran que la información relacionada con la respuesta de los tejidos a rayos-X de tomografía computada requiere de una selección cuidadosa de la energía efectiva del espectro de bajas energías [Avrin *et al.*, 1978]. Además, para cuantificar de manera correcta la información obtenida de reconstrucciones tomográficas es necesario realizar correcciones de los artefactos producidos por endurecimiento de haz [Kikushima, 2010].

Los resultados obtenidos en este trabajo respecto a la cuantificación del endurecimiento de haz para estudios de tomografía computada se complementan con los resultados del trabajo de Kikushima [Kikushima, 2010] donde la información de las proyecciones simuladas en su trabajo, con haces monoenergéticos, respecto de la información las proyecciones con la incorporación de haces polienergéticos muestran una diferencia porcentual promedio del 7.93 %.

En todos los casos, la radiación dispersa generada dentro de maniqués tiene un efecto en la producción del artefacto de copa [Brooks *et al.*, 1976], [Hsieh, 2003], [Poludniowski *et al.*, 2009].

# Capítulo 4

## Resumen y conclusiones

La forma de la curva de brillo del dosimetro termoluminiscente TLD-300 es sensible a la densidad de ionización del campo de radiación. En particular, para los haces de rayos-X de energías bajas e intermedias usados en diagnóstico, es posible obtener la energía efectiva asociada a los espectros de radiación usados por medio de una curva de calibración y de los parámetros producto de la deconvolución rigurosa de la curva de brillo.

Por otra parte, el desarrollo de este trabajo permitió caracterizar la dependencia con la orientación de incidencia de la radiación, como función de la respuesta termoluminiscente, y de la energía, con el uso de dosímetros de  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$  expuestos a haces clínicos de rayos-X de bajas energías, en el intervalo de 15 - 55 keV de energía efectiva, en aire. Esta dependencia para rayos-X de energías efectivas entre 14 - 17 keV, es 0.27 - 0.31 veces menor para la incidencia por el canto que por la cara principal. Para las energías típicas de tomografía 45 - 55 keV, la relación de la STL del dosímetro, en su canto respecto de su cara principal es 0.80.

Se encontró un modelo que relaciona la energía efectiva de los haces y el cociente entre la STL en ambas orientaciones: el comportamiento para haces más energéticos (para energías mayores a 80 keV) sugiere que la STL es prescindible de la orientación de exposición.

Aplicando el robusto protocolo de dosimetría termoluminiscente para rayos-X de bajas energías fue posible cuantificar la evolución de la energía efectiva en función de la profundidad al interior de un maniquí de PMMA, expuesto a un estudio de CT.

Se encontraron resultados importantes:

- i. Existe un endurecimiento de hasta 17 % de los haces conforme se acerca al centro del maniquí, seguido de un ablandamiento conforme se aleja del centro del maniquí. Este efecto es totalmente simétrico. Esto se debe a que el material del que está compuesto el maniquí (PMMA) presenta una densidad homogénea, y existe una simetría axial por parte del maniquí.
- ii. El factor que relaciona la señal termoluminiscente entre las orientaciones expuestas del dosímetro, en el estudio de tomografía (dentro del maniquí de PMMA) permite visualizar la evolución de la energía efectiva de los haces respecto a la profundidad.
- iii. El incremento del número de haces en las simulaciones Monte Carlo muestra un efecto de ralentización en el endurecimiento del haz conforme se acerca al centro del maniquí, seguido de un ablandamiento más rápido del haz conforme se aleja. Esto se atribuye a que las componentes de la radiación dispersa comienzan a tener más peso en la forma en que evoluciona el haz incidente, respecto del haz primario.
- iv. La medida de la energía efectiva, en los bordes del maniquí, como función de la orientación del TLD-300, tiene diferencias de hasta 5 % (no significativa) y esta diferencia se reduce al 0 % en el centro del maniquí, lo cual permite hacer indistinguible la orientación de los dosímetros para determinar la energía efectiva conforme el dosímetro está cercano al centro del maniquí. Esto dice que justo en el centro, la contribución de la radiación dispersa permite establecer que el dosímetro, para fines prácticos, es *esférico*.

