



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE CIENCIAS

**Actualización de maniquí M3D para evaluación de dosis
en mamografía**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

Físico

P R E S E N T A :

Jesús Emmanuel Morales Nolasco



DIRECTOR DE TESIS:

M. en C. Eduardo López Pineda

Ciudad de México (2020)



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

1. Datos del alumno	1. Datos del alumno
Apellido paterno	Morales
Apellido materno	Nolasco
Nombres(s)	Jesús Emmanuel
Teléfono	5519597604
Universidad Nacional Autónoma de México	Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Ciencias	Facultad de Ciencias
Carrera	Física
Número de cuenta	311096888
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	M. en C.
Nombre(s)	Patricia Raquel
Apellido paterno	Avilés
Apellido materno	Mandujano
4. Datos del sinodal 2	4. Datos del sinodal 2
Grado	M. en C.
Nombre(s)	Héctor
Apellido paterno	Galván
Apellido materno	Espinoza
5. Datos del sinodal 3	5. Datos del sinodal 3
Grado	Dr.
Nombre(s)	Luis Alberto
Apellido paterno	Medina
Apellido materno	Velázquez
6. Datos del sinodal 4	6. Datos del sinodal 4
Grado	M. en C.
Nombre(s)	Adriana
Apellido paterno	Moreno
Apellido materno	Ramírez
7. Datos del trabajo escrito	7. Datos del trabajo escrito
Título	Actualización de maniquí M3D para evaluación de dosis en mamografía
Subtítulo	
Número de páginas	101 p
Año	2020

Agradecimientos institucionales

A mi director de tesis, el M. en C. Eduardo López Pineda por aceptarme como su estudiante, también por brindarme su tiempo y enseñarme tantas cosas a lo largo de este camino, por su paciencia para adentrarme en aspectos básicos en la programación de Python y por todo el apoyo brindado para en la realización de este trabajo.

A la Dra. María Ester Brandan por sus valiosos comentarios para sacar adelante a este trabajo, así como el apoyo económico brindado a través del proyecto DGAPA-PAPIIT IN103219 “Dosimetría y calidad de imagen en procedimientos médicos de diagnóstico y terapia”.

A mis sinodales por sus valiosos comentarios para mejorar este trabajo, por el tiempo dedicado y por aceptar se parte de mi jurado.

Al proyecto PAPIIT IN115117 y a Royal Society NA150212 por brindar el financiamiento de los instrumentos y materiales usados en este trabajo.

Al M. en C. César Ruíz Trejo por sus valiosos comentarios, sugerencias y atenciones en las diversas etapas de este trabajo.

A la M. en I. Maira Gloria Pérez Vielma por el apoyo brindado en la construcción de espaciadores para el sistema M3D y un porta-filtros para montar en el tubo de rayos X YXLON.

Al personal del taller del Instituto de Física, UNAM por su apoyo en la fabricación de diversas placas de PMMA para la realización del sistema M3D.

Al Instituto de Física, UNAM por haberme permitido utilizar sus instalaciones para realizar este proyecto.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por permitirme ser un orgulloso miembro de su comunidad, por tantas enseñanzas y conocimientos.

Agradecimientos y dedicatorias personales

A mis padres **Elmer Jesús Morales García y Norma Nolasco Vázquez** por haberme inculcado el estudio, por esforzarse cada día en sacarme adelante y darme las herramientas necesarias para desenvolverme académicamente de la mejor manera pese a cualquier circunstancia. Gracias padre, por enseñarme que ante golpes duros que da la vida, hay que saber levantarse. Gracias madre, por traerme a este mundo, por haberme cuidado, por haberme acompañado en todo momento, por abrazarme cuando más lo necesite. A mi **gran hermano Sergio Adán Morales Nolasco** por estar presente en todo momento, en particular en esta etapa tan difícil, por brindarme su apoyo de todas las formas en que un hermano puede hacerlo, sin duda me has dado grandes lecciones de vida y me ayudaste cuando más lo necesite, por eso y más, éste trabajo va especialmente dedicado a ti.

A mis tíos **Laura Nolasco Vázquez, Ma. Del Pilar Nolasco Vázquez, Luis Castro, Gerardo Nolasco Vázquez, Diana Hernández, Gisela Nolasco Vázquez, Sergio Nolasco Vázquez, Nelly Sánchez, Irma Nolasco Vázquez, Margarita Nolasco Vázquez, Antonino Cortes Silva**, por ser mis segundos padres, por preocuparse y estar involucrados en mi crecimiento, gracias por estar a mi lado, por abrirme las puertas de sus hogares, por sus reflexiones de vida, haciéndome recordar quien soy. A mi abuelita **Hermelinda Vázquez Valdez**, por ser como una segunda madre, por estar a mi lado desde que llegue a este mundo, por tu apoyo, tu calidez y amor. Este año fue particularmente difícil y tu estabas ahí esperándome para recibirme con un enorme abrazo, jamás olvidare ese día, gracias por siempre creer en mí, por cuidar de mí. A mi abuelito **Zoilo Nolasco Juárez** (Q.E.P.D.) porque de igual manera estuviste presente desde que llegue a este mundo, jamás olvidare tus palabras, hoy por fin cumpliré aquello que me pediste aquel día. A mis primos **André Nolasco Sánchez, Axel Nolasco Sánchez, Andrea Cortes Nolasco, Antonio Cortes Nolasco, Sebastián Castro Nolasco, Camila Castro Nolasco, Ian Alexis Aguillón Nolasco y Luis Alberto Aguillón Nolasco** que siempre me hacen preguntas muy interesantes acerca de la física y en particular en que consiste mi trabajo, vayan tras sus anhelos y desenvuélvanse en aquello que les apasione. A mi gran amigo **George Roberto Carlos** por el apoyo moral a lo largo de toda la carrera y por el apoyo durante estos últimos meses de trabajo. A mi gran amiga **Fabiola Trujano**, porque a pesar de la distancia aún me sigues enseñando. A mi gran amigo **Andrés Hernández**, por el apoyo emocional y académico que me has brindado, por tener las palabras adecuadas en todo momento, por esa gran amistad desde segundo de primaria. A mi otro gran hermano, **Deankarlo Sánchez**. Sin duda te considero como mi hermano mayor, por tantas lecciones, tantas platicas, tantas vivencias. Gracias por tanto, en particular en estos últimos años, porque nunca me dejaste caer, siempre me alentaste a continuar, cumplir mis sueños y no atemorizarme ante nada, te amo mi gran amigo, eres un ejemplo a seguir.

A mis grandes amigos, **Eduardo De la Luz, Luis Pérez, Jaqueline Pérez, Erik García, Alejandro Montes de Oca, Moisés Cruz, Jazhiel Hidalgo**, por su apoyo, cariño, tiempo y apoyo académico siempre estarán presentes en mí. Esto va por todos ustedes que creyeron en mí, en que lo lograría.

