



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS
INSTITUTO DE FÍSICA

MANIQUÍ PARA EVALUACIÓN
DE DOSIS GLANDULAR PROMEDIO
POR MEDIO DE DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:

EDUARDO LÓPEZ PINEDA



posgrado en ciencias físicas
u n a m

DIRECTORA DE TESIS: DRA MARÍA ESTER BRANDAN SIQUÉS
Instituto de Física, UNAM

MIEMBROS DEL COMITÉ TUTOR:

M. EN C. CÉSAR GUSTAVO RUIZ TREJO Instituto de Física, UNAM.

DR. LUIS ALBERTO MEDINA VELÁZQUEZ Instituto de Física, UNAM

DRA. YOLANDA VILLASEÑOR NAVARRO Instituto Nacional de
Cancerología.

MÉXICO D.F.

Noviembre 2012



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.

❖ ***Ningún dinosaurio fue dañado
en la realización de esta tesis***



Agradecimientos institucionales

Agradezco al Instituto de Física UNAM por las facilidades de realizar esta investigación en sus instalaciones, por el espacio que se me asignó como propio y por la cordialidad de sus integrantes.

Agradezco al Proyecto PAPIIT-IN102610 por el financiamiento asignado al proyecto, y por la beca que me brindó.

Agradezco al CONACYT por la beca de maestría proporcionada.

*Agradezco a mi comité Tutor, Dra. María Ester Brandan
Dr. Luis Alberto Medina
M. en C. César G. Ruiz
Dra. Yolanda Villaseñor*

Por sus comentarios y guías que me permitieron desarrollar este proyecto de la mejor manera posible. Gracias por disponer de su tiempo para corregir, dar consejo y aportar ideas para la realización de esta tesis.

Agradezco a la Dra. Olga Ávila por su ayuda con la calibración de los dosímetros en el Instituto Nacional de investigaciones Nucleares

Agradezco a la M. en C. Ana Elena Buenfil por todo el trabajo relacionado a la dosimetría termoluminiscente. Gracias por su tiempo y consideración en relación a mi trabajo.

Agradezco al M. en C. Tirso Murrieta por su ayuda y tiempo en lo concerniente al desarrollo experimental de mi trabajo.

Agradezco al taller mecánico del Instituto de Física por la realización del maniquí.

Tabla de contenido

Capítulo 1: Introducción.....	6
Capítulo 2: Antecedentes.....	8
2.1 Conceptos Básicos.....	8
2.2 Mamografía.....	12
2.3 Dosimetría en mamografía.....	16
2.4 Dosimetría Termoluminiscente.....	20
2.5 Maniquís dosimétricos en mamografía.....	26
Capítulo 3: Objetivos de la tesis.....	30
3.1 Planteamiento del estudio.....	30
3.2 Hipótesis.....	30
3.3 Objetivo general.....	30
3.4 Objetivos específicos.....	30
Capítulo 4: Materiales y métodos.....	32
4.1 Dosimetría termoluminiscente.....	32
4.2 Análisis de la curva de brillo.....	33
4.3 Calidades de haz.....	35
4.4 Respuesta de los dosímetros a las condiciones de irradiación.....	37
4.5 Diseño del maniquí.....	40
4.6 Calibración.....	42
4.7 Comparación con cálculos teóricos.....	44
4.8 Pruebas en sistemas clínicos.....	45
Capítulo 5: Resultados y discusión.....	46
5.1 Calidades de haz mamográficas.....	46
5.2 Respuesta de los dosímetros a cambios en las condiciones de irradiación.....	52
5.3 Dependencia de los picos de alta y baja temperatura con la calidad de haz.....	55
5.4 Linealidad en la respuesta de los dosímetros.....	58
5.5 Curvas de calibración.....	60
5.6 Comparación con cálculos teóricos.....	64
5.7 Pruebas en sistemas clínicos.....	65

Capítulo 6: Conclusiones	72
Apéndices	73
Apéndice A	73
Apéndice B	74
Apéndice C.....	75
Apéndice D	77
Referencias.....	78

Capítulo 1: Introducción

El cáncer es un problema de salud en todo el mundo, tan solo en el año 2008 se registraron cerca de 12.7 millones de nuevos casos y 7.8 millones de muertes por cáncer.¹ Ese mismo año en México se reportaron 127,604 casos nuevos y 77,708 muertes, de estos datos, 13,939 incidencias y 5,217 decesos se deben únicamente al cáncer de mama². La incidencia de la enfermedad se colocó en 27.2 por cada 100 000 mujeres, siendo el segundo padecimiento con más incidencias. El primer lugar de incidencia es el cáncer de próstata.³

En México, tanto la incidencia como la mortalidad de esta enfermedad ha sido reportada desde hace años a la alza,⁴ desplazando al cáncer cérvico-uterino en el año 2006 como el cáncer por el que mueren más mujeres.

Como respuesta al incremento en la tasa de mortalidad del cáncer de mama se han hecho campañas para la detección oportuna de esta enfermedad. El gobierno de México creó una normativa para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica de esta enfermedad.⁵ Dentro de la normativa, publicada en el 2011, se contemplan varios métodos de alerta temprana como la información sobre los factores de riesgo y la autoexploración. Además, se sugiere que entre los 40 y 69 años, todas las mujeres se hagan una mastografía cada dos años.⁶ Estos estudios que se dirigen a público asintomático se denominan estudios de tamizaje.

Bajo este marco se aprecia la importancia de la mastografía como una herramienta que ayuda a la detección temprana y al diagnóstico, lo que ayuda a tener un mejor pronóstico de tratamiento y supervivencia. Por esto el control y el mantenimiento de los equipos que brindan este servicio son fundamentales.

La mamografía, o mastografía, es una técnica imagenológica que tiene como fin utilizar rayos X para obtener una imagen proyectada que brinde la posibilidad de distinguir las estructuras internas de la mama. A pesar de ser una técnica muy utilizada y con una muy buena respuesta en la detección del desarrollo del cáncer de mama⁷, tiene un inconveniente, los rayos X son radiación ionizante que tiene la posibilidad de generar un efecto biológico en el tejido expuesto. Por esto se requiere un control de la dosis de radiación que recibe la paciente ya que este tipo de estudios se recomiendan a público asintomático, a manera de detección temprana. La dosis se define como la energía que imparte la radiación por unidad de masa expuesta.

El empleo de la mamografía en estudios de tamizaje es un tema importante que en la actualidad se asocia con una gran controversia, ya que hay posturas contradictorias sobre la estimación de riesgo/beneficio en este tipo de estudios. Una de las posturas la ejemplifican Laszlo Tabar *et al.*⁸, quienes realizaron comparaciones entre dos condados de Suiza, donde la práctica de los programas de tamizaje fue introducida 20 años después en un condado con respecto al otro. Sus resultados muestran que hubo una importante reducción, del 45-48%, en la mortalidad por cáncer de mama, para mujeres entre 40-69 años, después de introducir la mamografía de tamizaje. Por otro lado Autier *et al.*⁹ realizaron un estudio en países “vecinos” de Europa. Dichos

países debían cumplir una serie de requisitos como el ser vecinos, tener una estructura poblacional similar, la misma situación socioeconómica y la misma calidad en los servicios de salud. La diferencia entre los vecinos comparados es el momento de la introducción de la mamografía de tamizaje, que difiere entre diez y quince años de un país al “vecino”. Los países que se compararon fueron Irlanda del Norte y la república de Irlanda, Países Bajos y Bélgica (Flandes), y Suecia y Noruega. En todos los casos se puede ver una disminución en la mortalidad por cáncer de mama, pero que es independiente de los programas de tamizaje. En el caso de los Países Bajos y Flandes, se obtuvo el mismo descenso en mortalidad a pesar de que en Flandes se iniciara el programa de tamizaje aproximadamente 12 años más tarde. Yaffe *et al.*¹⁰ estimaron que en una población de 100,000 mujeres que recibiera una dosis de 3.7 mGy en ambas mamas por año desde los 40 hasta los 55 años (dosis similar a la de un estudio de mamografía), se inducirían 86 casos de cáncer que terminarían en 11 muertes en una proyección a los 74 años de edad. Los mismos autores comparan el beneficio, estimado entre 96 y 292 mujeres salvadas, y concluyen que el riesgo es pequeño en comparación a este beneficio. A pesar de esto, el posible riesgo de inducción de cáncer hace que el control en dosis se deba optimizar para así minimizar los riesgos.

La mama humana está constituida principalmente por tejido glandular y tejido adiposo. La dosimetría para una mamografía se hace para al tejido glandular. Éste es el más radiosensible¹¹ y en él, normalmente, se generan las patologías.¹² Para cuantificar la dosis de esta región se define un concepto conocido como Dosis Glandular Promedio (DGP), el cual corresponde al promedio de energía absorbida por el tejido glandular. Las recomendaciones internacionales¹³ y la normativa mexicana¹⁴ establecen que el límite de DGP es 3 mGy en una proyección craneo caudal para una mama de 4.5 cm de grosor. Como referencia, un ser humano recibe de 0.7 a 1.5 mGy en un año de exposición a la radiación natural de fondo.¹⁵

La presente tesis explora la creación de un método alternativo de medición de DGP utilizando dosimetría termoluminiscente (TL). La evaluación de la DGP es un procedimiento que involucra una medida del kerma en aire a la entrada de la mama y la aplicación de coeficientes de conversión, obtenidos de cálculos Monte Carlo, y disponibles en tablas publicadas para transformar el kerma en aire en DGP.¹³ Experimentalmente, para medir el kerma, se requiere una cámara de ionización calibrada adecuada para mamografía. Los coeficientes de conversión dependen del grosor comprimido de la mama, la composición tisular de la mama, la combinación ánodo/filtro y la capa hemirreductora (CHR) del haz.

Trabajos similares han tenido éxito en utilizar dosímetros TL para obtener la DGP. Uno de los retos a los cuales se han enfrentado es la incertidumbre de las medidas, que ha resultado ser difícil determinar y se ha estimado en un 10-20%.¹⁶ Estos trabajos similares han utilizado sistemas para determinar la CHR por medio de dosímetros termoluminiscentes con una baja incertidumbre combinada ($\pm 7\%$)¹⁷.

Capítulo 2: Antecedentes

2.1 Conceptos Básicos¹⁸

Radiación Ionizante

Se denomina radiación ionizante a las partículas (radiación corpuscular cargada y no cargada) y la radiación electromagnética (rayos UV, rayos X, rayos γ) que tienen la capacidad de ionizar (liberar electrones) átomos y moléculas con las cuales interaccionan. Para que la ionización se lleve a cabo la radiación necesita una energía cuántica superior a la mínima energía que mantiene ligado al electrón a un átomo; esta energía es del orden de 4-25 eV. Se define la unidad “eV” (electrón-volt) como la energía cinética que obtiene un electrón al ser acelerado por un potencial de 1 V.

Unidades para describir la radiación ionizante

Para realizar una descripción de la radiación ionizante se utilizan las siguientes unidades:

- Fluencia

La fluencia se define como la cantidad esperada de fotones o partículas (dN_p) que atraviesan una sección de área ($d\alpha$), en un tiempo arbitrario que va desde t_i a t_f . Se expresa con unidades de m^{-2} o equivalentes.

$$\Phi = \frac{dN_p}{d\alpha} \quad (1)$$

- Fluencia de energía

Si R se define como la energía total esperada que acarrean un esperado número de partículas o fotones (N_p), a través de un área (α), en un tiempo arbitrario que va desde t_i a t_f ; entonces la fluencia de energía se define como como:

$$\Psi = \frac{dR}{d\alpha} \quad (2)$$

La fluencia de energía usualmente se expresa en unidades de $J m^{-2}$, o equivalentes. En caso de que las partículas o fotones sean monoenergéticos se sigue la siguiente relación entre la fluencia y la fluencia de energía:

$$\Psi = E\Phi, \quad (3)$$

donde E es la energía de las partículas o fotones.

- Exposición

La exposición se define como la carga de todos los iones de un mismo signo (dq) generados por fotones en aire por unidad de masa (dm). Se expresa matemáticamente como:

$$X = \frac{dq}{dm} \quad (4)$$

La unidad tradicional de la exposición es el Roentgen (R), esta equivale a $2.58 \times 10^{-4} \text{ C kg}^{-1}$. El R, actualmente, tiende al desuso ante la convención del sistema internacional de unidades y ante la preferencia por el kerma en aire.

- Kerma

El kerma se define como la cantidad de energía trasferida a partículas cargadas por radiación sin carga (sean fotones o partículas), en un volumen V, por unidad de masa. Se define matemáticamente como:

$$K = \frac{d\epsilon_{tr}}{dm} \quad (5)$$

Su unidad es el Gray (Gy) y se define como 1 J kg^{-1} . En el caso de que la radiación sea monoenergética se puede utilizar la siguiente expresión para conocer el kerma:

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \quad (6)$$

donde μ_{tr} es el coeficiente lineal de transferencia de energía del material donde incide la radiación, usualmente en cm^{-1} , y ρ es la densidad del material en cuestión.

- Dosis

La dosis se define como la cantidad de energía absorbida por un medio, en un volumen V, por unidad de masa. Se encuentra definida para cualquier tipo de radiación. Matemáticamente se escribe como:

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (7)$$

La unidad de la dosis es, al igual que el kerma, el Gy.

Atenuación exponencial simple

La atenuación se define como la disminución del número de fotones que atraviesan un material debido a las interacciones con el mismo. Este proceso se esquematiza en la Figura 1.

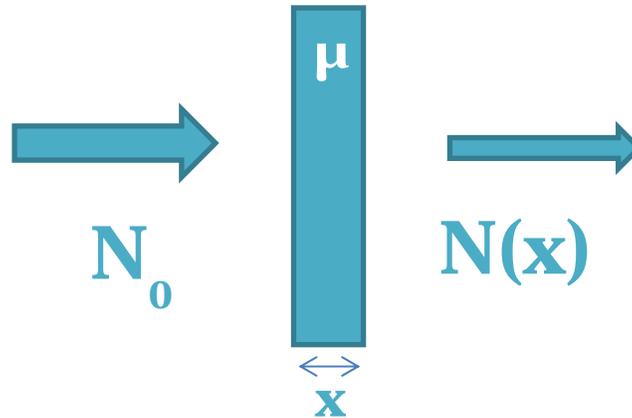


Figura 1. Esquema de la atenuación simple

Cuando un haz de fotones monoenergético, con una cierta fluencia de fotones Φ_0 , incide sobre un material atenuador de espesor x y coeficiente lineal de atenuación μ , es atenuado y sale del atenuador con una fluencia de fotones Φ . La atenuación exponencial sigue la siguiente relación:

$$\Phi(x) = \Phi_0 e^{-\mu x}, \quad (8)$$

La constante μ , representa la probabilidad de que un fotón incidente interactúe con el medio por unidad de longitud. Esta probabilidad depende del grosor y tipo (número atómico) del material y de la energía de los fotones incidentes.

Capa hemirreductora

Se define la capa hemirreductora (CHR) de un haz, como el espesor necesario, de un cierto atenuador, para reducir la exposición generada por los fotones iniciales a la mitad de su valor inicial. Matemáticamente podemos obtener que para un cierto atenuador, expuesto a radiación monoenergética, la CHR se define como:

$$CHR = \frac{\ln 2}{\mu}, \quad (9)$$

donde μ es el coeficiente lineal de atenuación que rige la atenuación exponencial.

Generación de rayos X

Los rayos X son radiación electromagnética emitida cuando partículas cargadas (usualmente electrones) son frenadas dentro de un campo de fuerzas coulombianas o cambian de nivel energético en un átomo. Los dos tipos de rayos X se describen a continuación:

- Rayos X característicos

Los rayos X característicos se generan cuando en algún átomo se produce una vacancia en su nube electrónica y esta es llenada por los electrones de las capas superiores y, en este proceso, se emite la diferencia de energía entre niveles como radiación electromagnética. La energía de estos rayos X es característica de cada átomo, de ahí su nombre. La vacancia se puede generar cuando algún tipo de radiación ionizante interacciona con algún electro de las capas internas del átomo, o por algún proceso de decaimiento nuclear como la captura electrónica.

- Rayos X de frenado (Bremsstrahlung)

Los rayos X de frenado se generan cuando un medio es irradiado por partículas cargadas (generalmente electrones) y estas son aceleradas por la interacción coulombiana con el núcleo atómico. La energía de estos rayos X se puede suponer como dependiente de qué tan cerca pasan los electrones del núcleo, y a cuál era su energía cinética (T) al momento de entrar en el medio, de manera que esta última es la máxima energía posible para un rayo X de frenado. La eficiencia de producción de rayos X de frenado, cuando se irradia un blanco delgado con electrones, depende de varios factores y se modela como:

$$I \propto ZT^2, \tag{10}$$

donde T es la energía cinética de los electrones y Z es el número atómico del material.

Espectro de rayos X

Se denomina usualmente espectro de rayos X al histograma de fotones como función de la energía de los mismos. Este espectro contendrá los dos tipos de rayos X antes mencionados. En el caso de un tubo de rayos X se tiene un circuito simple (Figura 2), al vacío, compuesto de un cátodo (usualmente un filamento) de donde se desprenden electrones por efecto termo-iónico y un ánodo que sirve de blanco para que los electrones incidan sobre él. Se utiliza una alta diferencia de potencial (del orden de varias decenas de kV) para acelerar los electrones entre el cátodo y el ánodo.

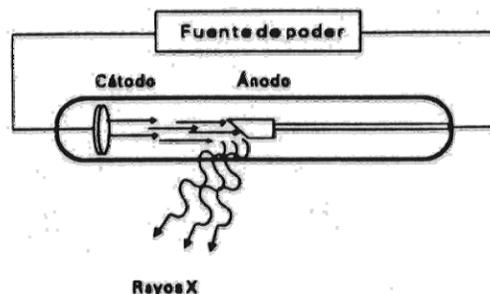


Figura 2. Diagrama simple de tubo de rayos X.

La distribución del espectro dependerá de la energía cinética de los electrones y del material en el cual incidan (Figura 3).

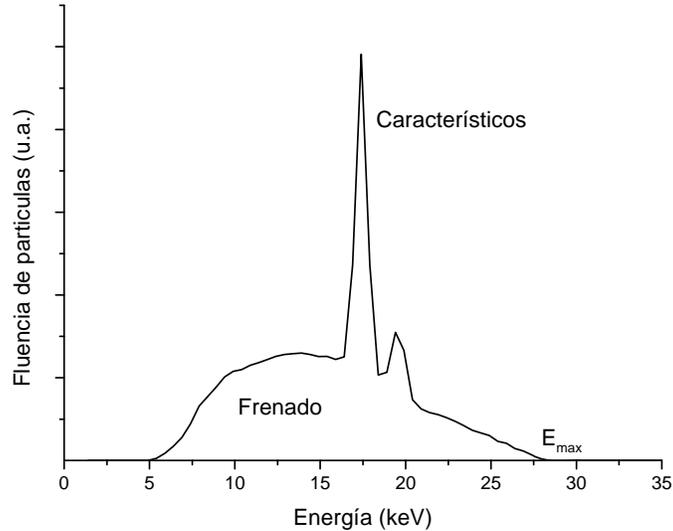


Figura 3. Espectro de rayos X generado por un tubo de rayos X.

Un espectro de rayos X se caracteriza por su energía promedio, por su energía efectiva (relacionada con la CHR) y depende del material del ánodo, los filtros y el voltaje de operación del tubo. La energía promedio de un espectro está dada por la ecuación (11).

$$\bar{E} = \frac{\int_{E_{min}}^{E_{max}} E \Phi(E) dE}{\int_{E_{min}}^{E_{max}} \Phi(E) dE}, \quad (11)$$

donde E es la energía de los fotones y Φ es la fluencia de fotones como función de la energía (“el espectro”).

La energía efectiva y la CHR están relacionadas, siendo la energía efectiva la correspondiente a un haz monoenergético con la misma CHR. Operativamente, se mide la CHR en un material de referencia (generalmente Al o Cu), se calcula μ de la ecuación (9) y se define la energía efectiva como aquella cuyo μ en el material de referencia es el obtenido experimentalmente.

2.2 Mamografía

La generación de una imagen por medio de rayos X se basa en las diferentes atenuaciones causadas por los diversos medios que se irradian, y así generar contraste en una imagen. El contraste se define como la diferencia de intensidad relativa entre dos objetos de una imagen. La intensidad en una imagen radiográfica la define el número de fotones que llegan a una determinada área, así una radiografía es un mapa bidimensional de la atenuación generada por los coeficientes lineales de atenuación (μ) de los materiales por los cuales pasaron los rayos X. Ya que los μ dependen de la composición de cada material, es sencillo diferenciar entre materiales como el hueso y el tejido blando, ya que tanto en densidad como en composición son diferentes. La técnica mamográfica posee una complicación particular, las estructuras que se intentan observar

son todas de tejido blando, y sus coeficientes lineales de atenuación son muy parecidos (Figura 4).¹⁹

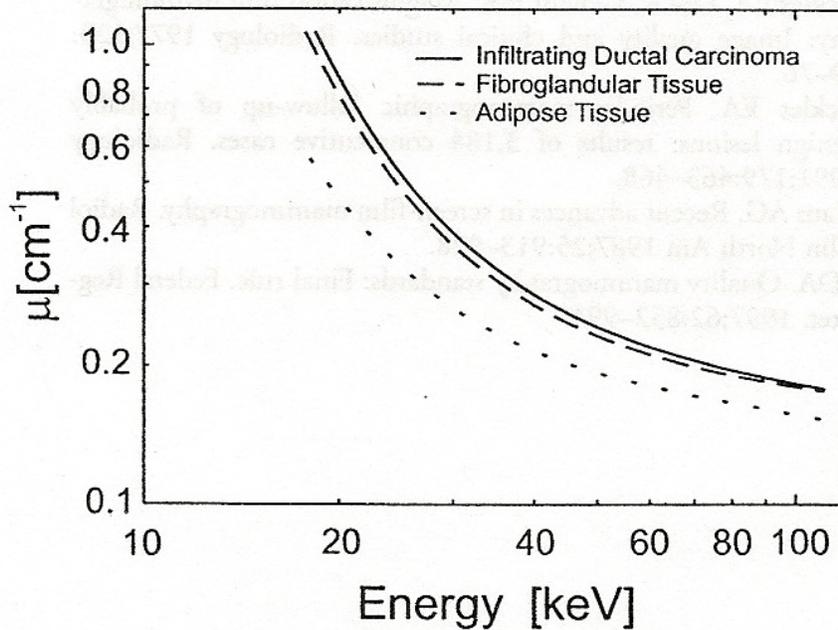


Figura 4. Coeficientes lineales de atenuación de las estructuras que se quieren visualizar en una mastografía.

Para que una imagen mamográfica permita diferenciar entre los tejidos que se encuentran dentro de la mama, se requiere que la diferencia en atenuación generada por los medios que la forman sea grande. Esto se consigue con aspectos técnicos diferentes a la radiografía convencional. Una de las diferencias más importantes es la energía de los fotones, ya que mientras en la radiografía convencional se usan voltajes del orden de 80-100 kV, en la mamografía se usa un voltaje menor (entre 25-40 kV) intentando aprovechar los fotones característicos del material del blanco. Usualmente los blancos están hechos de molibdeno (Mo) o de rodio (Rh), debido a que son materiales de una alta Z (42 para el Mo y 45 para el Rh), lo cual incrementa la eficiencia de producción de rayos X, tienen un alto punto de fusión y sus rayos X característicos (17.5 y 19.6 keV para Mo, y 20.2 y 22.7 keV para Rh) permiten generar un mayor contraste, debido a que la diferencia en los μ es máxima (esto ocurre para las energías más bajas en la Figura 4). La diferencia en la atenuación se genera debido a que en esa región energética el proceso de interacción dominante es el efecto fotoeléctrico cuya probabilidad se ve reflejada por la siguiente ecuación:

$$\frac{\mu}{\rho} \propto \frac{Z^3}{E^3} \quad (12)$$

donde Z es el número atómico del material con el cual interactúan los fotones y E es la energía de los fotones.

