



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE CIENCIAS

**Evaluación de Dosimetría en mamografía con dosímetros
termoluminiscentes**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

Físico

P R E S E N T A:

Miguel Angel Nava Cabrera



DIRECTOR DE TESIS:

M. en C. Eduardo López Pineda

(2017)



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

1. Datos del alumno	1. Datos del alumno
Apellido paterno	Nava
Apellido materno	Cabrera
Nombre(s)	Miguel Angel
Teléfono	2461425144
Universidad Nacional Autónoma de México	Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Ciencias	Facultad de Ciencias
Carrera	Física
Número de cuenta	412000067
2. Datos del tutor	2. Datos del tutor
Grado	M. en C.
Nombre(s)	Eduardo
Apellido paterno	López
Apellido materno	Pineda
3. Datos del sinodal 1	3. Datos del sinodal 1
Grado	Dr.
Nombre(s)	LuisAlberto
Apellido paterno	Medina
Apellido materno	Velázquez
4. Datos del sinodal 2	4 Datos del sinodal 2
Grado	M. en C.
Nombre(s)	Patricia Raquel
Apellido paterno	Avilés
Apellido materno	Mandujano
5. Datos del sinodal 3	5. Datos del sinodal 3
Grado	M. en C.
Nombre(s)	César Gustavo
Apellido paterno	Ruiz
Apellido materno	Trejo
6. Datos del sinodal 4	6. Datos del sinodal 4
Grado	M. en C.
Nombre(s)	Héctor Alejandro
Apellido paterno	Galván
Apellido materno	Espinoza
7. Datos del trabajo escrito	7. Datos del trabajo escrito
Título	Evaluación de Dosimetría en Mamografía con Dosímetros Termoluminiscentes
Subtítulo	
Número de páginas	92 p
Año	2017

Agradecimientos institucionales

A mi director de tesis, el M. en C. Eduardo López Pineda, por su guía, comentarios y apoyo brindado durante la realización de este trabajo.

A todos mis sinodales; Dr. Luis Alberto Medina Vázquez, M. en C. César Gustavo Ruíz Trejo, M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano, M. en C. Héctor Alejandro Galván Espinoza y M. en C. Eduardo López Pineda, por sus importantes aportaciones para el enriquecimiento de este trabajo.

A la Dra. Yolanda Villaseñor Navarro por permitirme trabajar en el Departamento de Radiología del Instituto Nacional de Cancerología (INCan), así como al M. en C. Héctor Galván Espinoza, por su guía, atención y observaciones durante mi trabajo en el INCan. Así mismo al M. en C. Francisco Berumen Murillo por sus observaciones de la parte experimental del trabajo. A la M. en C. Lucero Zúñiga Meneses por su apoyo en las irradiaciones al maniquí realizadas en el INCan.

A la Dra. María Ester Brandan por sus valiosos comentarios acerca de este trabajo, así como por el apoyo económico brindado a través del proyecto DGAPA-PAPIIT IN107916 “Estudios de dosimetría e imagen en procedimientos médicos de diagnóstico y terapia”.

A la Dra. María del Carmen García Blanco y a las Técnicas Radiólogas María de los Ángeles Sánchez Vanegas y Alejandra Langarica Chicol, por sus apoyos para la irradiación del maniquí en el Hospital General de México.

Al personal del taller del Instituto de Física, UNAM, por su apoyo en la fabricación de una tapa del maniquí utilizado.

Al Instituto de Física, UNAM, por permitirme utilizar sus instalaciones para trabajar en este proyecto.

Para mis papás, Dante Manuel y María Gilberta.

Para mis hermanos, Omary Paola.

Para mi familia, por todo el apoyo que siempre me brindaron.

Tabla de contenido

Resumen.....	1
Capítulo 1: Introducción.....	2
Objetivo.....	3
Objetivos particulares.....	4
Capítulo 2: Antecedentes y marco teórico.....	5
2.1 Los rayos X.....	5
2.1.1 Tipos de rayos X.....	5
2.1.2 Interacción de los rayos X con la materia.....	6
2.1.3 Generación de rayos X.....	10
2.1.4 Atenuación.....	15
2.1.5 Capa hemirreductora.....	15
2.1.6 Aproximación experimental de geometría de haz angosto.....	16
2.1.7 Bordes de absorción.....	17
2.2 Mamografía.....	17
2.2.1 La mama femenina.....	18
2.2.2 Generación de imágenes.....	18
2.2.3 El mamógrafo.....	21
2.2.4 Rayos X en mamografía.....	25
2.2.5 Nuevos equipos.....	26
2.2.6 Programas de tamizaje.....	27
2.3 Dosimetría.....	28
2.3.1 Magnitudes asociadas a la radiación ionizante.....	28
2.3.2 Dosímetros.....	29
2.3.3 Dosimetría termoluminiscente.....	30
2.3.4 Dosimetría con cámaras de ionización.....	32

2.3.5 Dosimetría en mamografía.....	33
2.4 Maniquí	35
2.4.1 Trabajos previos	35
Capítulo 3: Metodología	37
3.1 Diseño del maniquí	37
3.2 Dosímetros termoluminiscentes (TL).....	40
3.2.1 Preparación	40
3.2.2 Irradiación	42
3.2.3 Lectura.....	43
3.3 Caracterización.....	46
3.3.1 Rendimientos.....	46
3.3.2 Medición de capa hemirreductora (CHR)	47
3.3.3 Calibración.....	48
3.4 Evaluación de la Dosis Glandular Promedio (DGP)	50
3.5 Validación del método propuesto	51
Capítulo 4: Resultados y discusión	53
4.1 Prueba de linealidad de los dosímetros termoluminiscentes (TL).....	53
4.2 Caracterización.....	54
4.3 Calibración de la respuesta termoluminiscente de los dosímetros	66
4.4 Pruebas en sistemas clínicos.....	70
4.5 Ventajas y desventajas del método utilizado	72
4.6 Trabajo futuro.....	73
Conclusiones	75
Referencias.....	76
Anexo A.....	83
Anexo B.....	83

Resumen

En este trabajo se optimizó la metodología para obtener la Dosis Glandular Promedio (DGP) utilizando dosímetros termoluminiscentes TLD-100 dentro de un maniquí de PMMA (intervalo de voltajes de 24-40 kV). Para poder utilizar los dosímetros se requirió calibrar sus respuestas y también una fuente de referencia que permitiese relacionar estas respuestas con una magnitud dosimétrica conocida. Con base en lo anterior, se caracterizaron dos equipos de mamografía utilizando una cámara de ionización calibrada para mamografía, se calibró la respuesta de los dosímetros termoluminiscentes en términos de kerma en aire a la entrada del maniquí para un gran intervalo de calidades de haz, y se realizaron calibraciones que permitieron determinar la capa hemirreductora (CHR). Finalmente, se obtuvieron los valores de DGP en 5 equipos de mamografía, utilizando los dosímetros y el maniquí, y éstos se compararon con los valores obtenidos con una cámara de ionización.

La caracterización consistió en la medición de los rendimientos y las CHR de los haces de rayos X generados con combinaciones de Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh, W/Ag y W/AI. La calibración consistió en la comparación de las respuestas de los dosímetros con las lecturas obtenidas con la cámara de ionización. De esta calibración se obtuvieron coeficientes que permitieron utilizar los dosímetros para determinar el valor del kerma en aire a la entrada del maniquí y los valores de CHR de las calidades de haz.

El método se puso a prueba en 5 equipos de mamografía clínica, comparando los valores de kerma en aire, CHR y DGP obtenidos con cámara de ionización y con el método propuesto. Se obtuvo el valor p para verificar la similitud de los datos obtenidos con ambos métodos y se obtuvo que los resultados de los 5 equipos eran iguales dentro de sus incertidumbres.

Se obtuvo que con estas calibraciones era posible utilizar los dosímetros para evaluar un equipo de mamografía, obteniendo valores similares que con una cámara de ionización

Capítulo 1: Introducción

El cáncer se presenta cuando células del organismo proliferan de manera acelerada y desordenada, invadiendo y destruyendo tejidos u órganos sanos. En el año 2012 se registraron 14.1 millones de nuevos casos en todo el mundo de los cuales 8.2 millones terminaron en decesos [1].

El cáncer de mama es un problema de salud pública en México, que representa la segunda causa de muerte por neoplasia maligna y cuya tendencia va en aumento. En el año 2014 su incidencia se ubicó en 28.8 por cada 100 mil mujeres siendo las más afectadas aquellas cuya edad estaba entre los 60 y 64 años de edad [2]. Con el fin de disminuir la mortalidad debida a este cáncer el gobierno de México ha realizado campañas para detecciones tempranas de este padecimiento [3]. La mamografía es la técnica de imagenología más utilizada para detectar de manera temprana el cáncer de mama en mujeres [4]. Este método consiste en el uso de imágenes obtenidas por medio de rayos X que permiten al médico detectar anomalías en las mamas, tales como: abultamientos, distribución no uniforme de sus tejidos, micro calcificaciones, que pueden indicar la presencia de un tumor [5]. Sin embargo, el uso de rayos X conlleva un riesgo potencial, debido a que este tipo de radiación puede generar un daño biológico [4].

Debido a lo anterior, las imágenes obtenidas en mamografía deben permitir visualizar todas las estructuras internas de la mama, permitiendo distinguir las entre sí con gran resolución espacial y un alto contraste, e impartiendo una dosis de rayos X lo más baja posible. Para lograr una imagen con la calidad necesaria para usarse en diagnóstico clínico, se han establecido diversos protocolos de control de calidad [4] [6] [7] [8], estos incluyen pruebas a los equipos que garantizan el correcto funcionamiento de todas las partes involucradas en la obtención de las imágenes.

La dosis de radiación impartida en la mama se cuantifica por medio de la Dosis Glandular Promedio (DGP) [9], definida como la energía promedio que es absorbida por el tejido glandular. La mama está compuesta por tejido glandular y tejido adiposo, siendo el primero el más sensible ante la radiación y donde se presenta la mayor cantidad de patologías [10]. La Norma Oficial Mexicana NOM

041-SSA2-2011 estipula los criterios de operación para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama y en ella se establecen los niveles orientativos de DGP para una proyección craneo caudal los cuales deben ser menor que 3 mGy [11]; por su parte el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) recomienda una DGP menor que 2.5 mGy para el mismo tipo de proyección con una mama con grosor de 5.3 cm [4].

La DGP se obtiene midiendo el valor del kerma en aire a la entrada de la mama, para después multiplicarlo por coeficientes y factores que dependen de la calidad del haz de radiación. Estos coeficientes y factores se obtienen de simulaciones Monte Carlo para condiciones específicas, ejemplos de estos valores han sido publicados por Dance *et al.* [12] y Wu *et al.* [13]. Generalmente el kerma en aire se mide con una cámara de ionización (CI), desafortunadamente éstas son equipos caros y frágiles, que además requieren de personal especializado para su correcto uso.

En el Instituto de Física de la UNAM se diseñó un maniquí mamográfico en cuyo interior se colocan dosímetros termoluminiscentes que permiten, con base en una calibración previa, determinar la DGP [14]. La calibración de este maniquí se realizó inicialmente en haces de mamografía convencionales (Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh); sin embargo, se han desarrollado una gran cantidad de equipos comerciales que hacen uso de nuevos haces (W/Rh, W/Ag y W/Al). Adicional a esto, se diseñó un nuevo protocolo de manejo para los dosímetros termoluminiscentes en el laboratorio de dosimetría, lo que hace necesario implementar un nuevo protocolo de calibración para que el maniquí pueda ser utilizado en cualquier equipo comercial. Este maniquí se propone como una alternativa, a las cámaras de ionización, para evaluar la DGP en equipos de mamografía.

Objetivo

Evaluación de la Dosis Glandular Promedio en mamografía usando dosímetros TLD-100 y un maniquí de PMMA

Objetivos particulares

- Caracterizar los haces de rayos X de 2 equipos de mamografía.
- Caracterizar la respuesta termoluminiscente de dosímetros TLD-100, para haces de Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh, W/Ag, y W/Al, dentro de un maniquí de PMMA.
- Validar el método de medición de DGP con respecto al que utiliza una cámara de ionización.

Capítulo 2: Antecedentes y marco teórico

Para poder entender la DGP se requiere primero conocer los fundamentos de la dosimetría y la física de la interacción de la radiación ionizante con la materia, en particular la de los rayos X, pues estos son utilizados en los estudios de mamografía (intervalos de voltaje de 20-49 kV, dependiendo del equipo utilizado [15] [16]). También es necesario hacer una breve descripción de la mama femenina como objeto de estudio en la mamografía.

2.1 Los rayos X

Los rayos X están conformados por partículas llamadas fotones que no poseen carga ni masa, y que además, también presentan el comportamiento de una onda (dualidad onda-partícula). Debido a su capacidad de ionización pueden producir alteraciones en la estructura de la materia, es por esto que es necesario comprender su comportamiento.

2.1.1 Tipos de rayos X

Los rayos X se generan a nivel de las capas electrónicas del átomo y del núcleo de éste, y su longitud de onda está entre 10 y 0.1 nm [17]. Dependiendo de la manera en que se originan los rayos X, estos se clasifican en rayos X de frenado y rayos X característicos [18]:

- Rayos X de frenado

También llamados Bremsstrahlung, son generados cuando un electrón es desviado por el campo coulombiano de un átomo (Figura 1). La energía de los rayos X depende de la energía cinética del electrón incidente y de la distancia a la cual pase dentro o cerca del átomo. La energía del fotón liberado disminuye cuando la interacción entre el electrón y el núcleo decrece, es decir, cuando el electrón incidente pasa más lejos del núcleo.

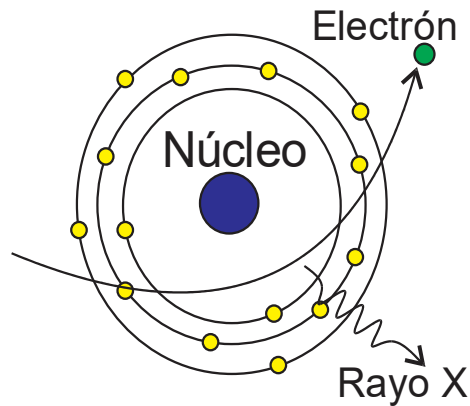


Figura 1: Rayos X de frenado, adaptado de [19]

- Rayos X característicos

Los rayos X característicos se generan cuando existe una vacancia en las capas internas electrónicas de un átomo. Debido a la vacancia, el átomo quedará inestable e intentará regresar a un estado de equilibrio. Para ello, uno de los electrones de un nivel superior ocupará esta vacancia y al hacerlo liberará su energía excedente produciendo un rayo X. Debido a que la energía de ligadura de los electrones es característica de cada átomo, el rayo X tendrá una energía específica dependiente de los niveles energéticos entre los cuales se da la transición (Figura 2).

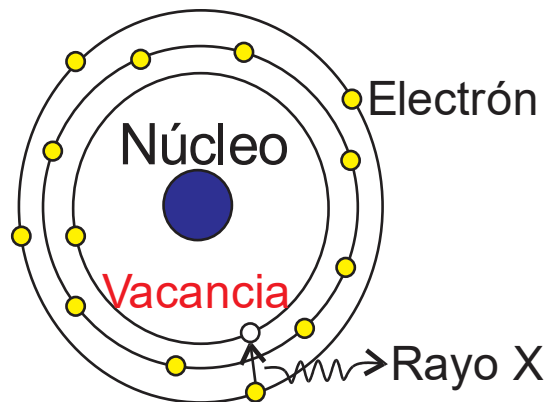


Figura 2: Rayos X característicos, adaptado de [19]

2.1.2 Interacción de los rayos X con la materia

Los rayos X interactúan con la materia de cuatro maneras: mediante la dispersión de Rayleigh, el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la producción de pares. Cada uno de estos procesos depende de la energía del rayo X y del material con el que interactúa.

En la dispersión de Rayleigh, el fotón incidente interactúa y excita un átomo. Los electrones del átomo liberan su energía como un nuevo fotón y con una dirección diferente a la del fotón incidente (Figura 3).

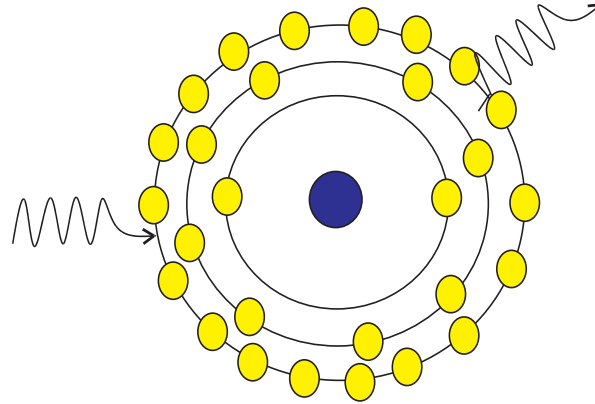


Figura 3: Dispersión de Rayleigh, adaptado de [19]

En el efecto fotoeléctrico, un fotón con energía $h\nu$ interactúa con un electrón (cuya masa en reposo es m_0) de las capas internas de un átomo con energía de ligadura E_b , transfiriéndole toda su energía y liberándolo a un ángulo θ respecto a la dirección inicial de movimiento. El átomo es dispersado a un ángulo ψ con respecto a la dirección inicial para así conservar el momento (Figura 4). El efecto fotoeléctrico es proporcional a $\frac{Z^3}{E^3}$ donde Z es el número atómico del material con el que los rayos X interactúan y E la energía del fotón.

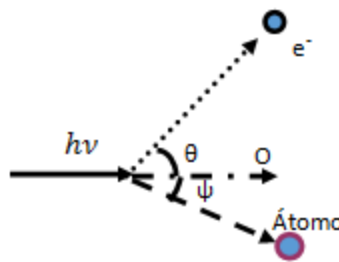


Figura 4: Cinemática del efecto fotoeléctrico, adaptado de [19]

La energía del electrón resultante (T) puede ser obtenida con la siguiente expresión.

$$T = h\nu - E_b \quad (1)$$

La nueva dirección del átomo no es de gran importancia debido a la poca energía cinética que mantiene, pero este puede variar entre 0° y 180° para conservar el momento total [18].

En el efecto Compton, un fotón con energía $h\nu$ interacciona con un electrón de las capas más externas de un átomo haciendo que el electrón se libere a un ángulo θ respecto a O. En este proceso se crea un segundo fotón que también es dispersado a un ángulo ψ (Figura 5), de esta manera se conserva la energía y el momento.

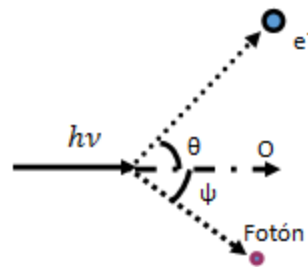


Figura 5: Cinemática del efecto Compton, adaptado de [19]

La energía del fotón resultante $h\nu'$, la energía del electrón T y los ángulos de dispersión, pueden ser obtenidos suponiendo la conservación de la energía y el momento.

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \left(\frac{h\nu}{m_0c^2}\right)(1 - \cos\psi)} \quad (2)$$

$$T = h\nu - h\nu' \quad (3)$$

$$\cot\theta = \left(1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}\right) \tan\frac{\psi}{2} \quad (4)$$

La producción de pares se genera cuando un fotón de energía $h\nu$ interacciona con el campo coulombiano del núcleo de un átomo generando un par electrón-positrón (Figura 6) con energías cinéticas de T^- y T^+ , respectivamente. Para

que este fenómeno sea posible se requiere que el fotón tenga una energía mínima de 1.022 MeV pues esta energía se transformará en la masa necesaria para formar ambas partículas.

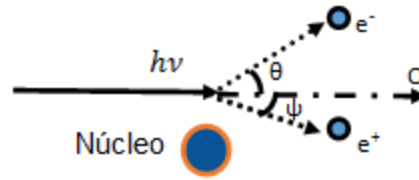


Figura 6: Cinemática de la producción de pares

La energía (MeV) y ángulo (radián) del electrón y el positrón no son necesariamente las mismas, pero en promedio estas vienen dadas por las siguientes expresiones.

$$\bar{T} = \frac{h\nu - 1.022}{2} \quad (5)$$

$$\bar{\theta} = \frac{m_0 c^2}{\bar{T}} \quad (6)$$

A continuación, se muestra una gráfica donde se pueden observar las interacciones predominantes dependientes del número atómico del material con que interactúen los rayos X y la energía de los mismos (Figura 7).

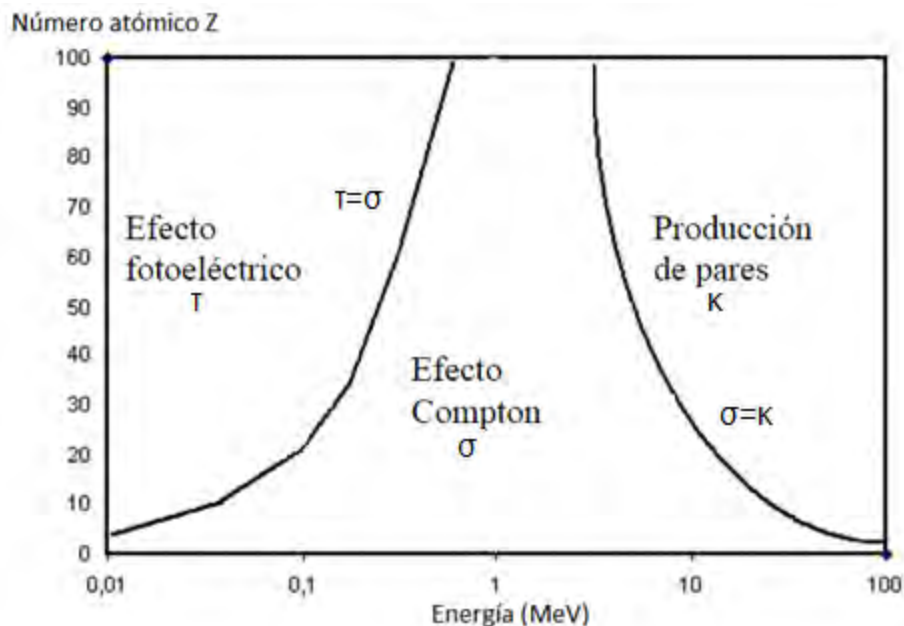


Figura 7: Representación gráfica de las interacciones predominantes como función del número atómico Z del material y la energía de los fotones [20]

Las líneas continuas en la Figura 7 representan las regiones donde hay una misma probabilidad de ocurrencia de las interacciones.

2.1.3 Generación de rayos X

Una de las formas en las cuales se generan rayos X es a través de un tubo de rayos X (Figura 8). Este se compone de un tubo al vacío dentro del cual hay un cátodo y un ánodo. El cátodo es un filamento al cual se le aplica una diferencia de potencial y lo calienta liberando electrones de sus átomos. Al implementar un campo eléctrico los electrones son dirigidos al ánodo para generar rayos X. La producción de rayos X depende de la energía de los electrones, por ejemplo, con una energía de 100 keV el 1% se transforma en rayos X (99% se disipa como calor) y con una energía de 6 MeV el 46% se transforma en rayos X [19]. El tubo de rayos X posee un filtro inherente dado por la cubierta del tubo, usualmente de un espesor de 1 o 2 mm, hecho de berilio [19], el cual impide la entrada de aire al tubo.