Contenido

Capítulo 1: Introducción	1
Objetivo general	3
Capítulo 2: Antecedentes	4
2.1 Rayos X.....	4
2.1.1 Rayos X característicos (Fluorescencia)	4
2.1.2 Emisión de rayos X por aceleración de partículas cargadas (Bremsstrahlung)	5
2.2 Interacción de fotones con la materia	7
2.2.1 Efecto Compton	7
2.2.2 Efecto fotoeléctrico.....	9
2.2.3 Dispersión Rayleigh	11
2.3 Atenuación	12
2.4 Aproximación experimental para geometría de haz angosto	13
2.5 Producción de rayos X.....	14
2.5.1 Capa hemirreductora y energía efectiva.....	20
2.6 Mamografía	20
2.6.1 La mama femenina	21
2.6.2 Generación de imágenes por rayos X	21
2.6.3 Equipo de mamografía	23
2.6.4 Calidad del haz de rayos X en mamografía.....	26
2.7 Dosimetría	28
2.8 Magnitudes radiológicas	28
2.8.1 Kerma	29
2.8.2 Exposición.....	29
2.8.3 Dosis absorbida	30
2.9 Dosímetros	30
2.9.1 Dosimetría termoluminiscente	31
2.9.2 Dosimetría con cámaras de ionización.....	35
2.9.3 Dosis en mamografía	36
2.10 Maniquí para estimación de DGP	37
2.11 Trabajos pasados	37

Capítulo 3: Metodología	40
3.1 Diseño del maniquí dosimétrico	40
3.2 Maniquí para obtener técnicas radiográficas	42
3.3 Protocolo de preparación de los TLD.....	45
3.3.1 Horneado	47
3.3.2 Irradiación	48
3.3.3 Lectura.....	51
3.4 Análisis de la señal de los dosímetros	54
3.5 Calibración de los dosímetros TLD-100	57
3.6 Verificación de la calibración de kerma en aire para TLD-100	58
3.7 Caracterización de los haces de rayos X	58
3.8 Calibración de los dosímetros TLD-300	63
3.9 Evaluación de Dosis Glandular Promedio.....	64
3.10 Validación del método propuesto y evaluación clínica	67
Capítulo 4: Resultados y Discusión	68
4.1 Caracterización de los haces de rayos X	68
4.2 Comparación de haces de mamografía con los haces simulados mediante el tubo de rayos X YXLON	73
4.3 Verificación de la calibración de kerma en aire	75
4.4 Calibración de los dosímetros TLD-300	78
4.5 Prueba del método propuesto en el Senographe 2000D	80
4.6 Ventajas y desventajas del método propuesto para estimar DGP	87
Capítulo 5: Conclusiones	90
Referencias.....	91

Capítulo 1: Introducción

El término cáncer engloba una misma característica principal en los diferentes tipos de esta enfermedad, la cual consiste en el crecimiento rápido y desordenado de células anormales [1].

En México, respecto al cáncer de mama, en 2014 se registraron 29 nuevos casos por cada 100 000 mujeres de 20 años en adelante. Por otro lado, en 2016 se observaron 16 defunciones por cada 100 000 mujeres de 20 años y más. El grupo de edad que se ve principalmente afectado se encuentra entre los 40 y los 59 años [2].

En etapas iniciales, el cáncer de mama, se presenta de manera subclínica en la mayoría de los casos, es decir que solamente es detectable por estudios de imagen (mamografía, ultrasonido y resonancia magnética). La mamografía es hasta ahora la técnica más recurrida para la detección temprana, y se ha demostrado que la detección de rutina con estudios de mamografía, de alta calidad, es eficaz para reducir la mortalidad por cáncer de mama en mujeres de 40 a 69 años [3].

La mamografía es una técnica de imagen radiológica que consiste en el uso de radiación ionizante (rayos X) que interactúan con el tejido mamario, para obtener imágenes del interior de la mama que permiten al médico detectar microcalcificaciones y abultamientos que pudieran indicar la presencia de un tumor [4]. Para la detección del cáncer de mama en la etapa más temprana posible, la imagen obtenida por el estudio de mamografía debe tener excelente contraste, bajo ruido y buena resolución espacial para revelar alguna de las anteriores características; impartiendo dosis de radiación lo más baja posible ya que este tipo de radiación puede generar un daño biológico [4].

Debido al riesgo biológico inherente a esta técnica de imagenología (carcinogénesis inducida por radiación) [5] se han establecido protocolos de control de calidad a los equipos de mamografía, los cuales incluyen pruebas que garantizan su correcto funcionamiento y parte de estas pruebas tienen que ver con evaluar las dosis de radiación que son impartidas [4].

Una magnitud representativa de la dosis depositada en tejido glandular es la dosis glandular promedio (DGP) [6], la cual se define como el promedio de la energía absorbida por unidad de masa en tejido glandular. Además del tejido glandular, la mama también está compuesta por tejido adiposo, sin embargo, el primer tipo de tejido es el más sensible a la radiación y el que se ve más afectado por patologías [7].

La DGP se estima midiendo el kerma en aire incidente a la entrada de la mama y multiplicando esta medida por coeficientes de conversión apropiados y factores de corrección que dependen de la calidad del haz, así como de las características de la mama, tales como la glandularidad y grosor comprimido. Estos factores han sido calculados mediante simulaciones Monte Carlo en trabajos previos publicados por Dance [6, 8, 9].

En el instituto de Física de la UNAM se desarrolló un maniquí mamográfico, llamado M3D, para estimar DGP por medio de dosímetros termoluminiscentes TLD-100 [10]. Este maniquí utiliza un bloque de PMMA con un grosor de 45 mm; establecido en la Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002 [11] para realizar la estimación de la DGP. La NOM establece que la DGP no debe exceder 3 mGy por proyección cráneo-caudal para equipos película-pantalla que trabajan con ánodo y filtro de molibdeno, para una mama comprimida de 4.5 cm de grosor compuesta por 50% de tejido glandular y 50% de tejido adiposo. Sin embargo esta NOM no establece niveles orientativos de la DGP para grosores diferentes a 4.5 cm y glandularidades diferentes al 50%. En la práctica clínica se deben evaluar diversos grosores para cubrir un intervalo de posibles pacientes. Esto queda establecido en niveles orientativos dados en protocolos de control de calidad en mamografía [4, 12, 13]. Por lo anterior, se propone realizar modificaciones al maniquí, de manera que permita evaluar la DGP para distintos grosores de mama comprimida. También se propone utilizar otro tipo de dosímetros, conocidos comercialmente como TLD-300; esto con el fin de evaluar la factibilidad de su uso y de optimizar el método para la determinación de la calidad de los haces de rayos X.

Objetivo general

Actualizar el diseño del M3D para que este permita evaluar DGP para diversos grosores de mama, utilizando dosímetros TL, en cualquier equipo mamográfico.

Objetivos específicos:

- Modificar y actualizar el diseño actual del maniquí M3D.
- Implementar medidas dosimétricas acordes con el nuevo maniquí.
- Evaluar el desempeño del maniquí para evaluar la DGP en equipos clínicos.

Capítulo 2: Antecedentes

2.1 Rayos X

Los rayos X son un tipo de radiación indirectamente ionizante; estos son fotones que no poseen carga eléctrica ni masa y que tienen la capacidad de depositar energía en la materia. En el régimen de energías para rayos X de mamografía, el depósito energético se da a través de dos procesos: en el primero se liberan partículas cargadas (los electrones). En el segundo los electrones depositan su energía en la materia a través de interacciones coulombianas con los átomos que la componen [14].