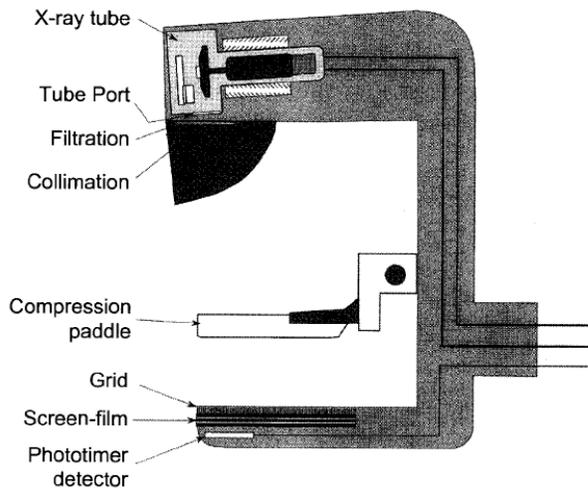


Figura 5. Diagrama de un mastógrafo

El equipo con el cual se toma una mamografía se denomina mastógrafo (Figura 5)²⁰. El sistema cuenta con un tubo de rayos X a cuya salida se encuentra una ventana de berilio (Be), que permite la salida de un haz con poca atenuación. El mastógrafo posee un filtro agregado para el haz de rayos X, este filtro puede ser de Mo o de Rh. La función de los filtros es la eliminación de los fotones menos energéticos y además la eliminación de los fotones que se encuentran después de los rayos X característicos, debido a que se tiene un “borde K” en los coeficientes

lineales de atenuación. Un borde K es una discontinuidad que se tiene en la sección eficaz de interacción debida a que se alcanza la energía de ligadura de los electrones de la capa K, esto hace más probable la interacción de los fotones con ese material. (Figura 6).

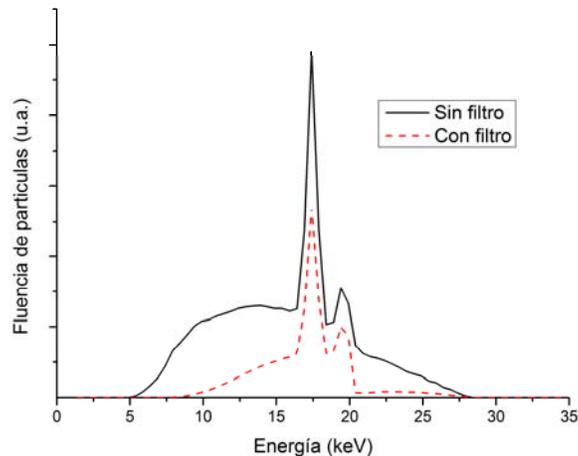


Figura 6. Espectros de rayos X filtrado y no filtrado. Ambos espectros corresponden a un blanco de Mo y un voltaje de 28 kV. El filtro es de 30 μm de Mo

El mastógrafo cuenta con un sistema de colimación que sirve para definir la región donde van a incidir los rayos X. En el camino del haz se encuentra una paleta de compresión. El sistema de detección puede ser una película radiográfica o un detector digital y se encuentra después de la mama.²¹

En la mamografía se necesita que la mama se encuentre comprimida (Figura 7), ya que de esa manera se esparcen los tejidos internos de la mama, esto permite que lesiones que se encontraran ocultas se puedan apreciar más fácilmente. La compresión también juega un papel importante en la dosis que recibe la mama, ya que mientras más delgada es la mama menos interacciones se llevan a cabo en ella y es menor la radiación que se dispersa en dirección del

cuerpo de la paciente. Adicionalmente, la compresión disminuye la borrosidad geométrica de la imagen al acercar la mama al detector, y disminuye la pérdida de contraste debida a la radiación dispersa.²¹

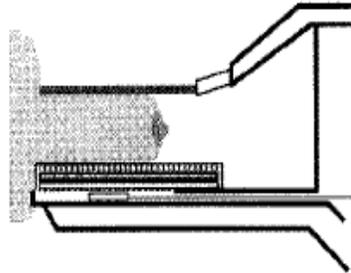


Figura 7. Paleta de compresión de un mastógrafo

Otro de los sistemas con los cuales cuenta un mastógrafo para reducir la dispersión se denomina rejilla antidispersora que, como su nombre lo indica, es una rejilla que actúa como un colimador, solo dejando pasar la radiación en la dirección del haz primario de radiación, es decir, desde el punto donde se generan los rayos X. Esta rejilla se coloca justo debajo del soporte de la mama, antes del detector.

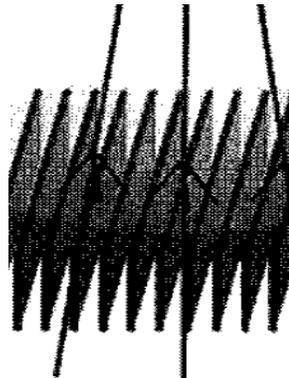


Figura 8. Rejilla antidispersora.

En un estudio de tamizaje mamográfico se toman dos proyecciones de la mama, una cráneo-caudal y otra medio-lateral-oblicua.⁵ Esto permite obtener información tridimensional para localizar cualquier posible lesión. En la Figura 9 se muestran las 2 proyecciones para la misma mama, dentro de un estudio de tamizaje. En total cada estudio requiere 4 imágenes.

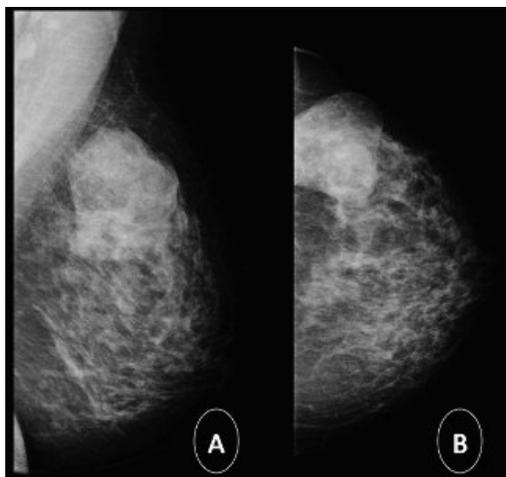


Figura 9. Imágenes mamográfica. El tejido blanco es glandular y el gris es tejido adiposo. A: proyección medio-lateral-oblicua. B: proyección cráneo caudal

2.3 Dosimetría en mamografía

La mamografía es la única técnica imagenológica con una eficiencia probada en la detección temprana del cáncer de mama. Se sugiere la mamografía de tamizaje como un estudio para población asintomática⁵, su justificación se basa en un beneficio (detección temprana del cáncer de mama) mayor que el riesgo asociado (dosis absorbida que puede inducir un cáncer secundario) sin comprometer la calidad de la imagen. Por esto, es necesario un control riguroso de la dosis que recibe un paciente para minimizar la probabilidad de generar un daño biológico debido a la exposición a los rayos X. La dosimetría en mamografía se centra en evaluar la dosis que recibe el tejido glandular (que engloba a las glándulas, los conductos lactíferos y el estroma) al ser expuesto a la radiación ionizante en un estudio de mastografía. Es sabido que este tejido es el más radiosensible y en el que se desarrolla la mayoría de los padecimientos relacionados con el cáncer de mama.¹¹⁻¹² La proporción entre la masa de tejido glandular con relación a la masa de la mama, se conoce como porcentaje de glandularidad.

La evaluación de la dosis en una mama depende de factores asociados al haz de radiación como la energía del haz de rayos X (cuantificada por la CHR) y a factores asociados a la mama, como el porcentaje de glandularidad y el grosor de la mama comprimida. Para evaluar esta dosis se ha definido una magnitud denominada Dosis Glandular Promedio (DGP), por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP)²². A pesar de que la dosis es la unidad relacionada directamente con el efecto biológico, en el caso de una mama, no es posible medirla directamente.

Una de las formas en las cuales se puede determinar la dosis absorbida por el tejido glandular es la medición del kerma en aire que producen los rayos X antes de entrar al objeto de interés para luego, aplicando conceptos de dosimetría, estimar la dosis promedio impartida al tejido glandular. Para conocer la dosis a través de este método es necesario que el objeto de estudio sea homogéneo y simple en su geometría. Es por esto que, a pesar de que la mama

humana posee una estructura definida para el tejido glandular, se simplifica suponiendo una mezcla homogénea de tejido adiposo y glandular, encerrada por una capa de piel²³. El análisis de la composición de los tejidos internos de la mama ha permitido tener mediciones experimentales de diferentes porcentajes de glandularidad.^{24 25} Con la simplificación del modelo de una mama se pueden hacer cálculos computacionales²⁶ estimando el campo de radiación que se propaga dentro de la mama y generando un coeficiente para obtener la dosis por unidad de kerma (o exposición) a la entrada de la mama. Estos coeficientes dependen del grosor de la mama y la calidad del haz, así como de los porcentajes de glandularidad.

Estos coeficientes (denominados coeficientes normalizados de dosis glandular) han sido calculados para casi cualesquier parámetro de irradiación. Entre los autores que han contribuido de manera importante para el cálculo y constante actualización de los coeficientes se puede mencionar a Dance *et al.*²⁷, Wu *et al.*²⁸ y Boone *et al.*²⁹, siendo este último el que realizó una generalización monoenergética de estos coeficientes para poderlos aplicar a un espectro de rayos X arbitrario.³⁰

En el caso de Dance, la simulación Monte Carlo (1990) utiliza un semicilindro circular de 16 cm de diámetro, el cual tiene un espesor de 4.5 cm y está dividido en dos partes. La Figura 10 (izquierda) representa el maniquí visto desde dos ángulos. La composición de la región central es homogénea con una glandularidad del 50%. Los bordes del maniquí tienen una composición de tejido 100% adiposo con un grosor de 0.5 cm.

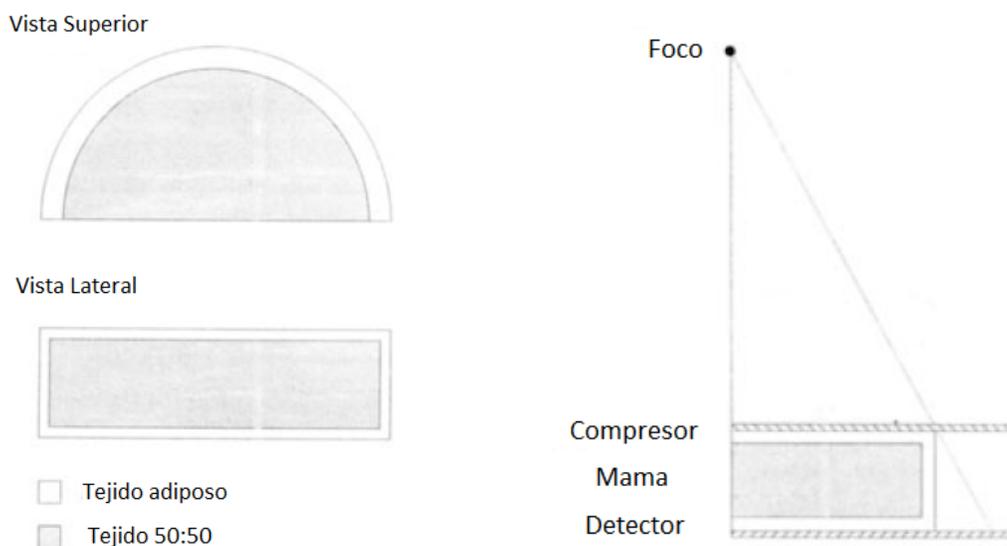


Figura 10. Maniquí que simula Dance para hacer sus cálculos (izquierda) y la geometría que utiliza (derecha).²⁷

La simulación supone la geometría de la Figura 10 (derecha), en la cual la distancia desde el punto en el cual se generan los rayos X al detector de la imagen es de 60 cm, la paleta de compresión

tiene un grosor de 0.3 cm de polimetilmetacrilato (PMMA) y es colocada justo encima del maniquí. El maniquí descansa sobre el detector que fue simulado para ser una película Kodak Min-R con una pantalla intensificadora de Gd_2O_2S con un espesor másico de 33.39 mg cm^{-2} . La retrodispersión que pueda haber después del detector o la dispersión proveniente de los lados es ignorada. Para la interacción de los fotones solo se considera la dispersión elástica, la inelástica (Compton) y el efecto fotoeléctrico.

En la simulación, se calcula la dosis sumando toda la energía que se deposita dentro de la región glandular, y se realiza una correlación con el kerma a la entrada, de esa manera se genera un coeficiente multiplicativo para transformar kerma en DGP.

En el caso de la simulación de Boone (1999) se toman en cuenta los mismos procesos de interacción que en la simulación de Dance, se realizan simulaciones que incluyen al menos 1 millón de fotones que son seguidos hasta que salen del volumen de interés o alcanzan una cota mínima de energía de 100 eV. La geometría que usa Boone se muestra en la Figura 11 y consta de un cilindro que se encuentra recubierto por una capa de "piel" de 5 mm de grosor. La composición del maniquí se supuso de 100%, 50% y 0% de tejido glandular. Se usó un grosor variable para el maniquí, desde 2 hasta 12 cm, en pasos de 1 cm.

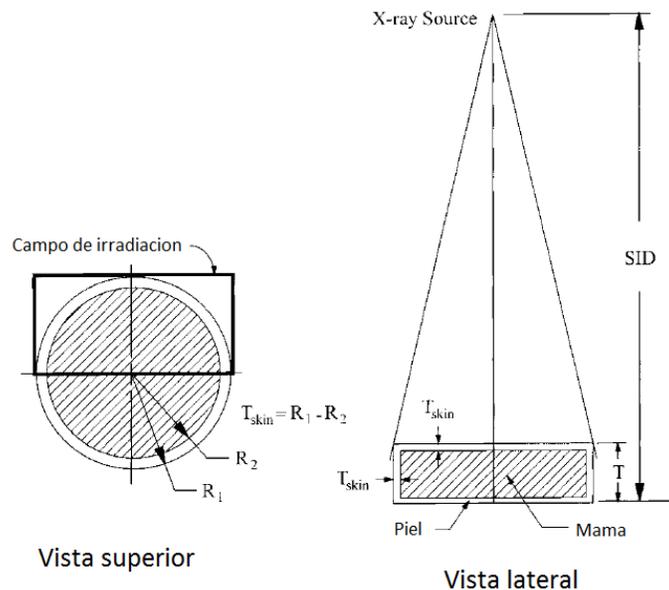


Figura 11. Geometría que usa Boone en su simulación

Se irradió solo la mitad del cilindro, esto para representar una forma similar a una mama, pero con la ventaja de que la parte no irradiada asemeja mejor el material que se encuentra en un caso real de una mamografía. De igual manera se contabiliza la dosis en la mama y se relaciona con el kerma en aire que genera el haz de rayos X a la entrada. La diferencia más notable de este trabajo es que se utilizaron rayos X monoenergéticos, así que para cada energía se obtuvo un coeficiente normalizado de dosis glandular, el cual puede ser utilizado para un espectro arbitrario.

Actualmente se tienen diversos protocolos para realizar el control de calidad en mamografía. Cada uno de estos protocolos utiliza un método que se basa en alguno de los cálculos antes mencionados. Uno de los protocolos más empleados el American College of Radiology (ACR).³¹ Este método propone evaluar la DGP por medio de una medida de la exposición a la entrada de la mama. Se utiliza una cámara de ionización calibrada para rayos X de mamografía, además de un maniquí dosimétrico (RMI 156), que equivale aproximadamente a una mama comprimida de 4.2 cm y una glandularidad de 50%. El maniquí se coloca centrado entre izquierda y derecha sobre el borde del tórax y, si es posible, se localiza el sensor del control automático de exposición justo debajo del maniquí. La cámara de ionización se coloca a un costado del maniquí dosimétrico, de manera que el centro de la cámara entre aproximadamente 4 cm adentro del campo. El centro de la cámara debe coincidir con la superficie superior del maniquí. La paleta de compresión se coloca justo encima del maniquí y la cámara. Se irradia 4 veces el arreglo experimental en la manera usual que se procede un paciente y se anota la lectura de la cámara en cada una de las irradiaciones. La lectura de la cámara (en R) se multiplica por el debido coeficiente, de manera que la DGP se obtiene como:

$$DGP = X \overline{dg} \quad (13)$$

donde X es el promedio de exposición que midió la cámara de ionización y \overline{dg} es coeficiente que transforma esa exposición en DGP para una mama de 4.2 cm de espesor con una composición de 50% de glandularidad. Este método se basa en las tablas de Wu.^{28 32}

Otro protocolo lo propuso el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), para el cual utiliza una cámara de ionización y un maniquí. En este caso se utiliza primero el maniquí para determinar la técnica radiológica que se emplearía. El maniquí se compone de placas de PMMA cuyo grosor conjunto es variable. Ya que se determinó la técnica se procede a colocar la cámara de ionización. Ésta se coloca centrada de izquierda a derecha sobre el borde del tórax, se introduce 4 cm en el campo y se eleva hasta que el centro efectivo de la cámara se encuentre a la altura del borde superior del maniquí que se utilizó para determinar la técnica. La placa de compresión se coloca justo encima de la cámara de ionización. Se utilizan los coeficientes que Dance calculó, de manera que para evaluar la DGP se utiliza la siguiente expresión¹³:

$$DGP = g_t c_t s K_{i,t} \quad (14)$$

donde $K_{i,t}$ es el kerma en aire a la entrada de la mama para un cierto espesor t , g_t es el coeficiente que convierte kerma en aire en DGP para una mama con una glandularidad de 50% y un espesor t , c_t es el factor para evaluar la DGP en cualquier glandularidad y espesor t , y por último s es un factor de corrección por combinación ánodo/filtro. Los valores de las constantes g_t , c_t y s dependen de la calidad del haz de radiación y se encuentran en tablas en el mismo protocolo¹³. En las tablas se presenta el producto de las constantes g_t y c_t , de manera que no se debe determinar cada una por separado.

Ambos protocolos terminan estimando la misma DGP para idénticas irradiaciones, ya que los coeficientes normalizados de dosis glandular incluyen las diferencias establecidas en cada uno de los protocolos. En el caso de Wu, se realizaron tablas para cada una de las combinaciones ánodo filtro, mientras que en el caso de Dance, se evaluó la diferencia entre diferentes combinaciones ánodo/filtro y se introdujo en un solo coeficiente. La difusión en el uso de cada protocolo depende mucho de la región del mundo donde se esté, usualmente se refiere al protocolo del ACR como el protocolo que se usa en América del Norte, y al del OIEA, en Europa y países en desarrollo.

Por ley mexicana e internacional^{14 5} la DGP para una proyección cráneo caudal no debe exceder 3 mGy cuando se irradia una mama de 4.5 cm de grosor, con una glandularidad del 50% y el mastógrafo opera con la rejilla antidispersora.

Usualmente para realizar la medición que confirma el cumplimiento de la normativa se utiliza una cámara de ionización con la cual se miden los datos necesarios, que son el kerma en aire a la entrada y la CHR. El kerma en aire a la entrada ($K_{i,a}$) se mide colocando la cámara en la posición que ocuparía la superficie de la mama, colocando la placa compresora encima de la cámara e irradiando como se haría en un estudio clínico. Para determinar la técnica radiológica se utiliza un maniquí plástico que permite generar el espesor deseado t.

2.4 Dosimetría Termoluminiscente

La dosimetría tiene como objetivo cuantificar la cantidad de dosis que se deposita en un medio por radiación ionizante.³³ Para poder hacer esta cuantificación existen dispositivos que se conocen como dosímetros. Estos se definen, generalmente, como dispositivos que son capaces de proveer una lectura r que es una medida de la dosis absorbida (D) en su volumen sensible (V), impartida por la radiación ionizante³⁴. En el caso de que el volumen sensible no sea homogéneo, y por lo tanto tampoco la dosis, el valor r será proporcional a algún tipo de promedio en el volumen sensible (\bar{D}). Usualmente conocer la dosis en el volumen sensible no es un fin en sí mismo, pero esta medición adquiere un valor como una manera de determinar la dosis para otro material en el cual la medición directa no es posible. Idealmente se espera que un dosímetro cumpla ciertas características para ser un “buen” dosímetro, a continuación se enumeran ciertas características que tendría un dosímetro perfecto:

- La proporción entre la dosis y el valor r sigue una relación lineal ($D = kr$), en un amplio intervalo de dosis que incluye los valores para el que se quiere usar.
- La composición del dosímetro es idéntica a la del material donde se quiere conocer la dosis.
- La respuesta del dosímetro es independiente de la energía y del tipo de radiación a la que se exponga. Además, tampoco depende del tiempo en el cual recibe la dosis.
- El valor r presenta una gran exactitud y precisión.

Los dosímetros se encuentran divididos en dos tipos, los absolutos y los secundarios. Un dosímetro absoluto es aquel que puede determinar la dosis en su volumen sensible sin la necesidad de

calibrarlo por medio de un haz de radiación conocido. Un dosímetro secundario es el que necesita una referencia de radiación para ser calibrado. La dosimetría termoluminiscente (TLD) utiliza dosímetros secundarios. Se mide la intensidad de luz que emite al calentarse el material previamente expuesto.

El fenómeno de termoluminiscencia (TL) consiste en la emisión de luz de un material previamente expuesto a radiación a una temperatura T_0 , debido a una estimulación térmica a una temperatura $T > T_0$. La medición de la intensidad de luz emitida, como función de la temperatura de calentamiento del material termoluminiscente, se denomina comúnmente "curva de brillo" (*glow curve*).

El fenómeno TL se debe a los activadores (o impurezas), los cuales son imperfecciones puestas en la red cristalina de un material TL para generar niveles cuánticos entre la banda de conducción y la banda de valencia del material (banda prohibida). Cuando la radiación ionizante alcanza el material se excitan los electrones de la banda de valencia a la de conducción, dejando atrás vacancias (hoyos) de carga positiva. Tanto los electrones como las vacancias migran en sus respectivas bandas y, por la migración, pueden llegar a caer en alguno de estos niveles generados por las impurezas. Tales niveles funcionan ahora como trampas debido a que generan estados meta-estables donde los electrones quedan atrapados. Los agujeros también pueden ser atrapados y esto se conoce como centro de luminiscencia. Estas trampas constituyen la memoria del dosímetro, ya que el llenado de las trampas es proporcional a la radiación recibida. Para tener acceso a la información, el material TL se calienta impartiendo energía a los electrones en las trampas, lo cual les permite liberarse y volver a migrar. Debido a esta nueva migración los electrones puedan llegar hasta un centro de luminiscencia, donde se recombinan y emiten luz. En la Figura 12 se muestra una explicación gráfica del fenómeno TL.

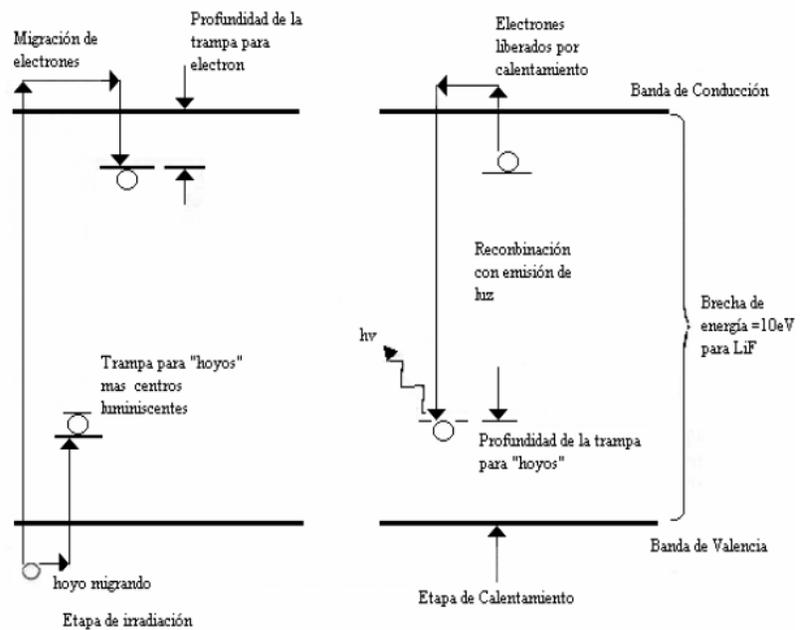


Figura 12. Fenómeno de termoluminiscencia.

Una de las teorías detrás del fenómeno de TL es la propuesta por Randal y Wilkins en el año 1945, donde la probabilidad de escape de un punto TL (o trampa) es:³⁵

$$P = \alpha e^{-\frac{E}{kT}}, \quad (15)$$

donde E es la profundidad de la trampa, α es un factor denominado de frecuencia, k es la constante de Boltzman, y T es la temperatura. Esta relación de escape de las trampas se conoce como cinética de primer orden.