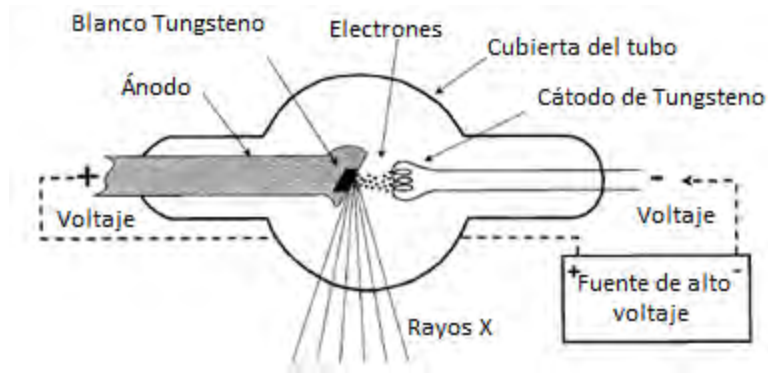


Figura 8: Tubo de rayos X [19]

Un tubo de rayos X genera un haz polienergético con contribuciones de radiación de frenado y, en ciertos casos, rayos X característicos (Figura 9).

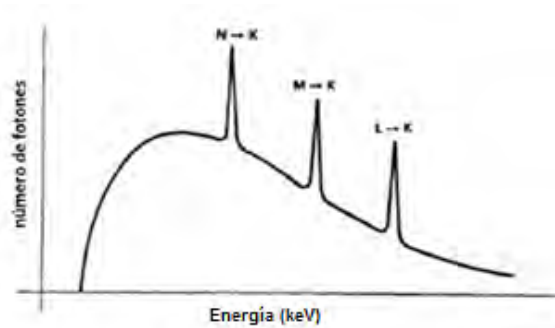


Figura 9: Espectro de energía característica (picos) y radiación de frenado (curva) [21]

La forma del espectro, obtenido a la salida del tubo de rayos X, depende principalmente de 4 características: el voltaje de operación del tubo (usualmente dado en kV), la carga suministrada al tubo (usualmente en miliampere segundo [mAs]), el material del ánodo y el filtraje adicional a la salida del tubo. La forma en que se modifica el espectro debido un cambio en el mAs se muestra en la Figura 10.

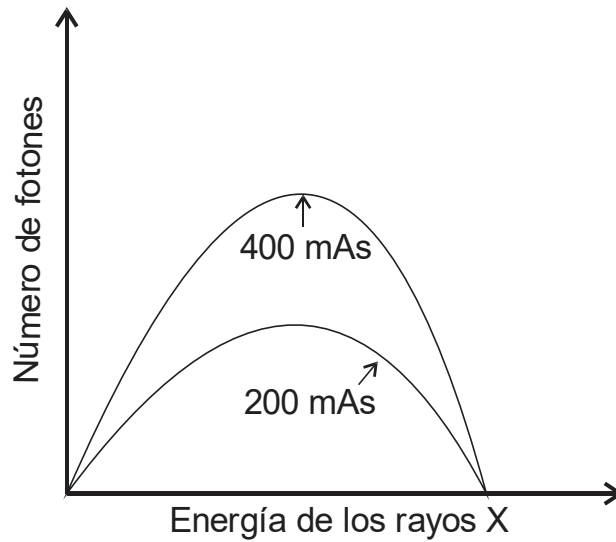


Figura 10: Espectros de rayos X obtenidos con mAs diferentes [22]

Cuando el mAs aumenta se incrementa el número de electrones que se desprenden del cátodo hacia el ánodo, generándose más interacciones y produciendo una mayor cantidad de rayos X.

La forma en que se modifica el espectro de energía por un cambio en el kV se muestra en la Figura 11.

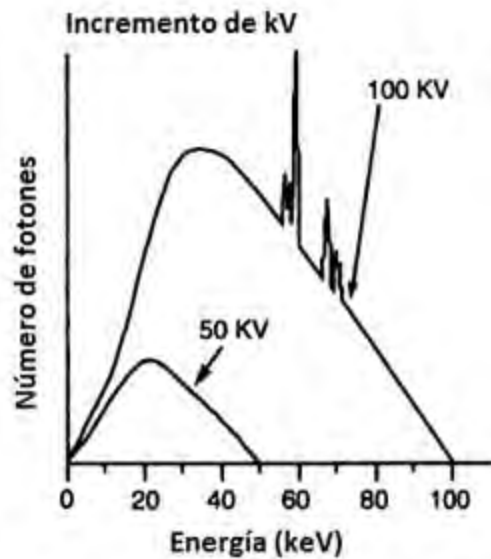


Figura 11: Espectro de rayos X con distinto kV [22]

Cuando el kV se aumenta, los electrones del cátodo obtienen una mayor energía cinética y velocidad. Como resultado los electrones pueden interactuar con más átomos y producir más fotones.

La forma en que se modifica el espectro de energía cuando se cambia el filtrado se muestra en la Figura 12.

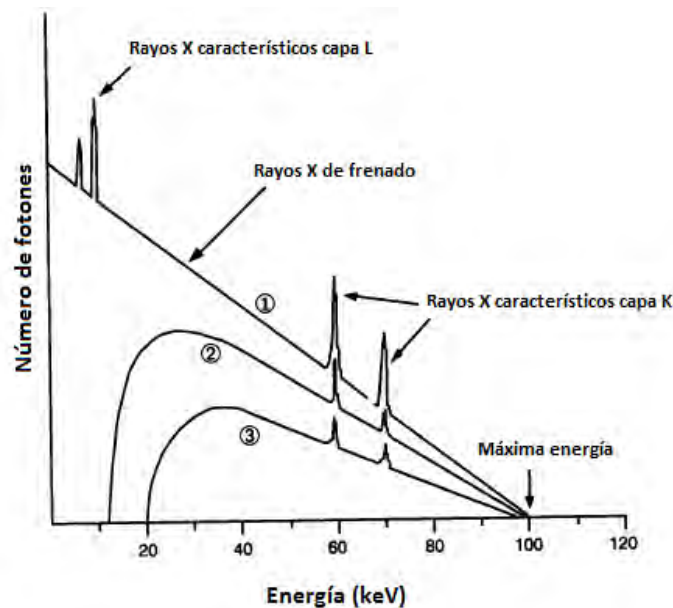


Figura 12: Espectros de rayos X con distintos filtrados, la curva 1 es el espectro sin filtro, la curva 2 es el espectro con el filtro inherente del tubo de rayos X y la curva 3 es el espectro producido con un filtro adicional [22]

La generación de radiación de frenado depende proporcionalmente de la energía cinética de los electrones y del número atómico Z . Además, la energía de los rayos X de frenado aumenta mientras más cerca pasa el electrón del núcleo del átomo con el que interactúa, debido a que el campo coulombiano del núcleo es más fuerte cerca de éste. Hay una mayor probabilidad de que los electrones pasen lejos del núcleo debido a que éste es muy pequeño (10^{-15} m) respecto al tamaño total del átomo (10^{-10} m), mientras que esta probabilidad de interacción disminuye al acercarse al núcleo. Esto genera una gran cantidad de fotones de baja energía, número que va disminuyendo mientras la energía es más alta (Situación 1 de la figura anterior). Cuando se toma en cuenta el filtro inherente del tubo de rayos X, éste detiene en mayor proporción a los fotones de baja energía tal que aquellos con una energía mayor que 12 keV logran atravesarlo más fácilmente (Situación 2 de la

figura anterior). Cuando se agrega otro filtro, diferente al inherente del tubo, los fotones necesitan atravesar una mayor cantidad de material y por ello se elimina una mayor cantidad de fotones, especialmente aquellos con una energía menor que 20 keV (Situación 3 de la figura anterior).

Si lo que se cambia es el material del ánodo (distinto número atómico Z) se produce una modificación en el espectro de energía, esto se muestra en la Figura 13.

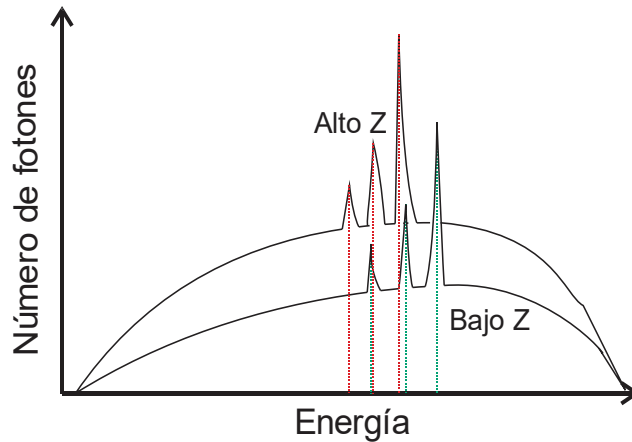


Figura 13: Espectro de rayos X con distinto ánodo, adaptado de [22]

La producción de rayos X depende del número atómico del material del ánodo, pues esto aumenta o disminuye las probabilidades de interacción con los electrones y con esto la cantidad de fotones que se pueden generar. La eficiencia de producción de rayos X puede expresarse de la siguiente manera:

$$\frac{\text{Pérdida de energía radiativa}}{\text{Pérdida de energía por colisiones}} = \frac{E_K Z}{820000} \quad (7)$$

La pérdida de energía radiativa se refiere a la pérdida de energía causada por la producción por Bremsstrahlung y la pérdida de energía por colisiones se refiere a la pérdida de energía por ionizaciones y excitaciones. Además, E_K es la energía cinética de los electrones incidentes, en keV, y Z es el número atómico del material blanco [19].

2.1.4 Atenuación

Cuando un haz de rayos X atraviesa un material, parte de los fotones interactúan con las partículas del medio y su cantidad inicial disminuye. Esta disminución en el número de fotones se denomina atenuación [18]; para rayos X monoenergéticos la atenuación al atravesar un material se puede describir como:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (8)$$

Donde I e I_0 son las intensidades finales e iniciales respectivamente de los fotones, μ es el coeficiente lineal de atenuación y x es el grosor del material que es atravesado.

El coeficiente μ indica la probabilidad de interacción con el material por unidad de longitud, y este se compone de las probabilidades de interacción individuales de la dispersión de Rayleigh, el efecto fotoeléctrico, Compton y la producción de pares. Este coeficiente depende de la densidad y número atómico (Z) del material con el cual interactúan los rayos X, y la energía de los mismos. Comúnmente se utiliza el coeficiente másico de atenuación que elimina la dependencia con la densidad del material [19].

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \quad (9)$$

Estos coeficientes, en función de la energía de los fotones y del número atómico del material, se encuentran disponibles en tablas para su consulta. [23]

2.1.5 Capa hemirreductora

El grosor de material para el cual la atenuación resulta en la disminución de la intensidad inicial de un haz a la mitad, se conoce como capa hemirreductora (CHR). Para un haz monoenergético ésta viene dada por:

$$CHR = \frac{\ln(2)}{\mu} \quad (10)$$

En radiología los haces usados son polienergéticos, de manera que la expresión anterior no puede ser utilizada. Para determinar la CHR en un haz

polienergético se requiere medir una magnitud radiológica, por ejemplo, la exposición (definida en la sección 2.1), colocando un material entre la fuente de rayos X y el detector, para de esa manera disminuir su valor hasta encontrar el grosor para el cual se obtiene la mitad del valor inicial de ésta. La CHR se mide usualmente en mm de Al, y a partir de esta se puede obtener la energía efectiva. Esta energía, para un haz polienergético, es una estimación de la penetrabilidad de un haz como si fuera monoenergético [19].

2.1.6 Aproximación experimental de geometría de haz angosto

La ecuación (8) permite describir la atenuación ideal de un haz paralelo monoenergético, donde los fotones son absorbidos sin producir dispersiones secundarias, lo cual se conoce como geometría de haz angosto. Sin embargo, los haces de fotones interactúan con la materia por los procesos ya mencionados en la sección 2.1.2, generando radiación secundaria por dispersión. Si esta radiación secundaria es tomada en consideración, la ecuación (8) no puede ser utilizada [18]. Para poder obtener experimentalmente una geometría cercana a la de haz angosto, el detector se coloca lo suficientemente lejos del atenuador para evitar la llegada de radiación dispersa. Adicionalmente, el haz es colimado lo suficiente para cubrir solamente el detector y la fuente de radiación es colocada lo suficientemente lejos del atenuador para que la radiación que llegue al detector vaya en sólo una dirección (Figura 14).

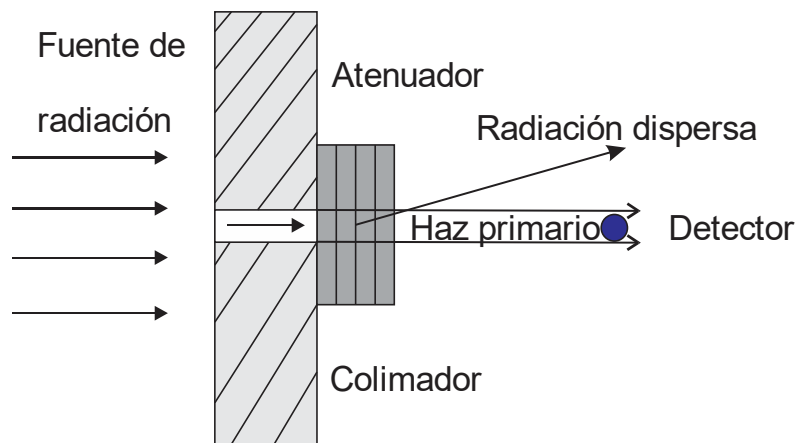


Figura 14 : Geometría de haz angosto, adaptado de [18]

2.1.7 Bordos de absorción

En la sección 2.1.2 se mencionó que una de las maneras en que los rayos X interactúan con la materia es mediante el efecto fotoeléctrico, el cual es dependiente de la energía y que además requiere de una energía mayor a la de ligadura para poder liberar el electrón. A medida que la energía va aumentando la probabilidad de interacción va disminuyendo, sin embargo, hay una cierta energía en la cual la probabilidad de interacción aumenta considerablemente, y que se debe a que el fotón alcanza la energía necesaria para liberar electrones de una capa más profunda en el átomo. A este incremento en la probabilidad de interacción fotoeléctrica se le llama borde de absorción. Esto significa que los coeficientes másicos de atenuación decrecen hasta llegar a un mínimo, seguido de un incremento en su valor y después vuelve a disminuir. Debido a que la energía de amarre es diferente para cada elemento, los bordes de absorción se alcanzan a energías específicas para cada uno de éstos [23]. A cada borde se le agrega el nombre de la capa de la cual sale el electrón (K, L, M, N, O, P y Q) siendo la capa K la más profunda y la Q la más externa (Figura 15).

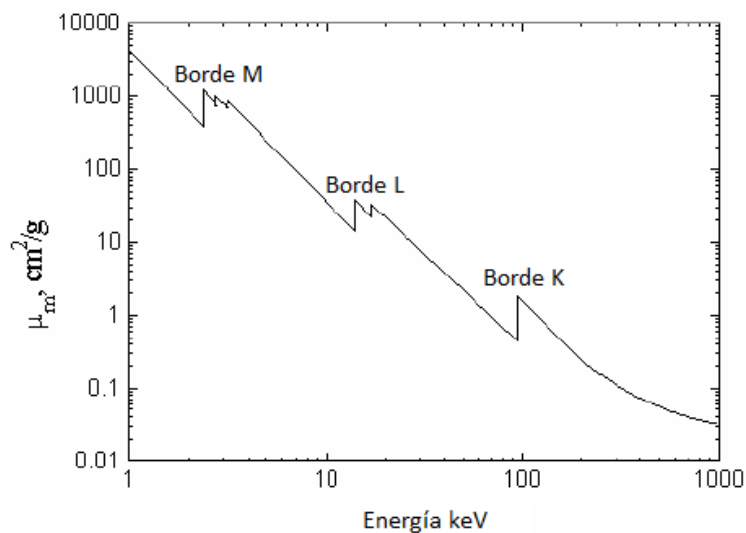


Figura 15: Dependencia del coeficiente másico de atenuación en función de la energía [24]

2.2 Mamografía

Esta consiste en una imagen bidimensional del tejido mamario que se forma debido a la atenuación de los rayos X con la mama y permite contrastar e identificar sus

distintas estructuras [25]. En general, para producir una imagen con rayos X se requiere de 3 elementos, la fuente emisora, el objeto de estudio y el detector. En este caso el objeto de estudio es la mama femenina.

2.2.1 La mama femenina

La mama de la mujer es un órgano que posee glándulas que secretan leche durante la lactancia. La mama (Figura 16) tiene forma de una prominencia cuyo tamaño varía y posee en su centro una zona pigmentada llamada aréola. Internamente está constituida por tejidos glandular, adiposo y fibroso. El tejido glandular está formado por lóbulos que se conectan con los conductos galactóforos y terminan en el pezón. Conforme avanza la edad de la persona el tejido glandular se va atrofiando y es reemplazado por grasa. [26]

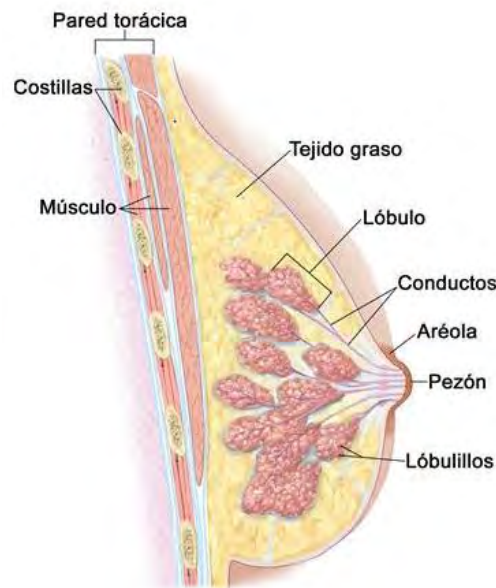


Figura 16. Estructura de la mama [27]

2.2.2 Generación de imágenes

Las imágenes de rayos X se generan debido a los coeficientes lineales de atenuación de las distintas estructuras del objeto de estudio. En la Figura 17, se muestra un esquema simplificado de esta técnica.

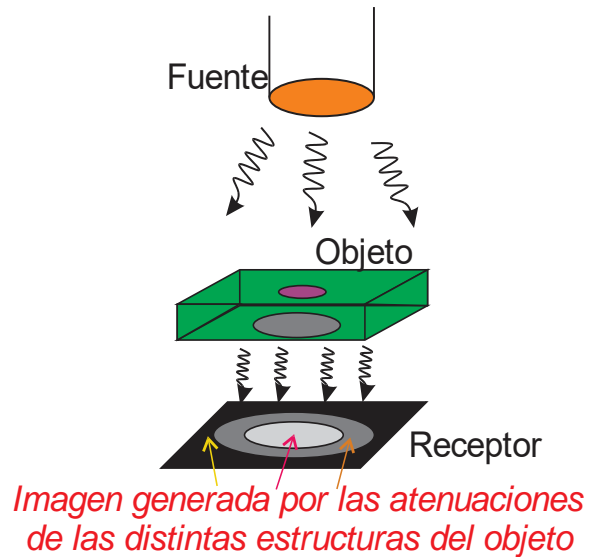


Figura 17: Generación de imágenes con rayos X, adaptado de [28]

La generación de imágenes mamográficas se basa en la atenuación que generan los componentes internos de la mama. Esta atenuación determina la cantidad de fotones que llega al detector de imagen, lo cual se traduce en un tono de gris. Los coeficientes lineales de atenuación (μ) dependen de la energía de los fotones, la densidad y el número atómico del material, sin embargo, los materiales que componen la mama y un tumor poseen coeficientes lineales de atenuación muy similares, por lo que poder distinguir en la imagen los distintos tejidos puede ser difícil [29] (Figura 18). Por ejemplo, para 30 keV se tiene que el valor del coeficiente μ es de 0.40 cm^{-1} para el carcinoma y 0.38 cm^{-1} para el tejido fibroglandular, lo cual significa que al atravesar 1 cm de estos materiales se obtiene una reducción del número de fotones del 33% y del 31.6%, respectivamente.

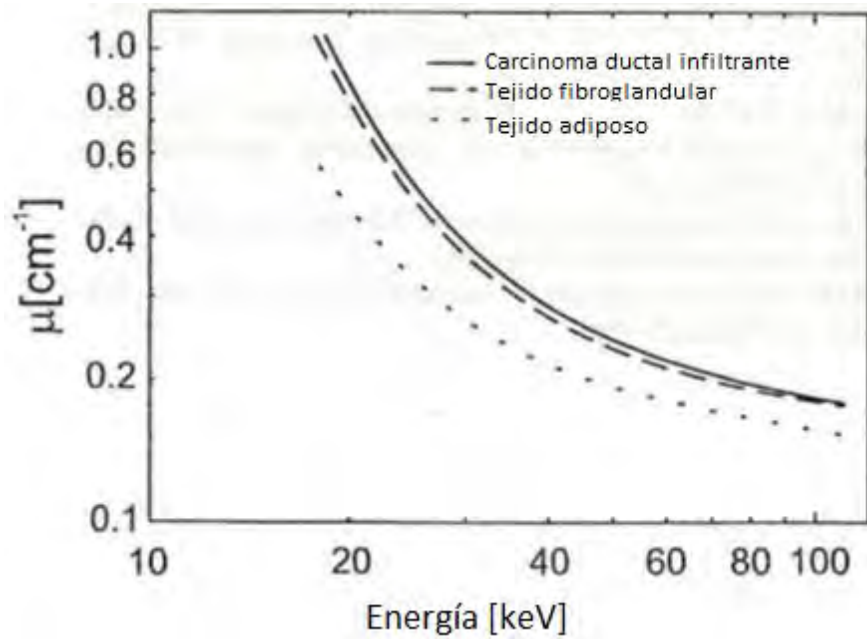


Figura 18. Coeficientes lineales de atenuación de los distintos tejidos de la mama en función de la energía de los fotones [30]

Cuando los valores de energía de los fotones son bajos (20 keV), el valor del coeficiente μ para el carcinoma es de 0.87 cm^{-1} y para el tejido fibroglandular es de 0.76 cm^{-1} , lo cual significa que al atravesar 1 cm de estos materiales se obtiene una reducción del número de fotones del 58.1% y del 53.2%, respectivamente.

Con base en lo anterior la imagen de una mama obtenida en mamografía se ve tal como se presenta en la Figura 19.

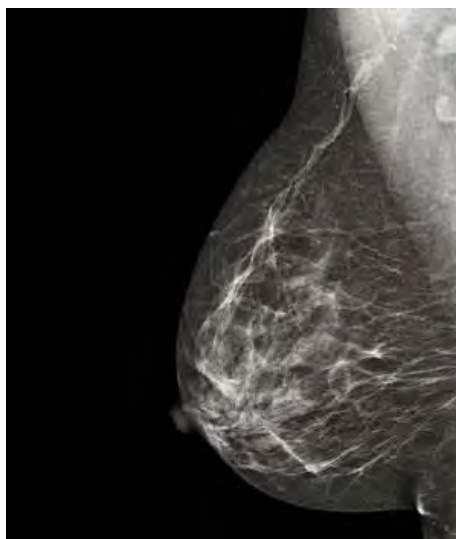


Figura 19: Imagen de una mama obtenida por mamografía [31]

En la Figura 19 se observa una imagen mamográfica, donde las líneas y manchas blancas representan el tejido fibroglandular de la mama donde los rayos X son poco atenuados, y las zonas con tonos de grises representan el tejido adiposo donde los rayos X son atenuados en mayor cantidad. En la región de color negro los rayos X no son atenuados debido a una mama. Dependiendo de la forma, tamaño y opacidad de las estructuras dentro de la mama se puede interpretar como una masa densa, una distorsión de la arquitectura normal de la mama, calcificaciones, etc. [32].