Apéndice **A**

## Factor de sensibilidad del TLD-300

**Cuadro A.1:** *FS asociado a cada dosímetro, y STL antes y después de ser corregida por el FS.*

Dosímetro	FS	STL [nC]	STL corregida [nC]
1	0.99 ± 0.05	32.00 ± 0.84	32.00 ± 0.90
2	1.06 ± 0.05	29.96 ± 0.37	31.95 ± 0.82
3	1.06 ± 0.05	30.02 ± 0.19	31.97 ± 0.81
4	1.05 ± 0.05	30.38 ± 0.84	32.00 ± 0.91
5	1.03 ± 0.05	30.85 ± 0.31	31.99 ± 0.82
6	1.08 ± 0.05	29.52 ± 0.92	32.00 ± 0.94
7	1.19 ± 0.06	26.81 ± 0.64	32.00 ± 0.89
8	1.04 ± 0.05	30.55 ± 0.25	31.96 ± 0.81
9	1.07 ± 0.05	29.81 ± 0.11	31.98 ± 0.80
10	1.11 ± 0.05	28.56 ± 0.09	31.97 ± 0.80
11	0.95 ± 0.04	33.5 ± 2.3	31.9 ± 1.3
12	1.18 ± 0.05	26.98 ± 0.07	31.97 ± 0.80
13	1.10 ± 0.05	29.05 ± 0.25	31.96 ± 0.81
14	1.11 ± 0.05	28.6 ± 1.6	31.9 ± 1.2
15	0.97 ± 0.04	32.92 ± 0.39	31.99 ± 0.82
16	1.03 ± 0.05	30.97 ± 0.43	31.99 ± 0.83
17	1.05 ± 0.05	30.26 ± 0.33	31.99 ± 0.82
18	1.01 ± 0.05	31.41 ± 0.42	31.98 ± 0.83
19	1.00 ± 0.05	31.80 ± 0.08	31.97 ± 0.80
20	0.96 ± 0.04	33.0 ± 1.0	31.94 ± 0.95
21	0.85 ± 0.04	37.5 ± 1.1	31.98 ± 0.93
22	1.10 ± 0.05	28.94 ± 0.23	31.98 ± 0.81
23	0.84 ± 0.04	38.02 ± 0.31	31.98 ± 0.81
24	1.00 ± 0.05	31.72 ± 0.14	31.97 ± 0.80
25	1.06 ± 0.05	30.06 ± 0.47	31.98 ± 0.84



Continuación de cuadro A.1.

Dosímetro	FS	STL [nC]	STL corregida [nC]
26	1.00 ± 0.05	31.96 ± 0.96	31.99 ± 0.93
27	1.02 ± 0.05	31.13 ± 0.83	32.00 ± 0.91
28	1.10 ± 0.05	29.05 ± 0.32	31.97 ± 0.82
29	1.12 ± 0.05	28.40 ± 0.24	31.98 ± 0.81
30	0.85 ± 0.04	37.50 ± 0.95	32.00 ± 0.90
31	1.05 ± 0.05	30.39 ± 0.82	31.94 ± 0.91
32	1.01 ± 0.05	31.46 ± 0.46	31.95 ± 0.83
33	1.02 ± 0.05	31.13 ± 0.09	31.97 ± 0.80
34	1.08 ± 0.05	29.37 ± 0.11	31.96 ± 0.80
35	0.99 ± 0.05	32.13 ± 0.34	31.98 ± 0.82
36	0.97 ± 0.04	32.78 ± 0.92	32.00 ± 0.92
37	1.13 ± 0.05	28.21 ± 0.14	31.96 ± 0.80
38	1.08 ± 0.05	29.35 ± 0.62	31.98 ± 0.87
39	1.02 ± 0.05	31.30 ± 0.08	31.97 ± 0.80
40	1.06 ± 0.05	29.90 ± 0.29	31.96 ± 0.81
41	1.08 ± 0.05	29.48 ± 0.41	31.96 ± 0.83
42	1.07 ± 0.05	29.72 ± 0.23	31.96 ± 0.81
43	1.05 ± 0.05	30.20 ± 0.30	31.95 ± 0.82
44	0.95 ± 0.04	33.36 ± 0.48	31.98 ± 0.83
45	0.98 ± 0.04	32.59 ± 0.21	31.98 ± 0.81
46	0.93 ± 0.04	34.03 ± 0.16	31.98 ± 0.80
47	0.91 ± 0.04	34.89 ± 0.06	31.97 ± 0.80
48	0.92 ± 0.04	34.58 ± 0.62	31.96 ± 0.85
49	0.96 ± 0.04	33.0 ± 1.6	32.0 ± 1.1
50	0.97 ± 0.04	32.98 ± 0.64	32.00 ± 0.86
51	0.93 ± 0.04	34.27 ± 0.48	31.98 ± 0.83
52	0.92 ± 0.04	34.56 ± 0.85	31.97 ± 0.89
53	0.84 ± 0.04	38.01 ± 0.18	31.98 ± 0.80
54	0.87 ± 0.04	36.53 ± 0.39	31.99 ± 0.82
55	0.90 ± 0.04	35.50 ± 0.69	31.99 ± 0.86
56	0.90 ± 0.04	35.53 ± 0.45	31.98 ± 0.83
57	0.93 ± 0.04	33.9 ± 1.8	31.81 ± 1.1
58	0.92 ± 0.04	34.50 ± 0.28	31.98 ± 0.81
59	0.89 ± 0.04	35.6 ± 1.1	31.95 ± 0.95
60	0.96 ± 0.04	33.09 ± 0.29	31.97 ± 0.81
61	1.02 ± 0.05	31.19 ± 0.40	31.99 ± 0.83
62	1.04 ± 0.05	30.72 ± 0.43	31.99 ± 0.83
63	1.02 ± 0.05	31.33 ± 0.55	31.98 ± 0.85
64	0.89 ± 0.04	35.8 ± 1.3	31.9 ± 1.0
65	0.88 ± 0.04	36.1 ± 1.3	31.96 ± 0.99