En la ecuación (15) se puede apreciar que si la energía de la trampa es una constante y la temperatura comienza a subir, la probabilidad de escape aumenta; esto genera un incremento en la señal TL, el cual es finito debido a que, después de cierto tiempo, las trampas de electrones comienzan a vaciarse completamente, lo cual produce que la señal TL llegue a un máximo y después comience a descender. Este comportamiento, al ser graficado en ejes de señal TL en función de la temperatura, forma lo que comúnmente se llama un “pico” de brillo (ver ejemplos en la Figura 14 más adelante). La temperatura a la cual se obtiene la máxima señal TL se denomina T_m . La intensidad de luz emitida va a ser proporcional al número de electrones que escapan de las trampas, de manera que, en el punto de brillo máximo, se define la siguiente relación con respecto de la tasa de calentamiento lineal:³⁵

$$\frac{E}{kT_m^2} = \frac{\alpha}{q} e^{-\frac{E}{kT_m}}, \quad (16)$$

La relación (16) se puede simplificar asumiendo una tasa de calentamiento de $q \approx \frac{dT}{dt}$ y $\alpha = 10^{19} s^{-1}$ y se obtiene una relación simplificada:³⁵

$$T_m = \left(\frac{489K}{eV} \right) E. \quad (17)$$

A pesar de que no es obvio mirarlo en la ecuación (16), el T_m depende de la tasa de calentamiento, de manera que a mayor tasa de calentamiento, el T_m se desplaza a mayores temperaturas.

Ahora, suponiendo que existen múltiples trampas, es decir, múltiples profundidades (E en la ecuación (15)), se puede inferir que la curva de brillo es la superposición de una serie de picos determinado por los tipos de trampas en el cristal.³⁵

Para analizar los materiales TL y convertirlos en verdaderos dosímetros, se utilizan equipos que permiten calentarlos de manera controlada y también pueden medir con gran precisión la luz que emiten.³⁶

De todos los tipos de dosímetros termoluminiscentes el fluoruro de litio dopado con titanio y magnesio (LiF: Mg, Ti, TLD-100) es el más utilizado alrededor del mundo. Una de las características que lo hace tan popular es su composición “tejido-equivalente”, con un número atómico efectiva de 8.2, la cual es muy similar a la del tejido orgánico de 7.4.³⁷ El TLD-100 tiene una curva de señal TL en función de dosis (Figura 13), lineal en un intervalo que llega hasta un

Gray.³⁷ Después entra a una región supralineal que se debe a la no linealidad de algunos picos que componen su curva de brillo, los cuales muestran su supralinealidad en altas dosis.³⁷ El grado de no linealidad y la dosis a la cual aparece, dependen fuertemente de condiciones experimentales como es el horneado y la lectura a los que son sujetos los dosímetros y al tipo de radiación a la cual son expuestos.³⁸ Seguida de la región supralineal existe una región llamada de saturación, y corresponde a la pérdida de capacidad de generar respuesta ya que se van terminando todas las trampas disponibles en el cristal.

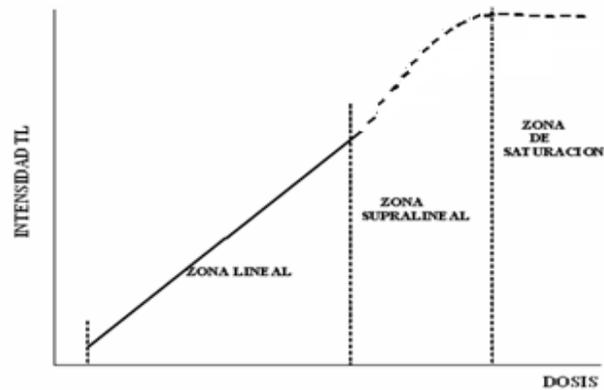


Figura 13. Comportamiento de un TLD-100 con respecto a la dosis. La intensidad TL incluye los picos de la curva de brillo entre 30 y 350 °C.

La curva de brillo del TLD-100 (Figura 14) es la superposición de varios picos individuales. La posición, el número y el ancho reflejan propiedades físicas de las trampas TL, y estas características observables dependen fuertemente de los procesos de horneado y lectura a los cuales son sujetos los dosímetros. La altura de cada pico, o más precisamente su integral, refleja la probabilidad de que, una dada trampa sea ocupada después de la exposición a un tipo específico de radiación. Dentro de los diferentes escenarios que se han establecido para describir la curva de brillo del TLD-100, hay consenso en llamar pico 5 al más intenso de la curva de brillo, usualmente entre los 190 y 250°C.³⁹

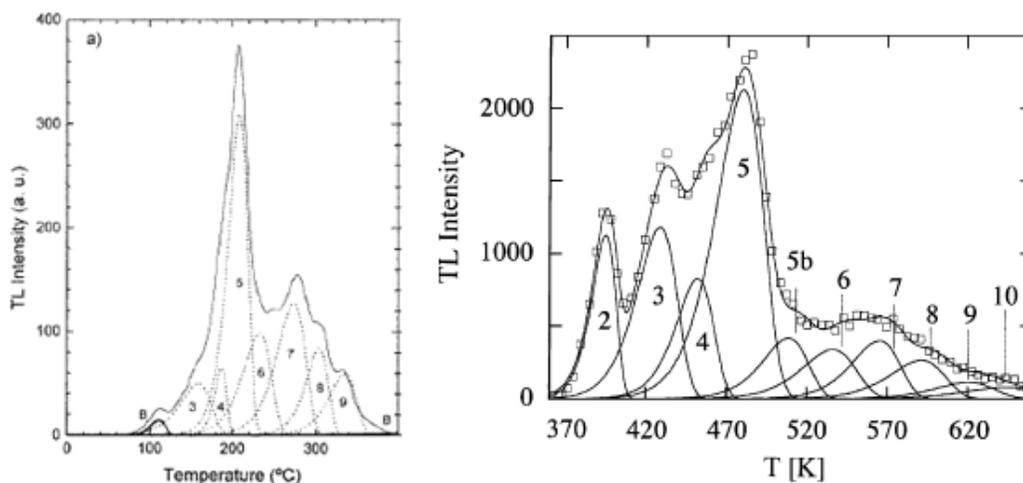


Figura 14. Curva de brillo del TLD-100. I. Gamboa-deBuen *et al*⁴⁰ (izquierda), obtenida irradiando con rayos X de 8.1 keV de energía efectiva a una dosis de 1800 Gy. Horowitz *et al* (derecha)⁴¹, obtenida irradiando con ⁶⁰Co a una dosis de 100 Gy.

Los picos que aparecen a temperaturas mayores que el pico 6 se denominan de alta temperatura, los picos llamados de baja temperatura incluyen hasta el 5 y, a veces, el 6.^{41 42} Los de alta temperatura muestran propiedades diferentes a los de baja temperatura, ya que su respuesta es fuertemente dependiente de la densidad de ionización de la radiación con la cual se irradia el material TL (Figura 15, derecha). Mientras que la presencia relativa de los picos de baja temperatura en la curva de brillo del TLD-100 disminuye débilmente cuando aumenta la densidad de ionización, los picos de alta temperatura aumentan su presencia, hasta ser tan importantes como el pico 5, cuando la densidad de ionización es suficientemente alta.⁴³ Otra propiedad de los picos de alta temperatura es la supralinealidad que presentan a dosis altas (Figura 15, izquierda). Estos dos procesos intrínsecos del dosímetro (la eficiencia, dependiente de la densidad de ionización, y la supralinealidad, también dependiente de la dosis) modelan la presencia de picos de alta temperatura en la curva de brillo.

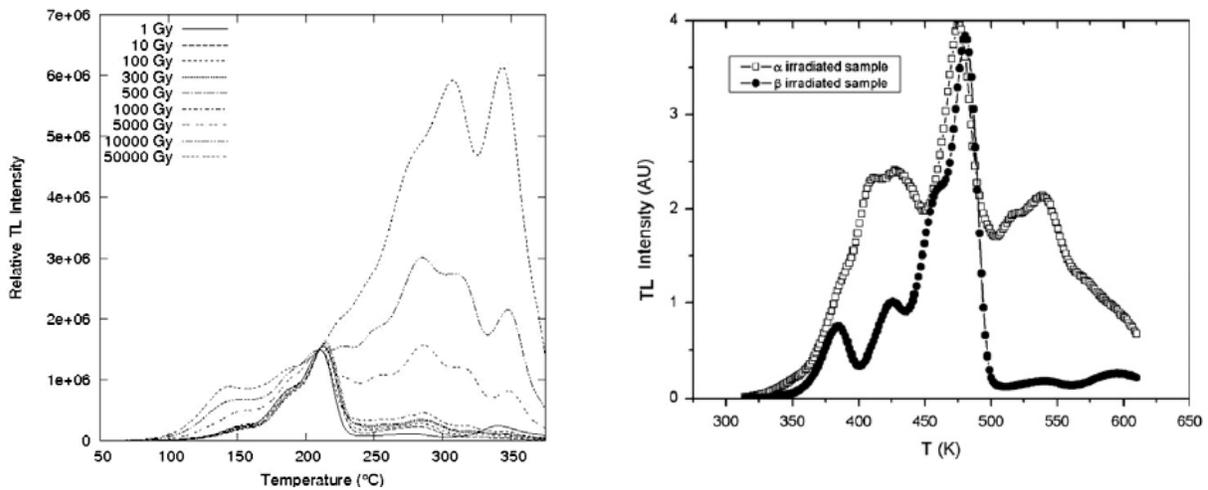


Figura 15. Procesos intrínsecos que modelan la presencia de picos de alta temperatura en la curva del TLD-100. Supralinealidad en los picos de alta temperatura como función de la dosis (izquierda). Las irradiaciones se hicieron por medio de electrones provenientes de una fuente de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$.⁴² Respuesta de los picos de alta temperatura como función de la densidad de ionización (derecha). Las curvas de brillo corresponden a irradiaciones con betas de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ y con partículas α de 5 MeV.⁴⁴

Una de las formas en las cuales se puede modelar la presencia de picos de alta temperatura en la curva de brillo es realizando el cociente entre la integral del pico 5 y los picos de alta temperatura. La Figura 16⁴⁵ presenta una representación grafica de los dos parámetros que determinan la presencia de los picos de alta temperatura (densidad de ionización y alta dosis.).

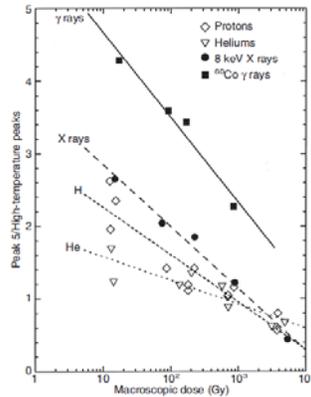


Figura 16. Presencia de los picos de alta temperatura (Integral p5/ integral de picos de alta temperatura) como función de la dosis y por diversas radiaciones.

La respuesta de los picos de alta temperatura a la densidad de ionización sugiere la posibilidad de utilizar estos picos (o al menos su proporción en la curva de brillo) como un discriminador de densidad de ionización. Una de las dificultades que supone el estudio de los picos de alta temperatura es el hecho de que no responden al modelo de Randal y Wilkins, de manera que los procesos físicos detrás de la respuesta TL no está del todo comprendida⁴¹, por lo cual la separación en picos (utilizados usualmente) deja de tener una justificación “física”. A pesar de eso, esta separación fenomenológica se utiliza para describir el comportamiento de la región de alta temperatura. En este trabajo no se observa supralinealidad en la respuesta TL, debido a que las dosis son bajas.

Además de las características mencionadas en los párrafos anteriores, las propiedades físicas del dosímetro deben considerarse al interpretar su respuesta a una dosis dada. La cantidad de luz que emite una galleta de TLD-100 es proporcional a la dosis depositada dentro de la misma. Esta dosis depende, de manera obvia, de la cantidad de radiación incidente (medida, por ejemplo, por el kerma en aire a la entrada) y del patrón de depósito de dosis en el volumen del dosímetro. Por esto la diferencia en la calidad de haz genera una diferencia en la respuesta TL del dosímetro, es decir, que una misma dosis (o kerma en aire) medido por una cámara de ionización no producirá la misma respuesta TL, si se utilizan diferentes energías. La siguiente curva (Figura 17) muestra el comportamiento de la respuesta TL de un dosímetro TLD-100 referida a la energía de un haz de ⁶⁰Co.

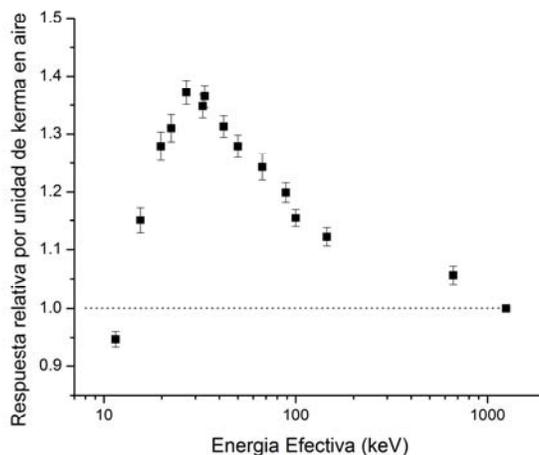


Figura 17. Dependencia de la respuesta TL del TLD-100 (Señal luminosa integrada entre 50 y 350 °C, tamaño de 3.2 x 3.2 x 0.9 mm).⁴⁶

La disminución de la respuesta para energías mayores que 30 keV se debe a que el depósito de energía va disminuyendo ya que la probabilidad de interacción por unidad de longitud (μ) disminuye. La disminución por debajo de los 30 keV es causada por la atenuación, ya que gran parte del dosímetro es irradiada débilmente debido a la atenuación del haz incidente.

2.5 Maniqués dosimétricos en mamografía

En la práctica no se acostumbra realizar mediciones directamente sobre los pacientes, por esto deben utilizarse diversos medios para simular la presencia del cuerpo humano; estos simuladores son conocidos como maniqués. Con un maniquí se genera un objeto estándar a irradiar, lo que permite intercomparar diversas técnicas e incluso diversos equipos.

En el caso concreto de dosimetría asociada a mamografía, se han desarrollado maniqués que determinan el estándar para determinar la DGP utilizando dosímetros TL. Wochos *et al*¹⁶. propusieron un método (Figura 18) en el cual 4 dosímetros (TLD-100) fueron colocados sobre discos de acrílico (PMMA) de 10 cm de diámetro y fueron irradiados de la misma manera que se hace en un estudio clínico. Los dosímetros se encontraban envueltos en bolsas de polietileno de 0.1 mm de grosor. Los dosímetros habían sido previamente horneados a 400 °C por 1 hora y después enfriados rápidamente a temperatura ambiente en 5 minutos, seguidos de un horneado a 80 °C por 24 horas. Los dosímetros fueron calibrados por medio de una fuente de ¹³⁷Cs, además se realizaron irradiaciones en un mastógrafo, con lo cual se pudieron obtener factores de corrección energética. Para medir la CHR se utilizó un sistema de capas de dosímetros a los cuales se les colocaron laminillas de aluminio, estas medidas se calibraron por medio de medidas a diferentes CHR, de manera que los cocientes entre las diversas capas se relacionan para determinar la CHR. La señal TL se corrigió por medio de factores de retrodispersión para obtener la exposición a la entrada de la mama. Los resultados indican que la CHR pudo ser determinada con una

incertidumbre de 0.1 mm de Al., lo cual resultaba en alrededor de un 10% de incertidumbre en la determinación de la DGP. Por otra parte la introducción de los factores de corrección por energía introdujo una incertidumbre adicional, por lo que los autores estimaron un límite de un 20% de incertidumbre para la exposición a la entrada de la mama. Por último, al hacer comparaciones con medidas de cámara de ionización se obtuvo acuerdo dentro del 7% en la proyección craneo-caudal.

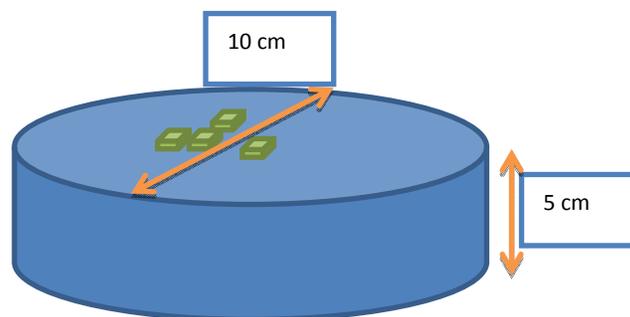


Figura 18. Maniquí propuesto por Wochos *et al.*

Otro diseño corresponde a Tung *et al.*¹⁷, quienes propusieron un sistema similar para medir CHR. En él utiliza un paralelepípedo de PMMA donde dosímetros TL (TLD-100H) fueron colocados en 5 hileras de 3 dosímetros cada una. Sobre cada conjunto de 3 dosímetros se colocó un espesor diferente de aluminio para determinar la CHR del haz. Todos los dosímetros se irradiaron a la vez de manera que no interfirieron entre sí (Figura 19). Los dosímetros fueron seleccionados de manera que solo aquellos que tuvieran una reproducibilidad dentro del 3% fueran utilizados. Se calibraron a una sola calidad de haz por medio de rayos X de un tubo con ánodo y filtro de molibdeno a 23 kV. Se probó el sistema para determinar las capas hemirreductoras de las combinaciones ánodo/filtro siguientes: Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh. Adicionalmente se corroboraron las medidas por medio de una cámara de ionización siguiendo el protocolo de la ACR³¹. Las medidas de los dosímetros fueron corregidas por retrodispersión y energía permitiendo evaluar la CHR con una diferencia máxima del $\pm 7\%$ respecto de la cámara de ionización.

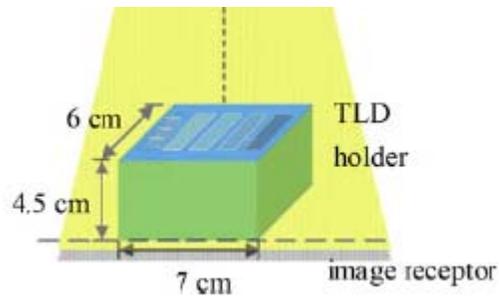


Figura 19. Diseño de Tung *et al* para medir CHR.

En Brasil, Camargo-Mendoza *et al*⁴⁷ desarrollaron un maniquí (Figura 20) donde se buscó determinar la relación entre el grosor de la mama con la dosis a la entrada, los factores de retrodispersión y la dosis a profundidad relativa. Para este propósito se utilizaron dosímetros termoluminiscentes TLD-100 horneados una hora a 400 °C seguidos por un horneado a 100°C por dos horas. Los dosímetros (tres por cada lectura) se colocaron en nichos a la superficie de semicírculos de PMMA (10 cm de diámetro). Una innovación en el diseño de este maniquí es que tiene la capacidad de variar su espesor, añadiendo o quitando más placas, para evaluar las diferencias que se generan al variar el espesor. Los resultados encontrados fueron que la dosis a la entrada disminuye mientras la energía efectiva del haz de radiación aumenta. Los factores de retrodispersión se incrementan alrededor de 1% por cada cm adicional que se colocaba en el maniquí. Por último, la dosis relativa en profundidad decrece prácticamente de modo exponencial dentro del grosor del maniquí, siendo el factor más importante, en esta dependencia, la calidad de haz. Todas las medidas obtenidas se reportan con una incertidumbre entre el 2 y 5%.

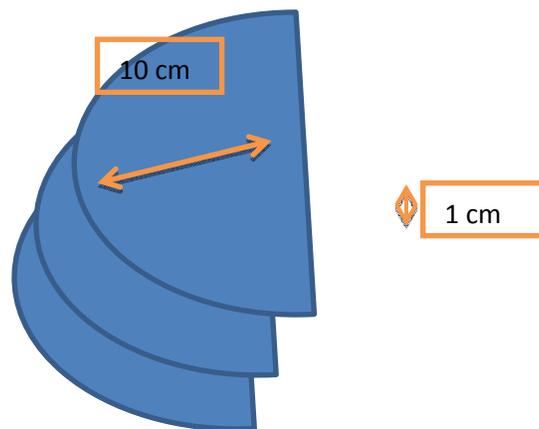


Figura 20. Diseño de Camargo-Mendoza *et al*. El espesor es variable.

Oliveira *et al*.⁴⁸ crearon un maniquí (Figura 21) que, además de determinar la DGP por medio de dosímetros termoluminiscentes, incorporó un diseño que permite realizar el control de calidad imagenológico para los equipos de mastografía. Consistió en 3 placas de PMMA de 1 x16x12 cm y una de 2x16x12 cm. Se utilizó TLD-100 en polvo empaquetado en una lámina de teflón, se utilizaron rayos X de mastógrafo para calibrarlo, de manera que no se necesitaron

correcciones adicionales por energía. La calidad de imagen se determinó por medio de una placa que contiene un inserto de cera, en su interior se tiene diversos materiales que simulan estructuras (fibras, masas y calcificaciones). El espesor del maniquí se puede variar para determinar la dosis para algún grosor de mama diferente.

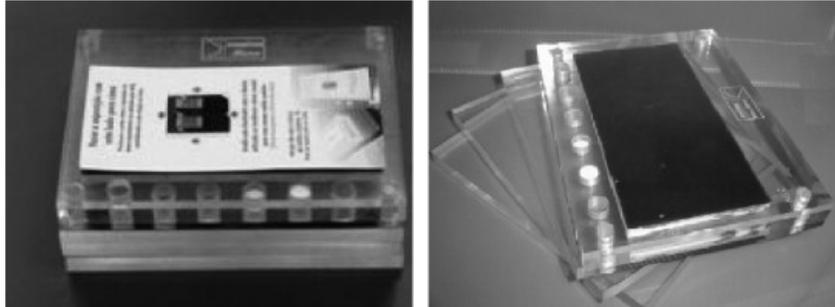


Figura 21. Diseño de Oliveira *et al.* A la izquierda el maniquí armado con la placa TL. A la derecha las placas separadas.

Capítulo 3: Objetivos de la tesis

3.1 Planteamiento del estudio

Ya que en los estudios mamográficos de tamizaje se utiliza radiación ionizante en pacientes asintomáticas, es particularmente importante conocer (y así optimizar) la dosis impartida. La determinación de la dosis en un estudio mamográfico generalmente requiere de personal calificado y equipo que, desgraciadamente, no siempre se encuentra disponible en los servicios mamográficos de los países en desarrollo. Este trabajo ofrece una opción que permite evaluar la dosis con un maniquí que contiene dosímetros termoluminiscentes. El maniquí se lleva al equipo a evaluar, se irradia y se regresa al laboratorio de lectura, ahí se analiza y se obtiene la dosis. De esta manera con un solo equipo de análisis TL se pueden evaluar muchos mastógrafos.

Para el caso de México, este proyecto de tesis representa un trabajo original. El diseño del maniquí se inspiró en los trabajos anteriormente mostrados, con los respectivos cambios para adecuarlo a un sistema práctico. Se planea que el sistema permita determinar la DGP midiendo el kerma en aire a la entrada de la mama y la CHR del haz, todo por medio de dosímetros TL (TLD-100). Además, se espera que el sistema permita su irradiación sin la presencia de un Físico Médico.

3.2 Hipótesis

La dosis glandular promedio se puede determinar con una incertidumbre estándar combinada menor que el 10% usando un maniquí que contenga dosímetros termoluminiscentes calibrados.

3.3 Objetivo general

Construir y calibrar un maniquí para evaluar la dosis glandular promedio (DGP) utilizando dosímetros termoluminiscentes (TLD-100) con una incertidumbre estándar combinada menor que el 10%.

3.4 Objetivos específicos

- Caracterización de la respuesta termoluminiscente TL de dosímetros TLD-100 a rayos-X de energías usadas en mamografía, por medio de la señal integrada en picos escogidos de la curva de brillo.
- Evaluación del posible uso de la forma de la curva de brillo como indicador de la calidad del haz del mastógrafo, luego de una calibración.
- Calibración de la respuesta de los dosímetros al kerma en aire de haces de interés clínico en mamografía.

- Diseño y construcción de un maniquí de PMMA, con dosímetros TLD-100 y un sistema de medición de la calidad del haz.
- Validación del método, a través de mediciones de DGP en sistemas mastográficos escogidos.