Una mamografía se obtiene con un equipo especializado denominado mamógrafo, que puede generar imágenes en las que se pueden distinguir las distintas estructuras de la mama.

2.2.3 El mamógrafo

Los componentes más importantes de un equipo de mamografía se muestran en la Figura 20.

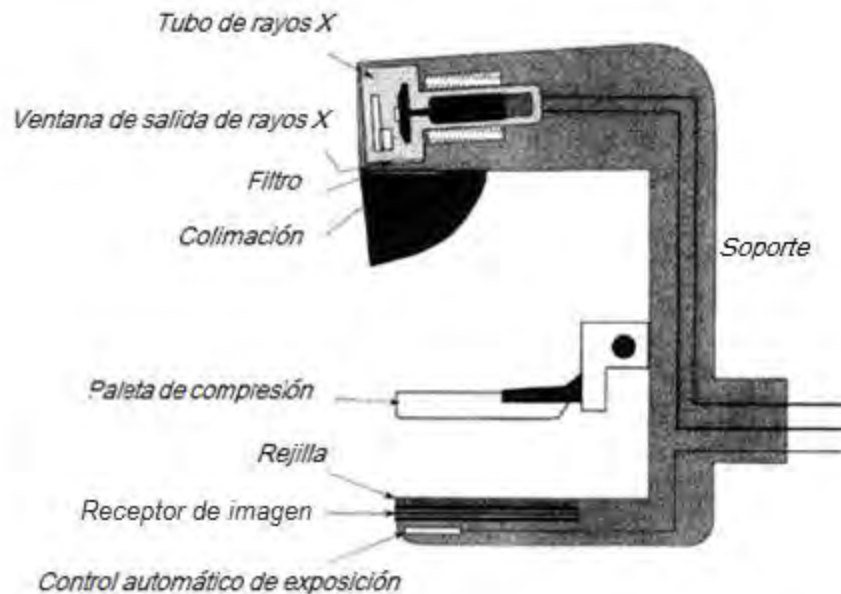


Figura 20: Esquema de un Mamógrafo con sus partes principales [19]

El equipo cuenta con un tubo de rayos X en la parte superior. Después del tubo hay un filtro adicional que ayuda a eliminar una gran cantidad de fotones con bajas energías y también una gran cantidad de aquellos que están después de los

rayos X característicos debido a la presencia de un borde K para materiales de Molibdeno (Mo), Rodio (Rh) y Plata (Ag).

Tradicionalmente, los equipos de mamografía utilizaban tubos de rayos X con ánodos de Mo y Rh, con filtros de estos mismos materiales. Esto permitía aprovechar los rayos X característicos de 17.5 y 19.6 keV para Mo, y 20.2 y 22.7 keV para Rh. El mamógrafo cuenta con un colimador, que consiste de placas de metal, que permite reducir el área del haz primario. Esto ayuda a disminuir la cantidad de radiación generada por dispersión al disminuir la región de interacción de los rayos X con el medio que atraviesan.

El equipo también cuenta con una paleta de compresión móvil que permite comprimir la mama [29]. Esta paleta permite inmovilizar a la paciente para que no se genere una imagen borrosa por movimiento, que la dispersión de los rayos X sea menor al haber menos material que atravesar, generando un mejor contraste (capacidad para distinguir dos objetos entre sí) en la imagen y que la DGP disminuya. Adicionalmente, la compresión de la mama permite separar mejor sus estructuras, pudiendo visualizarse en la imagen anomalías escondidas [33].

Debajo del soporte donde se coloca la mama hay una rejilla antidispersora que sólo permite el paso de los rayos X en la dirección primaria del haz, esta se encuentra entre la mama y el receptor de imagen y puede estar hecha de plomo o cobre y fibra de carbono [34]. Dos tipos de rejillas comúnmente usadas son las celdas lineales que eliminan los fotones dispersados en una dirección preferencial y las celdas con estructuras celulares que evitan el paso de radiación en dos dimensiones [29] (Figura 21).

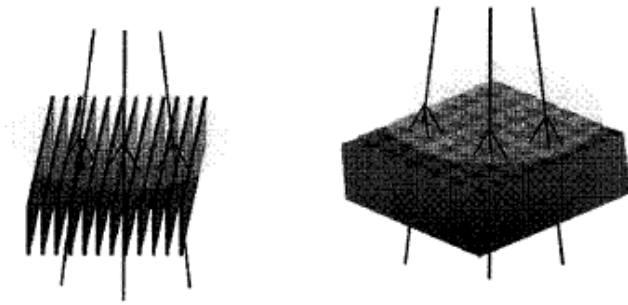


Figura 21: Rejillas antidispersoras, a la izquierda una rejilla lineal y a la derecha una rejilla de estructura celular [19]

El receptor de imagen usualmente es una película radiográfica (equipo analógico) o un detector digital (equipo digital). [35] En un equipo analógico se tiene un detector que consiste de un chasis, una pantalla intensificadora y una película radiográfica que permiten formar la imagen. El chasis usualmente está hecho con fibras de carbono para generar la menor atenuación posible, su función es mantener unidas a la pantalla con la película, así como protegerlos de la exposición a la luz. La pantalla intensificadora está formada por láminas flexibles que contienen tierras raras que pueden convertir los rayos X en luz visible. Las películas radiográficas son más sensibles a la luz que a los rayos X por lo que la dosis por la radiación utilizada puede disminuir al usar las pantallas intensificadoras. La película radiográfica tiene una superficie sensible a la luz llamada emulsión y contiene halogenuros de plata, como el bromuro de plata y el yoduro de plata. Cuando los rayos X llegan a la pantalla intensificadora estos se transforman en luz visible. Esta luz incide en la película radiográfica liberando electrones del Bromo y el Yodo, que después se combinan con los iones de plata formando átomos de plata. Estos átomos generan un oscurecimiento en la película y el nivel de oscurecimiento depende de la cantidad de luz recibida. Debido a la atenuación previa se obtiene en la pantalla un contraste entre las distintas estructuras del objeto irradiado, y esto es lo que forma la imagen. La película radiográfica (mamografía analógica) permite capturar imágenes y almacenar información eficientemente, además que ser económica y accesible [6].

Los equipos digitales tienen integrados un detector y un equipo de rayos X. Existen 3 tipos de detectores: sistemas de radiografía computarizada (CR), detectores de selenio-amorfo y detectores de silicio-amorfo. Los detectores CR

consisten en placas de fósforo fotoestimulable introducidos dentro de un chasis similar al del sistema película/pantalla; al ser irradiada la placa, los electrones en ésta absorben la energía de los fotones pasando a un nivel de energía superior metaestable, donde quedan atrapados y forman una imagen latente. Durante la lectura de la placa, un láser estimula los electrones para regresar a un estado de mínima energía y, en el proceso liberando fotones cuyo número es proporcional al de los rayos X incidentes, que son colectados por un fotomultiplicador donde son convertidos en señal eléctrica y luego digitalizados. En los detectores de selenio amorfo (conversión directa) los rayos X son absorbidos por una capa de selenio, generando pares electrón-hueco. A éstos se les aplica un campo eléctrico, generado por dos electrodos situados arriba y debajo de la capa de selenio, que va recogiendo la carga generada y que es leída como una señal eléctrica. En los detectores de silicio amorfo (conversión indirecta) se utiliza un material centellante (CsI:TI) como detector primario del haz de rayos X, el cual se coloca sobre una capa de material fotoconductor de silicio amorfo. El centellador emite luz visible al absorber los rayos X y el silicio amorfo transforma esta luz en cargas eléctricas de manera similar que el selenio amorfo. Los detectores digitales presentan una disminución de la dosis respecto a los equipos con detectores analógicos dado que su sensibilidad es mayor, una mejor resolución espacial, la posibilidad del uso de nuevas técnicas (tomosíntesis) y facilidad para extraer los datos; pero más costoso. [35]

El Control Automático de Exposición (CAE) es un dispositivo electrónico que regula el tiempo de producción de los rayos X con base en las características de la mama y del receptor de imagen. En el caso de mamografía analógica este dispositivo puede usar como sensor una cámara de ionización o un arreglo de diodos que mide la cantidad de fotones que atravesaron la mama, y que llegaron al receptor de imagen. En el caso de la mamografía digital, es el propio detector el que funciona como CAE (o una región del mismo). Debido a las características ya descritas de la mama, los rayos X necesarios para mamografía deben ser diferentes a los utilizados en la radiografía general [19].

2.2.4 Rayos X en mamografía

Como se vio en la sección 2.2.2 las imágenes se forman por cambios en atenuación de los rayos X en los materiales que atraviesan. Como se muestra en la imagen de los coeficientes lineales de atenuación (Figura 18) la diferencia de estos coeficientes de los tejidos mamarios aumenta utilizando bajos voltajes (20 kV). Es por esto que en mamografía se utilizan tubos de rayos X con voltajes de operación entre los 20 y 39 kV. En mamografía se busca un intervalo de energías que permita obtener un contraste suficiente para distinguir las distintas estructuras de la mama pero que la dosis (ver sección 2.3.1) que reciba el paciente sea la menor posible. Por esto se utilizan filtros que reducen el espectro de energía generado por los tubos de rayos X. En la Figura 22 se muestra un espectro de energías obtenido de un mamógrafo cuyo ánodo es de Rh, su filtro es de Mo y Rh y es operado con un voltaje de 30 kV.

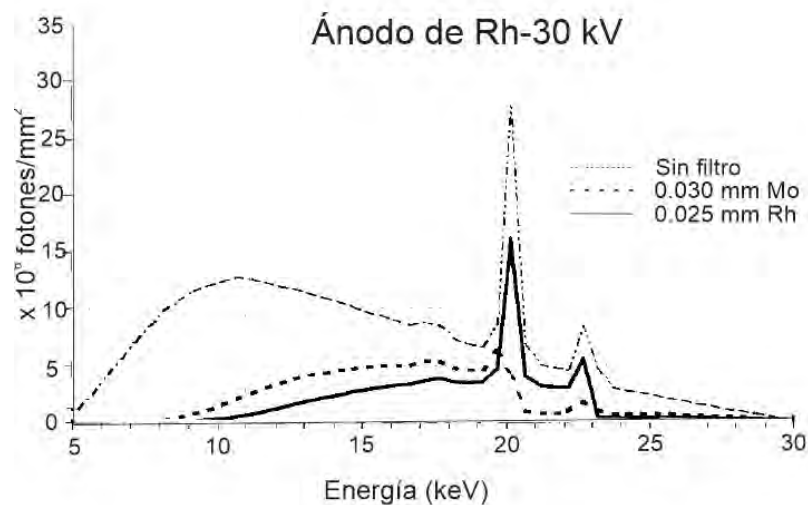


Figura 22: Espectro de energías para un ánodo de Rh [19]

En la Figura 22 se observa que el espectro de energías es mayor cuando no hay filtro. Cuando se usa un filtro de Rh el espectro decrece, pero se mantienen las contribuciones dadas por los rayos X característicos. Se observa que un filtro de Mo atenúa considerablemente los rayos X generados con el ánodo de Rh, debido a que el borde de absorción K del Mo reduce el espectro del Rh en los 19.6 keV, y por esta razón no se utiliza la combinación ánodo/filtro de Rh/Mo en un mamógrafo.

Durante una irradiación los fotones son generados de manera isotrópica por el tubo de rayos X. Debido a la construcción del ánodo del tubo de rayos X

(rectangular excepto en la parte donde llegan los electrones del cátodo, que posee un ángulo de 15°) algunos fotones atraviesan este mismo ánodo sufriendo una atenuación adicional. Como resultado, los fotones liberados en la dirección del ánodo presentan una disminución en su intensidad cuando llegan al detector, y a esto se le conoce como el efecto talón (Figura 23). Este ángulo se coloca en el ánodo para poder dirigir parte de los fotones generados hacia una dirección específica (detector).

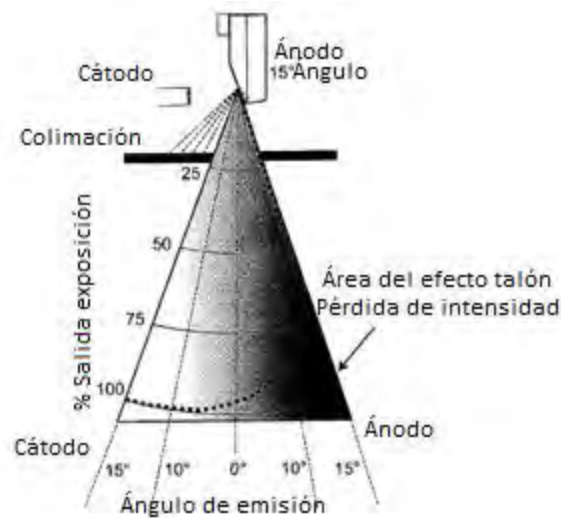


Figura 23: Efecto talón en el ánodo [19]

2.2.5 Nuevos equipos

Los nuevos equipos de mamografía han ido incorporando ánodos de tungsteno además de los ya existentes de Mo y Rh, así como filtros de plata (Ag) y aluminio (Al). Estos equipos cuentan con detectores más sensibles a los rayos X, que pueden distinguir las bajas diferencias en la atenuación de los materiales de la mama [36].

Algunos equipos han incluido una nueva técnica para obtener imágenes de la mama, la tomosíntesis. En esta modalidad, el tubo de rayos X se mueve describiendo un arco alrededor de un centro de rotación, donde se obtienen proyecciones de baja dosis de la mama. A partir de estas proyecciones se construyen planos que finalmente permiten obtener una imagen de la mama en 3D. Los estudios realizados con esta modalidad presentan una dosis similar impartida a la paciente, respecto a los estudios convencionales en 2D. [37]

Debido a que la mamografía es la técnica que permite detectar cáncer en un periodo temprano, se han establecido campañas en México que fomentan la participación de sus ciudadanos para realizar este estudio, y que regulan la manera en cómo se realiza.

2.2.6 Programas de tamizaje

En septiembre de 2003 en México se publicó la NOM-041-SSA2-2002 para la prevención, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama, que establece la detección a través de la autoexploración, la exploración clínica y la mamografía, siendo la mamografía realizada cada uno o dos años para mujeres mayores de 40 años. Uno de los logros de esta norma fue el servicio gratuito a mujeres sin seguro médico que desarrollan cáncer de mama. [38]

En el Programa de Acción Específico: Prevención y control del cáncer de la mujer, se busca incrementar la corresponsabilidad de hombres y mujeres para la detección temprana del cáncer de mama y cuello uterino, así como fortalecer la detección, tratamiento y seguimiento de los casos de cáncer de mama y de cuello uterino. [39]

En un estudio de tamizaje mamográfico (prevención temprana) se toman dos proyecciones de la mama, una cráneo-caudal y otra medio-lateral-oblicua [40]. En la proyección cráneo caudal el brazo del mamógrafo no se gira y se logra una visualización del músculo pectoral, el tejido glandular lateral y el tejido graso retroglandular, mientras que en la proyección medio lateral oblicua se gira el brazo del mamógrafo a 45° y se visualiza panorámicamente toda la mama. Con estas dos imágenes se obtiene información tridimensional que permite detectar una lesión en el tejido o un indicador de malignidad en etapas tempranas. (Figura 24).

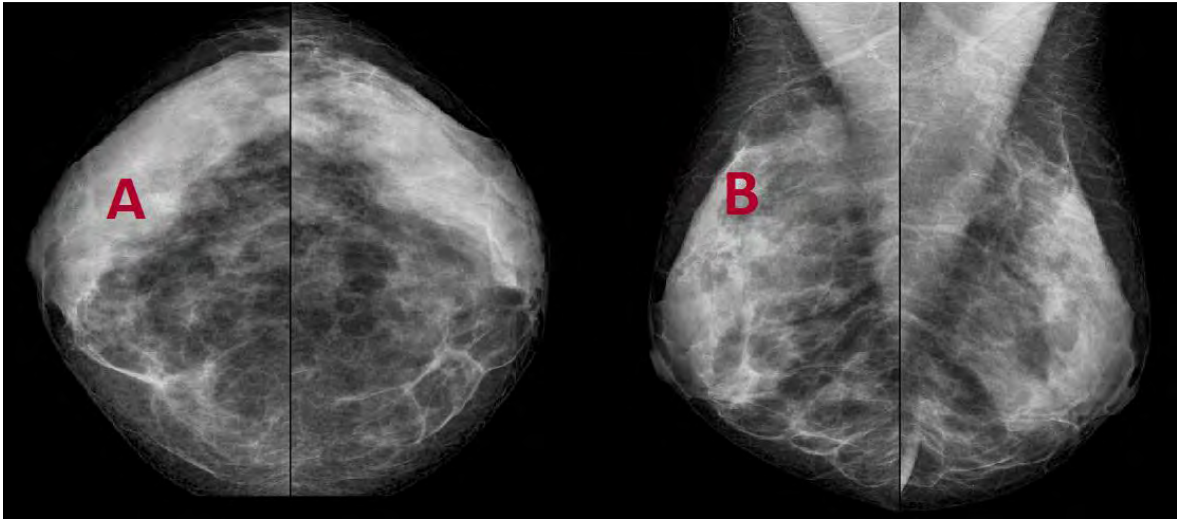


Figura 24: Proyección cráneo caudal (A) y medio lateral oblicua (B) de una mama [41]

Estos estudios de tamizaje se prescriben a público asintomático, de manera que la justificación del uso de radiación ionizante tiene que estar avalada por una minimización del riesgo potencial del estudio [37] [42]. Por esta razón es de gran importancia conocer la dosimetría en este tipo de estudios, puesto que la mama está compuesta de tejidos sensibles a la radiación.

2.3 Dosimetría

La dosimetría se refiere a los métodos que permiten cuantificar la energía que imparte la radiación ionizante a la materia con la cual interacciona. Para poder realizar esta cuantificación se necesitan establecer unidades asociadas a las magnitudes físicas que se observaron durante estas interacciones. Adicionalmente a la definición de unidades se requiere un dispositivo que permita cuantificar las magnitudes que definen éstas.

2.3.1 Magnitudes asociadas a la radiación ionizante

Para cuantificar las magnitudes asociadas a la radiación ionizante se requiere del uso de unidades especiales. Las magnitudes más importantes para este trabajo son [18]:

a. Kerma

Se define como la cantidad de energía transferida (ϵ_{tr}) a partículas cargadas por partículas sin carga, por unidad de masa (m) en un volumen V.

$$K = \frac{d\epsilon_{tr}}{dm} \quad (11)$$

Su unidad es el gray (Gy) y se define como Jkg^{-1} . Esta magnitud está definida para cualquier material. En este trabajo el material de referencia donde se realiza la transferencia de energía es aire.

b. Dosis

Se define como la cantidad de energía absorbida (ϵ) por radiación ionizante en un material por unidad de masa, en un volumen V .

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (12)$$

Sus unidades también son Gy (Jkg^{-1}). Una unidad usada anteriormente era el rad, cuya equivalencia es $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$.

c. Exposición

Se define como la carga (dq) de los iones de un mismo signo generados por fotones al ser frenados completamente en aire por unidad de masa (dm).

$$X = \frac{dq}{dm} \quad (13)$$

Su unidad es el roentgen (R), que equivale a $2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$.

2.3.2 Dosímetros

Los dosímetros son materiales que generan una lectura que es una medida de la dosis absorbida en su volumen sensible. Usualmente son utilizados para determinar la dosis en otros materiales. La lectura de los dosímetros requiere una calibración que permita determinar una magnitud que se quiera cuantificar a partir de ésta. Esta calibración puede ser dependiente de las características del campo de radiación al que se exponga (tipo, energía, tasa, etc.).

En este trabajo se utilizan dosímetros termoluminiscentes y cámaras de ionización.

2.3.3 Dosimetría termoluminiscente

La termoluminiscencia (TL) es un fenómeno que se presenta en algunos materiales que, después de ser expuestos a radiación ionizante, emiten luz al ser calentados. La cantidad de luz que se emite es proporcional a la cantidad de radiación que recibió. La gráfica de la intensidad de luz emitida en función de la temperatura de calentamiento de este tipo de materiales se llama curva de brillo [43].

A nivel cuántico el fenómeno puede ser explicado con el modelo de bandas de los materiales sólidos y el modelo del electrón libre, donde se considera a los niveles electrónicos concentrados en una banda de valencia y una banda de conducción [44]. En un material donde su red cristalina no tiene imperfecciones no existen niveles de energía entre ambas bandas (banda prohibida). Si se crea una imperfección en la red aparecen niveles de energía entre ambas bandas (Figura 25).

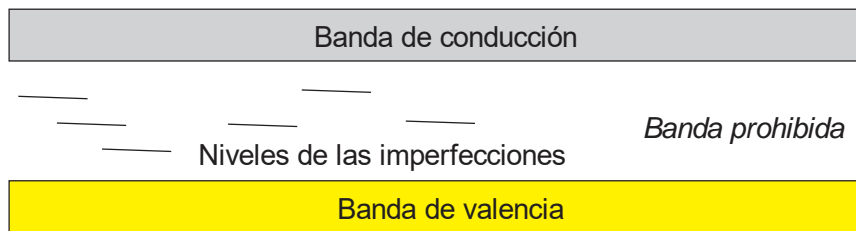


Figura 25: Teoría de bandas de materiales sólidos, adaptado de [43]

Cuando el material es irradiado (Figura 26) los electrones saltan de la banda de valencia a la de conducción dejando un hueco en la primera (Paso 1). El electrón migrará a través de la red cristalina hasta llegar a uno de los niveles generados por las imperfecciones en la banda prohibida, donde se quedará atrapado al intentar llegar a un estado de menor energía (Paso 2). Por su parte el hueco que dejó el electrón también va a migrar en la banda de valencia. Este será “atrapado” en alguno de los niveles más cercanos a la banda de valencia (Paso 3).

dopados (impurezas) con magnesio (Mg) y titanio (Ti), poseen un número atómico efectivo de 8.2 y una densidad nominal de 2.64 g/cm^3 [18], y son muy utilizados debido a que tienen una composición tejido-equivalente (número atómico 7.4), sensibilidad adecuada para usarse como dosímetro personal y fácil fabricación [46].

El tamaño y forma de los picos dependen de un horneado previo, que permite eliminar información remanente y establecer las mismas condiciones iniciales en los dosímetros [47]. La altura de los picos se basa en la probabilidad de que una trampa sea ocupada. Para describir los picos estos se numeran usualmente tomando al pico 5 como el más alto (Figura 28).