Existen dos tipos de rayos X, unos son originados por transiciones electrónicas en las órbitas (capas) de los átomos, en tanto los otros son generados por la interacción de partículas cargadas con el campo electromagnético del núcleo.

2.1.1 Rayos X característicos (Fluorescencia)

La información de las Secciones 2.1.1 y 2.1.2 fue tomada de la referencia [7].

Cuando existe una vacancia dentro de una capa electrónica interna de un átomo, usualmente es ocupada por un electrón de una capa o subcapa superior. A su vez este electrón deja una vacancia en la capa que se encontraba inicialmente, la cual es ocupada por un electrón de una capa superior y así sucesivamente. A esta serie de transiciones se le conoce como transición electrónica. En la Figura 1 se representa el proceso de emisión de un rayo x característico.

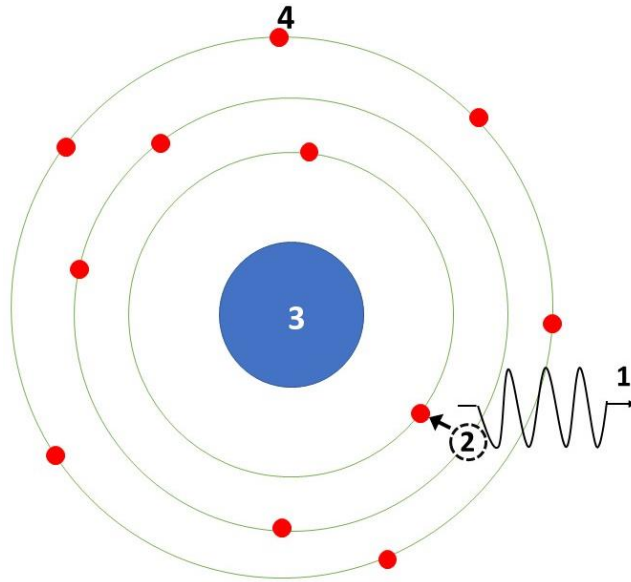


Figura 1. Emisión de rayos X característicos a partir de una vacancia electrónica. rayo X (1); vacancia electrónica (2); núcleo (3); electrones orbitales (4).

Las transiciones electrónicas entre capas o subcapas pueden resultar en la emisión de fotones (rayos X) cuya energía corresponde a la diferencia de energías entre la capa (o subcapa) inicial y final. Esta energía liberada es característica de cada átomo ya que la energía de ligadura de los electrones depende del número atómico (Z), por ello se le conoce como rayos X característicos.

La energía de los fotones (rayos X característicos) se puede calcular como:

$$E_{R-X} = E_{final} - E_{inicial} \quad (1)$$

Donde $E_{inicial}$ es la energía de ligadura del electrón que se encuentra en una capa superior y que posteriormente pasa a una capa inferior con energía E_{final} emitiendo en el proceso un fotón.

Existe un proceso alternativo a la fluorescencia, se conoce como efecto Auger. La energía de la transición es transferida a un electrón de una capa superior, el cual es expulsado del átomo, a este se le conoce como electrón Auger [14].

2.1.2 Emisión de rayos X por aceleración de partículas cargadas (Bremsstrahlung)

La emisión de este tipo de rayos X se debe a la interacción coulombiana entre partículas cargadas (electrones usualmente) y el campo electromagnético del núcleo de un átomo. En esta interacción la partícula cargada se desacelera y emite

parte de su energía cinética en forma de fotones. Estos fotones se conocen como rayos X de frenado (Bremsstrahlung) [14]. La partícula cargada puede transformar parte de su energía cinética, o incluso toda su energía, en forma de fotones (rayos X).

En la Figura 2 se representa la emisión de este tipo de rayos X.

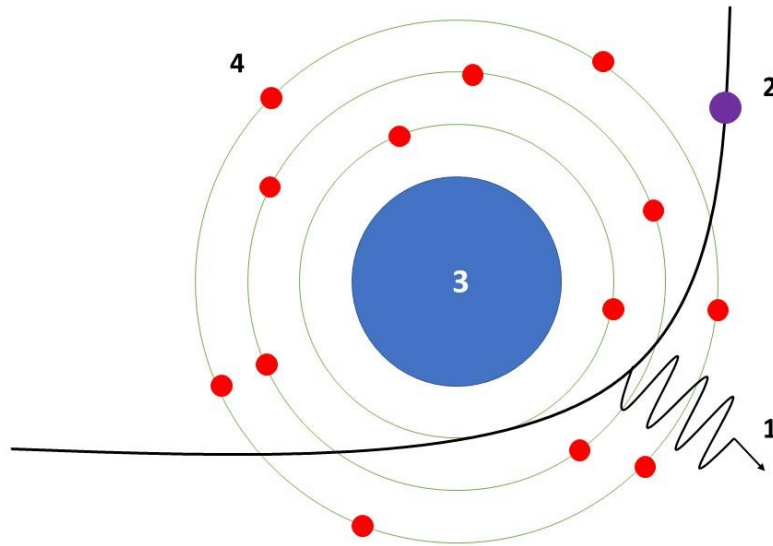


Figura 2. Emisión de rayos X de frenado. Rayo x (1); electrón acelerado (2); núcleo (3); electrones orbitales (4)

La magnitud de la aceleración (a) que sufra la partícula cargada va a ser proporcional a su carga (q), la carga del núcleo (Ze) e inversamente proporcional a la masa de la partícula cargada (m) y al cuadrado de la distancia entre el núcleo y la partícula [14]. Esto queda expresado en la relación (2):

$$a \propto \frac{qZe}{mr^2} \quad (2)$$

Debido a que la aceleración depende inversamente de la masa de la partícula, los protones u otro tipo de partículas cargadas pesadas van a producir mucho menos radiación de frenado que aquella que va a ser producida por electrones [14].

2.2 Interacción de fotones con la materia

Hay diferentes formas en las que la radiación interactúa con la materia, ejemplo de ellas son efecto fotoeléctrico, efecto Compton, producción de pares y dispersión de Rayleigh, entre otras. Las primeras 3 son significativamente de mayor importancia por la transferencia de energía a los electrones, que a su vez depositan la energía en la materia a través de interacciones coulombianas [15].

La probabilidad de ocurrencia de alguna de las tres interacciones depende de la energía de los fotones incidentes, así como del número atómico del medio. En la siguiente figura se pueden observar las probabilidades de que ocurran cada una de las interacciones predominantes de acuerdo con el número atómico del medio y la energía de los fotones [15].