Capítulo 4: Materiales y métodos

4.1 Dosimetría termoluminiscente

Los dosímetros que se utilizaron en este proyecto se denominan TLD-100. Son cristales pulverizados, y luego comprimidos, de fluoruro de litio dopado con magnesio y titanio (LiF: Mg, Ti). La presentación del TLD-100 son pequeños comprimidos del cristal con dimensiones de 1/8 x 1/8 x 1/32 pulgadas (3.2 x 3.2 x 0.89 mm). El LiF presenta un valor de número atómico efectivo de aproximadamente 8.2³⁷ y una densidad nominal de 2.64 g/cm³.⁴⁹ Los dosímetros utilizados en este proyecto fueron horneados y leídos dentro del laboratorio de dosimetría termoluminiscente del Instituto de Física, UNAM.

Para el uso de los dosímetros se siguió el protocolo UNAM³⁷. Los dosímetros se hornearon en aire a 400°C durante una hora, se dejaron enfriar rápidamente a temperatura ambiente y después se realizó un segundo horneado en aire a 100°C por dos horas. Al final del segundo horneado también se realizó un enfriamiento rápido a temperatura ambiente. Todos los dosímetros fueron manejados por medio de pinzas. Se cuidó de no dañar (rompiendo o rayando) el comprimido.

Los dosímetros se irradiaron entre 24 y 36 horas después del horneado y, después de irradiarlos, se dejó pasar un intervalo de tiempo idéntico para su lectura posterior. Para la lectura de los dosímetros se usó un lector Harshaw 3500 (Figura 22). El lector utiliza una plancheta resistiva para calentar los dosímetros. La detección de la señal luminosa se hace por medio de un tubo fotomultiplicador. El lector permite el uso de flujo de algún gas durante la lectura. En el caso de este trabajo la lecturas se hicieron con un flujo de nitrógeno de alta pureza (99.9995%), el flujo se inicia por lo menos 30 minutos antes de iniciar la lectura. La tasa de calentamiento de la plancheta se programó como 8°C/s. El calentamiento abarca desde la temperatura ambiente hasta los 400°C. La temperatura ambiente se fijó entre los 17 y 19 °C, usando un sistema de aire acondicionado ambiental, esto para controlar el ruido electrónico del tubo fotomultiplicador del equipo lector.



Figura 22. Lector Harshaw 3500 que se utiliza para leer los dosímetros. Derecha, detalle de la plancheta de calentamiento.

4.2 Análisis de la curva de brillo

La curva de brillo (Figura 23) de los dosímetros TL se analizó por separado de la estación de lectura. Se utilizó el software CGCD, creado por Harshaw, para realizar una deconvolución de la curva de brillo. Se modificó el protocolo de deconvolución propuesto por Massillon *et al*³⁷, simplificándolo por medio de la reducción del número de picos, además de la determinación de la posición y la anchura fijos para cada pico. La curva de brillo se separó en 6 picos individuales, además se realizó la resta del fondo (compuesto de una constante debida al ruido de la electrónica, más una señal exponencial debida a la radiación térmica de la plancheta a altas temperaturas) y del pico 2. Los picos de la curva de brillo se numeraron de acuerdo a su posición con respecto a la temperatura (de izquierda a derecha), respetando la nomenclatura que denomina al pico más importante “pico 5”. La información obtenida de la deconvolución es el integral bajo la curva que define cada pico.

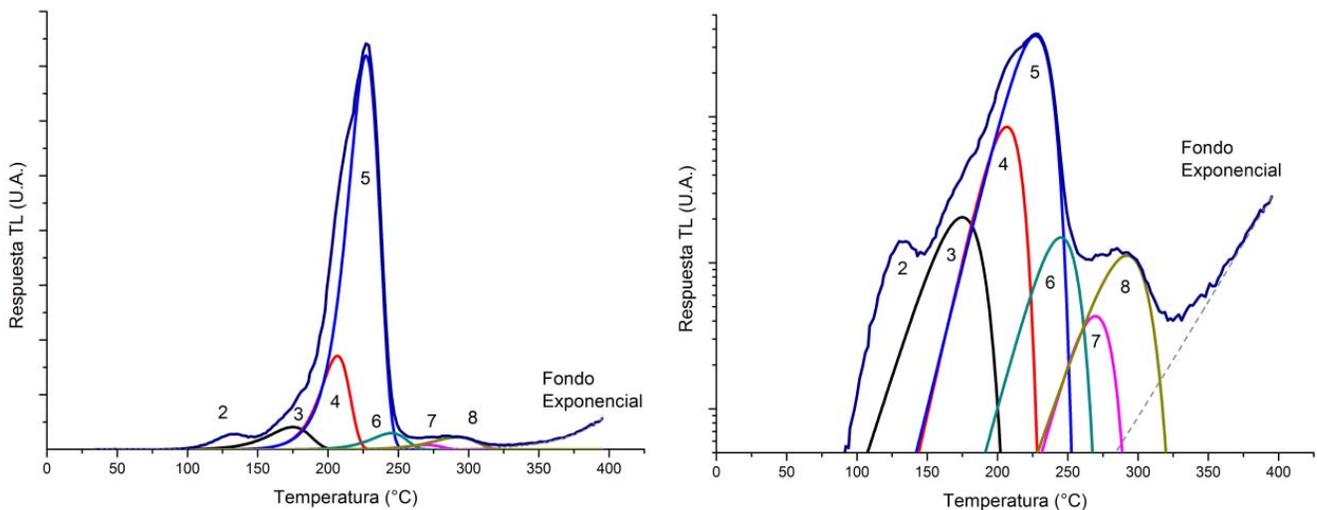


Figura 23. Curva del brillo del TLD-100 (Derecha: Escala logarítmica, Izquierda: Escala lineal). Separación en los 6 picos definidos en este trabajo. Tanto el pico 2 como el fondo se eliminan al inicio por medio del software CGCD.

Para realizar la deconvolución en 6 picos se utilizan parámetros fijos (Tabla 1) para la posición y el ancho de cada pico. La altura es ajustada automáticamente por el software.

# Pico	FWHM	Posición [°C]	Diferencia respecto del pico 5 [°C]
3	35	174	-52
4	24.89	205.6	-20.4
5	27.33	226	0
6	30	244.1	18.1
7	30	268.7	42.7
8	38	291.2	65.2

Tabla 1. Parámetros para la deconvolución de la curva de brillo del TLD-100.

Para sustraer el fondo se utilizó la mediana de los primeros 21 valores como constante, para el caso de la exponencial se utilizaron como referencia dos puntos arbitrarios para cada curva de brillo, ubicados en los valores de más alta temperatura (entre 350-400 °C), que disten al menos 32 grados entre sí. La sustracción del pico 2 se determinó a una diferencia relativa de -59°C con respecto del pico 5.

Un análisis de la variación estadística de la integral de cada pico (Figura 24) mostró que se gana mayor estabilidad al sumar las integrales de los picos 4 y 5, así como de los picos 7 y 8. De esta manera los picos 4 y 5 fueron utilizados como picos dosimétricos y la pareja de picos 7 y 8, mostraron el comportamiento de la zona de alta temperatura. Los picos 4+5 se usaron para obtener las medidas en este trabajo.

En este trabajo también se analiza la relación entre picos de baja (4+5) y alta temperatura (7+8) como posible discriminador de la calidad de haz con la cual fueron irradiados los dosímetros. Esto es posible, en principio, ya que los picos de alta temperatura (7+8) son fuertemente dependientes a la densidad de ionización, y en el caso de los rayos X de baja energía (mamografía) los electrones secundarios tienen una relativamente alta densidad de ionización al final de su trayectoria en el material. Se investigó experimentalmente la posibilidad de evaluar la presencia de picos de alta temperatura (cociente entre los picos de alta y baja temperatura) en la curva de brillo del TLD-100 para determinar la calidad de haz con la cual fue irradiado.

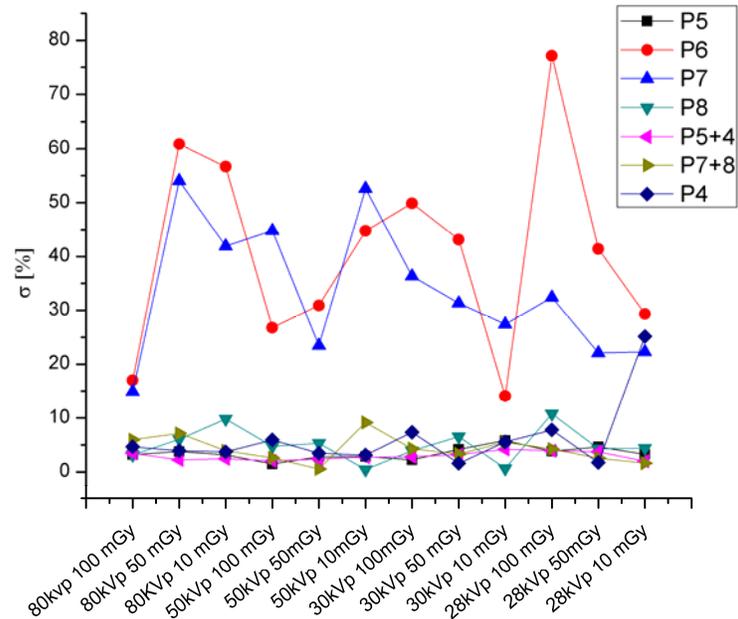


Figura 24. Variaciones estadísticas (una desviación estándar relativa al promedio de 3 dosímetros) de las integrales de cada pico para diferentes voltajes y kerma en aire. Rayos X de W/AI.

Dentro del análisis preliminar se detectaron corrimientos, en temperatura, de la curva de brillo. El corrimiento es una diferencia entre la temperatura registrada por el equipo lector y la temperatura real del cristal. Estos corrimientos fueron atribuidos a diversos factores, como podría ser polvo, una posición específica dentro del nicho de la plancheta o vibración de la plancheta durante el calentamiento. Estos factores impiden la correcta transferencia de calor entre el cristal y la plancheta de calentamiento. Se determinó, por medio de un análisis estadístico del corrimiento de las curvas de brillo, que sólo se usarían datos donde el pico 5 se encontrara bajo 235°C, ya que así se cumpliría que se encuentra dentro de 2 desviaciones estándar desde el promedio de posición del pico 5 que es de 226 °C.

4.3 Calidades de haz

Las irradiaciones fueron hechas usando de dos tubos de rayos X y un mastógrafo, de manera que se puede dividir el trabajo en irradiaciones con tubos de rayos X de laboratorio e irradiaciones con un mastógrafo clínico. Todas las irradiaciones necesarias para calibrar el maniquí se hicieron dentro del Instituto de Física UNAM, en irradiaciones con mastógrafo clínico. El IF cuenta con un mastógrafo General Electric, modelo Senographe 2000D (Figura 25). Este equipo fue donado por el Instituto Nacional de Cancerología (INCan) en el año 2011. Las calidades de haz que permite generar el equipo son las que se utilizan clínicamente.



Figura 25. Mastógrafo Senographe 2000D.

Cuenta con un blanco rotatorio con dos materiales, molibdeno y rodio como ánodo, así mismo cuenta con filtros de estos materiales (0.03 mm de Mo y 0.025 mm de Rh), de manera que permite generar las combinaciones Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh. El voltaje de operación del tubo de rayos X de este equipo abarca un intervalo entre los 22 y 49 kV. A continuación (Figura 26) se muestran los espectros que permite generar el mastógrafo.

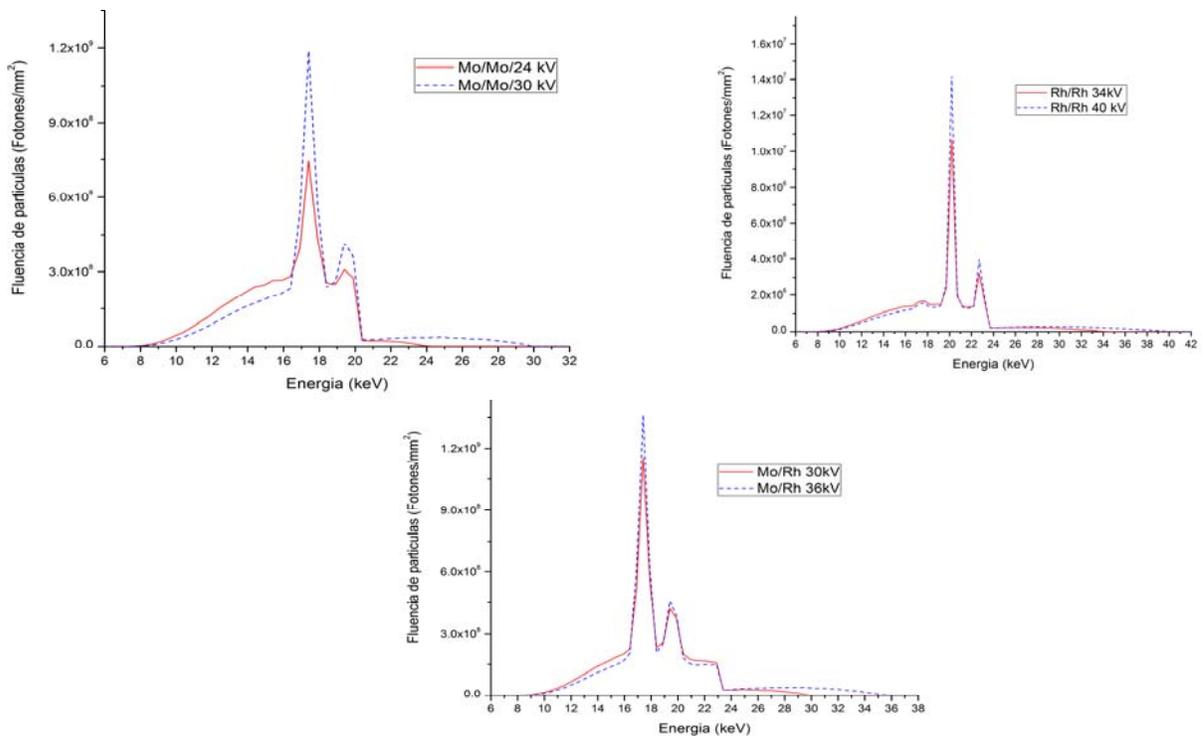


Figura 26. Espectros simulados que corresponden a los producidos en el mastógrafo Senographe. Los espectros están normalizados a 10 mGy de kerma en aire a la salida del tubo de rayos X.

Las energías promedio de los haces se encuentran entre los 16 y 20 keV, así mismo las primeras capas hemirreductoras de los haces están entre 0.3 y 0.6 mm de aluminio (ver Tabla 2 en el capítulo 5).

4.4 Respuesta de los dosímetros a las condiciones de irradiación

Se evaluó de manera general la respuesta de los dosímetros a las condiciones de irradiación por medio de una serie de experimentos con tubos de rayos X de laboratorio. Se verificó la linealidad en la respuesta de los dosímetros con respecto al kerma en aire por medio de un tubo de rayos X con ánodo de tungsteno propiedad de Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, para tres calidades de haz.

En el IF-UNAM se utilizó un tubo modelo Apogee (Series 5000) con ánodo de molibdeno. Estos experimentos preliminares se realizaron para determinar las posibles simplificaciones o dificultades en la calibración de los dosímetros ante diferentes factores al irradiarlos. Al la salida del tubo de rayos X se le coloca un filtro de 25 μm de molibdeno para crear un haz similar a uno encontrado en mamografía.

Los experimentos que se realizaron con el tubo Apogee son los siguientes:

- Respuesta de los dosímetros a irradiación en aire.
- Repetitividad de las irradiaciones.
- Respuesta a materiales dispersores detrás de los dosímetros.
- Respuesta a materiales dispersores delante de los dosímetros.
- Respuesta a dispersión proveniente del cambio de tamaño de campo.
- Diferencia en la curva de brillo debido a un cambio en la calidad de haz.

Para realizar estos experimentos se utiliza un arreglo experimental como el mostrado en la siguiente imagen (Figura 27 y Figura 28). Se utiliza un colimador circular de 3 mm a la salida del tubo de rayos X. Se forma un marco de irradiación que se atornilla a la mesa óptica para mayor estabilidad. Las irradiaciones se realizaron a 52 cm de la salida del tubo de rayos X.

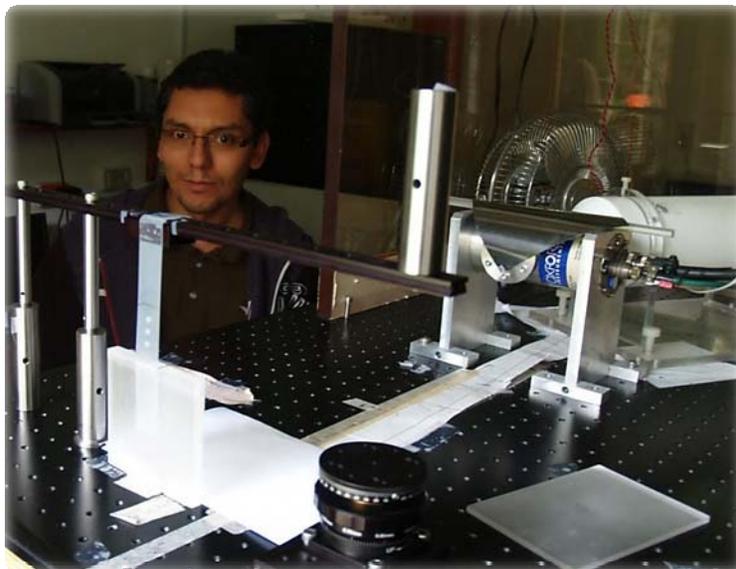


Figura 27. Marco de irradiación para los dosímetros en laboratorio. En la foto, el M. en C. Tirso Murrieta, del grupo de dosimetría y física médica del IF-UNAM

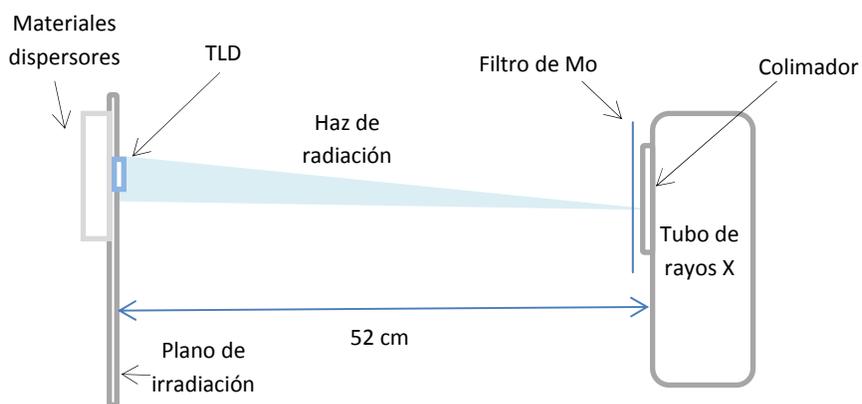


Figura 28. Esquema del arreglo experimental de laboratorio.

Para obtener una irradiación en seno de aire se utiliza una Cinta Mágica™ Scotch® para colocar los dosímetros en el plano de irradiación (Figura 29). El plano se corrobora por medio de un láser que hace coincidir la posición de la cinta con las medidas anteriores. La experiencia previa⁵⁰ en el uso de este tipo de cinta muestra que no introduce perturbaciones en la respuesta de los dosímetros.

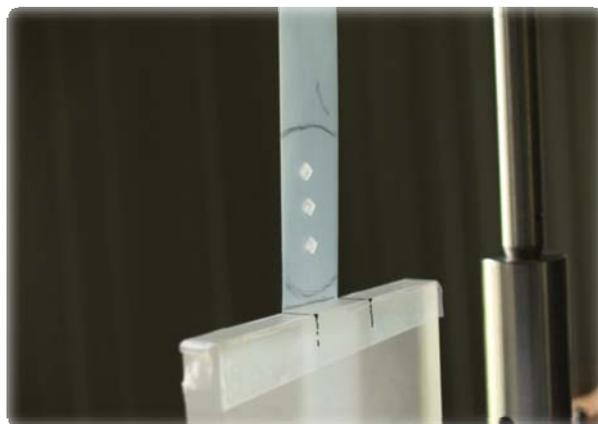


Figura 29. Irradiación en seno de aire de dosímetros TLD-100.

La determinación de la tasa de kerma que se tiene en el plano de irradiación se realiza por medio de una cámara de ionización para mamografía RADCAL 20X6-6M (Figura 30) acoplada a su electrómetro. No es necesario corregir la lectura por presión y temperatura, debido a que el sistema lo hace automáticamente. La cámara tiene un certificado de calibración (909 R-X (D), LSCD No: 1081) con trazabilidad a LCIE de Francia, dando un coeficiente de calibración de kerma en aire de $8.26 \times 10^{-8} \pm 2.16 \% \text{ Gy u}^{-1}$. La calibración fue realizada con un tubo de rayos X (ánodo de tungsteno), a un valor nominal de 28 kV y una CHR de 0.31 mm de Al.



Figura 30. Cámara de ionización RADCAL 20X6-6M

Para determinar la respuesta de los dosímetros a parámetros de irradiación se realizaron cambios en las características de cada experimento. Los parámetros que se variaron fueron: La calidad de haz, el kerma, los materiales que rodean a los dosímetros (para evaluar la contribución de la radiación dispersa) y el tamaño del campo. La calidad de haz se modificó por medio del filtro que se coloca en el camino del haz, o variando el voltaje. El tamaño de campo se varió al retirar el colimador del tubo de rayos X. Para verificar la importancia de la radiación dispersa se colocaron placas de PMMA en diversas posiciones (delante, detrás y envolviendo los dosímetros) y se

compararon las señales TL inducidas con respecto a las señales de irradiaciones en aire y también entre sí. La repetitividad de las irradiaciones se aseguró por medio de irradiaciones de control, tanto en seno de aire como con medio dispersor. La información obtenida en cada uno de los experimentos de laboratorio se analizó por medio de la deconvolución de la curva de brillo de cada dosímetro.

4.5 Diseño del maniquí

El diseño del maniquí se obtuvo al combinar las diversas ideas obtenidas de los maniqués ya existentes, con las siguientes modificaciones y mejoras a los diseños. El diseño se basa en placas semicirculares plásticas (PMMA) de 19 cm de diámetro. El espesor conjunto de las placas es de 4.5 cm, lo cual representa un promedio del grosor comprimido de una mama. El maniquí se divide en las siguientes tres partes denominadas:

- Base
- Soporte TLD
- Tapa

La base del maniquí (Figura 31) es un conjunto de dos placas. El espesor de esta parte es de 3 cm y se utiliza como una parte común para todo el sistema de detección.

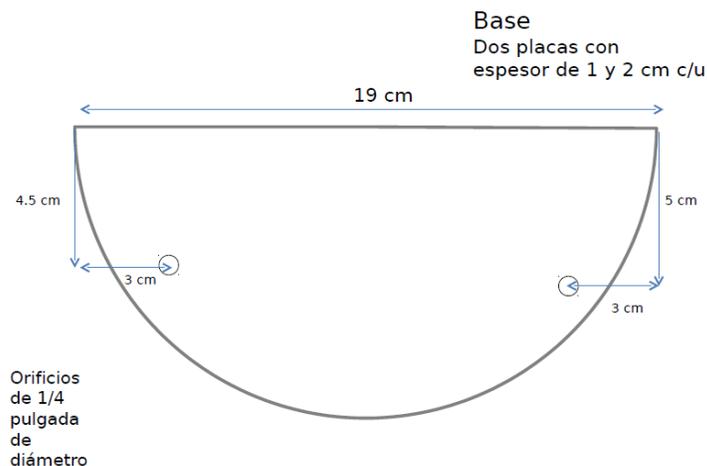


Figura 31. Diseño de la placa base del maniquí

Los orificios de la placa se hacen asimétricos para generar una quiralidad en el maniquí. Esto permite que la irradiación se haga siempre por el mismo lado y no exista posibilidad de error al momento de ensamblar el sistema. Los orificios en la placa del fondo tienen cuerda para poder utilizar tornillos de Nylamid en el ensamblado.

El sistema de detección (donde se colocan los TLD) lo constituye la placa de soporte y la tapa del maniquí. La placa de soporte para los TLD (Figura 32) tiene un espesor de un centímetro y posee 15 nichos para alojar dosímetros de manera individual. Los dosímetros se acomodan en dos

filas, una se encuentra a 6 cm del borde recto y consta de 3 dosímetros, estos dosímetros se usaran para calibrar el kerma en aire a la entrada de la mama. La segunda fila se encuentra a 2 cm del borde y consta de 12 dosímetros divididos en 4 grupos de 3 dosímetros cada uno, esta fila se usará para estimar la CHR del haz de radiación.