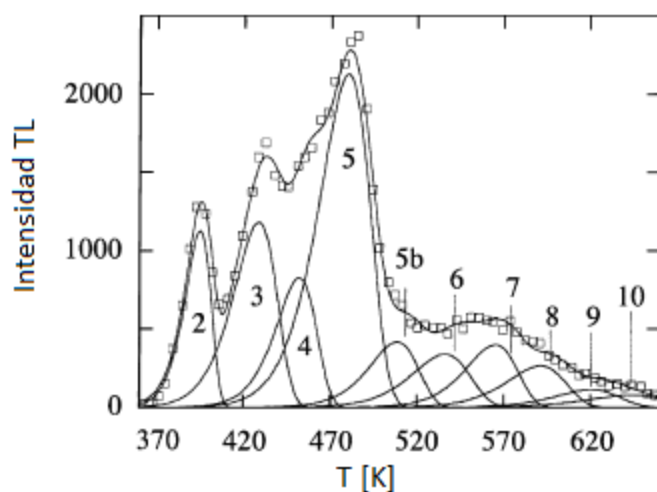


Figura 28: Curva de brillo del TLD-100, obtenida irradiando con ^{60}Co a una dosis de 100 Gy [48]

Los dosímetros TL necesitan ser caracterizados antes de poder ser utilizados como dosímetros, ya que su respuesta es dependiente de muchos factores. Por esto se requiere de un haz calibrado que sirva de referencia para utilizar los dosímetros. El estándar de calibración para rayos X de baja energía es una cámara de ionización [19].

2.3.4 Dosimetría con cámaras de ionización

Una cámara de ionización [19] es un dispositivo que puede detectar y cuantificar la radiación ionizante. Dentro de la cámara hay un gas (usualmente aire) y 2 electrodos sometidos a una diferencia de potencial V . Este gas es ionizado por radiación formando pares de iones. Los iones positivos son atraídos al electrodo negativo

(cátodo) y los iones negativos al electrodo positivo (ánodo). Al llegar al ánodo, los electrones viajan por un circuito hacia el cátodo generando una pequeña corriente que puede ser medida por un electrómetro (Figura 29).



Figura 29: Esquema de una cámara de ionización, adaptado de [18]

Existe un intervalo de voltaje donde el campo eléctrico generado permite coleccionar la mayor cantidad de pares de iones y donde aumentar el voltaje no cambia significativamente la corriente; a esta región se le conoce como la “región de la cámara de ionización”. Dependiendo de la construcción de la cámara de ionización, esta puede operar con intervalos de voltaje de aprox. 40 a 200 kV [49].

Las cámaras de ionización también se deben calibrar, ya que éstas solamente recogen carga eléctrica. Las calibraciones de las cámaras se deben realizar en laboratorios primarios o secundarios de metrología. Las cámaras de ionización se conectan a electrómetros que muestran usualmente la carga obtenida.

2.3.5 Dosimetría en mamografía

La dosimetría en mamografía consiste en evaluar la dosis promedio impartida al tejido glandular por radiación ionizante durante un estudio clínico, debido a que este tejido es el más sensible ante la radiación.

En mamografía no es posible medir directamente la dosis absorbida en una mama debido a la dificultad para colocar un aparato de medición dentro de ésta. En la práctica, es posible obtener el valor de esta dosis a partir de medidas de exposición realizadas a un maniquí (ver la sección 2.4) con dosímetros termoluminiscentes o con una cámara de ionización. La mama está compuesta de los tejidos adiposo y glandular cuya diferencia en su composición genera dosis diferentes, a una misma profundidad de la mama, aun cuando la exposición sea la misma. Para solucionar este problema se utiliza un nuevo concepto, que permite obtener la dosis promedio que absorbe la mama, y además es una medida del riesgo a la exposición a la radiación. Este nuevo valor es la Dosis Glandular Promedio (DGP) [50] donde se asume que el tejido glandular es el más sensible a la radiación [10].

En la Figura 30 se muestran los comportamientos de los valores de la dosis absorbida, para tejido adiposo y tejido glandular, así como de la exposición y la DGP en función de la profundidad de la mama a la cual son medidos.

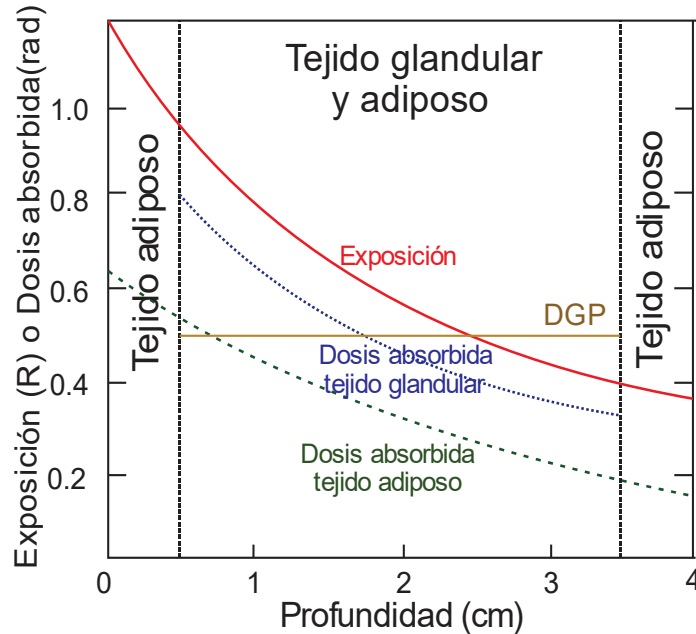


Figura 30: Variación de la exposición y la dosis absorbida en función de la profundidad [33]

Operativamente la DGP se puede evaluar como [4]:

$$DGP = K g c s \quad (14)$$

Donde K es el kerma en aire a la entrada de la mama, g es un factor que transforma el kerma en DGP para una mama estándar con 50% de glandularidad, c es un factor que permite evaluar una mama con una proporción de glandularidad distinta al 50% y s es un factor de corrección por la combinación ánodo/filtro del mamógrafo. Estos coeficientes han sido calculados previamente por Dance *et al* [12].

Uno de los protocolos de control de calidad utilizados es el del OIEA, el cual recomienda que el valor de la DGP obtenida de una mama de 5.3 cm de grosor con glandularidad del 29% y que es comprimida, y cuyo mamógrafo es digital, sea menor que 2.5 mGy [4]. La NOM-041-SSA2-20011 establece que, en un estudio de mamografía, donde se utiliza la técnica Mo/Mo, 28 kV, utilizando rejilla antidispersora, compresión de la mama y para un equipo analógico, la DGP no debe ser mayor que 3 mGy por proyección [11].

En este trabajo se utilizaron dosímetros termoluminiscentes TLD-100 para realizar esta evaluación de la DGP. Estos dosímetros fueron colocados dentro de un maniquí que simula la mama femenina.

2.4 Maniquí

Un maniquí es un material que simula algún objeto que se desea estudiar. Su forma y composición depende del uso específico que se le quiera dar. En mamografía uno de los materiales utilizados para la fabricación de un maniquí es el Polimetilmetacrilato (PMMA) [4] debido a sus propiedades de atenuación similares a los del tejido de la mama y a su bajo costo. Un maniquí puede ser utilizado como simulador de una mama para evaluar, junto con dosímetros termoluminiscentes, equipos de mamografía.

2.4.1 Trabajos previos

Los maniquís se utilizan para realizar pruebas de control de calidad en equipos de mamografía [51], con la finalidad de monitorear cambios en el rendimiento del equipo de manera sencilla, y algunos de estos ejemplos son los siguientes.

En 2005 en los Estados Unidos se evaluó un equipo de mamografía General Electric Senographe 500-T utilizando un maniquí llamado SIB Mamographic Phantom tipo 42001. El mamógrafo era analógico y tenía calidades de haz de Mo/Mo. El maniquí contenía dosímetros termoluminiscentes. Algunas de las DGP calculadas fueron: para un maniquí de 4 cm de grosor se obtuvieron DGP de 1.17 a 1.91 mGy, para maniquís de 5 cm de grosor se obtuvieron DGP de 1.44 a 1.91 mGy. [52]

En el 2007, en el estado de Minas Gerais, Brazil, se evaluaron 134 equipos de mamografía utilizando un maniquí de PMMA de 5 cm de espesor y dosímetros termoluminiscentes TLD-100. Se obtuvo que los valores de DGP variaron de 0.41 a 2.73 mGy [53].

En el 2014 en el Instituto de Física, UNAM, se diseñó y construyó un maniquí para obtener DGP en mamógrafos con combinaciones de ánodos y filtros de Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh. Este maniquí utilizaba dosímetros termoluminiscentes (TLD-100) cuyas lecturas habían sido calibradas para poder obtener el valor del kerma en aire a la entrada del maniquí y también la CHR del haz. La señal de los dosímetros (curva de brillo) era deconvolucionada en 6 picos individuales, de los cuales se tomaban solamente dos como señal dosimétrica. Se evaluaron 5 equipos de mamografía y se obtuvieron DGP entre 1.27 y 1.82 mGy.

El maniquí anterior era incapaz de evaluar equipos con otras combinaciones ánodo/filtro (tungsteno, W), por lo cual expandió la calibración para poder evaluar los nuevos equipos y se propuso una modificación en el protocolo de uso de los dosímetros [14].

Capítulo 3: Metodología

En este trabajo se optimizó el maniquí diseñado en el Instituto de Física de la UNAM [14], para poder evaluar los nuevos equipos con ánodo de tungsteno W. También se propuso un cambio en el protocolo de lectura de los dosímetros con el fin de simplificar la obtención de los datos. A continuación, se describe el maniquí y el procedimiento, que en general consistió en la caracterización de los haces de rayos X, la calibración de la señal de los dosímetros termoluminiscentes y la validación del método mediante pruebas clínicas.

3.1 Diseño del maniquí

El maniquí está hecho de PMMA, compuesto de 4 placas semicirculares con diámetros de 19 cm. El espesor conjunto de las placas es de 4.5 cm, que simula una mama de 5.3 cm de espesor y 29% de glandularidad [4]. Las placas que lo componen son: base, soporte para TLD y tapa.

La base del maniquí se compone de dos placas cuyo espesor total es de 3 cm (Figura 31).

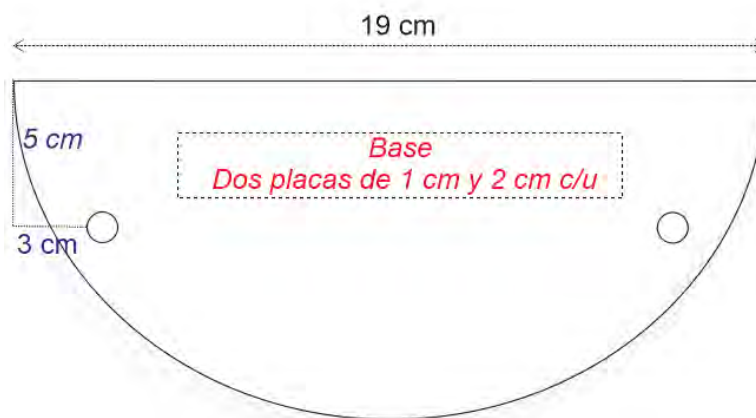


Figura 31: Vista superior de la base del maniquí

Los orificios de la placa son simétricos y están diseñados para poder colocar tornillos de nylon. Solo la placa inferior tiene cuerda.

Sobre estas placas se colocan el soporte para TLD y la tapa. El soporte de TLD tiene un grosor de 1 cm y tiene 15 nichos para colocar dosímetros de forma individual (Figura 32). Los dosímetros se acomodan en 2 filas, la primera tiene 12

nichos, utilizados para obtener la CHR mientras que la segunda fila tiene 3 nichos que se usan para obtener el kerma en aire.

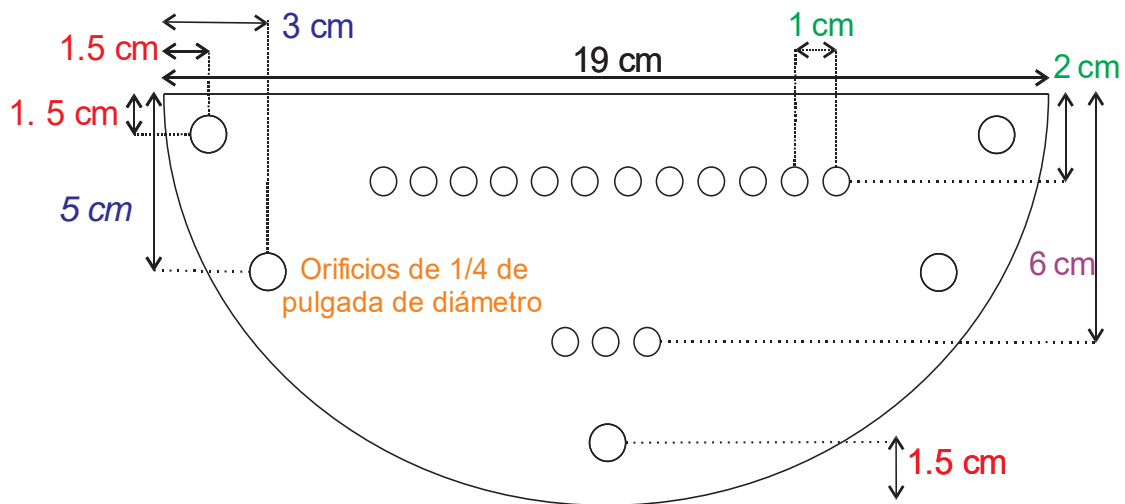


Figura 32: Diseño del soporte para TLD del maniquí

Los nichos son círculos de 4.5 mm de diámetro, con 1 mm de profundidad y una separación de centro a centro de 1 cm. Esta placa posee 5 orificios cerca de las orillas que permiten fijar esta parte con la tapa y la base, sus dimensiones son de $\frac{1}{4}$ de pulgada. Dos de estos orificios no tienen cuerda, sirven para conectar la base con la tapa. Los dosímetros utilizados tienen dimensiones de $\frac{1}{8} * \frac{1}{8} * \frac{1}{32}$ de pulgada y los nichos tienen un diámetro de $\frac{\sqrt{2}}{8}$ de pulgada para que los dosímetros cupiesen.

Existen 2 tapas para el maniquí, que poseen nichos para colocar películas de Al, y las lecturas de los dosímetros colocados debajo de éstos son usadas para evaluar la CHR. La tapa 1 se utilizó para evaluar la CHR en equipos con ánodo/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh, sus nichos tienen profundidades de 0.3, 0.4 y 0.5 mm. La tapa 2 se utilizó para evaluar las CHR de haces con ánodo/filtro de W/Rh, W/Ag y W/Al, sus nichos tienen profundidades de 0.3, 0.5 y 0.7 mm. Las especificaciones se pueden ver en la Figura 33.

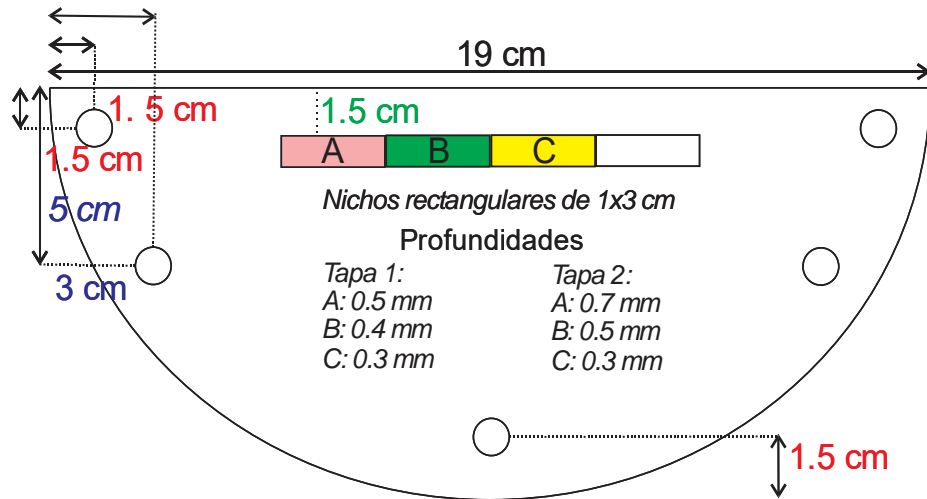


Figura 33: Diseño de las tapas del maniquí

Las películas de aluminio quedan sobre la primera fila de nichos de dosímetros, de manera que sobre cada tres dosímetros se tiene un espesor diferente de aluminio. El sistema completo se puede visualizar en la Figura 34.



Figura 34: Maniquí dosimétrico

Adicionalmente se cuenta con otro maniquí, sin orificios para colocar dosímetros, que se usa para determinar los parámetros de irradiación antes de utilizar los dosímetros. Este maniquí tiene la misma geometría que el maniquí dosimétrico, pero sin el soporte para dosímetros. En su interior contiene una pequeña sección donde se simulan microcalcificaciones y algunas estructuras de la mama dentro de un inserto de cera que se tomó del maniquí para calidad de imagen acreditado por el American College of Radiology (ACR) [54] [8] (Figura 35).

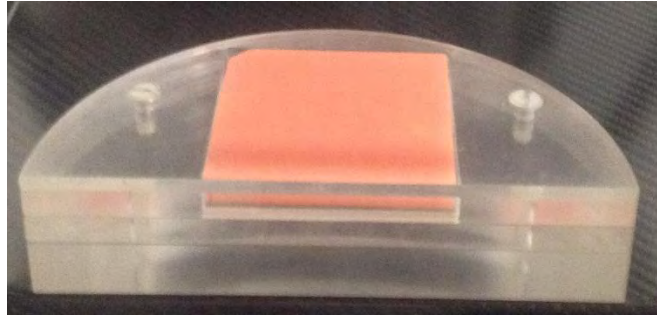


Figura 35: Maniquí de calidad de imagen

3.2 Dosímetros termoluminiscentes (TL)

Los dosímetros TL utilizados en este trabajo fueron TLD-100. Aquí se utilizaron 128 dosímetros que fueron previamente seleccionados.

3.2.1 Preparación

La preparación de los dosímetros TLD-100 se realizó en el Laboratorio de Dosimetría Termoluminiscente del Departamento de Física Experimental del Instituto de Física, UNAM. El laboratorio cuenta con un sistema de aire acondicionado que mantiene la temperatura entre 17°C y 19°C, además de un deshumidificador para controlar los valores de la humedad del cuarto (Figura 36).



Figura 36: En la parte superior se muestra el aire acondicionado, en la parte inferior el deshumidificador

El laboratorio tiene focos de luz amarilla que no emiten luz UV, debido a que los TLD-100 son sensibles a este tipo de luz [55]. Para asegurar que la temperatura

del laboratorio era la que indicaba el aire acondicionado se utilizó un termómetro electrónico adicional (Figura 37).



Figura 37: Termómetro del laboratorio

El horneado de los dosímetros se realizó en un Horno Felisa FE-341 y un horno Thelco modelo 19 (Figura 38). El primero estaba programado para hornear a 400°C y el segundo a 100°C. Los hornos se encendían al menos 30 minutos antes de hornear los dosímetros.



Figura 38: Horno Felisa a la izquierda, horno Thelco a la derecha

Los dosímetros se mantenían guardados en placas de acrílico (Portadosímetros), y se utilizaban pinzas especiales para su manipulación. Estos se colocaban en pequeñas planchas metálicas para posteriormente colocarlos dentro de los hornos (Figura 39).

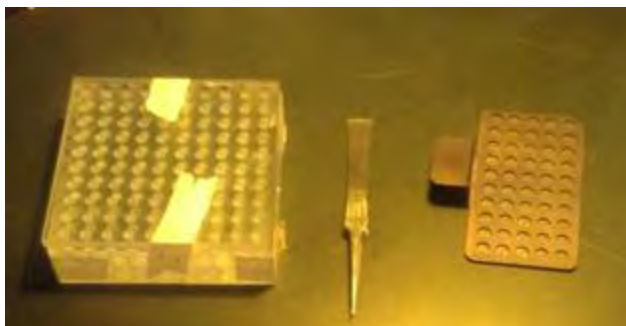


Figura 39: De izquierda a derecha: Portadosímetros, pinzas y plancha metálica

El protocolo de preparación de los dosímetros [56] fue el siguiente:

- Horneado a 400°C por una hora, seguido de un enfriado rápido por 15 minutos
- Horneado a 100°C por dos horas seguido de un enfriado rápido por 15 minutos

Después del horneado, los TLD-100 se guardaban en su portadosímetros y se esperaba al menos 24 horas para su irradiación.

3.2.2 Irradiación

Las irradiaciones se realizaron con un mamógrafo Senographe 2000D, propiedad del Instituto de Física de la UNAM, y con un Hologic Selenia Dimensions, propiedad del INCan (Figura 40).



Figura 40: Mamógrafos utilizados: a la izquierda Selenia Dimensions y a la derecha Senographe 2000D

El maniquí se colocó sobre el soporte de la mama del mamógrafo. Se posicionó centrado lateralmente, con su borde recto alineado al borde del mamógrafo. En la irradiación de calibración se colocó un maniquí complementario (Figura 41) que cubría todo el soporte de la mama. Esto se hizo para evitar que el maniquí, debido a las irradiaciones sucesivas realizadas, generase eventualmente un remanente en las imágenes mamográficas obtenidas. El maniquí se comprimió aplicando una fuerza de 50 N para un espesor de 4.5 cm. Cada grupo de dosímetros (15 que se colocaban en el maniquí) era irradiado 3 veces bajo una misma técnica (Ánodo/filtro, kV y mAs). Durante la irradiación los dosímetros que no estaban dentro del maniquí se sacaban del cuarto o se colocaban detrás de la mampara protectora del operador del mamógrafo. La configuración de W/Al fue la única cuya irradiación requirió utilizar la técnica de la tomosíntesis (el mamógrafo no permitió utilizar W/Al con el método convencional), sin embargo, no se giró a ningún ángulo el tubo de rayos X. A partir de la ecuación (19) (ver sección 3.4) se observa la dependencia de la dosis con el ángulo con el cual se realiza la irradiación, sin embargo, cuando el ángulo es cero la dosis es la misma que se obtendría en un estudio convencional, debido a esto no se giró el tubo de rayos X.



Figura 41: Maniquí dosimétrico y su complemento

3.2.3 Lectura

Veinticuatro horas después de la irradiación de los TLD-100, éstos se llevaban al laboratorio de Dosimetría y se leían en un equipo lector Harshaw 3500 (Figura 42).

Este equipo puede medir la luz obtenida de la termoluminiscencia de dosímetros TLD [45].



Figura 42: Lector Harshaw.

Antes de realizar la lectura, los dosímetros eran horneados a 100°C por diez minutos, seguido de un enfriado rápido a temperatura ambiente (18°C) por 15 minutos. Esto permitía eliminar las contribuciones de los picos de baja temperatura.

La lectura se hizo con flujo de nitrógeno de alta pureza. El tanque se abría al menos 30 minutos antes del inicio de la lectura [56]. La lectura se realizó con una tasa de calentamiento de 8°C/s desde temperatura ambiente (0°C en la programación del equipo) hasta 320°C .

Una vez concluida la lectura del dosímetro se esperaba hasta que la temperatura del lector fuese de al menos 45°C , después de esto la plancha del lector podía abrirse para cambiar el dosímetro. (Figura 43).



Figura 43: Colocación del dosímetro en la plancheta del lector

Además, las lecturas proporcionadas por el equipo podían variar debido al desgaste o mantenimiento realizado, por lo que fue necesario contar con un control del equipo del cual se pudiese determinar una relación entre las lecturas obtenidas en una fecha específica, respecto a la fecha de calibración del sistema.

En la Figura 44, se muestra un ejemplo de curva de brillo que se obtiene al seguir este protocolo.