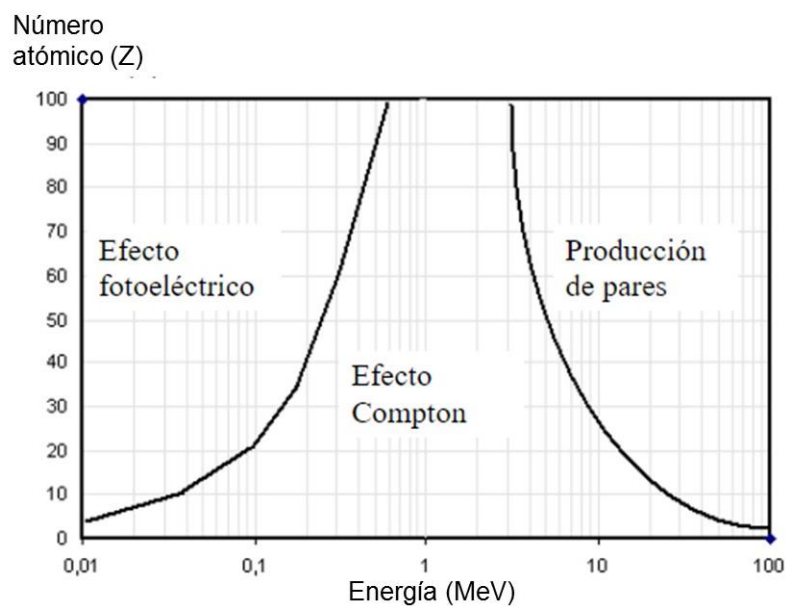


Figura 3. Representación de las interacciones predominantes en función de la energía de los fotones y del número atómico del medio. Las curvas representan cuando dos tipos de interacciones tienen la misma probabilidad de ocurrir, modificado de [15].

2.2.1 Efecto Compton

El efecto Compton ocurre cuando un fotón de energía $h\nu$ interactúa con un electrón orbital de las capas más externas de un átomo, desprendiendo al electrón a un ángulo θ respecto de la dirección del fotón incidente [14]. Donde h es la constante

de Planck y ν es la frecuencia. Además, en este proceso se emite un segundo fotón de energía $h\nu'$ que es dispersado a un ángulo ϕ [14]. La cinemática del efecto Compton se observa en la Figura 4.

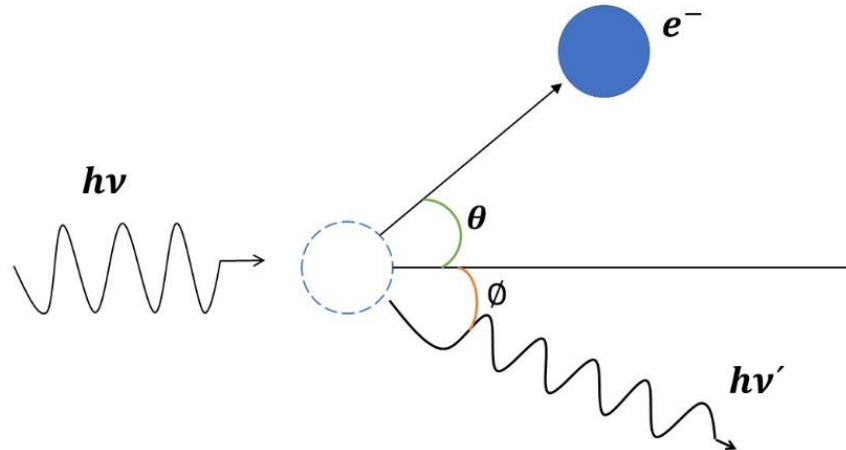


Figura 4. Cinemática de efecto Compton

Por la conservación de la energía, del momento y asumiendo que el electrón se encuentra en un estado “libre” (sin energía cinética y momento), se puede determinar la relación entre los ángulos de dispersión, la energía del fotón resultante, así como la energía cinética del electrón dispersado, obteniendo las siguientes expresiones [14]:

$$\cot(\theta) = \left(1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}\right) \tan\left(\frac{\phi}{2}\right) \quad (3)$$

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \left(\frac{h\nu}{m_0c^2}\right)(1 - \cos(\phi))} \quad (4)$$

$$T = h\nu - h\nu' \quad (5)$$

donde T es la energía cinética del electrón, m_0 es la masa del electrón, c es la velocidad de la luz en el vacío y m_0c^2 (energía en reposo del electrón) equivale a 0.511 MeV [15]. Un MeV se refiere a 10^6 eV; un eV se refiere a la energía que

adquiere un electrón en una diferencia de potencial de 1V, su equivalencia en joules es la siguiente: $1eV = 1.602 \times 10^{-19} J$.

De la conservación del momento y la energía relativista se puede obtener la siguiente relación para las frecuencias de los fotones [14].

$$\frac{1}{\nu'} - \frac{1}{\nu} = \frac{h}{m_0 c^2} (1 - \cos(\phi)) \quad (6)$$

donde ν' es la frecuencia del fotón dispersado y ν es la frecuencia del fotón incidente. La Ecuación (6) es llamada corrimiento Compton [14].

Es importante destacar que en esta aproximación se asume que el electrón es libre, por su menor energía de ligadura respecto de las capas más internas, lo cual implica que las relaciones cinemáticas anteriores son independientes del número atómico del medio [15].

2.2.2 Efecto fotoeléctrico

A diferencia del efecto Compton, en el cual la interacción ocurre con electrones de las capas externas y es emitido un segundo fotón, en el efecto fotoeléctrico un fotón incidente de energía $h\nu$ interactúa con un electrón fuertemente ligado (electrones orbitales de las capas K, L) [14].

En la interacción, el fotón es completamente “absorbido”, transfiriendo toda su energía al electrón orbital, siendo expulsado del átomo con energía cinética T [14]. Para que este fenómeno ocurra, la energía del fotón incidente debe ser mayor que un umbral, este corresponde a la energía de ligadura de las capas internas [14]. La interacción del efecto fotoeléctrico entre el fotón y un electrón orbital de la capa K se muestra esquemáticamente en la Figura 5.

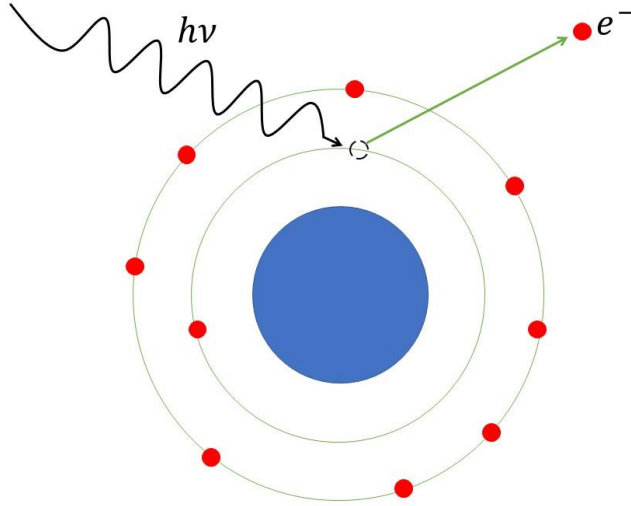


Figura 5. Diagrama esquemático de efecto fotoeléctrico

La energía transferida al electrón está dada por la siguiente expresión:

$$T = h\nu - E_{b_k} \quad (7)$$

donde T es la energía cinética del electrón expulsado, $h\nu$ es la energía del fotón y E_{b_k} es la energía de ligadura del electrón en la capa K [14].

Para la conservación del momento, el átomo se ve desplazado y adquiere una energía cinética T_a que resulta ser mínima comparada con la energía del electrón y por tanto esa energía no es considerada en la expresión anterior [15].

Esta interacción toma importancia sobre las demás interacciones para fotones de baja energía y para medios con número atómico alto de acuerdo con la Figura 3, ya que la probabilidad de ocurrencia de efecto fotoeléctrico es directamente proporcional a Z^3 e inversamente proporcional a $(h\nu)^3$ [14].