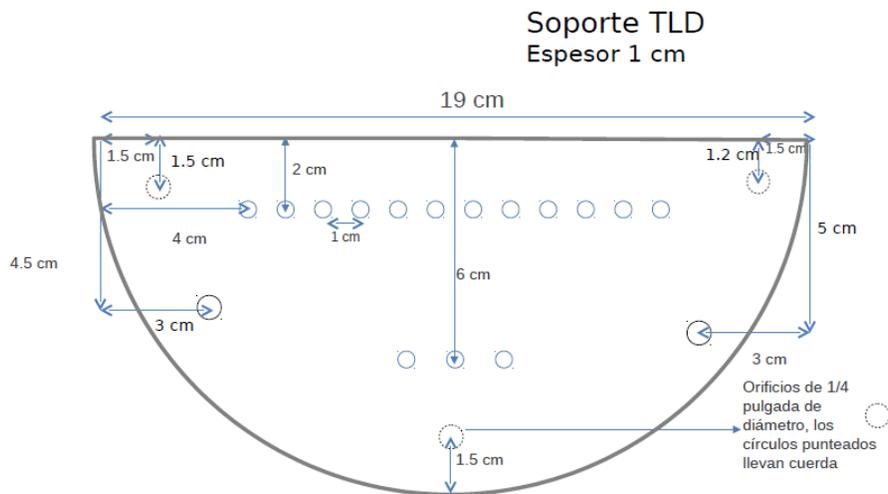


Figura 32. Placa de soporte para los TLD. La fila con 12 nichos sirve para determinar la CHR del haz, la fila con 3 nichos se usa para determinar el kerma en aire a la entrada.

Los nichos son círculos de 4.5 mm de diámetro, con un profundidad de 1 mm, separados por 1 cm entre ellos. La placa posee los mismos orificios que la placa base para poder unirla con ella, además posee 3 orificios extras con cuerda que permiten fijar la tapa. De igual manera los orificios para fijar la tapa presentan una asimetría, lo que evita errores de montaje.

La tapa posee todos los agujeros que presentan la placa de soporte y la base, esto permite unirla a ambas. La tapa cuenta con 3 nichos rectangulares de profundidades de 0.3, 0.4 y 0.5 mm donde se colocan láminas delgadas de aluminio.

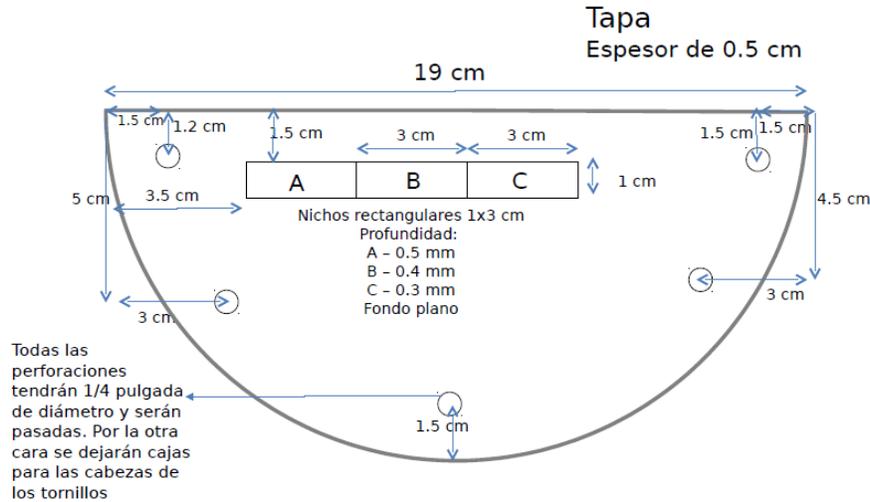


Figura 33. Tapa del maniquí. Los nichos rectangulares permiten la colocación de aluminio crear una cuña que permite determinar la CHR por los dosímetros que quedan por debajo de esta.

La tapa del maniquí complementa la tapa de soporte al generar todo el sistema de detección. Las películas de aluminio quedan encima de los nichos de los dosímetros, de manera que cada 3 dosímetros (de la fila con 12 dosímetros) tienen diferentes espesores de aluminio sobre ellos, esto constituye el sistema para medir la CHR.

El sistema de detección (tapa y soporte) se puede fijar por medio de tornillos cortos, de esta manera los dosímetros quedan resguardados y no se pueden mover. Todo el maniquí queda unido por otros dos tornillos que unen la base con un sistema de detección. El borde recto del maniquí se alinea con el borde del mastógrafo, en la posición que ocuparía el tórax del paciente

Adicionalmente se desarrolló un segundo maniquí que no tiene un sistema de detección. Este maniquí, denominado homogéneo, se utilizó para determinar todos los parámetros de irradiación y hacer todas las pruebas pertinentes antes de utilizar los dosímetros.

4.6 Calibración

La calibración se hizo por medio de intercomparaciones entre la señal TL de los dosímetros (integrales de los picos 4 y 5) y lo que midió una cámara de ionización. Para realizar las irradiaciones se emplea una unidad Senographe 2000D GE (mastógrafo), que posee 3 combinaciones ánodo/filtro y un intervalo de voltajes entre los 22 y 49 kV.

Las medidas con cámara de ionización se hicieron siguiendo el protocolo de la OIEA.¹³ El valor del kerma en aire a la entrada de la mama ($K_{i,e}$ en la expresión (14)) se midió por medio de una cámara de ionización de la siguiente manera:

- Se irradió un maniquí semicircular de 4.5 cm de PMMA en modo automático para obtener valores de irradiación que da el mastógrafo.

- En el caso de detectores digitales, se debe colocar una protección metálica sobre el soporte de la mama para proteger al detector de una posible sobreirradiación innecesaria. En el caso de un equipo analógico se retira la película del chasis.
- Se seleccionaron los mismos parámetros que se obtuvieron automáticamente y se colocó la cámara de ionización centrada de izquierda a derecha, en el borde que ocuparía el tórax de un paciente. El centro de la cámara se introduce aproximadamente 4 cm en el campo. La superficie efectiva de la cámara se colocó a 4.5 cm por encima del soporte para la mama, es decir, en el plano de entrada del maniquí.
- Se colocó la placa de compresión justo por encima de la cámara de ionización.
- Se realizó una irradiación y se obtuvo una lectura por medio de la cámara de ionización.
- Por último, la lectura se multiplicó por su coeficiente de calibración.

En el caso de las medidas que se requirieron para determinar la CHR del haz de radiación se utilizó la misma posición de la cámara de ionización, sólo que en ese caso la paleta de compresión se colocó a la salida del tubo de rayos X y sobre él, se añadieron, una por una, las láminas de aluminio que permitieron atenuar el haz de radiación. Una vez que se terminaron las medidas necesarias para determinar la CHR se verificó la primera irradiación (sin aluminio) para comparar y detectar posibles cambios en el arreglo. Una diferencia de más del 3% indicaría que las condiciones cambiaron lo suficiente para hacer las medidas poco confiables.

Para calibrar cada conjunto de dosímetros se utilizó la comparación directa de la integral bajo los picos 4 y 5, de la curva de brillo, con la lectura obtenida por la cámara de ionización. Este proceso se realizó para cada calidad de haz utilizada. Se utilizó la hipótesis de que la señal TL inducida en los cristales es lineal respecto del número de ionizaciones en el dosímetro. Cualquier calidad de haz que no se midió en el proceso de calibración será interpolada de los datos experimentales. Al final lo que se espera obtener es un coeficiente, dependiente de la calidad de haz, que permita estimar el kerma en aire a la entrada por medio de $Int(p4 + p5)$ en los dosímetros TL.

$$K_{i,e} = L_Q \cdot Int(p4 + p5) \quad (18)$$

donde $K_{i,e}$ es el kerma en aire a la entrada y L_Q es el coeficiente necesario para transformar la integral sumada de los picos 4 y 5 de la curva de brillo, a kerma. Al final, la ecuación (14) será rescrita la siguiente manera:

$$DGP = g_T \cdot c_T \cdot s \cdot L_Q \cdot Int(p4 + p5) \quad (19)$$

4.7 Comparación con cálculos teóricos

Una importante prueba que se realizó fue la comparación entre los coeficientes de calibración L_Q que se obtuvieron para los dosímetros y los resultados de cálculos de dosis en las calidades de haz que se utilizaron en este trabajo. Para este propósito se realizaron dos cálculos analíticos por medio de un programa diseñado para este propósito en MATLAB. Como primera aproximación los cálculos se hicieron suponiendo haces monoenergéticos, con energías iguales a las energías efectivas de cada calidad. Los cálculos completos consideraron haces polienergéticos similares a los generados por el mastógrafo.

Para el cálculo de dosis se toman en cuenta dos procesos principales, la atenuación dada por el propio dosímetro (ecuación (20)) y el depósito de dosis que depende de la fluencia y la energía (ecuación (21)).

$$\Phi(x) = \Phi_0 e^{-\mu x}. \quad (20)$$

$$D = \int_{x_{\min}}^{x_{\max}} E \Phi(x) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{EZ} dx, \quad (21)$$

donde x_{\min} y x_{\max} determinan el grosor del dosímetro, (μ_{en}/ρ) es el coeficiente másico de absorción de energía, este determina la cantidad de energía que se absorbe en el medio y es dependiente de la energía y el número atómico del material. La expresión que determina la dosis utiliza la suposición (que se cumple experimentalmente) de que se tiene equilibrio de partícula cargada, es decir, que cualquier partícula cargada que abandona el volumen de interés es remplazada por otra idéntica que entra al volumen. En el caso de los cálculos con espectro polienergéticos se siguen las mismas expresiones, cada parte del espectro se atenúa diferente:

$$\Phi(x, E) = \Phi(E)_0 e^{-\mu(E)x}, \quad (22)$$

donde $\Phi(E)$ es la fluencia de partículas de cada energía E y $\mu(E)$ es el correspondiente coeficiente lineal de atenuación para la energía E. En la expresión x representa el grosor del atenuador.

En el caso de la dosis se utiliza la siguiente expresión para determinar la dosis total:

$$D = \int_{E_{\min}}^{E_{\max}} \int_{x_{\min}}^{x_{\max}} E \Phi(x, E) \left[\frac{\mu_{en}(E)}{\rho} \right] dE dx \quad (23)$$

Es importante hacer notar que el espectro $\Phi(x, E)$ se modifica dentro del dosímetro con cada diferencia dx . Al final se puede realizar una comparación con lo obtenido experimentalmente por medio de la relación:

$$\frac{K_{air}}{L_Q} \propto D_r$$

(24)

4.8 Pruebas en sistemas clínicos

Los sistemas de detección calibrados se usaron en 2 unidades que brindan el servicio de mamografía. En esta prueba se evaluó el desempeño del maniquí en un equipo diferente del utilizado para calibrar y se comparó con la manera usual de hacer el control de calidad en dosimetría (con cámara de ionización). Se comparó de manera individual la calibración del kerma en aire a la entrada y la determinación de la CHR. Esto con el objetivo de evaluar la autonomía del maniquí para determinar la DGP.

Capítulo 5: Resultados y discusión

5.1 Calidades de haz mamográficas

Las calidades de haz que se eligieron para realizar la calibración del maniquí son las siguientes (Tabla 2):

Ánodo	Filtro	Voltaje [kV]	Energía promedio [keV]	Energía efectiva [keV]
Mo	Mo	24	15.71	14.95±0.03
Mo	Mo	26	16.18	15.30±0.02
Mo	Mo	28	16.58	15.72±0.02
Mo	Mo	30	16.97	15.94±0.02
Mo	Rh	28	17.38	16.41±0.04
Mo	Rh	30	17.68	16.74±0.03
Mo	Rh	32	17.96	16.91±0.03
Mo	Rh	34	18.27	17.06±0.06
Rh	Rh	30	18.43	16.81±0.02
Rh	Rh	34	19.28	17.40±0.02
Rh	Rh	36	19.67	17.67±0.03
Rh	Rh	40	20.40	18.02±0.02

Tabla 2. Calidades de haz que se usaron para la calibración. La energía efectiva se determinó a partir de las CHR que se presentan más adelante.

La energía efectiva se obtuvo a partir de las mediciones de la CHR para los haces de calibración. Para cada una de estas calidades de haz se realizaron medidas de rendimiento (kerma en aire a la entrada por unidad de mAs) y CHR.

Rendimiento del mastógrafo.

El rendimiento fue medido como se indica en la sección 4.6. Los datos obtenidos por medio de la cámara de ionización se muestran a continuación (Tabla 3), agrupados para cada combinación ánodo/filtro y se conjuntan en la Figura 34.

Mo/Mo					
Voltaje (kV)	mAs	Lectura C.I. (mR)	Incert (mR)	Kerma (mGy)	Incert (mGy)
24	63	420.0	0.5	3.469	0.004
24	100	667.0	0.5	5.509	0.004
24	140	935.0	0.5	7.723	0.004
26	63	545.0	0.5	4.502	0.004
26	100	866.0	0.5	7.153	0.004

26	140	1214.0	0.5	10.028	0.004
28	63	683.5	0.9	5.646	0.007
28	100	1087.0	0.5	8.979	0.004
28	140	1524.0	1.5	12.588	0.012
30	32	421.0	0.5	3.477	0.004
30	56	741.0	1.5	6.121	0.012
30	80	1057.5	0.9	8.735	0.007
Mo/Rh					
Voltaje (kV)	mAs	Lectura C.I. (mR)	Incert (mR)	Kerma (mGy)	Incert (mGy)
30	50	537.5	0.9	4.440	0.007
30	71	764.5	0.9	6.315	0.007
30	90	970.0	0.5	8.012	0.004
28	50	435.0	0.5	3.593	0.004
28	71	619.0	0.5	5.113	0.004
28	90	785.5	0.9	6.488	0.007
32	50	645.5	0.9	5.332	0.007
32	71	917.5	0.9	7.579	0.007
32	90	1164.5	0.9	9.619	0.007
34	40	609.5	0.9	5.034	0.007
34	63	961.5	0.9	7.942	0.007
34	80	1220.5	2.2	10.081	0.018
Rh/Rh					
Voltaje (kV)	mAs	Lectura C.I. (mR)	Incert (mR)	Kerma (mGy)	Incert (mGy)
30	50	552.0	0.5	4.560	0.004
30	63	694.5	0.9	5.737	0.007
30	71	783.5	0.9	6.472	0.007
34	50	773.5	0.9	6.389	0.007
34	63	975.0	0.5	8.054	0.004
34	71	1099.5	0.9	9.082	0.007
36	50	899.0	0.5	7.426	0.004
36	63	1134.0	0.5	9.367	0.004
36	71	1277.5	0.9	10.552	0.007
40	20	459.5	0.9	3.795	0.007
40	40	921.0	0.5	7.607	0.004
40	56	1291.5	0.9	10.668	0.007

Tabla 3. Datos para la determinación del rendimiento del mastógrafo

A partir de la Tabla 3 se puede determinar el rendimiento para cada calidad de haz. A los datos se añade además que con 0 mAs se espera una respuesta en la cámara de $0 \text{ mGy} \pm 0.0003 \text{ mGy}$ (fuga habitual de la cámara para periodos de integración de la caga de 1 minuto). La incertidumbre del factor de calibración será considerada al final.

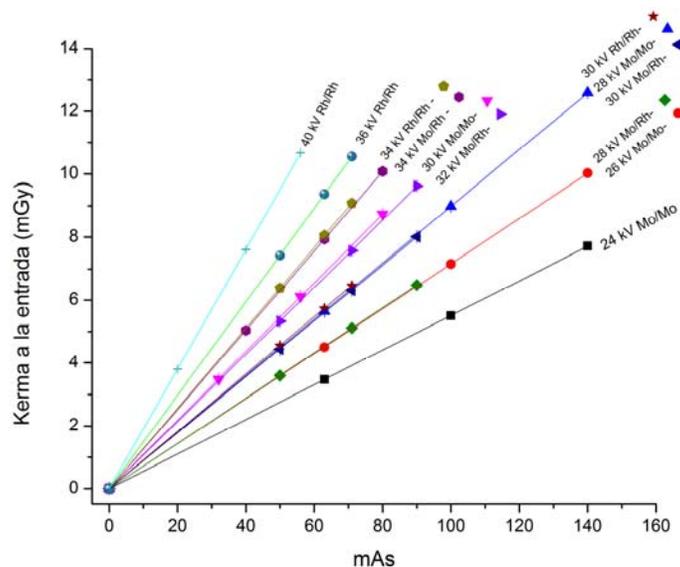


Figura 34. Medidas y ajustes lineales del kerma a la entrada como función del mAs.

La pendiente de cada uno de los ajustes (rendimiento) se proporciona en la siguiente tabla (Tabla 4).

Parámetros de irradiación	Rendimiento (mGy/mAs)	Incertidumbre (mGy/mAs)	Valor de R ²
24 kV Mo/Mo	0.05513	0.00003	0.999999215
26 kV Mo/Mo	0.07158	0.00004	0.999998882
28 kV Mo/Mo	0.08979	0.00005	0.999998951
30 kV Mo/Mo	0.1090	0.0002	0.99999245
28kV Mo/Rh	0.07200	0.00006	0.999997967
30 kV Mo/Rh	0.08899	0.00005	0.999999183
32 kV Mo/Rh	0.10679	0.00006	0.999998901
34 kV Mo/Rh	0.12601	0.00006	0.99999933
30 kV Rh/Rh	0.09115	0.00004	0.999999485
34 kV Rh/Rh	0.12785	0.00003	0.999999833
36 kV Rh/Rh	0.14862	0.00005	0.999999646
40 kV Rh/Rh	0.1903	0.0001	0.99999854

Tabla 4. Rendimiento medido del mastógrafo.

Capa hemirreductora

De igual manera, siguiendo la sección correspondiente (4.6) se midió la CHR de cada una de las calidades de haz. Los datos obtenidos para cada calidad se muestran a continuación (Tabla 5) y para cada combinación ánodo/filtro se grafican. La determinación de la CHR se realiza conforme a lo establecido en el Apéndice B.

Mo/Mo					
Voltaje (kV)	mm Al	Lectura Promedio (mR)	Incert (mR)	Normalización	Incert
24	0	633.0	0.5	1.000	0.002
24	0.2	403.5	0.9	0.637	0.002
24	0.3	332.0	0.5	0.524	0.001
24	0.4	275.8	0.5	0.436	0.001
24	0.5	231.5	0.5	0.366	0.001
26	0	817.0	0.5	1.000	0.0012
26	0.2	538.0	0.5	0.659	0.0010
26	0.3	444.0	0.5	0.543	0.0009
26	0.4	374.0	0.5	0.458	0.0009
28	0	829.0	0.5	1.000	0.001
28	0.2	561.0	0.5	0.677	0.001
28	0.3	471.0	0.5	0.568	0.001
28	0.4	398.5	0.9	0.481	0.001
28	0.5	341.0	0.5	0.411	0.001
30	0	1007.0	0.5	1.000	0.001
30	0.2	692.0	0.5	0.687	0.001
30	0.3	583.5	0.9	0.579	0.001
30	0.4	497.0	0.5	0.494	0.001
30	0.5	424.0	0.5	0.421	0.001

Tabla 5. Datos para calcular la CHR de Mo/Mo.

Con los datos anteriores se genera la Figura 35.

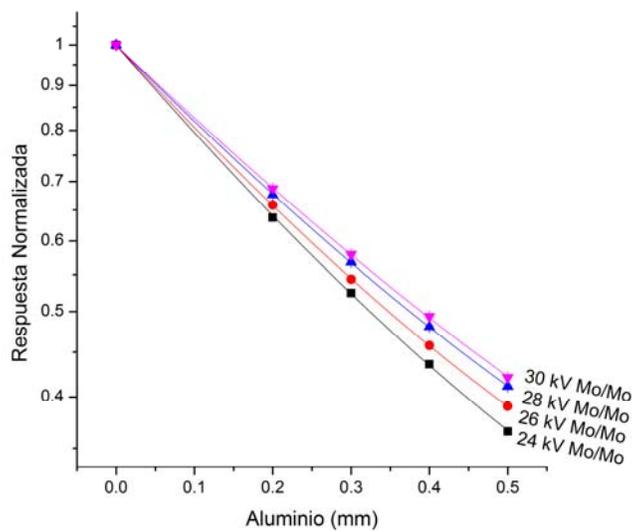


Figura 35. Datos para calcular la CHR de la combinación Mo/Mo

Se determinó que las CHR para estas calidades de haz eran: 0.326 ± 0.005 , 0.349 ± 0.005 , 0.376 ± 0.005 y 0.392 ± 0.005 mm de aluminio para 24, 26, 28 y 30 kV respectivamente.

Para el caso de Mo/Rh se obtiene los siguientes datos (Tabla 6):

Mo/Rh					
Voltaje (kV)	mm Al	Lectura Promedio (mR)	Incert (mR)	Normalización	Incert
28	0	826.5	0.9	1.000	0.002
28	0.2	582.0	0.5	0.704	0.001
28	0.3	498.0	0.5	0.603	0.001
28	0.4	428.0	0.5	0.518	0.001
28	0.5	373.0	0.5	0.451	0.001
30	0	1031.5	0.9	1.000	0.002
30	0.2	743.5	0.9	0.721	0.001
30	0.3	640.0	0.5	0.620	0.001
30	0.4	554.0	0.5	0.537	0.001
30	0.5	481.0	0.5	0.466	0.001
30	0.6	421.0	0.5	0.408	0.001
32	0	982.5	0.9	1.000	0.002
32	0.2	711.0	0.5	0.724	0.001
32	0.3	616.0	0.5	0.627	0.001
32	0.4	535.0	0.5	0.545	0.001
32	0.5	468.0	0.5	0.476	0.001
34	0	912.0	1.5	1.000	0.003
34	0.2	668.0	0.5	0.732	0.002
34	0.3	557.0	0.5	0.611	0.002
34	0.4	504.0	0.5	0.553	0.001
34	0.5	441.0	0.5	0.484	0.001
34	0.6	388.0	0.5	0.425	0.001

Tabla 6. Datos para evaluar la CHR de Mo/Rh.

Estos datos generan la Figura 36:

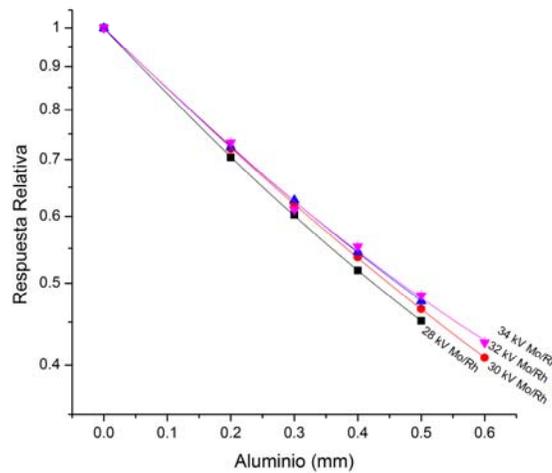


Figura 36. Datos para calcular la CHR de la combinación Mo/Rh

Para la combinación de Mo/Rh se obtuvo que las CHR son: 0.425 ± 0.005 , 0.451 ± 0.005 , 0.464 ± 0.005 y 0.475 ± 0.005 mm de aluminio para 28, 30, 32 y 34 kV, respectivamente.

Por último se muestran los datos para Rh/Rh (Tabla 7).

Rh/Rh					
Voltaje (kV)	mm Al	Lectura Promedio (mR)	Incert (mR)	Normalización	Incert
30	0	831.0	0.5	1.000	0.001
30	0.2	596.0	0.5	0.717	0.001
30	0.3	513.0	0.5	0.617	0.001
30	0.4	447.0	0.5	0.538	0.001
30	0.5	392.0	0.5	0.472	0.001
34	0	1171.0	0.5	1.000	0.001
34	0.2	860.0	0.5	0.734	0.001
34	0.3	753.0	0.5	0.643	0.001
34	0.4	665.0	0.5	0.568	0.001
34	0.5	587.0	0.5	0.501	0.001
34	0.6	524.0	0.5	0.447	0.001
36	0	1330.5	0.9	1.000	0.001
36	0.2	994.0	0.5	0.747	0.001
36	0.3	870.0	0.5	0.654	0.001
36	0.4	772.0	0.5	0.580	0.001
36	0.5	684.0	0.5	0.514	0.001
36	0.6	612.0	0.5	0.460	0.001
40	0	1224.0	0.5	1.000	0.001
40	0.2	929.0	0.5	0.759	0.001
40	0.3	819.5	0.9	0.670	0.001
40	0.4	728.0	0.5	0.595	0.001
40	0.5	649.0	0.5	0.530	0.001
40	0.6	583.0	0.5	0.476	0.001

Tabla 7. Datos para Evaluar la CHR de Rh/Rh.