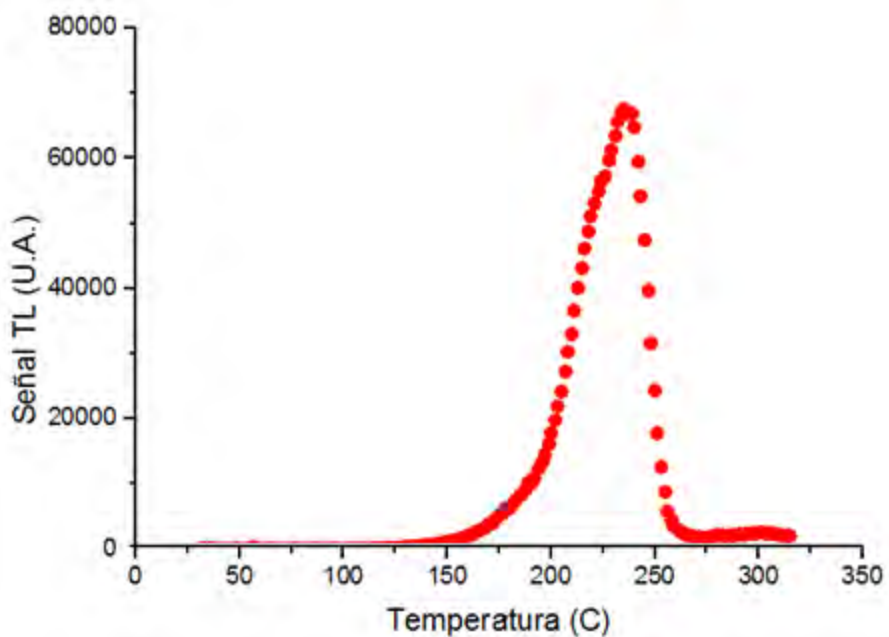


Figura 44: Curva de brillo obtenida de un TLD-100

La señal TL del dosímetro representaba la integral de toda esta curva, su valor es dado en nanocoulombs (nC).

3.3 Caracterización

Los dosímetros termoluminiscentes requieren la calibración de su respuesta para poder ser utilizados. De manera que es necesario contar con una fuente de referencia que permita relacionar una magnitud dosimétrica con la respuesta del dosímetro. La caracterización de los equipos de rayos X se hizo por medio de una cámara de ionización Radcal 20X6-6M (Figura 45) conectada a su electrómetro (modelo 2026C) siguiendo el protocolo del OIEA [4].



Figura 45: Cámara de ionización Radcal 20X6-6M y su electrómetro 2026C

La caracterización de un haz consta en la medición de su rendimiento y su CHR. Estas mediciones se realizaron para cada una de las calidades de haz utilizadas en este trabajo. La caracterización se hizo en 35 calidades de haz con voltajes entre 24 y 40 kV. Con una variedad de combinaciones ánodo/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh, W/Ag y W/Al en ambos equipos de mamografía. Para las primeras tres combinaciones ánodo/filtro se usó el equipo Senographe 2000D y para las otras tres se usó el equipo Selenia Dimensions, los procedimientos se realizaron de manera análoga para ambos equipos.

3.3.1 Rendimientos

El rendimiento se define como la cantidad de kerma en aire que suministra un tubo de rayos X, por unidad de mAs, en un punto de referencia. Este punto de referencia se ubicó centrado lateralmente, 4 cm dentro del campo y 4.5 cm sobre el soporte de la mama.

Se colocó el centro del volumen sensible de la cámara de ionización (CI) en el punto de referencia y la placa de compresión se colocó a contacto sobre la cámara (Figura 46). El detector se cubrió con una placa metálica para evitar la llegada de los rayos X al mismo, evitando así dejar una imagen remanente por la presencia de la CI.

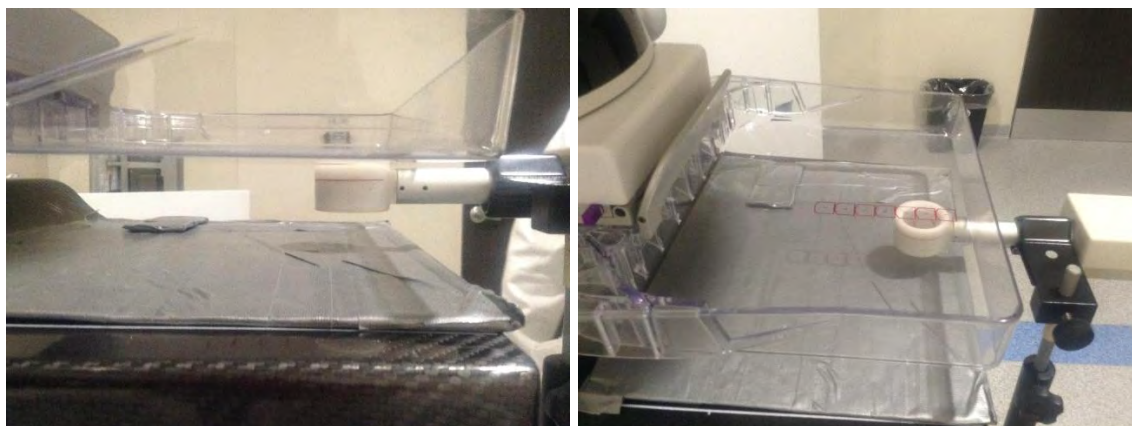


Figura 46: Colocación de la cámara de ionización

Cada valor medido, en el punto de referencia, se obtuvo del promedio de al menos 3 irradiaciones. Para cada calidad de haz se varió el mAs, con esta información se realizó una gráfica de kerma en función del mAs. Se ajustó una recta con el software Origin Pro 2016 b3.3.203, cuya pendiente corresponde al rendimiento.

3.3.2 Medición de capa hemirreductora (CHR)

La cámara de ionización se colocó de la misma manera que cuando se midió el kerma, pero en este caso se colocó la paleta de compresión lo más lejos posible de la cámara (Figura 47). Se hizo una primera irradiación a la cámara con una misma técnica radiográfica (kV, mAs, combinación ánodo filtro) y se anotó la lectura obtenida con el electrómetro. Después se colocaron 0.3 mm de Al sobre la paleta de compresión, se realizó otra irradiación y se anotó la lectura obtenida. Se repitió el mismo procedimiento, agregando 0.1 mm de Al a lo que ya se tenía, hasta obtener una lectura menor y otra mayor que la mitad del valor inicial. Al final, se realizó una irradiación sin los aluminios para verificar que el cambio del valor inicial obtenido no

fuese mayor que 2%. Se repitió el procedimiento anterior para distintos valores de kV.

Para los haces obtenidos con Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh se utilizaron 0.3, 0.4 y 0.5 mm de Al para atenuarlos. Para los haces obtenidos con W/Rh, W/Ag y W/Al se utilizaron 0.3, 0.5 y 0.7 mm de Al para atenuarlos.

Las lecturas de la cámara de ionización obtenidas se utilizaron para determinar las CHR empleando la ecuación (22) (Anexo A).

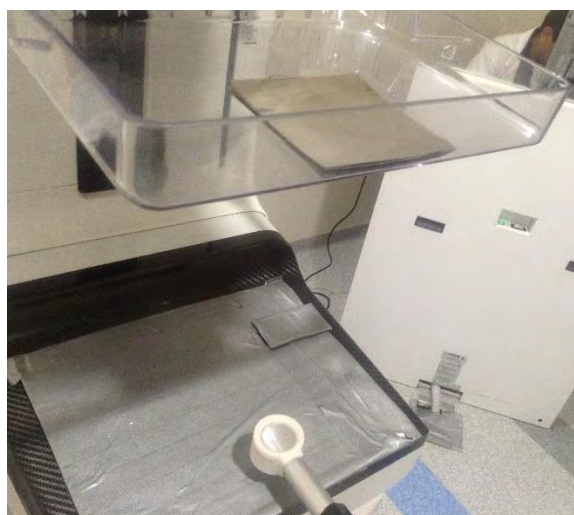


Figura 47: Colocación de las láminas de Al sobre el compresor, lo más lejos posible de la CI

3.3.3 Calibración

Una vez que el haz de rayos X fue caracterizado, se procedió a realizar la calibración de las lecturas de los dosímetros. A cada lectura obtenida de los dosímetros se les restó el valor de la radiación de fondo, es decir, de la radiación proveniente de un medio distinto al mamógrafo, y para esto se utilizaron dosímetros testigos (no irradiados con el mastógrafo). Primero se realizó una prueba de linealidad en los dosímetros TLD-100 para verificar que existía una linealidad entre la respuesta TL y el mAs del tubo de rayos X.

La verificación de la linealidad se realizó utilizando el mamógrafo Senographe 2000D. Los dosímetros se colocaron en el maniquí en la posición descrita en la sección 3.1, y fueron irradiados 3 veces con la configuración de Mo/Rh, 28 kV y con 5 distintos valores de mAs (40, 63, 80, 100 y 125). Se procedió con la lectura de los

dosímetros y se realizó un ajuste (Señal TL de los dosímetros en función de mAs) de los datos con el software Origin Pro 2016.

La linealidad en los dosímetros TLD-100 ha sido reportada en los trabajos [57] [58], siendo irradiados con rayos gamma y con la misma preparación de los dosímetros realizada en este trabajo, por lo que sólo se verificó en la configuración de Mo/Rh y se supuso válido con los otros casos.

Una vez verificada la linealidad se realizó la calibración comparando los valores de los rendimientos obtenidos con la CI y la señal TL de los dosímetros TLD-100.

La obtención de la señal TL de los TLD-100 se hizo de la siguiente manera: se utilizaron seis dosímetros por punto de calibración, estos se colocaron en el maniquí, en la sección para calibrar kerma, y fueron irradiados tres veces tal como se indica en la sección 3.2.2. La señal TL de los dosímetros fue promediada y al restarle la radiación de fondo se obtuvo una señal neta (sin fondo, SN) que fue dividida por el mAs utilizado en las irradiaciones. Este proceso se repitió para 26 puntos de calibración.

Se dividió el rendimiento medido con la CI por la señal neta sobre mAs (SN/mAs) de los dosímetros (con los mismos parámetros de irradiación) y se obtuvo un coeficiente de calibración L_q (15). Se repitió esto para los 26 puntos de calibración. Este procedimiento es posible debido a la linealidad que existe en los dosímetros.

$$L_q = \frac{\text{Rendimiento}}{SN/mAs} \quad (15)$$

Las medidas de CHR requieren una geometría de haz angosto, dicha geometría no es posible para los dosímetros dentro del maniquí. Es por esto que se requiere una calibración que transforme la lectura de los dosímetros a una geometría de haz angosto. Esta calibración se realizó comparando las medidas de CHR obtenidas con la cámara de ionización y las obtenidas con los dosímetros.

Para obtener la CHR con el maniquí, se utilizaron 24 dosímetros por cada punto caracterizado. Estos se colocaron en la sección de CHR del maniquí y encima se colocó la tapa adecuada. La tapa 1 se utilizó para los haces del Senographe 2000D y la tapa 2 fue para los haces del Selenia Dimensions. Se colocó el maniquí tal como se indica en la sección 3.2.2 y se irradió 3 veces bajo una misma técnica (Ánodo/filtro, kV y mAs). Se repitió esto para 15 puntos de calibración.

Al igual que con el coeficiente L_q , se promedió la respuesta TL de los dosímetros para mismos grosores de atenuador, y para cada uno de estos se le restó la señal de fondo. La señal obtenida con la CI se dividió entre la señal neta de los dosímetros. Todo esto fue con las mismas condiciones de irradiación (ánodo/filtro, kV, grosor de atenuador). Como resultado se obtuvieron factores de calibración E_i que relacionan la SN de los dosímetros con la lectura de la cámara de ionización.

$$E_i = \frac{\text{Lectura CHR con CI}}{\text{Lectura SN}} \quad (16)$$

3.4 Evaluación de la Dosis Glandular Promedio (DGP)

Una vez calibradas las lecturas de los dosímetros en el maniquí, estos se pudieron utilizar para obtener la CHR, el kerma en aire y con esto la DGP. En el maniquí se colocaron 15 dosímetros, tres para medir kerma y doce para medir CHR.

Para obtener el kerma en aire, el maniquí se colocó como en la sección 3.2.2 pero no se le agregó el complemento. Se utilizaron tres dosímetros por punto de calibración para obtener el kerma. El maniquí dosimétrico fue irradiado tres veces utilizando una misma técnica (kV, mAs y combinación ánodo/filtro). Se promedió la señal TL de los dosímetros y se le restó la radiación de fondo. Finalmente se multiplicó por su respectivo coeficiente L_q . Esto permitía transformar la señal TL del dosímetro en kerma en aire (K), tal como lo hubiese medido una CI.

$$K = L_q(SN) \quad (17)$$

Al combinar la anterior ecuación con la (14) se obtenía:

$$DGP = gcsL_qSN \quad (18)$$

La anterior ecuación sirve para obtener DGP en equipos convencionales de mamografía. Para equipos que utilizan tomosíntesis la DGP se evalúa de forma análoga, pero se incluye un factor que depende del ángulo del tubo de rayos X respecto a una posición inicial, que es donde estaría colocado un tubo de rayos X de un equipo convencional (19).

$$DGP(\theta) = K g c s t(\theta) \quad (19)$$

Donde el factor $t(\theta) = \frac{D(\theta)}{D(0)}$, y $D(\theta)$ es el valor de la DGP a un ángulo θ y $D(0)$ es el valor de DGP a un ángulo 0° . En este trabajo el ángulo final fue 0° , por lo que este factor fue considerado como 1 y se utilizó la ecuación (18) para todos los casos. No se realizaron irradiaciones a distintos ángulos puesto que cada dosímetro dentro del maniquí recibiría dosis diferentes causadas por el cambio de posición del tubo de rayos X respecto a éstos y no se podría comparar con la obtenida en los equipos convencionales.

Para obtener la CHR se irradiaba 3 veces el maniquí utilizando una misma técnica (kV, mAs y configuración ánodo/filtro) y después se promediaban las lecturas obtenidas para un mismo grosor de atenuador. A estas se les restaba el valor de la radiación de fondo y se multiplicaba por su factor de calibración E_i .

$$LC = E_i * LD \quad (20)$$

Donde LC denota la lectura de la cámara, E_i es el factor de calibración para las CHR y LD es la lectura obtenida por un dosímetro TL. Una vez obtenidos los valores LC se utilizaba la ecuación (22) del Apéndice A para obtener el valor de la CHR.

Bajo esta metodología se procedió a evaluar algunos equipos de mamografía para obtener la DGP.

3.5 Validación del método propuesto

Se evaluó el método propuesto en 5 equipos de mamografía, los equipos se encontraban en el Instituto Nacional de Cancerología y el Hospital General de México. Dichos equipos y sus características se enumeran en la Tabla 1.

Equipo	Marca	Modelo	Tubo de rayos X
1	HOLOGIC	Selenia	VARIAN M-113T
2	HOLOGIC	Selenia	VARIAN M-113R
3	FUJIFILM	Innovality	VARIAN M-113T
4	FUJIFILM	Innovality	VARIAN M-113T
5	GIOTTO	Image 3DL	IAE XM1016T

Tabla 1: Equipos de mamografía utilizados

El procedimiento para evaluar la DGP fue análogo para los 5 equipos. Se utilizaron 2 maniquís para esto: un maniquí de calidad de imagen y uno dosimétrico. Primero se colocó el maniquí homogéneo en el soporte de la mama del mamógrafo, centrado lateralmente y con su borde alineado con el borde que colinda con el tórax. Se hizo una irradiación en modo automático y se anotaron los parámetros obtenidos. A continuación, se colocó el maniquí dosimétrico tal como se menciona en la sección 3.4 y se irradió 3 veces con la misma técnica que se obtuvo en el modo automático, o con el valor de mAs más cercano a este. Una vez que se había irradiado se guardaba para la posterior lectura de los dosímetros.

La DGP se obtuvo utilizando la ecuación (18) a partir de las lecturas de los dosímetros y con sus correspondientes coeficientes L_q . Los valores g, c, s se obtuvieron del protocolo de control de calidad en mamografía digital publicado por el OIEA [4].

Una vez obtenidos estos valores de DGP con el maniquí, se compararon con los datos obtenidos por el método usual con CI.

Capítulo 4: Resultados y discusión

A continuación, se presentan los resultados obtenidos en este trabajo. Todas las gráficas fueron obtenidas mediante el software Origin Pro 2016. La calidad de haz de W/AI fue la única que utilizó tomosíntesis, aunque no se giró a ningún ángulo el tubo de rayos X. Las incertidumbres combinadas fueron las calculadas para todos los datos [59].

4.1 Prueba de linealidad de los dosímetros termoluminiscentes (TL)

A continuación, se muestran los datos obtenidos para la prueba de linealidad, realizada para la combinación Mo/Rh con 28 kV.

mAs	Señal neta (nC)
40	110 ± 6
63	175 ± 11
80	222 ± 10
100	268 ± 10
125	345 ± 15

Tabla 2: Prueba de linealidad, señal TL en función del mAs para Mo/Rh

Los resultados de la prueba de linealidad se grafican en la Figura 48.

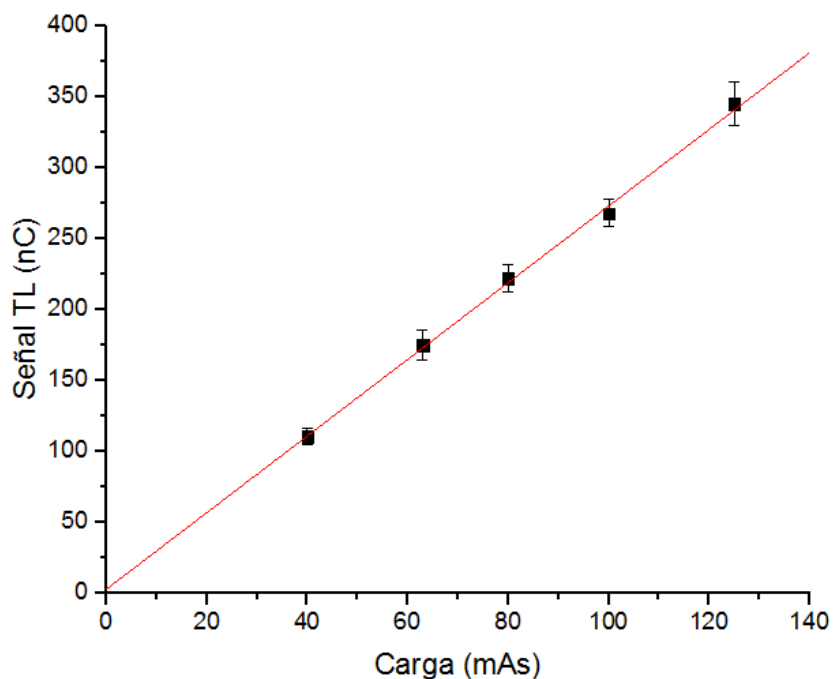


Figura 48: Prueba de linealidad de los dosímetros

El ajuste fue lineal, de la forma $y=Ax+B$; la pendiente fue 2.70 ± 0.06 nC/mAs y la ordenada fue 2.4 ± 4.4 nC. El parámetro R^2 fue de 0.99991. El ajuste lineal fue válido para el intervalo de datos utilizados, y se supuso que este comportamiento era similar cerca del cero, lo cual permite relacionar el rendimiento/mAs de la cámara con la SN/mAs de los dosímetros, es decir, la comparación de ambos valores. Se supuso que las otras configuraciones cumplían un comportamiento similar debido a que esto ha sido comprobado en otros trabajos [57] [58].

4.2 Caracterización

A continuación, se muestran los haces que se caracterizaron en este trabajo.

Ánodo/filtro	kV	Ánodo/filtro	kV
Mo/Mo	24	Rh/Rh	34
	26		36
	28		37
	30		40
Mo/Rh	31	W/Rh	25
	32		27
	34		29
	25		31
	26	W/Ag	33
	28		25
30	27		
31	29		
Rh/Rh	32		31
	34		33
	28	W/Al (Tomosíntesis fija)	28
	30		30
	31		32
	32		

Tabla 3: Haces utilizados en este trabajo

Debido a que el tiempo de irradiación fue limitado no todos los haces fueron utilizados para la caracterización de los dosímetros. En la Tabla 4 se muestran los rendimientos obtenidos para las distintas calidades de haces. Posteriormente en la Tabla 9 se muestran las CHR de estos mismos haces.

➤ Rendimientos

Los rendimientos obtenidos para las calidades de haz se muestran a continuación. Las calidades Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh pertenecen al equipo Senographe 2000D y las calidades W/Rh, W/Ag y W/Al pertenecen al equipo Selenia Dimensions.

Parámetros de irradiación	Rendimiento (mGy/mAs)	Parámetros de irradiación	Rendimiento (mGy/mAs)
24 kV Mo/Mo	0.061 ± 0.001	34 kV Rh/Rh	0.141 ± 0.001
26 kV Mo/Mo	0.069 ± 0.001	36 kV Rh/Rh	0.164 ± 0.001
28 kV Mo/Mo	0.079 ± 0.001	37 kV Rh/Rh	0.173 ± 0.002
30 kV Mo/Mo	0.120 ± 0.001	40 kV Rh/Rh	0.210 ± 0.002
31 kV Mo/Mo	0.131 ± 0.001	25 kV W/Rh	0.0235 ± 0.0002
32 kV Mo/Mo	0.144 ± 0.001	27 kV W/Rh	0.0306 ± 0.0003
34 kV Mo/Mo	0.167 ± 0.001	29 kV W/Rh	0.0373 ± 0.0004
25 kV Mo/Rh	0.0539 ± 0.0005	31 kV W/Rh	0.0438 ± 0.0004
26 kV Mo/Rh	0.063 ± 0.001	33 kV W/Rh	0.0508 ± 0.0005
28 kV Mo/Rh	0.079 ± 0.001	25 kV W/Ag	0.0287 ± 0.0003
30 kV Mo/Rh	0.098 ± 0.001	27 kV W/Ag	0.0389 ± 0.0003
31 kV Mo/Rh	0.108 ± 0.001	29 kV W/Ag	0.0489 ± 0.0004
32 kV Mo/Rh	0.117 ± 0.001	31 kV W/Ag	0.0583 ± 0.0005
34 kV Mo/Rh	0.138 ± 0.001	33 kV W/Ag	0.068 ± 0.001
28 kV Rh/Rh	0.081 ± 0.001	28 kV W/Al	0.067 ± 0.001
30 kV Rh/Rh	0.100 ± 0.001	30 kV W/Al	0.084 ± 0.002
31 kV Rh/Rh	0.108 ± 0.001	32 kV W/Al	0.100 ± 0.002
32 kV Rh/Rh	0.120 ± 0.001		

Tabla 4: Rendimientos de los mamógrafos

En la Figura 49 se muestran los rendimientos obtenidos con 7 distintos valores de kV para la combinación Mo/Mo.