2.2.2.1. Picos de absorción

En general la probabilidad de que ocurra el efecto fotoeléctrico disminuye conforme aumenta la energía de los fotones, con la salvedad de que existen puntos donde hay discontinuidades en la probabilidad. A estas discontinuidades se les conoce como picos de absorción [7].

Este comportamiento se puede observar en la Figura 6.

La energía de amarre es distinta para cada elemento, por lo que los picos de absorción son específicos de cada elemento. A cada pico se le nombra con la órbita de la cual proviene el electrón, es decir K, L, M, N, O, P y Q, siendo K la capa más interna y Q la más externa [16].

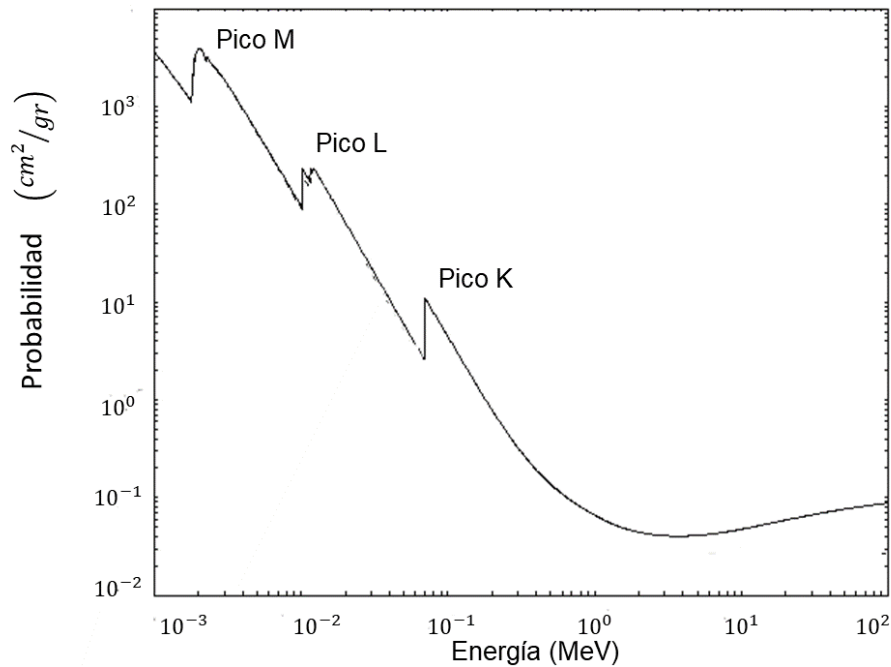


Figura 6. Probabilidad de ocurrencia de efecto fotoeléctrico en función de la energía de los fotones, modificado de [16]

2.2.3 Dispersión Rayleigh

La dispersión Rayleigh, consiste en una colisión elástica entre un fotón y un átomo. El átomo adquiere momento, pero su energía de retroceso es mínima y el fotón dispersado a un ángulo θ tiene esencialmente la misma energía que el fotón incidente [14]. En la Figura 7 se aprecia el esquema de la dispersión Rayleigh.

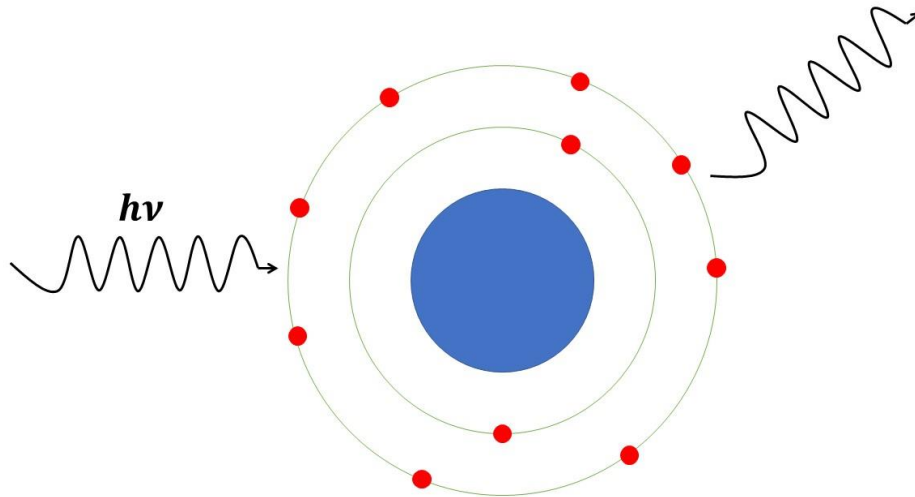


Figura 7. Dispersión Rayleigh

2.3 Atenuación

El concepto de atenuación se refiere a la disminución en el número (intensidad) de fotones, que resultan de la interacción de estos con los átomos del medio que atraviesan, siendo dispersados o absorbidos [15].

Sin embargo, no todos los fotones son atenuados, ya que existe la probabilidad de que un fotón pase a través del material sin interactuar con éste [15].

Para un haz “ideal” de fotones (rayos X) paralelos monoenergéticos incidiendo en un material homogéneo de grosor x , se puede modelar su intensidad a través de la siguiente expresión:

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

donde $I(x)$ es la intensidad resultante después de atravesar un material de grosor x , I_0 es la intensidad inicial, es decir antes de que los fotones atraviesen el material; y μ es el coeficiente lineal de atenuación.

El coeficiente μ indica la probabilidad de interacción de los rayos X con el material por unidad de longitud. Éste se compone de las probabilidades de interacción individuales de la dispersión Rayleigh, efecto Compton, efecto fotoeléctrico y

producción de pares. Depende de la densidad del material, el número atómico del medio (Z) y la energía de los fotones [15].

Típicamente el coeficiente lineal de atenuación es dividido por la densidad del material (μ/ρ), se le conoce como coeficiente másico de atenuación y es expresado en unidades de cm^2/g .

La Ecuación (8) es válida bajo ciertas suposiciones, la primera es que el haz de radiación es monoenergético, también se asume que los rayos X atenuados son absorbidos completamente en una sola interacción, sin producir radiación secundaria. La radiación secundaria se refiere a aquellas partículas que son emitidas como resultado de la interacción del haz primario con la materia, como fotoelectrones, fotones dispersados por efecto Compton, etc. Para aquellos fotones que no son atenuados, se asume que atraviesan toda la placa de material sin sufrir cambios en su energía o dirección [15].

2.4 Aproximación experimental para geometría de haz angosto

La Ecuación (8) permite describir la atenuación “ideal” para un haz de rayos X monoenergéticos, que además son absorbidos sin producir radiación secundaria; a esto se le conoce como geometría de haz angosto [15].

Sin embargo, los haces de rayos X interactúan con la materia por los procesos mencionados anteriormente, por lo que hay generación de radiación secundaria.

Para obtener experimentalmente una geometría aproximada a la de haz angosto, un detector debe colocarse lo suficientemente lejos del material que atenúa el haz para que no llegue al detector radiación dispersa. Además, el haz es colimado de tal manera que cubre al detector, y la fuente de radiación se coloca lo suficientemente lejos del atenuador para que los rayos X que atraviesen vayan en una sola dirección. Esta aproximación experimental se puede observar en la Figura 8 [15].