Con estos datos se forma Figura 37:

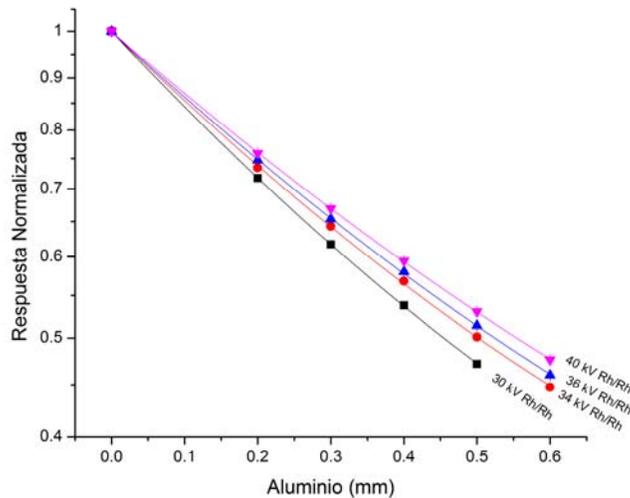


Figura 37. Datos para calcular la CHR de la combinación Rh/Rh.

Y las CHR que se obtuvieron son: 0.456 ± 0.005 , 0.502 ± 0.005 , 0.525 ± 0.005 y 0.555 ± 0.005 mm de aluminio para 30, 34, 36 y 40 kV en la combinación Rh/Rh.

5.2 Respuesta de los dosímetros a cambios en las condiciones de irradiación

Repetitividad de las irradiaciones

Para eliminar lo más posible las variaciones debidas a la colocación del sistema (posición de los dosímetros, tubo de rayos X, materiales, etc.) en condiciones de irradiación con tubos de rayos X de laboratorio, entre días consecutivos de trabajo, se utilizaron medidas de control entre cada experimento. En el caso del tubo de rayos X Apogee se utilizó como irradiación de control una exposición bajo los siguientes parámetros: 35 kV, filtro de 25 μm de Mo y corriente de 800 μA . Esta irradiación daba como resultado 50 mGy de kerma en aire a una distancia de 52 cm de la salida del tubo de rayos X, en un tiempo de 157 segundos. En todos los experimentos se utilizaron 3 dosímetros TL para evaluar esta constancia y se obtuvo que la integral de los picos 4 y 5 era de $(1.42 \pm 0.05) \times 10^7$ (una desviación estándar) Unidad de Área CGCD, (UAC), lo cual representa una incertidumbre de 4.2%. Basados en la experiencia de trabajos con TLD-100^{37 38 40} se concluye que el montaje entre diferentes días (7 veces entre el 9/05/11 y el 24/09/11) presenta variaciones medibles, pero aceptables, en la respuesta del dosímetro.

En el caso del mastógrafo se utilizó directamente la cámara de ionización para evaluar la repetitividad del arreglo experimental. Las condiciones de la irradiación de control fueron: 28 kV, Mo/Mo y 80 mAs. El compresor se deja en el camino del haz en la posición donde se coloca al

encender el equipo (a la salida del tubo de rayos X). La cámara se coloca como lo indica el apartado correspondiente (4.6), no es necesario realizar la primer irradiación del maniquí ya que la técnica radiológica ya esta establecida. Las variaciones de las lecturas de la cámara se mantuvieron por debajo del 1%, en el intervalo de tiempo que duró la calibración.

Con lo anterior se pudo concluir que el arreglo experimental, y el rendimiento del tubo de rayos X, tenían una repetitividad aceptable. Otra fuente de variación que se quiso desestimar fue el cambio en el rendimiento del tubo de rayos X del mastógrafo debido a un uso prolongado en un intervalo de tiempo muy corto (denominado coloquialmente “calentamiento” del tubo). Se realizaron 30 irradiaciones consecutivas para 3 calidades de haz diferentes ($Q_1=28$ kV Mo/Mo 80 mAs, $Q_2=32$ kV Mo/Rh 63 mAs, $Q_3=34$ kV Rh/Rh 56 mAs). Cada calidad fue puesta en un orden completamente aleatorio. Entre cada irradiación se dejaron pasar entre 30 y 60 segundos. Las irradiaciones duraron alrededor de 2 segundos Los resultados se muestran a continuación (Tabla 8):

Calidad	Promedio [mR]
Q_1	823.2±0.6
Q_2	770.9±1.0
Q_3	580.4±0.5

Tabla 8. Promedio y desviación estándar del rendimiento para exposiciones consecutivas.

Con lo anterior se pudo concluir que el tubo de rayos X presenta una baja variación con respecto al calentamiento del tubo por un uso constante, al menos en el margen de 30 irradiaciones consecutivas. La máxima desviación estándar se encontró en la calidad 2, con un 0.13% de desviación. A pesar de esta variación los datos mantienen una constancia suficiente para realizar la calibración y no se detectan efectos debidos a un posible calentamiento del tubo.

Linealidad

Los dosímetros fueron irradiados en aire para conocer la respuesta de los mismos a diversos kermas. Dicho proceso se realizó en el Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ) con un tubo de rayos X con ánodo de tungsteno (W) y 4 filtros de aluminio de 3.0, 0.945, 0.445 y 0.375 mm de Al, cada uno se usó con un diferente voltaje, 80, 50, 30 y 28 kV, respectivamente. Al realizar la deconvolución de la curva de brillo y sumar la contribución los picos 4 y 5, se obtuvo lo siguiente (Figura 38):

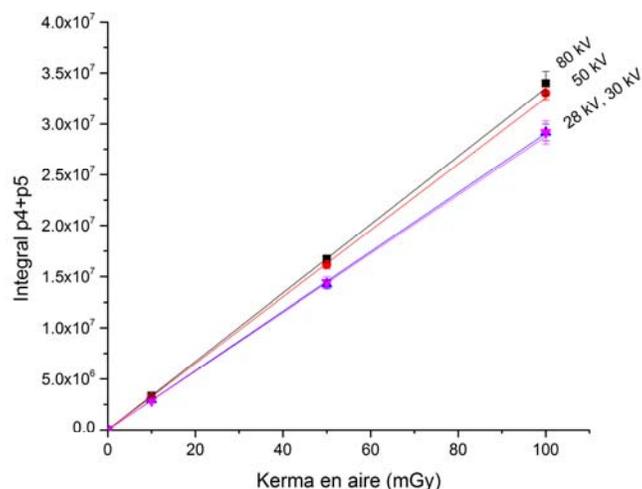


Figura 38. Respuesta del pico 4 y 5 como función del kerma en aire.

Se pudo concluir que en un intervalo de 0-100 mGy la respuesta TL (suma de las integrales de los picos 4 y 5) de los dosímetros se comporta de manera lineal. Los ajustes de R^2 que se obtuvieron fueron de 0.99993, 0.99975, 0.99968 y 0.99993 para 80, 50, 30 y 28 kV, respectivamente. En la figura anterior se muestra la dependencia del TLD-100 con la calidad de haz descrita en la sección 2.4. Los haces tienen energías efectivas de 14.7, 15.6 22.5 y 33.9 keV para 28, 30, 50 y 80 kV, respectivamente, y se sigue el comportamiento de la Figura 17.

Respuesta a la radiación dispersa y al tamaño de campo

Se realizaron pruebas con el tubo de rayos X Apogee, en condiciones de laboratorio (Figura 28) para determinar la influencia de la radiación dispersa y el tamaño de campo en los dosímetros. Todas las irradiaciones se realizaron con 35 kV y Mo/Mo. Para un tamaño de campo pequeño (4 cm de diámetro) se irradiaron dosímetros en aire y se comparó su respuesta con la de dosímetros colocados sobre material dispersor, una vez con 4cm de PMMA y otra añadiendo al arreglo 6 mm de aluminio detrás del PMMA. Se cambió el tamaño de campo (aproximadamente a 30 cm de diámetro), se irradiaron dosímetros en aire y se comparó su respuesta TL con la de dosímetros sobre material dispersor (4 cm de PMMA). Los resultados se muestran en la en la Tabla 9.

Tamaño de campo	Condición	Integral (UAC)
Pequeño	En aire	(1.33±0.01) E+7
Pequeño	Sobre 4 cm de PMMA	(1.37±0.02) E+7
Pequeño	Sobre 4 cm de PMMA y 6 mm de aluminio	(1.37±0.04) E+7
Grande	En aire	(1.39±0.02) E+7
Grande	Sobre 4cm de PMMA	(1.57±0.06) E+7

Tabla 9. Respuesta de los dosímetros ante dispersión y tamaño de campo.

Los datos permitieron concluir que el material dispersor aumenta la respuesta de los dosímetros en comparación con irradiaciones en aire. Cualquier material dispersor más allá de los 4 cm de PMMA no genera un cambio en la respuesta TL. Las variaciones de tamaño de campo también afectan la respuesta de los dosímetros, de manera que no se debe cambiar el tamaño ni cambiar el material dispersor cercano para tener medidas idénticas.

5.3 Dependencia de los picos de alta y baja temperatura con la calidad de haz

En la Figura 39 se muestran 4 curvas de brillo, dos de ellas se realizaron en irradiaciones con tubos de rayos X de laboratorio (Figura 27), una corresponde a dosímetros irradiados en aire y la otra con 0.5 cm de PMMA enfrente de los dosímetros. Las otras dos curvas de brillo se obtuvieron de irradiar dosímetros en el mastógrafo clínico con 0.5 cm de PMMA frente al dosímetro y la segunda con 0.5 mm de aluminio adicionales frente al dosímetro. Las curvas de brillo se muestran normalizadas, para que se puedan apreciar diferencias en la forma sin un factor de escala. Las dosis a las cuales fueron irradiados los dosímetros son diferentes y en algunos casos no se evaluaron, ya que lo que se busca encontrar son diferencias en la forma, más que en el valor absoluto de la señal.

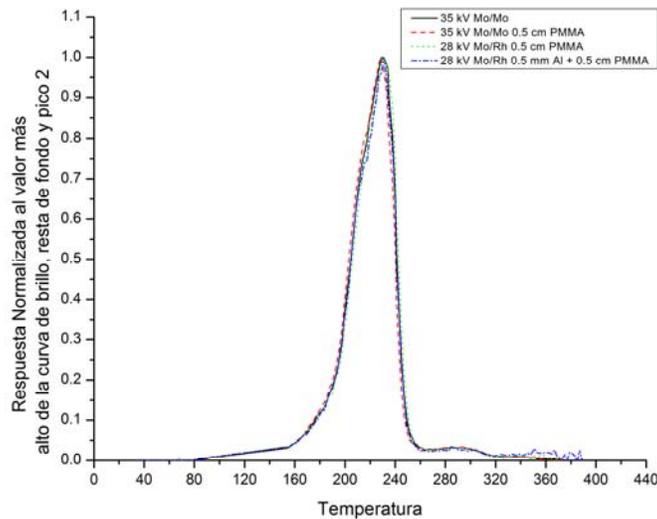


Figura 39. Comparación entre varias maneras de irradiación.

Las curvas de brillo fueron procesadas restándoles el fondo y el pico 2. En general, la forma de las curvas es similar y no se aprecia diferencia en las regiones de baja temperatura (picos 4+5) ni de alta (picos 7+8). Si se hacen acercamientos se corrobora que no hay diferencias más allá de las fluctuaciones estadísticas en los picos 4 y 5 (Figura 40) y 7 y 8 (Figura 41). Las irradiaciones que presentan más ruido son las del mastógrafo, donde la dosis fue inferior a la del tubo de laboratorio.

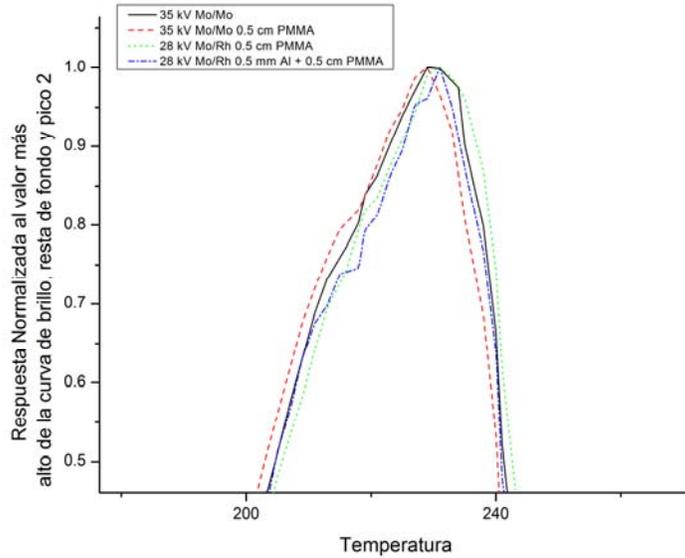


Figura 40. Acercamiento a la zona de picos de baja temperatura en las curvas de la Figura 39.

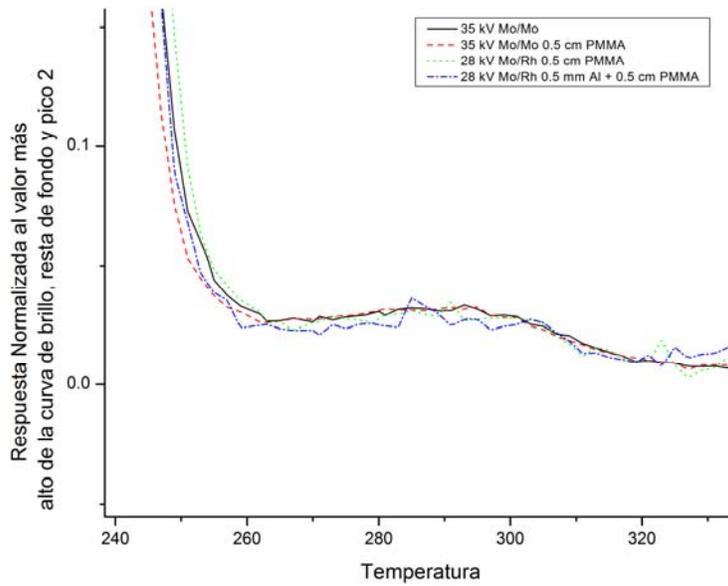


Figura 41. Acercamiento a la zona de picos de alta temperatura de las curvas en la Figura 39.

También se compararon curvas de brillo antes del proceso de resta del fondo. De haber cambios en su forma debería detectarse en los datos crudos. La Figura 42 muestra en escala semilog curvas de brillo de las calidades de haz extremas en este trabajo (Mo/Mo 24kV y Rh/Rh 40 kV). La comparación de ambas curvas tampoco indica una dependencia detectable en la región de alta temperatura.

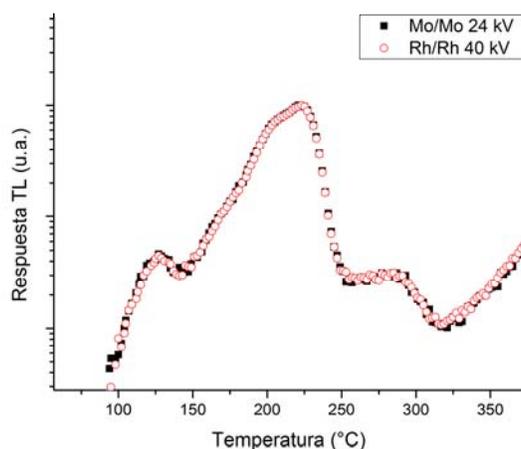


Figura 42. Región de alta temperatura de dos curvas de brillo a diferentes calidades de haz.

El análisis cuantitativo de la presencia de picos de alta temperatura respecto de los de baja, se muestra en la Tabla 10.

Irradiación	Energía promedio [keV]	Integrales 7+8/4+5
35 kV Mo/Mo Lab.	17.833	0.049±0.001
35 kV Mo/Mo 0.5 cm PMMA Lab.	18.797	0.045±0.003
28 kV Mo/Rh 0.5 cm PMMA Mast.	18.025	0.046±0.002
28 kV Mo/Rh 0.5 cm PMMA 0.5 mm Al Masto	18.768	0.048±0.001

Tabla 10. Presencia de picos de alta temperatura con respecto de los de baja.

Los datos (Tabla 10) confirman la observación visual referida anteriormente para las 4 calidades de haz en la Fig. 39. La Tabla 11y la Figura 43 listan los resultados para la totalidad de los haces estudiados (Tabla 2).

Parámetros de irradiación	Energía efectiva	Integrales p7+p8/p4+p5	Incertidumbre
24 kV Mo/Mo	14.95±0.03	0.041	0.003
26 kV Mo/Mo	15.30±0.02	0.044	0.002
28 kV Mo/Mo	15.72±0.02	0.043	0.002
30 kV Mo/Mo	15.94±0.02	0.043	0.001
28kV Mo/Rh	16.41±0.04	0.045	0.003
30 kV Mo/Rh	16.74±0.03	0.046	0.002
32 kV Mo/Rh	16.91±0.03	0.046	0.002
34 kV Mo/Rh	17.06±0.06	0.046	0.001
30 kV Rh/Rh	16.81±0.02	0.043	0.002
34 kV Rh/Rh	17.40±0.02	0.038	0.001
36 kV Rh/Rh	17.67±0.03	0.039	0.002
40 kV Rh/Rh	18.02±0.02	0.043	0.002

Tabla 11. Relación entre picos de baja y alta temperatura a diferentes calidades de haz.

De lo anterior se pudo determinar que la curva de brillo de los dosímetros TL en este estudio no fueron sensibles a las diferencias entre las calidades de los haces. Las diferencias de calidad, y por lo tanto, de energía de fotones y energía de electrones secundarios en el material del maniquí, no conllevan un cambio en densidad de ionización suficiente como para modificar la generación de picos de alta temperatura en TLD-100. (Figura 43). Otra posible explicación a la baja sensibilidad del material a los cambios de densidad de ionización puede ser el grosor del dosímetro. La radiación dispersa generada en el maniquí es de menor energía que el espectro primario, por lo que resulta más fuertemente atenuada en el dosímetro y, por ende, es menos eficiente generando señal TL. EL resultado práctico de este estudio es que nuestro sistema dosimétrico no permite detectar cambios en la calidad del haz a partir de un análisis de la curva de brillo.

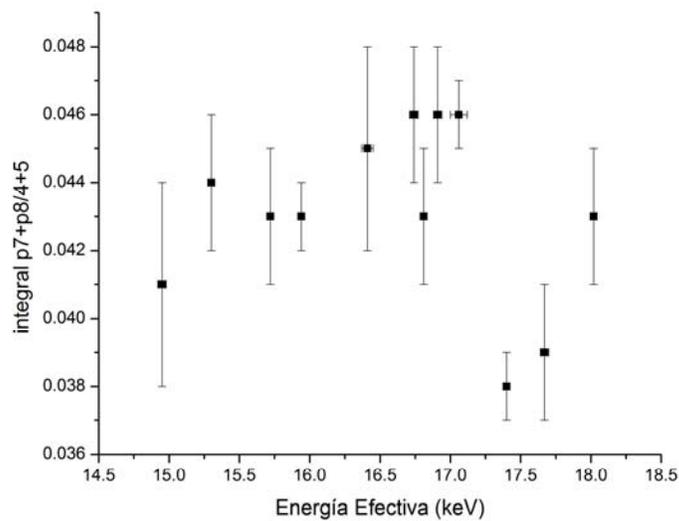


Figura 43. Relación entre picos de alta y baja temperatura, con la calidad de haz.

5.4 Linealidad en la respuesta de los dosímetros

Una suposición importante a la hora de realizar la calibración de los dosímetros es la linealidad en la respuesta TL (integral de los picos dosimétricos 4 y 5) con respecto del mAs del tubo de rayos X y dentro del maniquí.

Para corroborar la linealidad se utilizaron 3 calidades de haz, donde varió el mAs. En la Tabla 12 se muestran estas calidades con los intervalos en que se usó el mAs.

Ánodo/Filtro	Voltaje [kV]	Energía Efectiva [keV]	Intervalo mAs
Mo/Mo	30	15.94±0.02	80-125
Mo/Rh	28	16.41±0.04	63-100
Rh/Rh	30	16.81±0.02	63-90

Tabla 12. Calidades de haz para evaluar la respuesta TL como función del mAs

Para cada calidad de haz se obtuvieron 3 puntos a partir del promedio de 6 cristales cada uno. Así mismo se añade la señal nula de dosímetros no irradiados como el punto de mAs igual a cero.

A continuación (Tabla 13 y Figura 44) se muestran los datos obtenidos y el ajuste lineal para cada calidad de haz.

Irradiación	Energía Efectiva	mAs 1	Integral P4+P5 [$\times 10^6$]	mAs 2	Integral P4+P5 [$\times 10^6$]	mAs 3	Integral P4+P5 [$\times 10^6$]	Pendiente (Integral/mAs $\times 10^4$)
Mo/Mo/30 kV	15.72±0.02	80	4.5±0.1	100	5.6±0.1	125	7.3±0.2	5.68±0.06
Mo/Rh/28 kV	16.41±0.04	63	3.3±0.2	80	3.7±0.2	100	5.0±0.2	5.0±0.1
Rh/Rh/30 kV	16.81±0.02	63	4.19±0.07	71	4.6±0.4	90	5.9±0.2	6.63±0.04

Tabla 13. Resultados de la evaluación de la linealidad TLD respecto al mAs. Integraless en UAC.

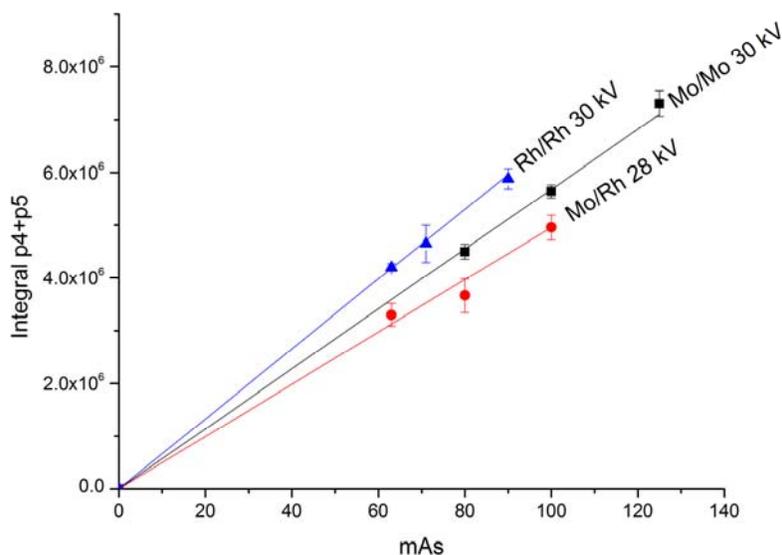


Figura 44. Linealidad de la respuesta TLD respecto del mAs.

De lo anterior se puede concluir que la suma de la integral de los picos 4 y 5 es lineal respecto del mAs del tubo de rayos X. Los ajustes obtenidos (R^2) para Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh, son de 0.9996, 0.997 y de 0.99991, respectivamente. El comportamiento de las restantes calidades de haz se supone igualmente lineal, ya que los cambios más importantes en los espectros los dan el ánodo y el filtro.

5.5 Curvas de calibración

Calibración de Kerma

Para realizar la calibración de los dosímetros centrales del maniquí se utilizan medidas con cámara de ionización y la suma de las integrales de los picos 4 y 5 obtenida de irradiar los dosímetros a esa misma calidad de haz. Las medidas de la cámara de ionización son los rendimientos medidos (Tabla 4). Los dosímetros son irradiados 3 veces bajo idénticas condiciones para obtener más señal. Para cada punto se utilizaron 6 dosímetros. A continuación se muestran los 9 puntos de calibración y los respectivos factores generados.