# Bibliografía

- [AMCSD, 2017] American Mineralogist Crystal Structure Database. Recuperado de <http://www.ruff.geo.arizona.edu/AMS/amcsd.php>. Consultado el 27 de octubre de 2017.
- [Attix, 1986] Attix, F, (1986), *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, New York, United States: John Wiley & Sons.
- [Avrin *et al.*, 1978] Avrin, D E, Macovski, A, Zatz, L M. (1978). Clinical Application of Compton and Photo-Electric Reconstruction in Computed Tomography: Preliminary Results. *Investigative Radiology*, 13(4).
- [Brooks *et al.*, 1976] Brooks, R A, Di Chiro, G. (1976). Beam hardening in x-ray reconstructive tomography. *Phys. Med. Biol.*, 21(3), 390-398.
- [BVSC, 2017] Rivera, P, Biblioteca Virtual en Salud de Cuba. Recuperado de <http://gsdl.bvs.sld.cu/cgi-bin/library>. Consultado 2 de julio de 2017.
- [CIRS, 2017] User guide, *Mammography phototimer consistency testing slabs and artifact evaluation phantom*, Computerized Imaging Reference Systems (CIRS): Norfolk.
- [Custidiano *et al.*, 2013] Custidiano, E R, Valenzuela, M R. (2013). Cálculo del número atómico efectivo parcial y total de tejidos mamarios sanos y malignos. *Revista Ingeniería Biomédica*, 7(14), 24-29.
- [Furetta *et al.*, 1985] Furetta, C, Tuyn, J W N. (1985). A study of the peak ratios in CaF<sub>2</sub>:Tm (TLD-300) as a function of beta energy. *Radiat. Prot. Dosim.*, 11(4), 263-266.
- [Furetta *et al.*, 2004] Furetta, C, Kitis, G. (2004). Review Models in thermoluminescence. *Journal of Materials Science*, 39, 2277-2294.