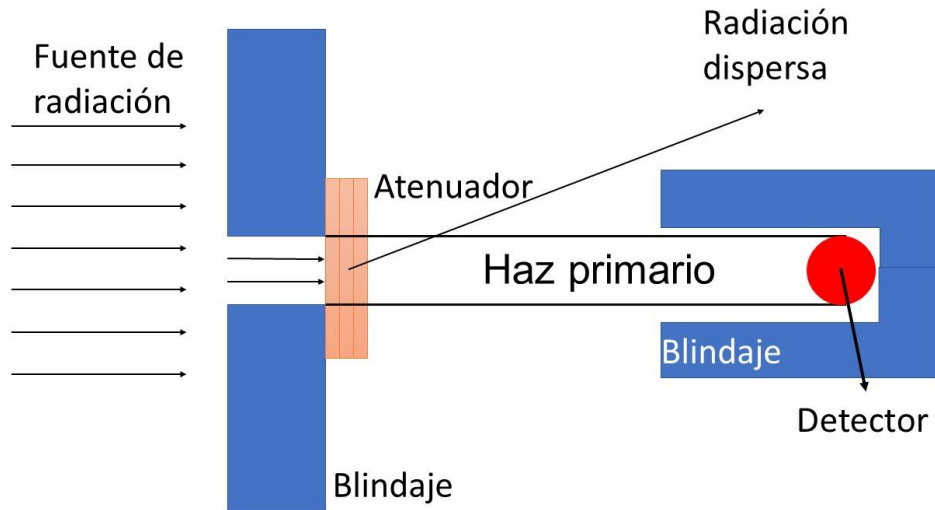


Figura 8. Aproximación experimental a la geometría de haz angosto.

2.5 Producción de rayos X

Para generar rayos X de bajas energías, como los utilizados en mamografía se utilizan tubos de rayos X, con voltajes que van desde 25 kV hasta 40 kV [17]. En general, un tubo de rayos X consiste en una cápsula que se encuentra a un alto vacío y que en su interior contiene a un cátodo y un ánodo, dispuestos como se indica en la Figura 9.

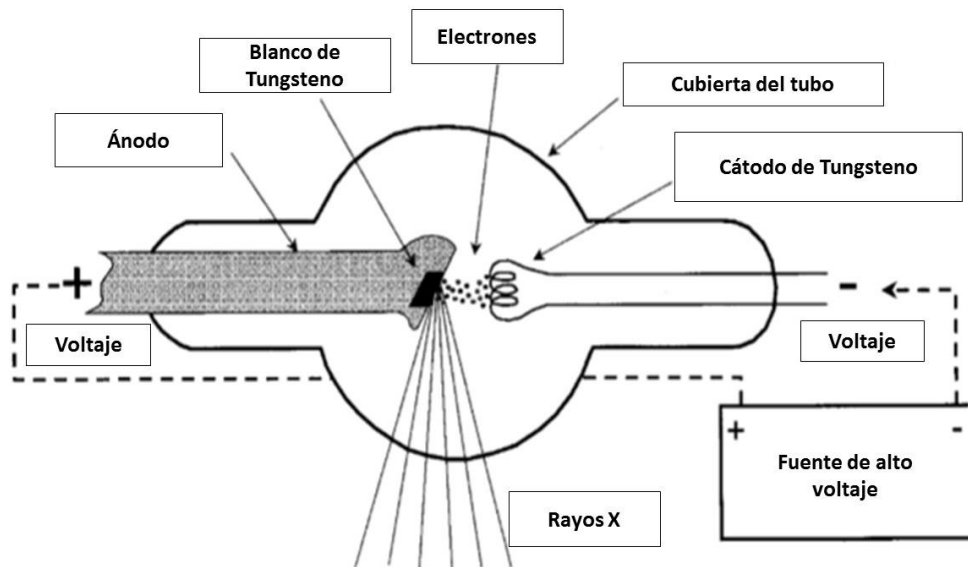


Figura 9. Esquema de los componentes de un tubo de rayos X con ánodo de tungsteno, imagen obtenida y modificada de [7].

Electrones son emitidos desde el cátodo, debido a emisión termoiónica, y se aplica una diferencia de potencial (voltaje) entre los electrodos (cátodo y ánodo); de esta manera los electrones son acelerados hacia el ánodo adquiriendo cierta energía cinética, ésta es proporcional al voltaje aplicado [7].

La energía cinética de los electrones es convertida en otras formas de energía luego de impactar con el ánodo; en la mayoría de las interacciones se produce calor [7].

Un tubo de rayos X genera un haz polienergético que tiene contribuciones de rayos X característicos y Bremsstrahlung. La Figura 10 representa un espectro de rayos X con ambas contribuciones para un ánodo de tungsteno. Aquí, $K_{\alpha 1}$, $K_{\alpha 2}$ se refieren a las transiciones que hay entre capas adyacentes, $K_{\beta 1}$ se refiere a transiciones que hay entre capas no adyacentes.

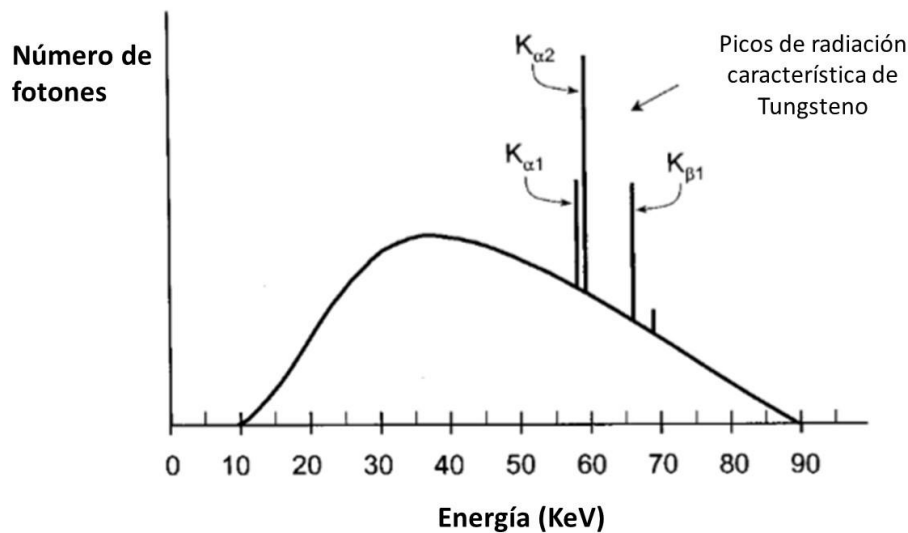


Figura 10. Espectro de rayos X para un ánodo de tungsteno y 90 kV, imagen obtenida y modificada de [7].

El espectro de rayos X puede variar principalmente por cuatro factores:

- i. El voltaje de operación del tubo (kV)
- ii. La carga del tubo expresada como miliampere segundo (mAs)
- iii. El material del ánodo

iv. El filtro colocado a la salida del tubo

Al variar cada uno de los factores anteriores el espectro se ve modificado de diferentes maneras [7, 18]. En la Figura 11 se aprecia cómo cambia el espectro de un tubo de rayos X para diferentes filtrados.