Mo/Mo						
Energía Efectiva (keV)	Rendimiento Tubo (mGy/mAs)	Incert	Respuesta TLD (Integral/mAs)	Incert	Factor L_Q mGy/Integral	Incert
14.95±0.03	0.05513	0.00003	3.07E+04	8.16E+02	1.79E-06	4.86E-08
15.30±0.02	0.07158	0.00004	4.25E+04	2.14E+03	1.68E-06	8.61E-08
15.72±0.02	0.08979	0.00005	5.65E+04	1.24E+03	1.59E-06	3.57E-08
15.94±0.02	0.10905	0.00017	6.97E+04	2.42E+03	1.56E-06	5.67E-08
Mo/Rh						
Energía Efectiva (keV)	Rendimiento Tubo (mGy/mAs)	Incert	Respuesta TLD (Integral/mAs)	Incert	Factor L_Q mGy/Integral	Incert
16.41±0.04	0.07200	0.00006	4.58E+04	4.01E+03	1.57E-06	1.39E-07
16.74±0.03	0.08899	0.00005	5.81E+04	3.16E+03	1.53E-06	8.42E-08
16.91±0.03	0.10679	0.00006	7.28E+04	2.61E+03	1.47E-06	5.33E-08
17.06±0.06	0.12601	0.00006	8.68E+04	5.54E+03	1.45E-06	9.33E-08
Rh/Rh						
Energía Efectiva (keV)	Rendimiento Tubo (mGy/mAs)	Incert	Respuesta TLD (Integral/mAs)	Incert	Factor L_Q mGy/Integral	Incert
16.81±0.02	0.09115	0.00004	6.54E+04	5.03E+03	1.39E-06	1.08E-07
17.40±0.02	0.12785	0.00003	1.01E+05	4.92E+03	1.27E-06	6.24E-08
17.67±0.03	0.14862	0.00005	1.22E+05	2.59E+03	1.22E-06	2.64E-08
18.02±0.02	0.19028	0.00013	1.69E+05	5.67E+03	1.13E-06	3.86E-08

Tabla 14. Factores de calibración para medición de kerma a la entrada.

En el caso en que la calidad de haz utilizada para irradiar los dosímetros no coincida con alguna de las calidades utilizadas para realizar la calibración se puede realizar un ajuste a los rendimientos que permita interpolar las calidades entre los valores de kV para cada combinación ánodo/filtro. No se permite la interpolación entre diferentes combinaciones de ánodo/filtro, puesto que esto representa un cambio discontinuo en el espectro de rayos X. La interpolación para los rendimientos del tubo de rayos X se muestra a continuación.

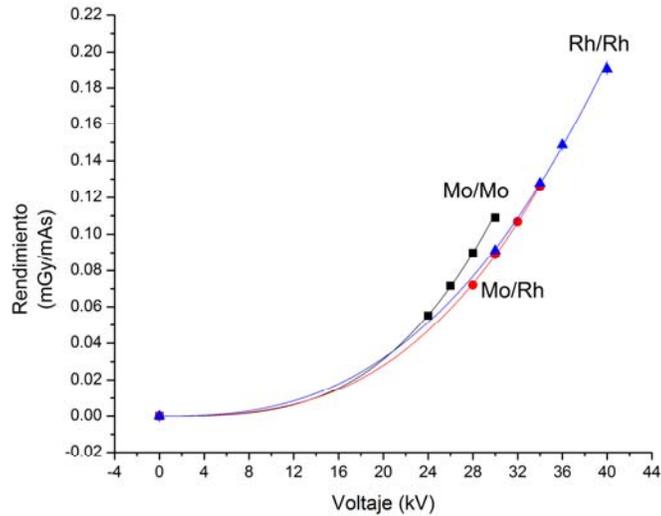


Figura 45. Ajuste alométrico, $y = Ax^b$, de los rendimientos para las combinaciones ánodo/filtro.

Para cada una de las curvas (Figura 45) se obtuvieron las siguientes ecuaciones.

Combinación ánodo/filtro	Ecuación	Ajuste R ²
Mo/Mo	$y = (2.62 \pm 0.53 \times 10^{-8})x^{2.418 \pm 0.006}$	0.99873
Mo/Rh	$y = (5.5 \pm 1 \times 10^{-6})x^{1.284 \pm 0.0055}$	0.99892
Rh/Rh	$y = (1.3 \pm 0.3 \times 10^{-8})x^{2.64 \pm 0.07}$	0.99756

Tabla 15. Ecuaciones para interpolar el rendimiento del tubo de rayos X.

Para el caso de la respuesta TL se analizó el factor de calibración L_0 (mGy/Integral) como función de la energía efectiva de cada uno de los haces medidos (Figura 46).

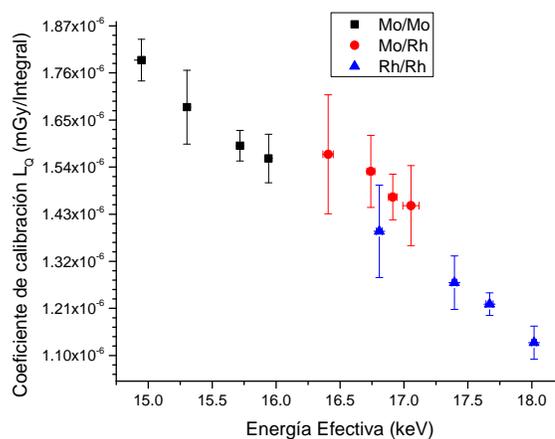


Figura 46. Respuesta del material TL como función de la energía efectiva del haz.

El comportamiento que se observa en la Figura 46 se puede entender de la siguiente manera: Un TLD-100 va a responder de manera diferente (en su emisión de luz) ante energías efectivas diferentes en el intervalo entre 15 y 18 keV, de tal manera que mientras la energía aumente (en el intervalo considerado) la emisión de luz aumentará para una misma unidad de kerma a la entrada. Esto concuerda con la curva de dependencia energética (Figura 17) en donde para energías menores que 30 keV, el TLD-100 aumenta su emisión luminosa mientras aumenta la energía.

Corrección para evaluar la CHR a partir del maniquí

La respuesta de los dosímetros que utiliza el maniquí para determinar la CHR del haz al cual fueron expuestos debe ser corregida, ya que los dosímetros se irradian en condiciones diferentes a las que usaron para medir la CHR de las calidades de haz con la cámara de ionización. La corrección se realiza de la siguiente manera y se debe aplicar a todos los dosímetros de la cuña de aluminio:

$$Int_{CHR} = Int(p4 + p5) \times E_i \quad (25)$$

donde E_i es el coeficiente que corrige la señal para que de manera relativa, para cada espesor de aluminio i , se tenga la misma señal que con cámara de ionización. Este coeficiente de corrección se obtiene del cociente de lecturas entre la cámara de ionización y la integral de los picos 4+5 de los dosímetros para cada una de las calidades de haz

Los coeficientes E_i se muestran a continuación para cada calidad de haz (Tabla 16):

Al [mm]	Mo/Mo				Mo/Rh				Rh/Rh			
	24 kV	26 kV	28 kV	30 kV	28 kV	30k V	32 kV	34 kV	30 kV	34 kV	36 kV	40 kV
0.0	2.17± 0.06	1.93± 0.09	1.88± 0.06	1.51± 0.03	1.72± 0.09	1.80± 0.09	1.77± 0.08	1.60± 0.07	1.59± 0.06	1.47± 0.03	1.42± 0.03	1.43± 0.06
0.3	1.83± 0.05	1.62± 0.09	1.62± 0.08	1.29± 0.05	1.57± 0.08	1.55± 0.1	1.56± 0.1	1.40± 0.05	1.39± 0.07	1.32± 0.05	1.22± 0.06	1.28± 0.06
0.4	1.78± 0.05	1.61± 0.08	1.57± 0.07	1.28± 0.01	1.45± 0.06	1.56± 0.07	1.55± 0.08	1.40± 0.07	1.37± 0.06	1.30± 0.05	1.21± 0.02	1.27± 0.05
0.5	1.67± 0.08	1.59± 0.06	1.50± 0.05	1.21± 0.03	1.43± 0.08	1.52± 0.05	1.53± 0.07	1.37± 0.07	1.32± 0.04	1.26± 0.04	1.20± 0.06	1.22± 0.04

Tabla 16. Factores de corrección E_i para calcular CHR a partir del maniquí.

La corrección se puso a prueba en una de las medidas del maniquí obtenidas de los experimentos de linealidad respecto al mAs del tubo de rayos X (sección 5.4). Los resultados se compararon con la CHR obtenida anteriormente (sección 5.1) para la misma calidad de haz (28 kV Mo/Mo).

Al [mm]	Lectura de C.I. [mR]	Incert [mR]	Señal TI [UAC]	Incert [UAC]	Señal TI corregida [UAC]	Incert [UAC]
0.0	829.0	0.5	5.5E+06	2E+05	1.04E+07	6E+05
0.3	471.0	0.5	3.6E+06	2E+05	5.9E+06	3E+05
0.4	398.5	0.9	3.2E+06	2E+05	5.0E+06	3E+05
0.5	341.0	0.5	2.8E+06	1E+05	4.3E+06	2E+05

Tabla 17. Aplicación de la corrección para determinar CHR a una prueba con calidad de haz de 28 kV Mo/Mo

Ya que se tiene corregida la señal se procede a verificar las diferencias relativas entre los valores de la cuña de aluminio.

Al [mm]	Normalización C.I.	Incert.	Normalización señal corregida	Incert.
0.0	1.0000	0.0009	1.00	0.06
0.3	0.5682	0.0007	0.57	0.03
0.4	0.4807	0.0011	0.48	0.03
0.5	0.4113	0.0007	0.41	0.03

Tabla 18. Comparación entre las respuestas relativas de la cámara de ionización y los dosímetros TL corregidos por el factor E_i

De la Tabla 18 se puede apreciar que la corrección permite que las diferencias relativas de los datos obtenidos con los dosímetros se asemejen a las obtenidas con cámara de ionización. Este proceso de comparación se hizo para 3 diferentes medidas de la misma calidad de haz y al final se evaluó la CHR, los resultados obtenidos se muestran en la siguiente tabla:

Método	CHR [mm Al]	Incertidumbre
Cámara de ionización	0.376	0.005
Prueba maniquí 1	0.37	0.01
Prueba maniquí 2	0.38	0.02
Prueba Maniquí 3	0.38	0.02

Tabla 19. Comparación entre la obtención de la CHR por medio de cámara de ionización y por medio de la señal corregida de dosímetros dentro del maniquí.

La Tabla 19 muestra que el método para corregir permite evaluar la CHR por medio del maniquí con una diferencia máxima del 1.7%. La incertidumbre estándar combinada máxima obtenida con el maniquí es del 5.2%. Con estos datos se concluye que el maniquí es capaz de evaluar la CHR por medio de la corrección de la respuesta TL de los dosímetros bajo la cuña de aluminio.

5.6 Comparación con cálculos teóricos

La comparación entre los datos teóricos y los datos experimentales se realizó obteniendo la dosis absorbida (o la integral en la curva de brillo, en el caso experimental) por un cristal TLD, irradiado a un mismo kerma en aire a la entrada del maniquí. El maniquí fue simulado por una placa de 0.5 cm de PMMA, correspondiente a la tapa del maniquí, que se interpone entre el haz y el dosímetro. El dosímetro se dividió en un millón de partes iguales. En cada parte se evaluó la atenuación generada por el LiF y la dosis depositada, al final se integró todo. Todos los cálculos dentro de los programas se realizaron según el Apéndice A.

Para cada uno de los métodos utilizados (monoenergético, polienergético y experimental) se normalizó la dosis (o integral) con respecto al haz de energía más baja. Los resultados de los cálculos se muestran a continuación (Figura 47):

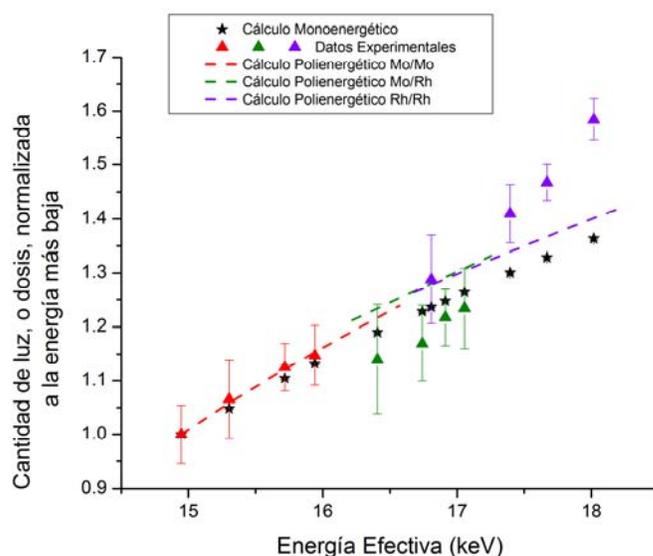


Figura 47. Dependencia con la energía obtenida experimentalmente y por medio de cálculos.

La comparación entre medidas y cálculos es satisfactoria. La tendencia general medida, el aumento de la luz producida por unidad de kerma a la entrada del maniquí como función de la energía efectiva del haz, es correctamente descrita por los cálculos. Los cálculos monoenergéticos discrepan de los cálculos con espectro completo en un 3% sobre el intervalo de energías estudiado. La recomendación es, claramente, realizar un cálculo completo. La ligera discontinuidad mostrada por los datos de cada combinación de ánodo/filtro no es reproducida de manera precisa por los cálculos (discrepancias típicas del 4%). Podemos pensar en varias explicaciones para esta falta de acuerdo, tales como una descripción incompleta del espectro del mastógrafo por la parametrización escogida y/o el efecto de la radiación dispersa en el maniquí en la generación de luz. En principio, los TLD-100 tienen una eficiencia “intrínseca” dependiente de la densidad de ionización del campo que podría explicar la discrepancia. Sin embargo, datos recientes⁵¹ indican

que para las energías de interés en este estudio, los picos dosimétricos muestran una eficiencia constante, dentro de las incertidumbres experimentales.

Se concluye que los factores de calibración L_Q muestran una dependencia con la energía efectiva descrita cualitativamente por un cálculo analítico simple.

5.7 Pruebas en sistemas clínicos

Se realizaron dos pruebas piloto para evaluar la calibración del sistema, tanto para kerma en aire a la entrada como para la determinación de la CHR. Los equipos en los cuales se llevaron a cabo las pruebas son diferentes en modelo y marca al utilizado para calibrar el maniquí. Junto con las medidas del maniquí se realizaron mediciones de manera usual (con cámara de ionización) para comparar y tener una referencia. Se evaluó la diferencia entre determinar solo el kerma en aire a la entrada de la mama (sin la CHR) y obtener también la CHR con el maniquí, esto con el objetivo de evaluar la autonomía del maniquí. Los dosímetros y las medidas se realizan conforme al protocolo establecido en las secciones 4.1 y 4.2.

Primer sistema: INCAN

El maniquí se puso a prueba por medio de una irradiación piloto en el Instituto Nacional de Cancerología (INCAN). Se utilizó un mastógrafo con tubo de rayos X Hologic. El equipo en modo automático determinó que la técnica de irradiación era:

- 29 kV.
- Ánodo de molibdeno.
- Filtro de molibdeno.
- 68 mAs.

Se comprimió el maniquí con una fuerza de 5.2 N y el equipo midió un grosor de 52 mm.

Al reproducir las condiciones anteriores se obtuvo una diferencia en el mAs ya que en modo manual no era posible obtener 68 mAs. La carga en el tubo se dejó en 70 mAs. Se realizó la comparación entre 3 métodos independientes de determinar la DGP y los valores de DGP que arroja el mastógrafo en pantalla a la hora de mostrar la imagen. Los métodos son: el del ACR, el método de la OIEA y el maniquí propuesto por este trabajo. Para esta calidad de haz la CHR medida fue de 0.370 ± 0.005 mm de Al (por medio de la cámara de ionización). La estimación de DGP del propio mastógrafo fue de: 1.82 mGy. También se desplegó el kerma en aire a la entrada con un valor de 9.04 mGy.

Método OIEA con cámara de ionización

Para realizar esta evaluación se mide el kerma en aire a la entrada de la mama, por medio de una cámara de ionización. Ésta se coloca centrada de izquierda a derecha sobre el borde del tórax, se introduce 4 cm en el campo y se eleva hasta que el centro efectivo de la cámara se

encuentre a la altura donde estaría el borde superior del maniquí que se utilizó para determinar la técnica. La placa de compresión se coloca justo encima de la cámara de ionización. Ya con el kerma a la entrada se obtienen los coeficientes de las tablas de Dance.¹³ Los coeficientes g_t y c_t , no se muestran individualmente, solo se muestra su producto. En el caso de este trabajo t es de 45mm.

Lectura directa [mR]	Kerma [mGy]	Coeficientes $g_t c_t$	Coeficiente s	DGP [mGy]
1049.5±0.5	8.669±0.004	0.212±0.002	1	1.86±0.02

Tabla 20. Valor de DGP por método de OIEA.

Método del ACR

Para el método del ACR se coloca el maniquí acreditado centrado entre izquierda y derecha sobre el borde del tórax y, si es posible, se localiza el sensor del control automático de exposición justo debajo del maniquí. La cámara de ionización se coloca a un costado del maniquí, de manera que el centro de la cámara entre aproximadamente 4 cm adentro del campo. El nivel del centro de la cámara debe coincidir con la superficie superior del maniquí. La paleta de compresión se coloca justo encima del maniquí y la cámara de ionización.

Lectura directa [mR]	Kerma [mGy]	Coeficiente mrad/R	DGP [mGy]
993±0.5	8.202±0.004	184±2	1.82±0.02

Tabla 21. DGP obtenida por el método del ACR.

Maniquí dosimétrico

Para utilizar el maniquí dosimétrico propuesto por este trabajo primero se tiene que interpolar el rendimiento de integral y kerma en aire de la calibración de las calidades de haz contiguas. En este caso se utilizaron dos sistemas de detección para repetir la medida con 2 juegos de dosímetros.

Integral p4+p5	L_Q [mGy/Integral $\times 10^{-6}$]	Kerma a la entrada mGy	Coeficientes $g_t c_t$	Coeficiente s	DGP [mGy]
(5.56±0.2) E+6	1.58±0.03	8.8±0.3	0.212±0.002	1	1.86±0.08
(5.36±0.2) E+6	1.58±0.03	8.5±0.3	0.212±0.002	1	1.80±0.08

Tabla 22. Obtención de la DGP por medio del maniquí dosimétrico. Las incertidumbres del factor de calibración se determinaron en relación a los datos experimentales ya obtenidos

Sumario

A continuación se muestran los resultados de los 3 métodos con los cuales se midió la DGP, usando la medida de la CHR realizada con la CI, además se añade lo que indicó el propio mastógrafo.

Método	Kerma a la entrada [mGy]	DGP [mGy]
Mastógrafo	9.04	1.82
OIEA	8.669±0.004	1.84±0.02
ACR	8.202±0.004	1.83±0.02
Maniquí 1	8.8±0.3	1.86±0.08
Maniquí 2	8.5±0.3	1.80±0.08

Tabla 23. Comparación entre los métodos de obtención de la DGP y lo que indicó el mastógrafo.

Con el maniquí se puede evaluar la DGP con una incertidumbre combinada ($k=1$) menor que el 5% (4.3% y 4.4% para maniquí 1 y 2 respectivamente). En comparación con la cámara de ionización se obtiene una incertidumbre 4 veces más grande, aun así está dentro del objetivo del trabajo (10 %).

Determinación de la CHR.

Para determinar la CHR se utilizaron los coeficientes para corregir la integral de los picos 4+5 de la curva de brillo, estos se encuentran en la Tabla 16 Utilizando estas correcciones se obtiene lo siguiente:

Espesor de aluminio	Maniquí #1		Maniquí #2	
	Integral sin corregir	Integral Corregida	Integral sin corregir	Integral Corregida
0.0	5.27E+06	8.93E+06	4.89E+06	8.29E+06
0.3	3.54E+06	5.15E+06	3.31E+06	4.82E+06
0.4	2.97E+06	4.23E+06	2.91E+06	4.15E+06
0.5	2.74E+06	3.71E+06	2.61E+06	3.54E+06

Tabla 24. Datos obtenidos para medir la CHR. Las integrales tienen una incertidumbre del 4%.

Utilizando los datos corregidos de la tabla anterior se puede realizar una evaluación grafica (y luego numérica, por interpolación) de la CHR, siendo ésta la siguiente:

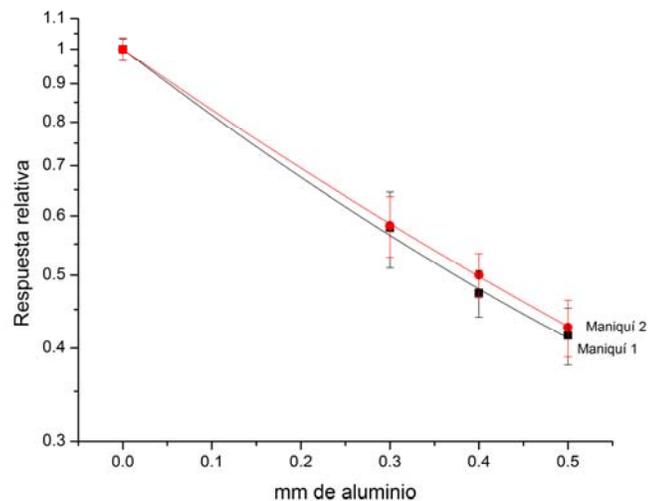


Figura 48. Datos obtenidos de los maniqués par evaluar la CHR.

Las capas hemirreductoras que se obtienen al utilizar el maniquí son: 0.36 ± 0.01 y 0.37 ± 0.01 mm de Al, respectivamente. Las CHR presentan una incertidumbre similar a la obtenida por medio de la cámara de ionización. La diferencia entre ellas cae dentro de las incertidumbres que se obtienen con el sistema, de esta manera podemos decir que se obtiene constancia para la obtención de la CHR.

En el caso de que solo se hubiera utilizado el maniquí (es decir que no se hubiera medido la CHR por medio de cámara de ionización) la Tabla 23 quedaría como:

Método	Kerma a la entrada [mGy]	DGP [mGy]
Mastógrafo	9.04	1.82
OIEA	8.669 ± 0.004	1.84 ± 0.02
ACR	8.202 ± 0.004	1.83 ± 0.02
Maniquí 1	8.8 ± 0.4	1.82 ± 0.08
Maniquí 2	8.5 ± 0.4	1.80 ± 0.09

Tabla 25. Comparación de los diversos métodos, esta vez se utilizaron los valores de las CHR medidas con los maniquís.

La determinación de la CHR por medio del maniquí es similar (dentro de sus incertidumbres) a la determinada por la cámara de ionización, de manera que la DGP no cambia abruptamente respecto a lo ya evaluado en la Tabla 23. En el caso del maniquí 1 se obtuvo un valor de CHR ligeramente diferente, por lo cual la DGP determinada disminuyó un 1%.

Segundo Sistema: UNEME DEDICAM

El maniquí se puso a prueba por medio de una irradiación piloto en la Unidad de Especialidades Médicas para la Detección y Diagnóstico del Cáncer de Mama (UNEME DEDICAM) de la ciudad de Querétaro. Se utilizó un mastógrafo Hologic modelo LORAD MIV. El equipo cuenta con un detector CR marca Fujifilm modelo Fuji IP CASSF77ED HR-BD. El equipo en modo automático determinó que la técnica de irradiación era:

- 25 kV.
- Ánodo de molibdeno.
- Filtro de molibdeno.
- 100 mAs.

Las condiciones del modo automático se reprodujeron de manera manual. Adicionalmente a las medidas del maniquí se realizó la evaluación de la DGP con cámara de ionización, utilizando el método de la ACR. La CHR medida por medio de cámara de ionización fue de 0.34 ± 0.01 mm de Al.

Método del ACR

Para el método del ACR se coloca el maniquí acreditado centrado entre izquierda y derecha sobre el borde del tórax y, si es posible, se localiza el sensor del control automático de exposición justo debajo del maniquí. La cámara de ionización se coloca a un costado del maniquí,

de manera que el centro de la cámara entre aproximadamente 4 cm adentro del campo. El nivel del centro de la cámara debe coincidir con la superficie superior del maniquí. La paleta de compresión se coloca justo encima del maniquí y la cámara de ionización.

Lectura directa [mR]	Kerma en aire [mGy]	Coficiente [mrad/R]	DGP [mGy]
935±0.5	7.723±0.004	171±4	1.59±0.04

Tabla 26. DGP obtenida por el método del ACR.

Maniquí dosimétrico

Para utilizar el maniquí dosimétrico primero se tiene que interpolar la respuesta TL y el kerma en aire de la calibración de las calidades de haz contiguas. Se realizaron dos irradiaciones para corroborar y tener estadística del uso del maniquí.