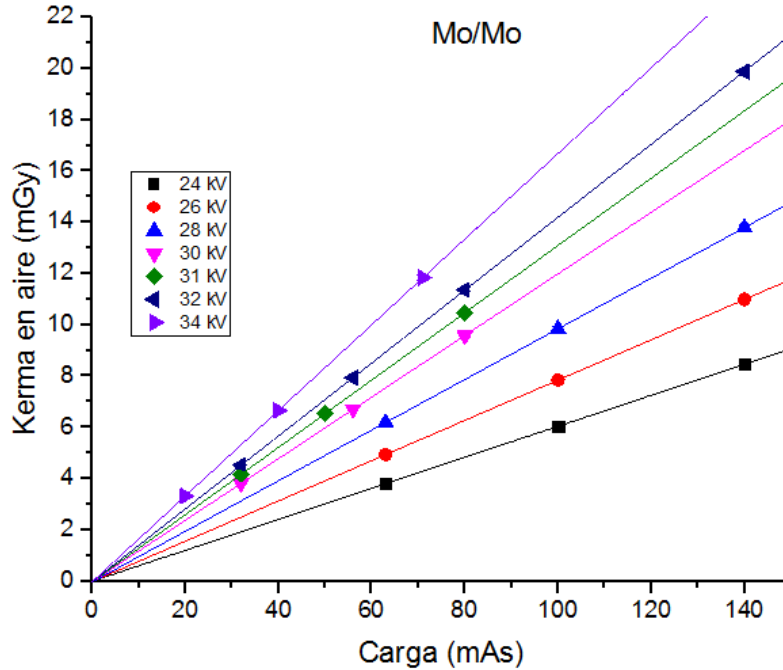


Figura 49: Kerma en aire en función de la carga, de la combinación Mo/Mo

En la Figura 49 se observó que para un mismo kV, al aumentar el mAs, el kerma también aumentó de manera lineal. Esto indicó que, así como se determinó en el caso de los dosímetros TL, hay una dependencia lineal entre el kerma en aire y el mAs. Además, cuando el kV aumentaba se generaba una mayor producción de rayos X, tal como se menciona en la sección 2.3.5, obteniendo un mayor kerma. Por consiguiente, el rendimiento también aumentaba, tal como se obtuvo experimentalmente.

Tomando los valores de las ordenadas al origen del ajuste lineal de los datos de la combinación Mo/Mo, se observó que estos valores no pasan exactamente por el cero de la gráfica (Tabla 5).

kV	Ordenada al origen (mGy)
24	-0.0113 ± 0.0054
26	-0.0203 ± 0.0054
28	-0.0370 ± 0.0044
30	-0.0341 ± 0.0162
31	-0.0390 ± 0.0021
32	-0.0338 ± 0.0060
34	-0.0302 ± 0.0029

Tabla 5: Valores de las ordenadas al origen de los ajustes hechos a la combinación Mo/Mo.

Para evaluar el efecto de las ordenadas al origen, se multiplicaron los rendimientos por un valor de mAs, representativo de una situación experimental. De esta manera se obtuvo un valor de kerma y luego se evaluó el impacto de la ordenada en este cálculo (Tabla 6).

kV	mAs	Kerma (mGy)	Rendimiento (mGy/mAs)	Incert. Relativa [%] Ordenada/kerma	Incert. Relativa [%] Rendimiento
24	80	4.88 ± 0.08	0.061 ± 0.001	0.23	1.64
26	80	7.92 ± 0.08	0.079 ± 0.001	0.32	1.01
28	80	9.60 ± 0.08	0.099 ± 0.001	0.47	0.83
30	80	10.48 ± 0.08	0.120 ± 0.001	0.35	0.76
31	80	11.52 ± 0.08	0.131 ± 0.001	0.37	0.69
32	80	13.36 ± 0.08	0.144 ± 0.001	0.30	0.60
34	80	7.92 ± 0.08	0.167 ± 0.001	0.23	1.01

Tabla 6: Comparación de la incertidumbre porcentual de la ordenada/kerma respecto a la incertidumbre del rendimiento para la combinación Mo/Mo.

En la Tabla 6 se observó que los valores de las ordenadas respecto a sus respectivos kermas fueron menores que la incertidumbre de los rendimientos, por lo cual se consideró que desprestigiar estos valores no afectaba en las medidas posteriores. Este comportamiento se mantuvo para todas las calidades medidas en este equipo.

En la Figura 50 se muestran los rendimientos obtenidos de 7 distintos valores de kV para la combinación Mo/Rh.

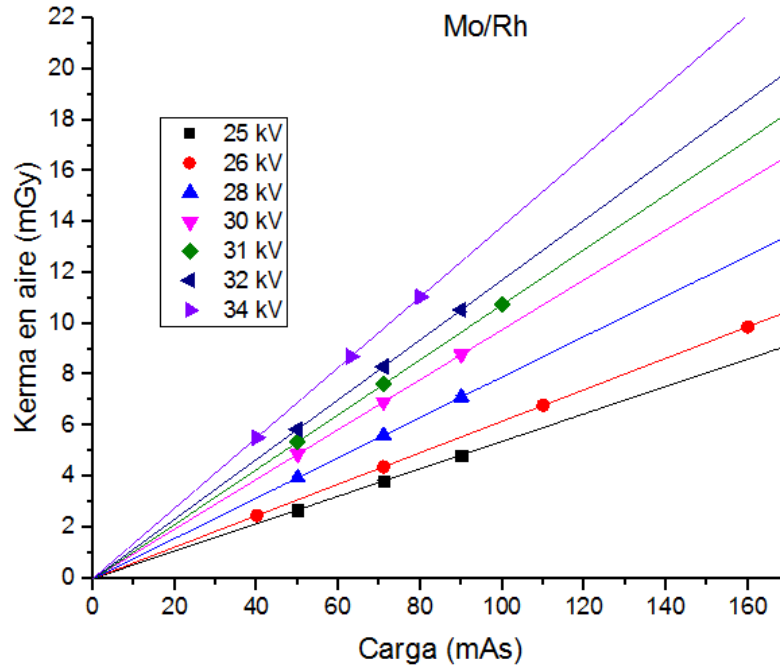


Figura 50: Kerma en aire en función de la carga, de la combinación Mo/Rh.

En esta figura se pudo observar un comportamiento similar al de los rendimientos de Mo/Rh con los de Mo/Mo.

De la Tabla 4 se observó que los rendimientos para Mo/Mo fueron mayores que los de Mo/Rh para un mismo valor de kV y mAs. Este cambio se debió al cambio de filtro, pues el filtro de Rh permite el paso de componentes de energía más altas en el espectro, sin embargo, estas componentes contribuyen menos en generar kerma en aire [18]. El filtro de Mo, deja pasar muchas más componentes de baja energía, lo cual aumenta el kerma. Los grosores nominales de los filtros en el equipo Senographe son de 0.03 mm para el filtro de Mo y de 0.025 mm para el de Rh. A pesar de estas diferencias, cuando se compara el factor de reducción por atenuación dada por estos filtros, el filtro de Mo es menos atenuador que el de Rh. Esta diferencia se debe al comportamiento del coeficiente másico de atenuación en la región de interés (15-25 keV) (Figura 51). En esta región el Mo presenta valores de μ mayores a los del Rh.

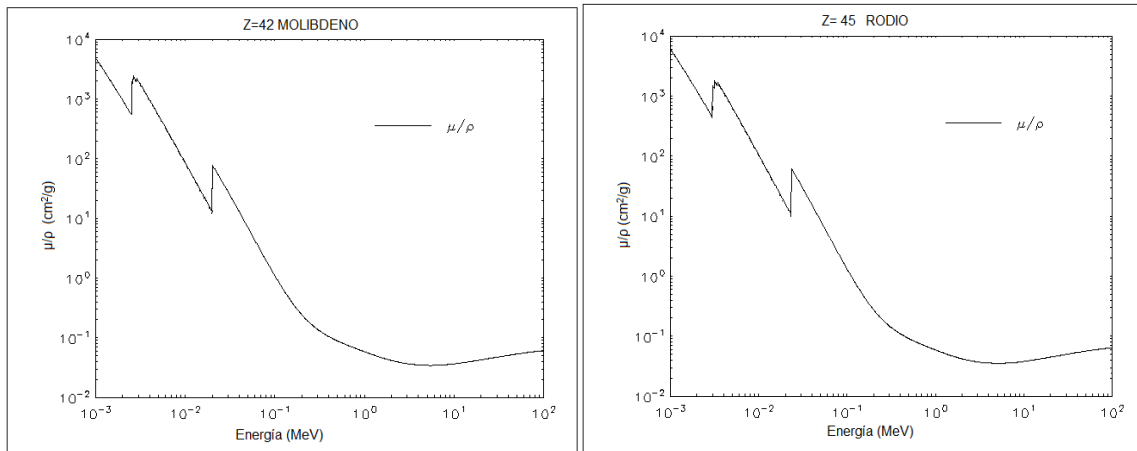


Figura 51: Coeficiente másico de atenuación en función de la energía, para Mo y Rh [23]

En la Figura 52 se observan los rendimientos para 8 diferentes valores de kV de la combinación Rh/Rh.

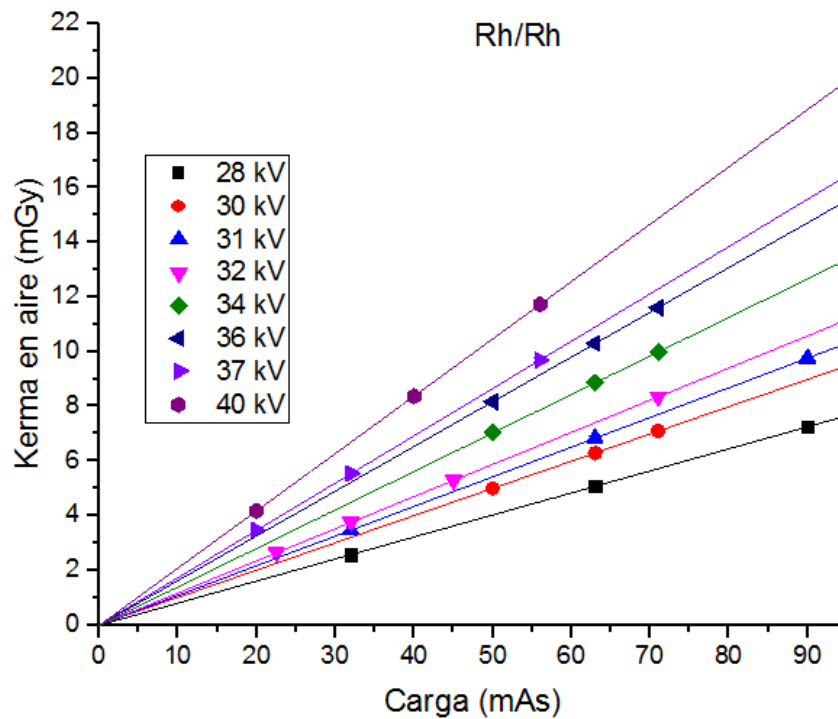


Figura 52: Kerma en aire en función de la carga, de la combinación Rh/Rh

El comportamiento observado en los rendimientos de Rh/Rh es análogo al de las 2 combinaciones anteriores. Los rendimientos de Rh/Rh fueron ligeramente mayores que los de Mo/Rh, tal como se puede ver en la Tabla 4. Siendo el mismo filtro para Mo/Rh y Rh/Rh la diferencia en el rendimiento se debió a que la probabilidad de interacción de los fotones generados con el ánodo de Rh es mayor

que en el caso del Mo y esto resulta en un valor de kerma mayor para el primero. Dado que la diferencia en Z es sólo de 3, la diferencia en kerma fue pequeña, lo cual se ve en los resultados de la Tabla 4. Aun así, la combinación de Mo/Mo obtuvo los rendimientos de mayor valor debido a que el filtro de Mo atenuó menos que el filtro de Rh los fotones. En la Figura 53 se muestra una comparación de los espectros de energía obtenidos para las 3 configuraciones anteriores. Las simulaciones fueron realizadas con el software Matlab, por el M. en C. Eduardo López Pineda, se utilizaron los grosores de los filtros de los mamógrafos utilizados, y la calidad Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh con 28 kV para los tres casos. En la simulación se tuvo en cuenta los bordes de absorción para la generación de los espectros de energía.

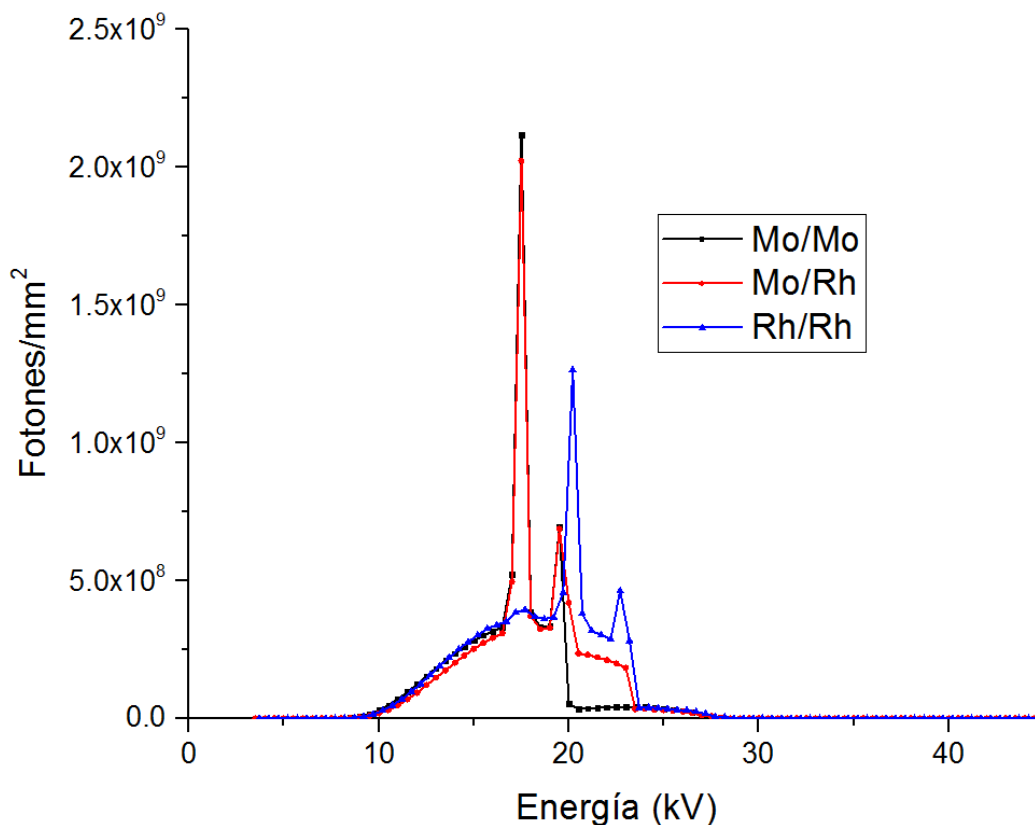


Figura 53: Espectros de energía generados por las combinaciones Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh, con 28 kV

En la Figura 54 se observan los rendimientos para 5 valores distintos de kV de la combinación W/Rh. Estos rendimientos se obtuvieron con el equipo Selenia Dimensions. Se pudo notar un gran cambio en los valores del eje Y, es decir, en el

kerma en aire y por lo tanto del rendimiento respecto a las 3 configuraciones anteriores.

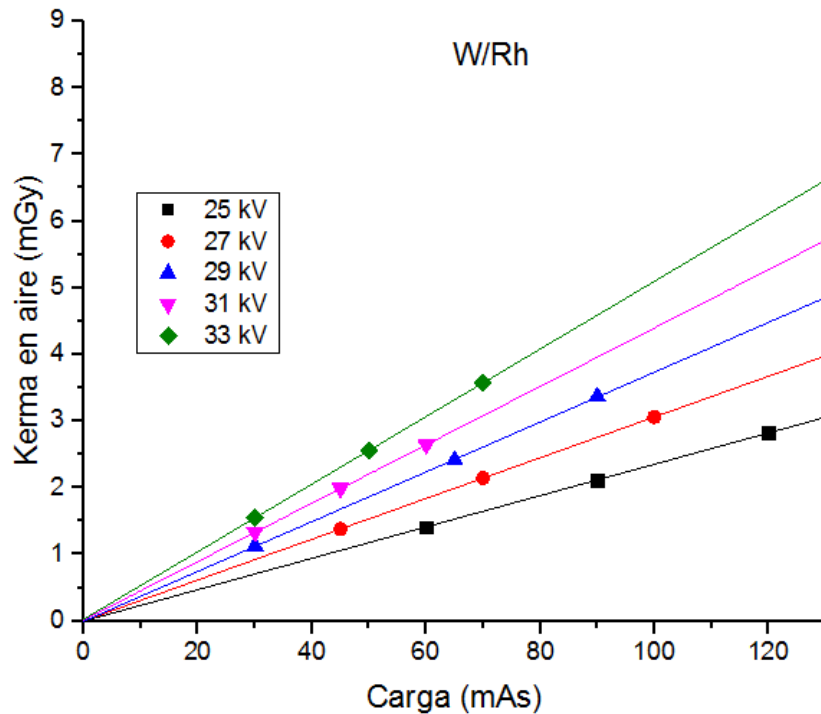


Figura 54: Kerma en aire en función de la carga, de la combinación W/Rh.

En la Figura 54 se observa la misma tendencia que los otros haces. De los 5 valores de las ordenadas al origen (Tabla 7) se observa que para los 3 primeros valores de kV los rendimientos si pasan por el cero de la gráfica (dentro de sus incertidumbres).

kV	Ordenada al origen (mGy)
25	-0.002 ± 0.007
27	0.003 ± 0.005
29	-0.004 ± 0.017
31	0.0151 ± 0.0004
33	0.026 ± 0.013

Tabla 7: Valores de las ordenadas al origen de los ajustes hechos para la combinación W/Rh

Para evaluar el efecto de las ordenadas al origen, se multiplicaron los rendimientos por un valor de mAs representativo de una situación experimental. De esta manera se obtuvo un valor de kerma y luego se evaluó el impacto de la ordenada en este cálculo (Tabla 8).

kV	mAs	Kerma (mGy)	Rendimiento (mGy/mAs)	Incert. relativa Ordenada/kerma	Incert. relativa Rendimiento
25	60	1.412 ± 0.001	0.0235 ± 0.0002	0.14	0.85
27	60	1.835 ± 0.002	0.0306 ± 0.0003	0.16	0.98
29	60	2.241 ± 0.002	0.0373 ± 0.0003	0.18	1.07
31	60	2.629 ± 0.002	0.0438 ± 0.0004	0.57	0.91
33	60	3.045 ± 0.003	0.0508 ± 0.0005	0.85	0.98

Tabla 8: Comparación de la incertidumbre porcentual de la ordenada/kerma respecto a la incertidumbre del rendimiento para la combinación W/Rh.

En la Tabla 8 se observó que los valores de las ordenadas respecto a sus respectivos kermas fueron menores que la incertidumbre de los rendimientos, por lo cual se consideró que despreciar estos valores tampoco afectaba en las medidas posteriores. Este comportamiento se mantuvo para todas las calidades medidas en este equipo.

En la Figura 55 se observan los rendimientos para 3 distintos valores de kV de la combinación W/AI.

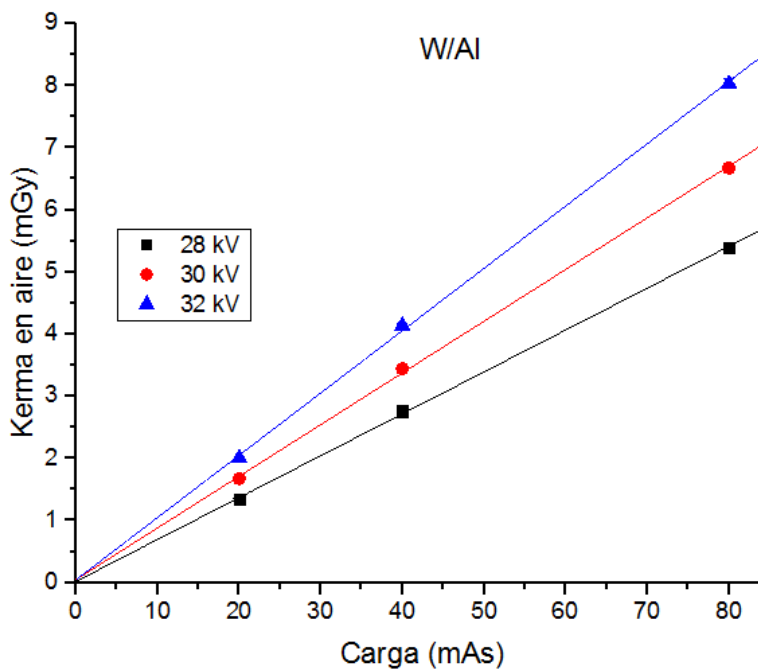


Figura 55: Kerma en aire en función de la carga, de la combinación W/AI

De la gráfica se observa un comportamiento análogo a las combinaciones anteriores. Además, los rendimientos también pasaban lo suficientemente cerca del cero, tal como se observó en el caso de W/Rh, permitiendo realizar las comparaciones de los valores correspondientes. Se observó que los rendimientos de W/Al fueron mayores a los de W/Rh (Tabla 4). Esto se debió a que el filtro de Rh genera una mayor cantidad de fotones de baja energía, respecto al Al. Estos fotones son los responsables del aumento del valor del kerma en aire. En la Figura 56 se muestra una comparación de los espectros de energía generados para las combinaciones W/Rh, W/Ag y W/Al de este equipo. Estas simulaciones se obtuvieron de la misma manera que las combinaciones anteriores, en este caso los filtros utilizados fueron de 0.05 mm de Rh, 0.05 mm de Ag y 0.70 mm de Al que corresponden a los utilizados en el mamógrafo Selenia Dimensions.

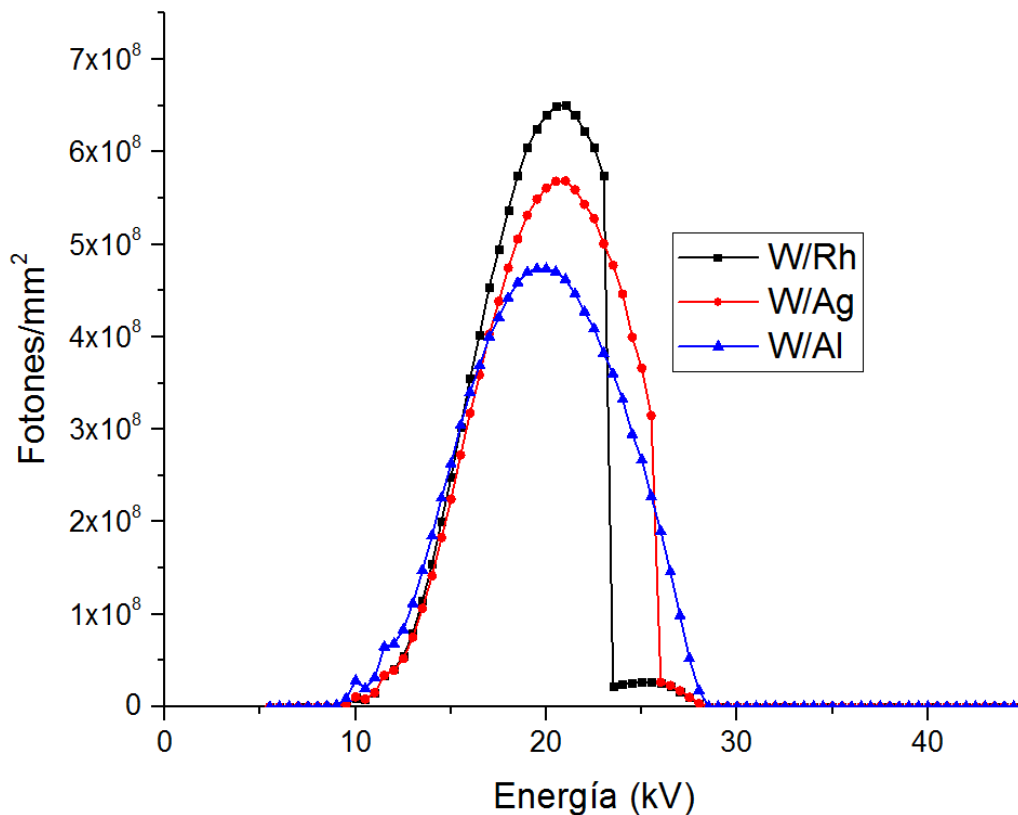


Figura 56: Espectros de energía de las combinaciones W/Rh, W/Ag y W/Al, obtenidas con 28 kV

La configuración de W/Ag se realizó con un sólo valor de mAs para cada valor de kV. Esto se realizó así debido a que el equipo Selenia se encuentra en un

hospital, y todos los procedimientos fueron optimizados para reducir al máximo el tiempo de uso. Como ya se había determinado la linealidad con el mAs en la combinación W/Rh, se supuso que el cambiar el filtro no cambiaría este comportamiento. Los valores de los rendimientos se muestran en la Tabla 4.