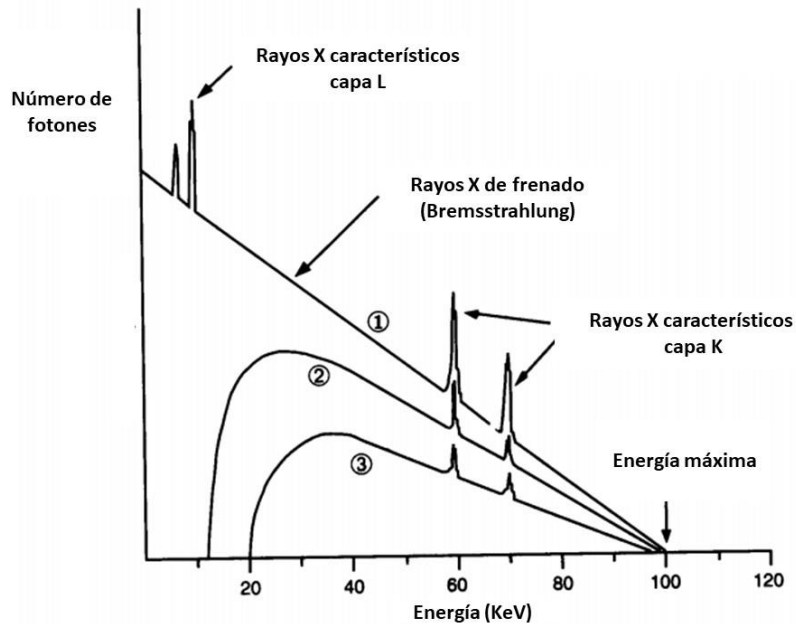


Figura 11. Espectro de rayos X para diferentes filtros. Espectro "ideal" sin filtración (1); Espectro con filtro inherente del tubo de rayos X (2); Espectro con filtración adicional (3), modificado de [19].

En el espectro 1 (sin filtración) se observa una gran cantidad de fotones de baja energía que son generados, los cuales van disminuyendo conforme aumenta su energía. Los espectros 2 y 3 fueron filtrados, de este modo disminuyó la intensidad de los rayos X [7]. Esto ocurre ya que los fotones poseen una cierta probabilidad por unidad de longitud de interactuar con la materia, que depende del material y de la energía de los fotones, de tal modo que al usar filtros se elimina o disminuye la contribución de ciertas energías al espectro. El espectro 2 toma en cuenta el filtro inherente del tubo de rayos X [7]. Por filtro inherente se refiere a los materiales propios del tubo de rayos X, tales como el aceite, vidrio del tubo, ventana de salida de berilio, la propia autoatenuación con el ánodo, etc. Para el espectro 3 se agregó un filtro adicional, de tal modo que más fotones son absorbidos.

El espectro también cambia con el voltaje de operación del tubo. Cuando aumenta el kV, los electrones adquieren mayor energía cinética y en consecuencia pueden interactuar con más átomos, dependiendo de las interacciones que ocurran en el camino. A mayor cantidad de interacciones incrementa la cantidad de fotones emitidos [19, 20]. Así mismo, con el aumento del voltaje aumenta la energía máxima del espectro de rayos X. Como se mencionó en la Sección 2.1.2 los electrones pueden transformar parte de su energía cinética o incluso toda su energía en forma de fotones.

El incremento en la cantidad de fotones, así como en energía se puede observar en la Figura 12.

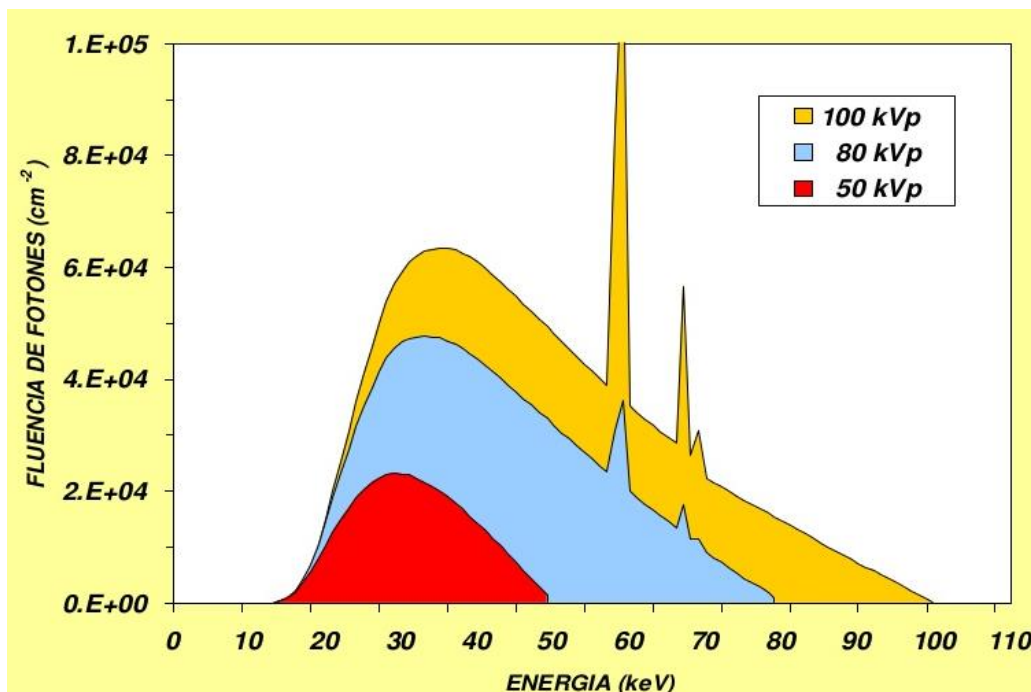


Figura 12. Espectro de rayos X para dos diferentes voltajes, modificado de [19]

El espectro también cambia con la corriente del tubo. Ésta se refiere a la cantidad de electrones que fluyen del cátodo al ánodo por unidad de tiempo y está expresada en miliampere segundo (mAs), donde $1 \text{ mAs} = 6.24 \times 10^{15} \text{ elec.}$

Este parámetro tiene gran repercusión en el espectro pues, cuando aumenta el mAs, se incrementan la cantidad de electrones que son desprendidos del cátodo;

de esta manera hay más interacciones y así se produce una mayor cantidad de rayos X. Sin embargo, la energía cinética adquirida por los electrones sigue siendo la misma, al igual que la energía máxima de los fotones generados [21].

En la Figura 13 se observan los cambios producidos en el espectro al aumentar el mAs.