Integral p4+p5	L_Q [mGy/integral $\times 10^{-6}$]	Kerma a la entrada [mGy]	Coficientes g_i, C_i	Coficiente s	DGP [mGy]
4.75±0.2 E+6	1.74±0.04 E-6	8.3±0.2	0.189±0.005	1	1.56±0.07
4.48±0.2 E+6	1.74±0.04 E-6	7.8±0.2	0.189±0.005	1	1.47±0.07

Tabla 27. Obtención de la DGP por medio del maniquí dosimétrico. Las incertidumbres del factor de calibración se simularon en relación a los datos experimentales ya obtenidos

Comparación entre métodos

A continuación se compara las medidas que se hicieron por medio de la cámara de ionización y por medio de los maniquís:

Método	Kerma a la entrada [mGy]	DGP [mGy]
ACR	7.723±0.004	1.59±0.04
Maniquí 1	8.3±0.2	1.56±0.07
Maniquí 2	7.8±0.2	1.47±0.07

Tabla 28. Comparación entre diferentes métodos

La tabla anterior muestra que, dentro de sus incertidumbres, el maniquí 1 y la cámara de ionización obtuvieron el mismo valor, en el caso del maniquí 2 se obtuvo un valor apenas un 8% debajo de la cámara de ionización. En este caso se envió el maniquí sellado hasta el hospital donde se irradió. A pesar de estas discrepancias se obtuvo una diferencia máxima de 0.12 mGy respecto a lo medido por medio de cámara de ionización, las incertidumbre estándar combinadas de la DGP son del 5%, con lo cual se mejora el 10% del objetivo del trabajo.

Determinación de la CHR.

Para determinar la CHR se volvieron a utilizar los coeficientes para corregir la integral de los picos 4+5 de la curva de brillo. De manera que utilizando estas correcciones se obtiene lo siguiente:

Espesor de aluminio	Maniquí #1		Maniquí #2	
	Integral sin corregir	Integral Corregida	Integral sin corregir	Integral Corregida
0.0	4.40E+06	9.02E+06	4.15E+06	8.51E+06
0.3	2.79E+06	4.81E+06	2.71E+06	4.67E+06
0.4	2.44E+06	4.14E+06	2.26E+06	3.83E+06
0.5	2.12E+06	3.46E+06	2.07E+06	3.37E+06

Tabla 29. Datos obtenidos para medir la CHR. Las integrales tienen una incertidumbre del 4%.

Utilizando los datos corregidos de la tabla anterior se puede realizar una evaluación de la CHR, siendo esta la siguiente:

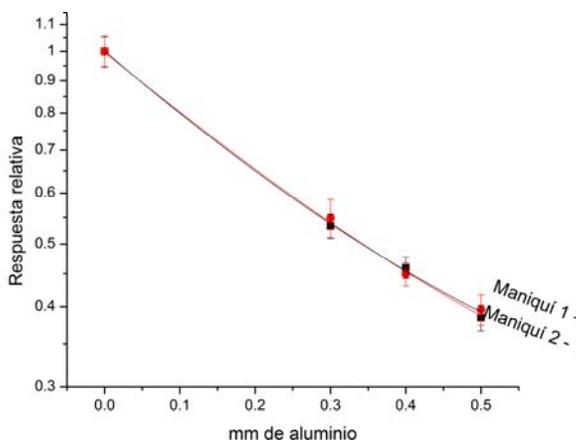


Figura 49. Datos obtenidos de los maniqués par evaluar la CHR.

Por medio del maniquí se determinan capas hemirreductoras de 0.35 ± 0.01 y 0.35 ± 0.03 mm de Al respectivamente. Las capas hemirreductoras tuvieron el mismo valor, solo con un cambio en las incertidumbres que se obtienen con el sistema. La repetitividad del sistema se mantiene.

En el caso de que solo se hubiera utilizado el maniquí (es decir que no se hubiera medido la CHR por medio de cámara de ionización) la Tabla 28 quedaría como:

Método	Kerma a la entrada [mGy]	DGP [mGy]
ACR	7.723 ± 0.004	1.59 ± 0.04
Maniquí 1	8.3 ± 0.2	1.53 ± 0.08
Maniquí 2	7.8 ± 0.2	1.44 ± 0.07

Tabla 30. Comparación de los diversos métodos, esta vez los maniqués utilizaron el cálculo de su propia CHR.

Los resultados de la Tabla 30 muestran que la evaluación de la DGP por medio del maniquí dosimétrico difiere de la cámara de ionización, en el caso más extremo por un 9%.

Las dos pruebas piloto que se presentaron nos permiten concluir que el maniquí puede obtener valores de DGP de manera autónoma. Tanto el kerma en aire a la entrada de la mama como la CHR se pueden evaluar con incertidumbres que permiten obtener la DGP con apenas una

incertidumbre estándar combinada del 5%. Las diferencias entre usar una cámara de ionización o el maniquí propuesto en este trabajo quedaron acotadas por un 9% de incertidumbre estándar combinada. A manera de sumario se presenta el Apéndice D que muestra una tabla donde se condensan todos los resultados importantes del trabajo.

Capítulo 6: Conclusiones

El maniquí dosimétrico permite cuantificar la DGP con una incertidumbre estándar combinada menor que el 5% (expandiendo esta cifra a un valor de $k=2$, se obtienen valores menores que el 10%)⁵². La calibración permite realizar interpolaciones en las calidades de haz usuales que se encuentran en un servicio de mamografía permitiendo que el maniquí sea puesto a prueba en casi cualquier equipo comercial disponible.

La evaluación de la CHR se obtuvo con una incertidumbre similar (menor que el 5%) a la obtenida por medio de cámara de ionización. Esto permitió que los dosímetros reprodujeran las medidas obtenidas por medio de cámara de ionización dentro del 9% (en el caso más extremo). Las diferencias que se obtuvieron entre los diversos métodos caen dentro de las incertidumbres evaluadas para cada método. La medición de la DGP a través de dosímetros TLD-100 introduce una incertidumbre estándar combinada mayor (entre el doble y el cuádruple) que la obtenida por medio de una cámara de ionización. Aún con esto, esta incertidumbre es menor que el 10%.

Los cálculos analíticos describen de manera cualitativa los datos experimentales para los factores de calibración, es decir que estos disminuyen conforme aumenta la energía. Una descripción precisa de las discontinuidades presentadas en los datos experimentales al cambiar de ánodo/filtro requiere de una investigación adicional, que es parte de nuestro plan de trabajo futuro.

Las curvas de brillo inducidas por los haces de radiación de este estudio no produjeron cambios detectables en la forma de las curvas de brillo.

El método presentado en este trabajo probó ser una alternativa viable para determinar la DGP sin la necesidad de utilizar una cámara de ionización. La incertidumbre estándar combinada que se obtiene es menor que el 10%. Este maniquí presenta la ventaja de que elimina la necesidad de transportar y colocar en el mastógrafo equipo (cámara de ionización) frágil que necesita de un físico médico para operar. El maniquí es una opción “robusta” que, con solo seguir unas sencillas instrucciones (Apéndice C) (cuestión que puede hacer la técnica en mamografía) se obtiene la DGP. Este trabajo ha cumplido con creces su objetivo central.

Apéndices

Apéndice A

Para el cálculo de la dosis en LiF para la simulación analítica de la sección 5.6 se utilizaron aproximaciones a las integrales por medio de sumas, en elementos finitos.

Para llevar a cabo la simulación se realizan ciertas suposiciones:

- Se desprecian las interacciones secundarias.
- Se genera un haz paralelo a partir del mastógrafo.
- Todos los atenuadores son puros y homogéneos en densidad.
- Se tiene equilibrio de partícula cargada.

Método del trapecio

Para realizar el proceso de integración, tanto del kerma como de la dosis, se empleó un método muy sencillo para integrar. El método del trapecio consiste en utilizar interpolaciones lineales entre cada dos puntos evaluados de la función (Figura 50) que se quiere integrar, de manera que se crea un trapecio entre cada dos puntos, el área de estos se suma al final.

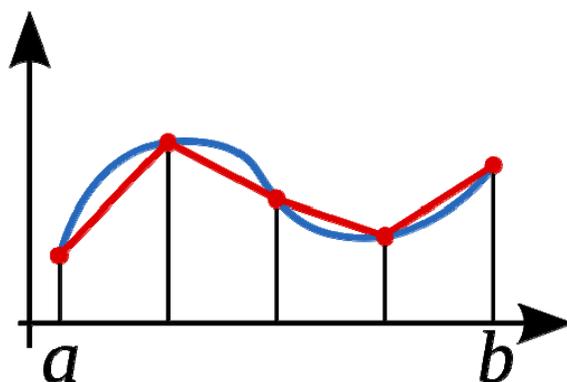


Figura 50. Ilustración del método del trapecio.

De manera que una función $f(x)$ puede ser aproximada por medio de la expresión:

$$\int_a^b f(x) dx \approx \frac{a-b}{2N} \sum_{k=1}^N (f(x_{k+1}) - f(x_k)) \quad (26)$$

Apéndice B

Para determinar la CHR de un haz de rayos X a partir de medidas de atenuación en aluminio se toman en consideración las siguientes ecuaciones, primero se recuerda la definición de CHR y de la atenuación exponencial simple, aunque en el caso de rayos polienergético lo que se mide realmente es el kerma o la exposición, de manera que la ecuación (8) queda rescrita como:

$$I = I_0 e^{-\bar{\mu}x} \quad (27)$$

$$CHR = \frac{\ln(2)}{\bar{\mu}} \quad (28)$$

Si sustituimos la ecuación (28) en la (27), se obtiene que la CHR disminuye el valor inicial de la exposición o kerma a la mitad. Si calculamos el logaritmo natural en uno de los lados de la ecuación (27) se obtiene lo siguiente:

$$I = \ln(I_0) - \bar{\mu}x \quad (29)$$

que es la ecuación de una recta, en el plano XI , con pendiente $\bar{\mu}$. De esta manera, si se tienen diversos valores de atenuación (valores de intensidad contra x) se pueden colocar en el plano XI y ajustar una recta para determinar la pendiente y la constante, de manera que analíticamente se puede conocer la CHR.

En nuestro caso, las CHR se obtuvieron por medio de la siguiente expresión, tomando como referencia los valores medidos más cercanos a la CHR.

$$CHR = \frac{t_b \ln(2I_a/I_0) - t_a \ln(2I_b/I_0)}{\ln(I_a/I_b)} \quad (30)$$

donde I_0 es la lectura que se obtiene cuando no se ha colocado ningún atenuador. I_a es la lectura que se obtiene con un atenuador t_a y esta lectura se encuentra antes de la CHR. I_b es la lectura que se obtiene con un atenuador t_b y esta lectura se encuentra después de la CHR

Apéndice C

A continuación se presenta la hoja de trabajo que se propone distribuir con el paquete. En esta hoja se ponen las instrucciones y cuidados que se tienen que realizar al hacer una medición de DGP.

IMPORTANTE

No abra el paquete antes de realizar la prueba.

No que coloque el paquete en la habitación del mastógrafo mientras se realiza algún examen.

Lea las instrucciones cuidadosamente antes de abrir el contenido.

Instrucciones

El paquete que acaba de recibir contiene un dispositivo sensible a la radiación para evaluar la dosis glandular promedio (DGP) de su mastógrafo. Es de suma importancia que lea las instrucciones cuidadosamente antes de abrir el contenido, ya que de no hacerlo puede comprometer la medición y obtener un valor de DGP incorrecto.

Dentro del paquete se encuentran dos maniqués de acrílico marcados en el borde plano con las letras “A” y “B”.

1. Coloque el maniquí marcado con la letra “A” en el mastógrafo, (la forma de semicírculo simula una mama) de igual manera que colocaría a un paciente. Cuidé que la letra “A” tenga su orientación correcta (ver imagen). Ponga el resto del paquete fuera de la habitación donde se encuentra el mastógrafo.

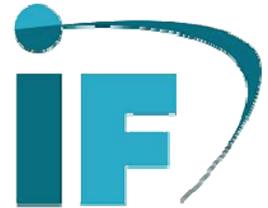


2. Tome una imagen del maniquí, con el modo automático, como se haría con un paciente. Anote la información de la técnica radiológica, obtenida de esta imagen, en la sección correspondiente de la hoja de datos
3. Retire el maniquí “A”, guárdelo dentro del paquete.
4. Coloque el maniquí “B” en la misma posición del primero. Utilice el modo manual para reproducir la técnica radiológica obtenida con el modo automático. En caso de no encontrarse los valores exactos, utilice los más cercanos. Anote esta técnica radiológica en la sección correspondiente. de la hoja de datos
5. Tome 3 imágenes consecutivas del maniquí “B” con la misma técnica radiológica (obtenida del punto anterior).
6. Inmediatamente después de tomar las imágenes, guarde el maniquí “B” en el paquete y termine de llenar la hoja de datos.
7. Guarde el paquete fuera de la habitación donde se encuentra el mastógrafo hasta que sea devuelto.



Universidad Nacional Autónoma de México

Instituto de Física



HOJA DE DATOS

Hospital _____ Ciudad _____ Fecha _____

Mastógrafo: Marca _____ Modelo _____

Etapa	Ánodo/Filtro	kV	mAs
Imagen maniquí "A" Automática			
Imagen maniquí "B" Manual (3 veces)			

Responsable de la irradiación: _____
Nombre y firma

Apéndice D

A continuación se muestra una tabla que condensa los resultados presentados en este trabajo.

Irradiación	Voltaje [kV]	CHR [mm Al]	Energía efectiva [keV]	Factor L_Q [$\times 10^{-6}$ mGy/Integral]
Mo/Mo	24	0.326±0.005	14.95±0.03	1.79±0.05
Mo/Mo	26	0.349±0.005	15.30±0.02	1.68±0.09
Mo/Mo	28	0.376±0.005	15.72±0.02	1.59±0.03
Mo/Mo	30	0.392±0.005	15.94±0.02	1.56±0.06
Mo/Rh	28	0.425±0.005	16.41±0.04	1.57±0.13
Mo/Rh	30	0.451±0.005	16.74±0.03	1.53±0.08
Mo/Rh	32	0.464±0.005	16.91±0.03	1.47±0.05
Mo/Rh	34	0.475±0.005	17.06±0.06	1.45±0.09
Rh/Rh	30	0.456±0.005	16.81±0.02	1.39±0.10
Rh/Rh	34	0.502±0.005	17.40±0.02	1.27±0.06
Rh/Rh	36	0.525±0.005	17.67±0.03	1.22±0.03
Rh/Rh	40	0.555±0.005	18.02±0.02	1.13±0.04

Tabla 31. Sumario de los datos de calibración para las calidades de haz utilizadas en este trabajo.

Referencias

- ¹ GLOBOCAN 2008 (IARC) , Section of Cancer Information (07/11/2012) <http://globocan.iarc.fr/factsheets/cancers/all.asp>
- ² GLOBOCAN 2008 (IARC) Section of Cancer Information (07/11/2012) <http://globocan.iarc.fr/factsheets/populations/factsheet.asp?uno=484>
- ³ GLOBOCAN 2008 (IARC) Section of Cancer Information (07/11/2012) <http://globocan.iarc.fr/factsheet.asp#WOMEN>
- ⁴ Palacio-Mejía LS, Lazcano-Ponce E, Allen-Leigh B, Hernández-Ávila M. Diferencias regionales en la mortalidad por cáncer de mama y cérvix en México entre 1979 y 2006. Salud Publica Mex 2009; 51 supl 2:S208-S219.
- ⁵ NOM-041-SSA2-2011, Para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama.
- ⁶ NOM-041-SSA2-2011, sección 7.3.3.3
- ⁷ Tabar L, Fagerberg CJ, Gad A, et al. Reduction in mortality from breast cancer after mass screening with mammography: a randomised trial from the Breast Cancer Screening Working Group of the Swedish National Board of Health and Welfare. Lancet, 1, 829-32,1985.
- ⁸ Tabar L, Yen M-F, Vitack B. et al, Mammography service screening and mortality in breast cancer patients: 20-year follow-up before and after introduction of screening, Lancet, 361, 1405-1410, 2003.
- ⁹ Autier P., Boniol M., Gavin A., Vanett L., Breast cancer mortality in neighbouring European countries with different levels of screening but similar access to treatment: trend analysis of WHO mortality database, BMJ, 343, 2011.
- ¹⁰ Yaffe M. J., Mainprize J.G., Risk of Radiation-induced Breast Cancer from Mammographic Screening, Radiology, 258, 98-105, 2011.
- ¹¹ Faulkner, K., Wallis, M. and Whitaker, C. Evaluation of the population dose to the UK population from the National Health Service breast screening programme. Radiat. Prot. Dosim. 129, 184– 190 (2008).
- ¹² Avello, E. Junceda. Cáncer de mama. Universidad de Oviedo. Cap VI, pp 50.
- ¹³ Quality Assurance Programme for Digital Mammography. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2011, sección 8.8.
- ¹⁴ NOM-229-SSA1-2002, apéndice A3.
- ¹⁵ Cember H., Johnson T., Introduction to health physics, Mc Graw Hill, Cuarta edición, 2009. pp 128
- ¹⁶ J. F. Wochos, G. D. Fullerton and L. A. Dewerd, Mailed thermoluminescent dosimeter determination of entrance skin exposure and half value layer in mammography, Am. J. Roentgenol. 131, 617-619 (1978)
- ¹⁷ C. J. Tung, M. T. Lin, F. Y. Hsu, J. H. Lee, C. H. Chu and H. Y. Tsai, Half-value Layer Determination using Thermoluminescent Dosimeters for Digital Mammography, Radiation Measurements, 45, 729-732, 2010 (SCI).
- ¹⁸ Attix F.H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, John Wile & Sons, USA, 1986. & jt Bushberg, ja Seibert, em Leidholdt Jr., and jm Boone, The essential physics of medical imaging. Second edition. 2002.
- ¹⁹ Etta D. Pisano, Martin J. Yaffe, Cherie M. Kuzmiak, Digital mammography, Lippincott Williams & Wilkins, 2003
- ²⁰ jt Bushberg, ja Seibert, em Leidholdt Jr., and jm Boone, The essential physics of medical imaging. Second edition. 2002. Figura 8-3.
- ²¹ jt Bushberg, ja Seibert, em Leidholdt Jr., and jm Boone, The essential physics of medical imaging. Second edition. 2002. pp 194.
- ²² Statement from the 1987 Como meeting of the ICRP, Publication 52, Pergamon Press, Oxford and New York (1987).
- ²³ NCRP Report No. 85. Mammography User's Guide, Issued March 1 1986.
- ²⁴ Hammerstein G. R., Miller D. W., White D. R., Masterson M. E., Woodard H. Q. and Laughlin J. S. Absorbed radiation dose in mammography, Radiology, 130, 485–91, 1979
- ²⁵ Yaffe M., Boone J., Packard N., Alonzo-Proulx O., Huang S., Peressotti C., Brock K. and Al-Mayah A. The myth of the 50-50 breast. Med. Phys. 36 (12), 5437-5443, 2009.
- ²⁶ Dance D.R.,The Monte Carlo calculation of integral radiation dose in xeromammography, Phys. Med. Biol, 25, 237-47. 1980.
- ²⁷ Dance D.R., Monte-Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. Phys. Med. Biol. 35 ,1211,1990.
- ²⁸ Wu X., Gingold E.L., Barnes G.T., Tucker D.M., Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography, Radiology, 193,89-89,1994.
- ²⁹ Boone J. M., Glandular Breast Dose for Monoenergetic and High-Energy X-ray Beams: Monte Carlo Assessment, Radiology, 213,23-27,1999.

- ³⁰ Boone J. M., Normalized glandular dose „(DgN)... coefficients for arbitrary x-ray spectra in mammography: Computer-fit values of Monte Carlo derived data, Med. Phys., 29 (5), 869-875, 2002.
- ³¹ ACR. American College of Radiology. Mammography. Quality Control Manual, 1999.
- ³² Wu X., Breast dosimetry in screen-film mammography. In: Barnes G.T., Frey G. D., Screen Film Mammography: Imaging Considerations and Medical Physics Responsibilities. Madison, Wis., Medical Physics Publishing, 159-175 ,1991
- ³³ Attix F.H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, John Wiley & Sons, USA, 1986. pp 1.
- ³⁴ Attix F.H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, John Wiley & Sons, USA, 1986. pp 264-290
- ³⁵ Attix F.H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, John Wiley & Sons, USA, 1986. pp 395-397.
- ³⁶ Miranda, F. Verificación del sistema de planeación en tratamientos de cáncer con TLD-100, tesis para obtener el título de Ingeniero en Energía, UAMI 2006.
- ³⁷ G. Massillon-JL ,I. Gamboa-deBuen , M.E. Brandan, Onset of supralinear response in TLD-100 exposed to Co-60 gamma-rays, Journal of Physics D:Applied Physics 39(2) 262-268 2006
- ³⁸ Gamboa-deBuen I., Avilés P., Rodríguez-Villafuerte M., Buenfil A. E., Ruiz C. G. and Brandan M. E., Supralinear response and efficiency of LiF:Mg,Ti to 0.7, 1.5 and 3 MeV Protons, Nucl. Instrum. Methods, B 183, 487–96, 2001
- ³⁹ Y. S. Horowitz, Thermoluminescence and thermoluminescence Dosimetry, Vol1. 1989 pp 91
- ⁴⁰ Gamboa-deBuen I., Buenfil A. E., Ruiz C. G., Rodríguez-Villafuerte M., Flores A, Brandan M. E. Thermoluminescent response and relative efficiency of TLD-100 exposed to low-energy x-rays., Phys. Med. Biol. 43, 2073–2083, 1998-
- ⁴¹ Y.S. Horowitz, L. Oster, H. Datz, M. Margaliot, Some dosimetric characteristics of the high temperature TL in LiF:Mg,Ti (TLD-100), Radiation Measurements, 43, 203 – 207, 2008.
- ⁴² Y.S. Horowitz, H. Datz, Thermoluminescence dose response: experimental methodology, data analysis, theoretical interpretation, AIP Conf. Proc. 1345, 187-206, 2011.
- ⁴³ G. Massillon-JL, I. Gamboa-deBuen, M.E. Brandan, TL response of LiF:Mg, Ti exposed to intermediate energy ^1H , ^3He , ^{12}C , ^{16}O and ^{20}Ne ions, J. Phys. D: Appl. Phys. 40, 2584-2593, 2007.
- ⁴⁴ Horowitz, Y.S., Fuks, E., Datz, H., Oster, L., Livingstone, J., Rosenfeld, Mysteries of LiF TLD response following high ionization density irradiation: A. Glow curve shapes, dose response, the unified interaction model and modified track structure theory, Radiat. Prot. Dosim, 46, 1342-1348. , 2011
- ⁴⁵ Brandan M.E., Gamboa deBuen., Rodríguez Villafuerte M., THERMOLUMINESCENCE INDUCED BY HEAVY CHARGED PARTICLES, Radiation Protection Dosimetry, 100, 39–44, 2002.
- ⁴⁶ Nunn A. A., Davis S. D., Micka J. A., Dewerd. LiF:Mg,Ti TLD response as a function of photon energy for moderately filtered x-ray spectra in the range of 20–250 kVp relative to ^{60}Co . Med. Phys. 35 (5), 1859-1896, 2008.
- ⁴⁷ Camargo-Mendoza R. ; POLETTI, M. E. ; COSTA, Alessandro Martins da ; CALDAS, L. V. E. . Measurement of some dosimetric parameters for two mammography systems using thermoluminescent dosimetry. Radiation Measurements, 46, 2086-2089, 2011.
- ⁴⁸ M Oliveira, M Nogueira, E Guedes, M Andrade, J Peixoto, G Joana, Average glandular dose and phantom image quality in mammography, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment (2007)
- ⁴⁹ Attix F.H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, John Wiley & Sons, USA, 1986. pp 531.
- ⁵⁰ Comentario Personal de la Dra. Massillon, Instituto de Física UNAM
- ⁵¹ G. Massillon-JL, R. Minniti, M. O'Brien and C. G Soares, Influence of phantom materials on the energy dependence of LiF:Mg,Ti exposed to low-energy x-rays. En proceso (2012)
- ⁵² D.C. Baird, Experimentation: An Introduction to Measurement Theory and Experiment Design, 3ª Ed. Prentice Hall, New York, 1995.