- [Gómez-Facenda, 2016] Gómez-Facenda, A, (2006), *Evolución espectral y dosis, estudiadas con TLD-100/TLD-300, en maniquíes de PMMA, para procedimientos radiológicos pediátricos*, Instituto de Física-UNAM, México. (Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica)).
- [Gómez-Facenda *et al.*, 2017] Gómez-Facenda, A, Muñoz-Molina, 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. doi: 10.1016/j.radmeas.2017.03.037.
- [Hajek *et al.*, 2008] 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 CaF<sub>2</sub>:Tm. *Radiation Measurements*, 43, 1135-1139.
- [Hernández *et al.*, 2014] Hernández, A M, Boone, J M. (2014). Tungsten anode spectral model using interpolating cubic splines: Unfiltered x-ray spectra from 20 kV to 640 kV. *Medical Physics*, 41. doi: 10.1118/1.4866216.
- [Hoffman *et al.*, 1983] Hoffmann, W, Prediger, B. (1983). Heavy particle dosimetry with high temperature peaks of CaF<sub>2</sub>:Tm and <sup>7</sup>LiF phosphors. *Radiat. Prot. Dosim.*, 6(1-4), 149-152.
- [Horowitz, 1984] Horowitz, Y S, (1984). *Thermoluminescence and thermoluminescent dosimetry*, Vol. I, U S A: CRC Press Inc.
- [Hsieh, 2003] Hsieh, J, (2003), *Computed tomography: principles, design, artifacts and recent advances*, SPIE-The International Society for Optical Engineering.
- [IAEA, 2017] IAEA Protección radiológica de los pacientes. Recuperado de <http://www.rpop.iaea.org/>. Consultado el 22 de octubre de 2017.
- [Johnson *et al.*, 2007] Johnson, T R C, Krauß, B, Sedlamir, M, Grasruck, M, Bruder, H, Morhard, D, Fink, C, Weckbach, S, Lenhard, M, Schmidt, B, Flohr, T, Reiser, M F, Becker, C R. (2007). Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur. Radiol.*, 17, 1510-1517.
- [Kikushima, 2010] Kikushima, J M, (2010), *Corrección de artefactos debidos a endurecimiento de haz en un microtomógrafo de rayos X*, Instituto de Física-UNAM, México. (Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica)).
- [LBNL, 2018] Lawrence Berkeley National Laboratory, X-ray Data Booklet. Recuperado de <http://xdb.lbl.gov/>. Consultado el 9 de enero de 2018.

- [Loncol *et al.*, 1996] Loncol, T, Hamal, M, Denis, J M, Vynckier, S, Wambersie, A, Scalliet, P,. (1996). Response analysis of TLD-300 dosimeters in heavy-particle beams. *Phys. Med. Biol.*, *41*, 1665-1678.
- [López-Pineda, 2016] López-Pineda, E, (2016), *Manual de procedimientos de trabajo del laboratorio de dosimetría termoluminiscente*, Instituto de Física-UNAM, México.
- [Massillon *et al.*, 2008] Massillon-JL, G, Gamboa-deBuen, I, Buenfil, A E, Monroy-Rodríguez, M A, Brandan, M E. (2008). CaF<sub>2</sub>:Tm (TLD-300) thermoluminescent response and glow curve induced by  $\gamma$ -rays and ions. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, *266*, 772-780.
- [McKeever *et al.*, 1995] McKeever, S W S, Moscovitch, M, Townsend, P D, (1995), *Thermoluminescence dosimetry materials: properties and uses*, England: Nuclear Technology Publishing.
- [Mott *et al.*, 1964] Mott, N F, Gurney, R W, (1964), *Electronic Processes in Ionic Crystals*, Dover, New York.
- [Moyers *et al.*, 2009] Moyers, M F, Nelson, G A. (2009). Dose response of CaF<sub>2</sub>:Tm to charged particles of different LET. *Medical Physics*, *36*(8).
- [Muñoz-Molina, 2016] Muñoz-Molina, I. D., (2016), *Distribución espacial de dosis y evolución espectral al interior de la mama durante estudios mamográficos, determinadas con dosímetros TLD-300*, Instituto de Física-UNAM, México. (Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica)).
- [Muñoz-Molina *et al.*, 2015] Muñoz, I D, Ávila, O, Gamboa-deBuen, I, Brandan, M E. (2015). Evolution of the CaF<sub>2</sub>:Tm (TLD-300) glow curve as an indicator of beam quality for low-energy photon beams. *Phys. Med. Biol.*, *60*: 2135-2144.
- [NIST, 2017] National Institute of Standards and Technology: X-Ray Mass Attenuation Coefficients. Recuperado de <http://www.physics.nist.gov/>. Consultado el 22 de octubre de 2017.
- [Olvera, 2001] Olvera, C, (2001), *Estudio de la respuesta TL del TLD-300 mediante digitalización de curvas de brillo*, Facultad de Ciencias-UNAM, México. (Tesis de Licenciatura en Física).
- [Pelowitz *et al.*, 2011] Pelowitz, D B, Durkee, J W, Elson, J S, Fensin, M L, James, M R, Johns, R C, McKinney, G W, Mashnik, S G, Waters, L S, Wilcox, T A, (2011), *MCNPX 2.7.0 Extensions*, Los Alamos National Laboratory: TechSource Inc..