En la Tabla 4 se observa que el valor del rendimiento más grande es para 33 kV y el menor es para 25 kV, que corresponde con la misma tendencia que las otras combinaciones. En este caso se supuso que los rendimientos también pasaban muy cerca del cero, puesto que el equipo utilizado fue el mismo y la combinación W/Rh demostraba esto. Adicionalmente se observó que los rendimientos de W/Ag son mayores a los de W/Rh para un mismo kV. La diferencia en el valor de los kermas en aire se debe a la misma razón explicada en la situación anterior para W/Al. Las diferencias se pueden observar al comparar el comportamiento del coeficiente másico de atenuación en la región de interés (15-25 keV)

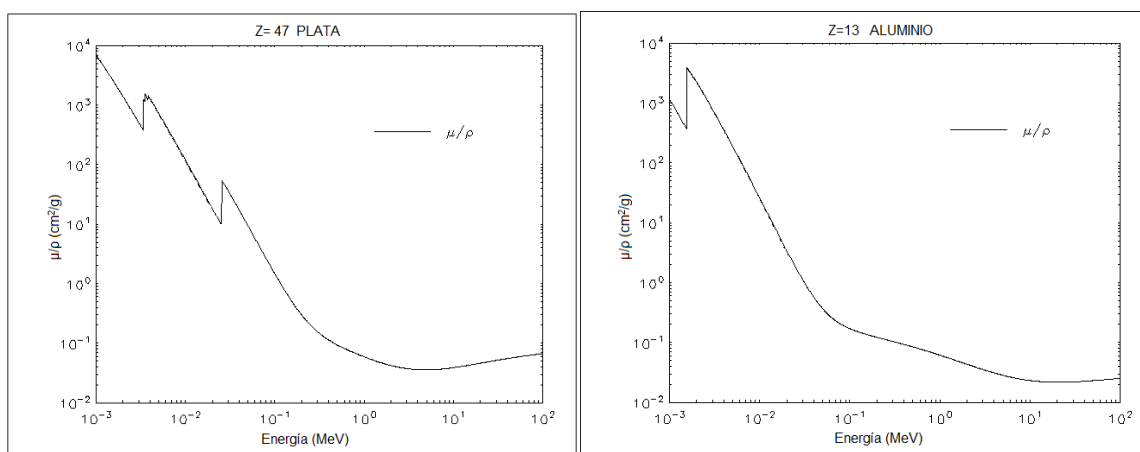


Figura 57: Coeficiente másico de atenuación en función de la energía, para Ag y Al [23]

➤ CHR

A continuación, en la Tabla 9 se muestran los valores de las CHR en mm de Al para todas las calidades de haz antes mencionadas.

Ánodo/Filtro	kV	CHR (mm Al)	Ánodo/Filtro	kV	CHR (mm Al)
Mo/Mo	24	0.33 ± 0.01	Rh/Rh	38	0.54 ± 0.01
Mo/Mo	26	0.35 ± 0.01	Rh/Rh	40	0.55 ± 0.02
Mo/Mo	28	0.38 ± 0.01	W/Rh	25	0.49 ± 0.01
Mo/Mo	30	0.39 ± 0.01	W/Rh	27	0.52 ± 0.01
Mo/Mo	32	0.40 ± 0.01	W/Rh	29	0.54 ± 0.01

Mo/Rh	25	0.39 ± 0.01	W/Rh	31	0.55 ± 0.01
Mo/Rh	26	0.40 ± 0.01	W/Rh	33	0.57 ± 0.01
Mo/Rh	28	0.43 ± 0.01	W/Ag	25	0.47 ± 0.01
Mo/Rh	30	0.45 ± 0.02	W/Ag	27	0.52 ± 0.01
Mo/Rh	31	0.45 ± 0.01	W/Ag	29	0.56 ± 0.01
Mo/Rh	32	0.46 ± 0.02	W/Ag	31	0.58 ± 0.01
Mo/Rh	34	0.47 ± 0.01	W/Ag	33	0.61 ± 0.01
Rh/Rh	30	0.46 ± 0.01	W/Al	28	0.50 ± 0.01
Rh/Rh	32	0.47 ± 0.01	W/Al	30	0.55 ± 0.01
Rh/Rh	34	0.50 ± 0.02	W/Al	32	0.59 ± 0.01
Rh/Rh	36	0.52 ± 0.02			

➤ Tabla 9: Capas hemirreductoras (CHR) de las 6 configuraciones ánodo/filtro

Con los datos anteriores se hizo una gráfica del comportamiento de las CHR respecto al kV (Figura 58), para todas las calidades de haz utilizadas.

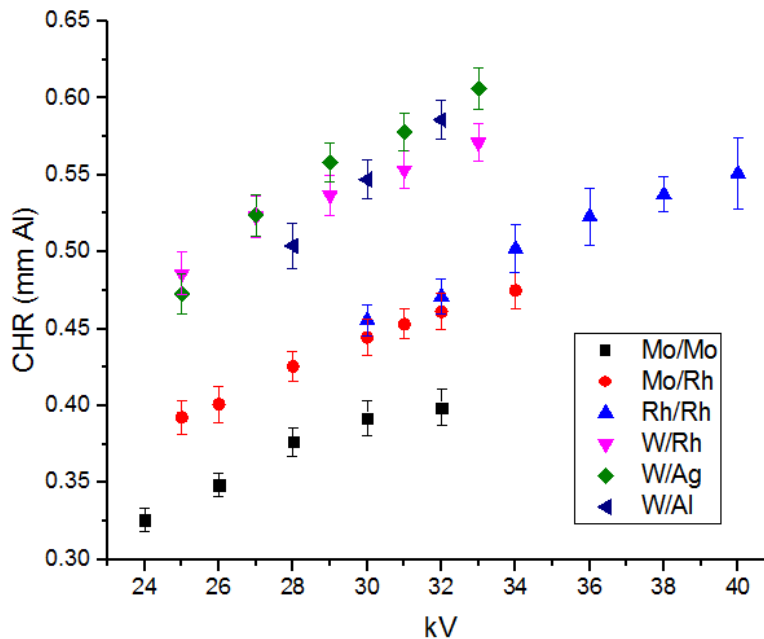


Figura 58: CHR en función del kV para las 6 combinaciones ánodo/filtro.

En la Figura 58 se observa que todas las CHR se encuentran en un rango de 0.30 a 0.60 mm de Al. Para entender mejor el comportamiento de las CHR se hicieron 2 grupos, el primero es para las combinaciones generadas por el Senographe y el segundo es para las combinaciones generadas por el Selenia.

En el primer grupo se tienen las combinaciones Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh, pertenecientes al Senographe 2000D. En estas se observó que los valores de CHR en los haces generados con Rh/Rh son mayores que los obtenidos con Mo/Rh y

Mo/Mo. Tal como se mostró para las comparaciones en los valores del kerma obtenidos con distintas combinaciones, la diferencia en las CHR se debió a las diferencias de los espectros de energía. Cuando se aumentó el kV aumentaron las componentes de alta energía del espectro. Esto hizo que el haz fuese más difícil de atenuar y por lo tanto que la CHR aumentase. En la Figura 53 se observó que el espectro generado con Rh/Rh posee un espectro de energías mayor al de Mo/Rh y este a su vez mayor al de Mo/Mo. Y esto mismo hizo que las CHR fuesen más grandes para Rh/Rh.

Para el segundo equipo se observó que las CHR más pequeñas pertenecían a la combinación W/Rh, seguido de W/Ag y W/Al. Este comportamiento fue análogo al del otro equipo. En la Figura 56 se observó que el espectro de energía de W/Al posee fotones más energéticos que el de W/Ag, y este a su vez, posee fotones más energéticos que W/Rh. Debido a esto, los fotones generados con la combinación W/Al pueden atravesar una mayor distancia dentro del aluminio y, como resultado, el valor de la CHR aumenta.

4.3 Calibración de la respuesta termoluminiscente de los dosímetros

En esta sección se muestran los coeficientes y factores de calibración obtenidos de la comparación de la respuesta TL de los dosímetros y de las lecturas de la cámara de ionización, y que fueron utilizados para evaluar la DGP en distintos mamógrafos. Las calidades de Mo/Mo, Mo/Rh y Rh fueron obtenidas con el equipo Senographe 2000D y las calidades W/Rh, W/Ag y W/Al fueron obtenidas con el equipo Selenia Dimensions.

➤ Coeficientes y factores L_q y E_i

En la Figura 59 se muestran los coeficientes L_q en función de las CHR para todas las calidades de haces utilizados. Para cada punto de calibración se utilizaron 6 dosímetros y los valores de los coeficientes L_q se pueden observar en la Tabla 10.

Ánodo/ Filtro	kV	mAs	L_q (mGy/nC)	Ánodo/ Filtro	kV	mAs	L_q (mGy/nC)
Mo/Mo	24	125	0.040 ± 0.002		38	63	0.028 ± 0.001
	26	110	0.039 ± 0.002		40	56	0.028 ± 0.001
	28	100	0.036 ± 0.001	W/Rh	25	90	0.030 ± 0.002

	30	90	0.035 ± 0.002		27	120	0.031 ± 0.002
	32	80	0.034 ± 0.002		29	120	0.029 ± 0.001
Mo/Rh	26	140	0.034 ± 0.002		31	90	0.028 ± 0.002
	28	125	0.033 ± 0.001		33	90	0.028 ± 0.001
	30	110	0.031 ± 0.001	W/Ag	25	90	0.033 ± 0.003
	32	100	0.0311 ± 0.0004		29	100	0.029 ± 0.001
	34	90	0.030 ± 0.001		33	80	0.028 ± 0.001
Rh/Rh	32	80	0.031 ± 0.002	W/Al	28	70	0.030 ± 0.001
	34	71	0.029 ± 0.001		30	70	0.029 ± 0.001
	36	63	0.029 ± 0.001		32	70	0.028 ± 0.002

Tabla 10: Coeficientes de calibración L_q

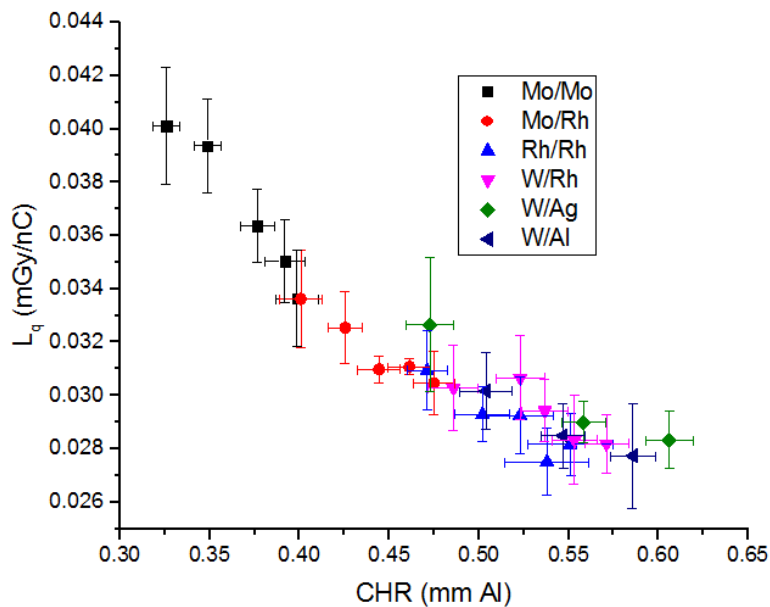


Figura 59: Coeficiente L_q en función de la CHR

En la Figura 59 se pudo observar que todos los coeficientes L_q siguen una misma tendencia, decrecen mientras el haz es más penetrante. La distinción de estos coeficientes fue más importante mientras más baja era la energía del haz. Los factores obtenidos para las combinaciones del equipo Selenia Dimensions presentan menos diferencias entre sí, comparadas con los obtenidos con el Senographe. Debido a la incertidumbre de los datos anteriores se puede concluir que los dosímetros no tienen la sensibilidad suficiente como para poder distinguir entre las diferentes combinaciones ánodo/filtro.

La incertidumbre promedio de estos coeficientes es de 4.1%, dicha incertidumbre proviene principalmente de las variaciones estadísticas de los dosímetros, de manera que haciendo más medidas se podría reducir este valor.

A continuación, se muestran los factores de calibración E_i que permiten calcular la CHR a partir del maniquí. Estos valores se encuentran en la Tabla 11.

Ánodo/Filtro	kV	Grosor (mm Al)	E_i	Ánodo/Filtro	kV	Grosor (mm Al)	E_i
Mo/Mo	24	0	4.1 ± 0.2			0.5	2.2 ± 0.2
		0.3	3.5 ± 0.1			0.7	2.2 ± 0.1
		0.4	3.3 ± 0.1	W/Ag	25	0	3.4 ± 0.1
0.5	3.2 ± 0.1	0.3	3.1 ± 0.2				
	28	0	4.0 ± 0.2			0.5	3.0 ± 0.2
		0.3	3.2 ± 0.2			0.7	2.8 ± 0.1
		0.4	3.2 ± 0.1		29	0	2.9 ± 0.2
	0.5	3.2 ± 0.1		0.3		2.6 ± 0.1	
W/Rh	25	0	3.5 ± 0.2			0.5	2.4 ± 0.1
		0.3	3.2 ± 0.1			0.7	2.4 ± 0.1
		0.5	3.0 ± 0.1		33	0	2.5 ± 0.2
		0.7	2.7 ± 0.1			0.3	2.3 ± 0.1
	27	0	2.5 ± 0.1			0.5	2.0 ± 0.1
		0.3	2.4 ± 0.1			0.7	1.9 ± 0.1
		0.5	2.2 ± 0.1	W/Al	28	0	2.7 ± 0.1
	0.7	2.1 ± 0.1				0.3	2.5 ± 0.1
	29	0	2.4 ± 0.1			0.5	2.3 ± 0.2
		0.3	2.2 ± 0.2			0.7	2.2 ± 0.1
		0.5	2.2 ± 0.1		30	0	2.6 ± 0.1
		0.7	2.0 ± 0.1			0.3	2.3 ± 0.2
	31	0	2.6 ± 0.1			0.5	2.2 ± 0.1
		0.3	2.3 ± 0.1			0.7	2.1 ± 0.1
		0.5	2.2 ± 0.2		32	0	2.5 ± 0.1
		0.7	2.2 ± 0.1			0.3	2.2 ± 0.1
	33	0	2.4 ± 0.1			0.5	2.1 ± 0.1
		0.3	2.3 ± 0.1			0.7	2.0 ± 0.1

Tabla 11: Factores de calibración E_i

En la Figura 60 se observan los coeficientes E_i obtenidos para la calibración de la CHR en el maniquí. Se puede observar que los haces poseen una tendencia similar, es decir, el factor de calibración va disminuyendo mientras más se va atenuando.

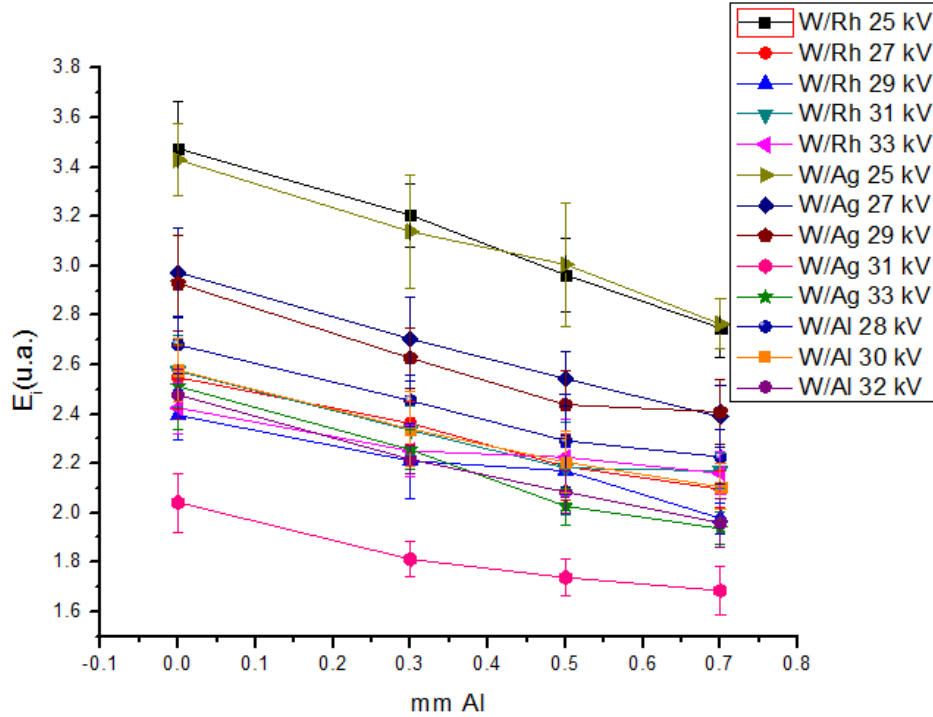


Figura 60: Factores de calibración E_i en función del grosor de los atenuadores (mm Al)

La función de los factores E_i es modular la proporción entre los valores de las señales obtenidas con diferentes atenuaciones, y dentro del maniquí estas señales no corresponden a lo esperado en una geometría de haz angosto, por lo que los valores E_i se utilizan para corregir esta situación. Debido a la naturaleza relativa de las proporciones el número absoluto no importa, por lo que la comparación de las proporciones relativas obtenidas con los factores E_i en este trabajo (Tabla 11) y los obtenidos por E. López (Tabla 12) para dos calidades de Mo/Mo se muestran en la Tabla 13.

Técnica radiológica	Grosor del atenuador (mm de Al)	Factores E_i [$\times 10^{-4}$]
24 kV Mo/Mo	0	2.17 ± 0.06
	0.3	1.83 ± 0.05
	0.4	1.78 ± 0.05
	0.5	1.67 ± 0.05
28 kV Mo/Mo	0	1.88 ± 0.06
	0.3	1.62 ± 0.08
	0.4	1.57 ± 0.07
	0.5	1.50 ± 0.05

Tabla 12: Factores de calibración E_i obtenidos de la tesis de E. López. [14]

Técnica radiográfica	Grosor del atenuador (mm de Al)	Normalización Método anterior	Normalización Método propuesto en este trabajo
Mo/Mo 24 kV	0	1.00 ± 0.04	1.00 ± 0.06
	0.3	0.84 ± 0.03	0.86 ± 0.05
	0.4	0.82 ± 0.03	0.81 ± 0.04
	0.5	0.77 ± 0.04	0.79 ± 0.05
Mo/Mo 28 kV	0	1.00 ± 0.06	1.00 ± 0.05
	0.3	0.86 ± 0.05	0.81 ± 0.05
	0.4	0.83 ± 0.06	0.79 ± 0.05
	0.5	0.80 ± 0.05	0.79 ± 0.04

Tabla 13: Proporciones relativas de los factores E_i para los dos métodos comparados

En la tabla anterior se observaron comportamientos similares, dentro de sus incertidumbres, en los valores de los factores E_i obtenidos en ambos métodos que permiten utilizarlos de manera indistinta para calcular la CHR.

4.4 Pruebas en sistemas clínicos

A continuación, se muestran los valores de los kermas, las CHR y las DGP obtenidas para los 5 mamógrafos utilizados. Del trabajo de J. Aguilar se tomaron los valores de kerma, CHR y DGP obtenidos con cámara de ionización para el equipo 5 [21]. Los resultados de la CI al compararlos con los del maniquí se muestran en la Tabla 14. Debido a que hubo un cambio en la señal proporcionada por el equipo lector, al momento de evaluar el equipo 5, las lecturas obtenidas de los dosímetros se corrigieron utilizando un factor de 1.07 ± 0.02 . Las DGP se obtuvieron a partir de la ecuación (18).

Equipo	Técnica radiológica	Kerma (mGy) CI	Kerma (mGy) Maniquí	Valor P
1	28 kV, 119 mAs W/Rh	4.01 ± 0.05	4.1 ± 0.4	0.72
2	29 kV, 65 mAs Mo/Mo	8.89 ± 0.08	9.1 ± 0.7	0.78
3	29 kV, 99 mAs W/Rh	4.92 ± 0.04	5.0 ± 0.4	0.75
4	29 kV, 87 mAs W/Rh	4.33 ± 0.04	4.4 ± 0.3	0.71
5	29 kV, 69 mAs W/Ag	4.76 ± 0.01	4.9 ± 0.5	0.65

Tabla 14: Comparación de los valores de kerma obtenidos con CI y con el maniquí

A continuación, se muestran los valores obtenidos de CHR (Tabla 15).

Equipo	Técnica radiológica	CHR (mm Al) CI	CHR (mm Al) Maniquí	Valor P
1	28 kV, 119 mAs W/Rh	0.530 ± 0.010	0.49 ± 0.05	0.23
2	29 kV, 65 mAs Mo/Mo	0.374 ± 0.015	0.39 ± 0.05	0.30
3	29 kV, 99 mAs W/Rh	0.559 ± 0.021	0.59 ± 0.03	0.01

4	29 kV, 87 mAs W/Rh	0.529 ± 0.020	0.50 ± 0.05	0.08
5	29 kV, 69 mAs W/Ag	0.595 ± 0.029	0.54 ± 0.11	0.11

Tabla 15: Comparación de CHR obtenidas con CI y con el maniquí.

Los valores de las CHR obtenidas con el maniquí, fueron utilizadas para calcular los factores g_c a partir del protocolo de calidad en mamografía digital del OIEA [4]. La comparación de los valores de DGP se muestra en la Tabla 16.