- [PTB, 2017] Physikalisch-Technischen Bundesanstalt. Recuperado de <http://www.ptb.de/>. Consultado el 8 de julio de 2017.
- [Podgorsak *et al.*, 1999] Podgorsak, E B, Metcalfe, P, Van Dyk, J. (1999). Medical Accelerators, The Modern Technology in Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists. *Medical Physics Publishing*: Madison WI.
- [Podgorsak, 2005] Podgorsak, E B, (2005), *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Vienna: International Atomic Energy Agency.
- [Poludniowski *et al.*, 2009] Poludniowski, G, Evans, P M, Hanse, V N, Webb, S. (2009). An efficient Monte Carlo-based algorithm for scatter correction in keV cone-beam CT. *Phys. Med. Biol.*, 54: 3847-3864.
- [Puchalska *et al.*, 2008] Puchalska, M, Bilski, P. (2008). An improved method of estimating ionization density using TLDs. *Radiation Measurements*, 43, 679-682.
- [Puchalska *et al.*, 2008] Puchalska, M, Bilski, P. (2008). GlowFit - a new tool for thermoluminescent flow-curve deconvolution. *Radiation Measurements*, 43.
- [Puchalska *et al.*, 2005] Puchalska, M, Bilski, P, (2005), *The thermoluminescence glow-curve analysis using GlowFit- the new powerful tool for deconvolution*, The Henryk Niewodniczański, Institute of Nuclear Physics, Polish Academy of Sciences, Krakaw.
- [Punnoose *et al.*, 2016] Punnoose, J, Xu, J, Sisniega, A, Zbijewski, W, Siewersden, JH. (2016). Technical Note: spektr 3.0-A computational tool for x-ray spectrum modeling and analysis. *Medical Physics*. 43(8):4711-4717. doi: 10.1118/1.4955438.
- [Ramírez Giraldo *et al.*, 2008] Ramírez Giraldo, J C, Arboleda Clavijo, C, McCollough, C H. (2008). Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad. *Revista Ingeniería Biomédica*, 2(4), 54-66.
- [Randall *et al.*, 1945] Randall, J T, Wilkins, M H F, (1945), *Phosphorescence and electron traps. I. The study of trap distribution*, Proc. R. Soc., London Ser. A, London.
- [Sakurai, 2001] Sakurai, (2001), T. Fatal defect in computerized glow curve deconvolution of thermoluminescence. *J. Phys. D: Appl. Phys.*, 34(L105).
- [Shultis *et al.*, 2011] Shultis, J K, Faw, R E, (2011), *An MCNP Primer*, Dept. of Mechanical and Nuclear Engineering, Kansas State University, Manhattan, U. S. A.

- [Siemens, 2017] SIEMENS Healthineers. Recuperado de [http://www.health.siemens.com/ct\\_applications/somatomsessions/index.php/straton-x-ray-tube/](http://www.health.siemens.com/ct_applications/somatomsessions/index.php/straton-x-ray-tube/). Consultado el 24 de octubre de 2017.
- [Singh *et al.*, 2014] Singh, V. P., Badiger, N. M. (2014). Effective atomic numbers of some tissue substitutes by different methods: A comparative study. *Journal of Medical Physics / Association of Medical Physicists of India*, 39(1), 24231. doi: 10.4103/0971-6203.125489
- [Sobol, 1994] Sobol, I M, (1994), *A primer for the Monte Carlo Method*, Boca Raton: CRC Press.
- [Sprawls, 2017] Sprawls, P, The Physical Principles of Medical Imaging. Recuperado de [www.sprawls.org/ppmi2/RADPEN/](http://www.sprawls.org/ppmi2/RADPEN/). Consultado el 8 de julio de 2017.
- [UNSCEAR, 2008] UNSCEAR. (2008). *Sources and Effects of Ionizing Radiation UNSCEAR 2008 Report: Volume I: Sources-Report to the General Assembly Scientific Annexes A and B*, UNSCEAR.
- [UGM, 2017] User guide, (2017), *Mammography phototimer consistency testing slabs and artifact evaluation phantom*, Norfolk: Computerized Imaging Reference Systems (CIRS).
- [Vasconcelos *et al.*, 2014] Vasconcelos, D A A, Barros, V S M, Khoury, H J, Azevedo, W M, Asfora, V K, Guzzo, P L. (2014). Synthesis and thermoluminescent response of CaF<sub>2</sub> doped with Tm<sup>3+</sup>. *Radiation Measurements*, 71, 51-54. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2014.05.027>.
- [Wieler *et al.*, 2000] Wieler, H J, Coleman, R E. (2000). *PET in Clinical Oncology*, Germany: Springer.