Equipo	Técnica radiológica	DGP (mGy) Cámara de ionización	DGP (mGy) Maniquí	Valor P
1	28 kV, 119 mAs W/Rh	1.19 ± 0.12	1.15 ± 0.15	0.60
2	29 kV, 65 mAs Mo/Mo	1.83 ± 0.07	1.92 ± 0.26	0.46
3	29 kV, 99 mAs W/Rh	1.54 ± 0.06	1.66 ± 0.14	0.08
4	29 kV, 87 mAs W/Rh	1.39 ± 0.13	1.24 ± 0.15	0.06
5	29 kV, 69 mAs W/Ag	1.63 ± 0.10	1.60 ± 0.36	0.86

Tabla 16: Valores de DGP obtenidas con CI y con el maniquí

Se observó que los equipos presentan valores similares de las DGP dentro de sus incertidumbres. Las incertidumbres obtenidas de la DGP con el maniquí fueron 7% mayores que las obtenidas con cámara de ionización. Se calcularon los valores P utilizando una prueba estadística para verificar la similitud de los valores obtenidos con cámara de ionización y con el maniquí, y donde un valor P mayor que 0.05 significa una diferencia en los valores estadísticamente no significativa.

En el equipo 1 se obtuvieron valores de la DGP similares con el maniquí y la CI, donde los valores P del kerma, la CHR y la DGP fueron mayores a 0.05 y por lo tanto los resultados obtenidos con CI y con el maniquí eran similares.

En el equipo 2 se obtuvieron valores P mayores al 0.05 para kerma, CHR y DGP, y por lo tanto los resultados obtenidos con CI y con el maniquí fueron similares. Al comparar este equipo con el 1, que es de la misma marca, se observó que una combinación de Mo/Mo produce una DGP mucho mayor a la obtenida con W/Rh, mostrando que el nuevo equipo (con nuevos haces) ha sido mejorado para obtener imágenes útiles y disminuir la dosis.

En el equipo 3 y 4, se observó que los valores de las DGP presentaban valores P mayores a 0.05, no obstante estos valores presentaban las mayores diferencias entre los valores obtenidos con CI y con el maniquí, y esta diferencia

provino de los valores de CHR, por lo que si se realizasen más medidas el valor final de DGP presentaría un valor P mejor. Ambos equipos son de la marca Fujifilm, por lo que se esperó que su funcionamiento fuese similar. Al comparar las DGP obtenidas entre ambos equipos se observó que incrementar el mAs aumenta la DGP. Esto se esperaba porque el aumento de mAs genera una mayor cantidad de rayos X y estos al depositarse en la mama aumentan la dosis.

En el equipo 5 se observó que los valores P de kerma, CHR y DGP fueron mayores a 0.05, por lo que los resultados fueron similares dentro de sus incertidumbres.

Debido a que los valores de DGP obtenidas con el maniquí son similares para todos los equipos, dentro de sus incertidumbres, con las obtenidas por la cámara de ionización, se puede utilizar el maniquí en lugar de ésta.

Finalmente, en todos los equipos se obtuvieron DGP cuyos valores se encuentran dentro de lo recomendado por el protocolo de calidad de mamografía digital del OIEA (2.5 mGy). En los equipos digitales los valores obtenidos de DGP son menores en un 27%, en promedio, que los valores obtenidos con equipos analógicos [60], los equipos que utilizan configuraciones de W/Rh presentan dosis menores que aquellos que utilizan Mo/Mo [61] y cuando se aumenta el valor del kV el valor de la DGP disminuye [62], por lo que los valores de DGP obtenidos en este trabajo se encuentran dentro de los niveles recomendados por la NOM-041 (3.0 mGy). Se observó que los nuevos equipos dan una menor DGP que los utilizados anteriormente demostrando que se han ido mejorando los mamógrafos para realizar estudios de manera más eficiente.

4.5 Ventajas y desventajas del método utilizado

Tal como se observa en las tablas anteriores, el maniquí pudo ser utilizado junto con los dosímetros TL para obtener las DGP de distintos equipos. El procedimiento de colocación del maniquí en el mamógrafo fue más sencillo que con una cámara de ionización y, además, los dosímetros dentro del maniquí permitían obtener datos para determinar kerma y CHR con sólo 3 irradiaciones en 5 minutos; mientras que

con la cámara de ionización la evaluación de kerma y CHR se realizaba de manera independiente y se requería de 19 irradiaciones y 45 minutos.

Además, se pudo observar que las DGP obtenidas a partir del maniquí y los dosímetros presentaban incertidumbres mayores (7%) comparadas con las obtenidas por medio de una CI. No obstante, aun teniendo incertidumbres del orden del 11% seguían siendo útiles para obtener valores de DGP que permitiesen discriminar el estado del mamógrafo.

Una desventaja de los dosímetros es que no se pueden notar cambios en ellos mientras se utilizan, por lo que un error en su colocación o una irradiación diferente solo se notaría hasta el momento de su lectura. La preparación y lectura de los dosímetros es un proceso muy tardado, lo cual hace que el procedimiento total para utilizar los dosímetros sea más laborioso que al usar una cámara de ionización. Además, el hecho de que el maniquí posea un espesor fijo limita el grosor de mama que puede ser simulado (5.3 cm). La lectura de los dosímetros depende de un equipo de lectura especial, si este equipo empieza a fallar o sus lecturas cambian (debido al deterioro o mantenimiento del equipo) se requeriría de una corrección de estas. Esto significa que se requiere tener un control y vigilancia del equipo de lectura.

4.6 Trabajo futuro

Se recomienda realizar algunas calibraciones adicionales para la calidad de W/Ag y mejorar la incertidumbre del factor L_q del haz Mo/Mo, volviendo a medir ese punto. Otra implementación útil sería utilizar otro tipo de dosímetros, como los TLD-300 [63] que permitirían medir la CHR de manera directa, por lo que se podría eliminar la sección de CHR del maniquí, y al ser menos dosímetros se agilizaría el proceso de lectura de estos. También, se podrían crear más maniquís, de manera que la cantidad de equipos que se pudiesen evaluar fuese mayor, en un menor tiempo.

En este trabajo las irradiaciones realizadas con W/Al fueron hechas con tomosíntesis fija, por lo que se podrían hacer irradiaciones a distintos ángulos para verificar cuanta dosis reciben los dosímetros, se esperaría que las dosis para los

dosímetros no fuesen las mismas por la inhomogeneidad de la irradiación (debido al ángulo utilizado para irradiar).

Conclusiones

Se optimizó la metodología propuesta por E. López para determinar la dosis glandular promedio utilizando dosímetros termoluminiscentes. Esta optimización permite determinar la DGP en cualquier equipo de mamografía con combinaciones blanco/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh, W/Ag y W/Al, con una incertidumbre usual de aproximadamente 11%, lo cual es suficiente de acuerdo con las recomendaciones internacionales [64].

Esta metodología se comparó con la forma usual de realizar la evaluación de la DGP, con cámara de ionización, y se determinó que ambos métodos son similares dentro de sus incertidumbres. Las diferencias encontradas (promedio) fueron del 2.2% para el kerma en aire a la entrada, del 6.4% para la CHR y del 5.7% para la DGP.

La caracterización de los haces de radiación mostró que los haces generados con las combinaciones W/Rh, W/Ag y W/Al son más penetrantes, lo cual reduce la dosis que se suministra a una paciente. También se observó que, a partir de la forma del espectro de energía, al comparar espectros de distintos haces, se puede obtener información del kerma y de la CHR. Es decir, se puede saber qué espectro genera el mayor kerma o la mayor CHR.

La ventaja de este maniquí es su facilidad de transporte y de utilización por parte de un técnico radiólogo para obtener la DGP. Bastan algunas instrucciones sencillas para su utilización (Apéndice B), además de que realizar una evaluación con éste no afecta las horas de trabajo del hospital y no requiere de físicos médicos en los hospitales para esto. Además, con un mismo maniquí (y varios juegos de dosímetros) se pudieron evaluar 4 equipos en aproximadamente una hora, por lo que es un método muy eficiente.

Referencias

- [1] Globocan, «All cancers (excluding non-melanoma skin cancer). Estimated Incidence, Mortality and Prevalence Worldwide in 2012,» IARC, 2012. [En línea]. Disponible en: http://globocan.iarc.fr/Pages/fact_sheets_cancer.aspx. [Último acceso: 26 Julio 2016].
- [2] INEGI, «Estadísticas a propósito del ... día mundial de la lucha contra el cáncer de mama(19 de octubre),» 16 Octubre 2015. [En línea]. Disponible en: <http://www.inegi.org.mx/saladeprensa/aproposito/2015/mama0.pdf>.. [Último acceso: 26 Julio 2016].
- [3] Secretaría de Energía, «NOM-041-NUCL-2013,» 6 Mayo 2013. [En línea]. Disponible en: http://www.cnsns.gob.mx/acerca_de/marco/otras_disp/nom-041-nucl-2013_6_may_13.pdf. [Último acceso: 3 Agosto 2016].
- [4] Organismo Internacional de Energía Atómica, «Quality Assurance Programme for Digital Mammography,» *IAEA Human Health Series*, nº 17, 2011.
- [5] D. Kopans, *La mama en imagen*, Marban libros, 1999, p. 18.
- [6] Organismo Internacional de Energía Atómica, «Control de calidad en mamografía,» Octubre 2006. [En línea]. Disponible en: http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1517s_web.pdf. [Último acceso: 3 Agosto 2016].
- [7] N. Perry, M. Broeders, C. de Wolf, S. Tornberg, R. Holland y L. von Karsa, *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*, Belgium: Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 2006.
- [8] American College of Radiology, *Mammography Quality Control Manual*, Nueva York: ACR, 1996.
- [9] The American Association of Physicists in Medicine, «Equipment requirements and quality control for mammography,» American Institute of Physics, New York, 1990.

- [10] Organismo Internacional de Energía Atómica, «Mamografía (radiografía de la mama),» OIEA, 2013. [En línea]. Disponible en: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/Mammography/mammography-technique.htm. [Último acceso: 16 Octubre 2016].
- [11] Secretaría de Salud, «NOM-041-SSA2-2011 Para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama,» 09 Junio 2011. [En línea]. Disponible en: http://dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=5194157&fecha=09/06/2011. [Último acceso: 16 Agosto 2016].
- [12] Dance, Skinner, Young, Beckett y Kotre, «Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol,» *Physical Medics*, vol. Biology, nº 45, pp. 3225-3240, 2000.
- [13] W. Sobol y X. Wu, Parametrization of mammography normalized average glandular dose table, *Medical Physics*, 1997, pp. 547-554.
- [14] E. López Pineda, C. Ruíz Trejo y M. E. Brandan, «A mammographic phantom to measure mean glandular dose by thermoluminescent dosimetry,» *Radiation Measurements*, pp. 1-2, 2014.
- [15] Digitec Medical, «GE Senographe 2000D,» General Electrics, Lawrenceville, s.f..
- [16] Hologic, «Selenia Dimensions Mammography System,» Hologic, Inc., USA, 2016.
- [17] R. Resnick, D. Halliday y K. Krane, Física, Tercera ed., vol. 2, D.F.: Patria, 2011, p. 885.
- [18] F. Herbert Attix, Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, Wisconsin: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 1986.
- [19] J. Bushberg, A. Seibert, E. Leidholdt y J. Boone, The essential physics of medical imaging, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- [20] OIEA, «Protección Radiológica en Medicina Nuclear,» Organización Internacional de Energía Atómica, 2014. [En línea]. Disponible en: <http://slideplayer.es/slide/300957/>. [Último acceso: 24 Septiembre 2016].

- [21] J. Aguilar Espino, «Control de calidad esencial para mamografía digital,» TESISUNAM, México, 2016.
- [22] Organismo Internacional de Energía Atómica, «Radiation protection in Diagnostic and interventional radiology,» OIEA, Octubre 2008. [En línea]. Disponible en: <http://www.slideshare.net/lidgor/xray-beam-presentation>. [Último acceso: 12 Octubre 2016].
- [23] J. Hubbell y S. Seltzer, «Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy absorption coefficients,» National Institute of Standards and Technology, 2004. [En línea]. Disponible en: <http://physics.nist.gov/xaamdi>. [Último acceso: 12 Octubre 2016].
- [24] CNSTN, «X ray interactions with the matter,» [En línea]. Disponible en: http://www.cnstn.rnrt.tn/afra-ict/NAT/xrf/html/interac_sec1.htm. [Último acceso: 19 Octubre 2016].
- [25] E. Gaona, «Optimización de los indicadores de calidad de imagen en Mamografía analógica y digital,» IPN, México, 2007.
- [26] P. C. Guñido, «Intervenciones de enfermería que contribuyen a la prevención del cáncer de mama en la población femenina,» TESISUNAM, México, 2010.
- [27] Instituto Nacional del Cáncer, «Diccionario de cáncer,» Departamento de Salud y Servicios Humanos de EE. UU., [En línea]. Disponible en: <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionario?cdrid=304766>. [Último acceso: 22 Septiembre 2016].
- [28] C. I. Quintana Zurro, «Imágenes de Rayos X: Técnicas de producción y procesamiento digital destinadas a la detección temprana del cáncer de mama,» Creative Commons, Córdoba, 2014.
- [29] M. Markey, Physics of mammographic imaging, USA: CRC Press, 2013.
- [30] E. Pisano, M. Yaffe y C. Kuzmiak, Digital mammography, Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

- [31] Salud Mujer, «Mamografía,» 29 Julio 2010. [En línea]. Disponible en:
<http://samusud.blogspot.mx/2010/07/mamografia.html>. [Último acceso: 16 Octubre 2016].
- [32] V. Rodriguez Lopez, «Análisis de imágenes de mamografía para la detección del cáncer,»
Universidad Tecnológica de la Mixteca, Oaxaca, 2012.
- [33] American Association of Physics in Medicine, «Equipment requirements and quality control
for mammography,» American Institute of Physics, New York, 1990.
- [34] J. Gray y J. Princehorn, «HTC Grids Improve Mammography contrast,» Hologic Inc., Bedford,
2004.
- [35] M. Chevalier y R. Torres, «Digital mammography,» *Revista de Física Médica*, vol. 11, nº 1,
2010.
- [36] J. Diffey, «A comparison of digital mammography detectors and emerging technology,»
Radiography, vol. 21, nº 4, pp. 315-323, 2015.
- [37] M. Castillo, M. Chevalier, A. Calzado, J. Garayoa y J. Valverde, «Estudio de los valores de
dosis a pacientes en exámenes de tomosíntesis de mama estimados con dos métodos
distintos,» *Revista de Física Médica*, vol. 16, nº 3, 2014.
- [38] Salud Pública de México, «Políticas públicas para la detección del cáncer de mama en
México,» Enero 2009. [En línea]. Disponible en:
http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0036-36342009000800028.
[Último acceso: 17 Agosto 2016].
- [39] Programa Sectorial de Salud, «Prevención y control del cáncer de la mujer,» Secretaría de
Salud, Ciudad de México, 2013.
- [40] Secretaría de Gobernación, «SEGOB: NOM-041-SSA2-2011,» 2011. [En línea]. Disponible en:
http://dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=5194157&fecha=09/06/2011. [Último acceso:
26 Julio 2016].

- [41] L. P. Romero, «Mamografía,» Blogspot, 2015. [En línea]. Disponible en:
<http://comotomarunamamografia.blogspot.mx/2015/09/mamografia.html>. [Último acceso:
3 Septiembre 2016].
- [42] International Commission on Radiological Protection, «ICRP 22: Implications of Commission Recommendation that Dose be kept as Low as Readily Achievable,» Pergamon Press, Oxford, 1973.
- [43] S. McKeever, Thermoluminescence of solids, Cambridge: Cambridge university press, 1985, pp. 1-7.
- [44] Delf University of Technology, A study into the mechanisms of thermoluminescence in a Li:Mg/Ti dosimetry material, Delft: Institute of Delf University, 1993.
- [45] Thermo Scientific, «Harshaw 3500-Tecnologie Avanzate,» 2007. [En línea]. Disponible en:
http://www.tecnologieavanzate.com/cmz/getfile.php?i_filesystem_id=1521. [Último acceso:
19 Enero 2017].
- [46] B. Ben-Shachar, B. Weinstein y U. German, «LiF:Mg, Cu, P vs LiF:Mg, Ti: A comparison of some dosimetric properties,» NRC-Negev, Beer-Sheva.
- [47] A. Necmeddin Yazici, «The influence of heating rate on the TL response of the main glow peaks 5 and 4+5 of sensitized TLD-100 treated by two different annealing protocols,» *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, vol. B, nº 215, pp. 174-180, 2004.
- [48] Y. S. Horowitz, L. Oster, H. Datz y M. Margaliot, «Some dosimetric characteristics of the high temperature TL in LiF:Mg, Ti (TLD-100),» *Radiation Measurements*, nº 43, pp. 203-207, 2008.
- [49] H. Wilkinson, Ionization chambers and counters, Cambridge: Cambridge University Press, 1950.
- [50] R. Hammerstein, G. Miller, D. White, E. Masterson, Woodard y Laughlin, «Absorbed dose radiation in mammography,» *Radiology*, vol. 130, nº 2, pp. 485-491, 1979.

- [51] S. Robert, Nelson, D. Reuven y Zach, «Antropomorphic mammographic phantoms,» 8 Septiembre 1998. [En línea]. Disponible en: <https://www.google.com/patents/US5805665>. [Último acceso: 11 Octubre 2016].
- [52] M. Assiamah, T. L. Nam y R. J. Keddy, «Comparison of mammography radiation dose values obtained from direct incident air kerma measurements with values from measured X-ray spectral data,» *Applied radiation and isotopes*, vol. 64, nº 4, pp. 551-560, 2005.
- [53] M. Oliveira, M. Nogueira, E. Guedes, M. Andrade, J. Peixoto, G. Joana y J. Castro, «Average glandular dose and phantom image quality in mammography,» *Science direct*, vol. Research A, nº 580, pp. 574-577, 2007.
- [54] Aplicaciones Aplinge, «Control de calidad mamografía,» 2010. [En línea]. Disponible en: <http://www.aplinge.com.ve/index.php?page=ccalidad>. [Último acceso: 2 Febrero 2017].
- [55] C. Sunta y S. Watanabe, «Thermoluminescence of LiF TLD-100 by phototransfer,» *Journal of Physics D: Applied physics*, vol. 9, nº 8, 1976.
- [56] G. Massillon, I. Gamboa-de-Buen y M. E. Brandan, «Onset of supralinear response in TLD-100 exposed to ^{60}Co gamma-rays,» *Journal of physics D: Applied physics*, vol. Applied physics, nº 39, pp. 262-268, 2006.
- [57] Y. Horowitz, L. Oster y H. Datz, «The thermoluminescence dose–response and other characteristics of the high-temperature TL in LiF:Mg,Ti (TLD-100),» *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 124, nº 2, pp. 191-205, 2007.
- [58] S. McKeever, M. Moscovitch y P. Townsend, Thermoluminescence dosimetry materials: properties and uses, United Kingdom: Nuclear Technology Publishing, 1995.
- [59] M. M. Pérez Hernández, «Estimación de incertidumbres. Guía GUM,» *Revista Española de Metrología*, pp. 113-130, 2012.
- [60] C. di Maggio y G. Gennaro, «Dose comparison between screen/film and full -field digital mammography C.,» *Eur Radiol*, nº 16, pp. 2559-2566, 2006.

- [61] P. Baldelli, N. Phelan y G. Egan, «Investigation of the effect of anode/filter materials on the dose and image quality of a digital mammography system based on an amorphous selenium flat panel detector,» *The british journal of radiology*, vol. 83, nº 988, pp. 290-295, 2010.
- [62] K. C. Young, M. C. Ramsdale, A. Rust y J. Cooke, «Effect of kV selection on dose and contrast for a mammographic X-ray system,» *The british Journal of Radiology*, vol. 70, nº 838, pp. 1036-1042, 1997.
- [63] I. D. Muñoz, O. Avila, I. Gamboa-De-Buen y M. E. Brandan, «Evolution of the CaF₂:Tm (TLD-300) glow curve as an indicator of beam quality for low-energy photons beam,» *IOP Science*, vol. Physics in Medicine & Biology, nº 60, pp. 2135-2144, 2015.
- [64] F. Pemicka y I. McLean, «Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice,» International Atomic Energy Agency, 2007.

Anexo A

Para determinar la CHR de un haz de rayos X usando las medidas obtenidas por atenuación en aluminio se utilizan las ecuaciones (8) y (10). Si se sustituye la segunda ecuación en la primera y se calcula el logaritmo natural se obtiene:

$$\ln(I) = \ln(I_0) - \mu x \quad (21)$$

Siendo esta la ecuación de una recta con pendiente μ . De esta manera es posible utilizar las medidas de atenuación en aluminio y hacer un ajuste con una recta para obtener la pendiente y la constante y así calcular la CHR.

Con lo anterior la CHR se calculó a partir de la siguiente ecuación.

$$CHR = \frac{t_b \ln\left(\frac{2I_a}{I_0}\right) - t_a \ln\left(\frac{2I_b}{I_0}\right)}{\ln\left(\frac{I_a}{I_b}\right)} \quad (22)$$

Donde I_0 es el valor inicial (exposición dada por la CI) sin atenuador, I_a es el valor obtenido con un atenuador de grosor t_a que se encuentra antes de la CHR e I_b es el valor obtenido con un atenuador de grosor t_b que se encuentra después de la CHR.

Anexo B

A continuación, se muestra una hoja de trabajo que se propone para mandar con el paquete, que comprende el maniquí con el inserto de cera y el maniquí dosímetros. Aquí se indican las instrucciones y cuidados necesarios para medir la DGP.

IMPORTANTE

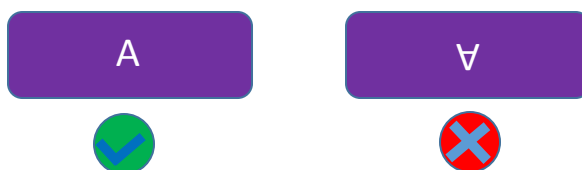
- Lea con cuidado las instrucciones antes de usar este paquete
- No abra el paquete antes de realizar la prueba
- No deje el paquete junto al mamógrafo mientras está irradiando
- En caso de que el paquete esté abierto o presente algún desperfecto anotararlo en la hoja

Instrucciones

Este paquete que acaba de recibir contiene un dispositivo sensible a la radiación que permite medir la DGP de un mamógrafo. Lea detenidamente las instrucciones, ya que de no seguir los pasos los resultados podrían ser incorrectos.

Dentro del paquete se encuentran dos maniquís, uno “A” y uno “B”.

1. Coloque el maniquí marcado con la letra A en el mamógrafo, tal como se colocaría a un paciente (la forma semicircular simula una mama). Cuide que la orientación de esta A sea correcta. Retire el resto del paquete de la habitación teniendo cuidado que no le dé la luz al último.



2. Tome una imagen del maniquí, con el modo automático, como se haría en un paciente. Anote la técnica radiológica en la hoja que se proporciona.
3. Retire el maniquí A y guárdelo en el paquete.
4. Coloque el maniquí B en la misma posición que el maniquí A. Utilice el modo manual para reproducir la técnica utilizada en el modo automático. En caso de no tener los valores exactos, aproximar lo más que se pueda. Anote esta técnica radiológica en la hoja.
5. Tome 3 imágenes consecutivas del maniquí B con la misma técnica radiológica. Guarde las imágenes obtenidas por el mamógrafo en un disco y anéxelas al paquete al momento de devolverlo.
6. Una vez terminados los 3 disparos, guarde el maniquí B en el paquete y termine de llenar la hoja.
7. Guarde el paquete fuera de la habitación donde está el mamógrafo 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)			

Comentarios:

Responsable de la irradiación

Nombre y firma