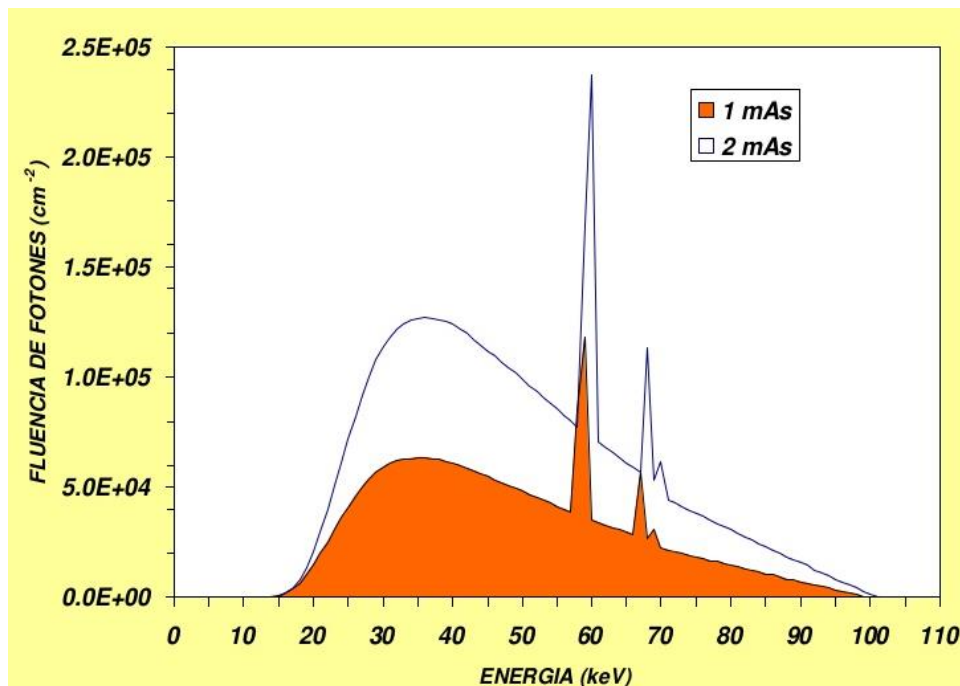


Figura 13. Espectros de rayos X para diferentes valores de mAs [19].

Por último, el material del ánodo también modifica la forma del espectro de rayos X. Diferentes materiales generan diferentes rayos X característicos y de frenado.

En la Figura 14 se muestran espectros de rayos X para diferentes ánodos y filtros.

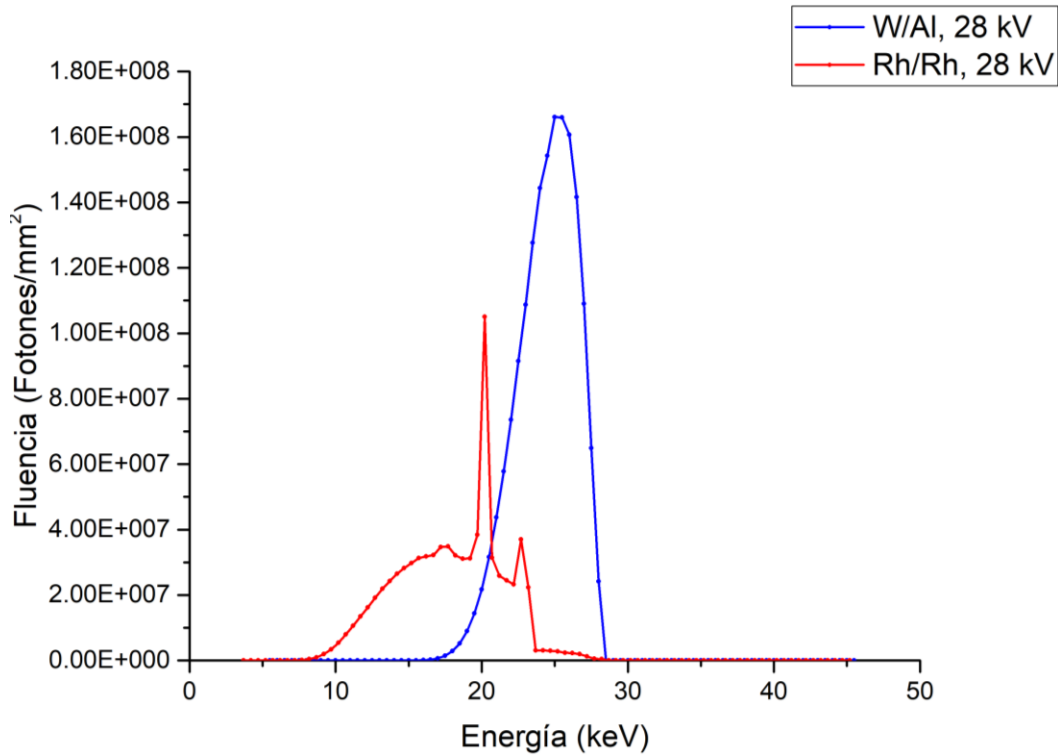


Figura 14. Espectros de rayos X para diferentes ánodos y filtros. Espectro obtenido a partir del método de Boone [22].

La relación aproximada de pérdida de energía causada por la producción de rayos X de frenado con la pérdida de energía por colisión de electrones se expresa de la siguiente manera:

$$\frac{\text{Pérdida de energía radiativa}}{\text{Pérdida de energía por colisiones}} = \frac{E_k Z}{820,000} \quad (9)$$

donde la pérdida de energía radiativa significa la pérdida de energía causada por la producción de Bremsstrahlung, por otro lado, la pérdida de energía por colisiones se refiere a ionizaciones y excitaciones de electrones, E_K es la energía cinética del electrón incidente expresada en keV y Z el número atómico del ánodo [7].

Para ejemplificar lo anterior, con una energía de 100 keV y $Z = 74$ (tungsteno), al sustituir en la Ecuación (9) resulta: $0.009 = 0.9\%$ lo cual implica que un 99% de la energía incidente se disipa en forma de calor.

2.5.1 Capa hemirreductora y energía efectiva

Se le llama capa hemirreductora (CHR) al grosor de un material atenuador para el cual la intensidad inicial de un haz de rayos X que lo atraviesa disminuye a la mitad [7]. Aplicando esta definición en la Ecuación (8) se puede llegar a la siguiente expresión:

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

La Ecuación (10) solo es válida para haces monoenergéticos, en la práctica los haces son polienergéticos, de modo que para estimar esta cantidad se recurren a otros métodos. Para medir esta cantidad se recurre a una magnitud radiológica, como podría ser la exposición (misma que es definida en la Sección 2.8.2) y se coloca material atenuador entre la fuente de rayos X y el detector, de manera tal que el valor de esta magnitud se vea disminuido a la mitad de su valor inicial. Usualmente se usa aluminio (Al) para determinar la CHR [7]. Para caracterizar los haces polienergéticos se mide la CHR y se determina una energía efectiva. La energía efectiva de un haz polienergético se define como la energía que tendría un haz monoenergético con la misma CHR [7].

2.6 Mamografía

Anteriormente se explicaron los conceptos básicos relacionados a la emisión de rayos X, así como su interacción con la materia con el fin de entender como puede ser una herramienta para generar imágenes de alguna estructura del cuerpo humano. Cuando el objeto de estudio es la mama, se le conoce como mamografía.

La mamografía es un examen radiológico específicamente diseñada para detectar patologías en la mama, es decir, es una técnica que proporciona una imagen del interior de la glándula mamaria a partir de las diferentes atenuaciones de los rayos X con los diferentes tipos de tejidos, de manera que permite contrastar e identificar sus distintas estructuras. Los rayos X que no fueron atenuados son los de interés, pues éstos son los que forman la imagen tras haber llegado al receptor [7].

2.6.1 La mama femenina

La mama femenina es el órgano encargado de la producción de leche durante la lactancia. En el interior está constituida por tejido glandular, graso y fibroso. El tejido glandular está compuesto por múltiples lóbulos y lobulillos que están unidos por los conductos galactóforos y ductos que conducen al pezón Figura 15. [23].

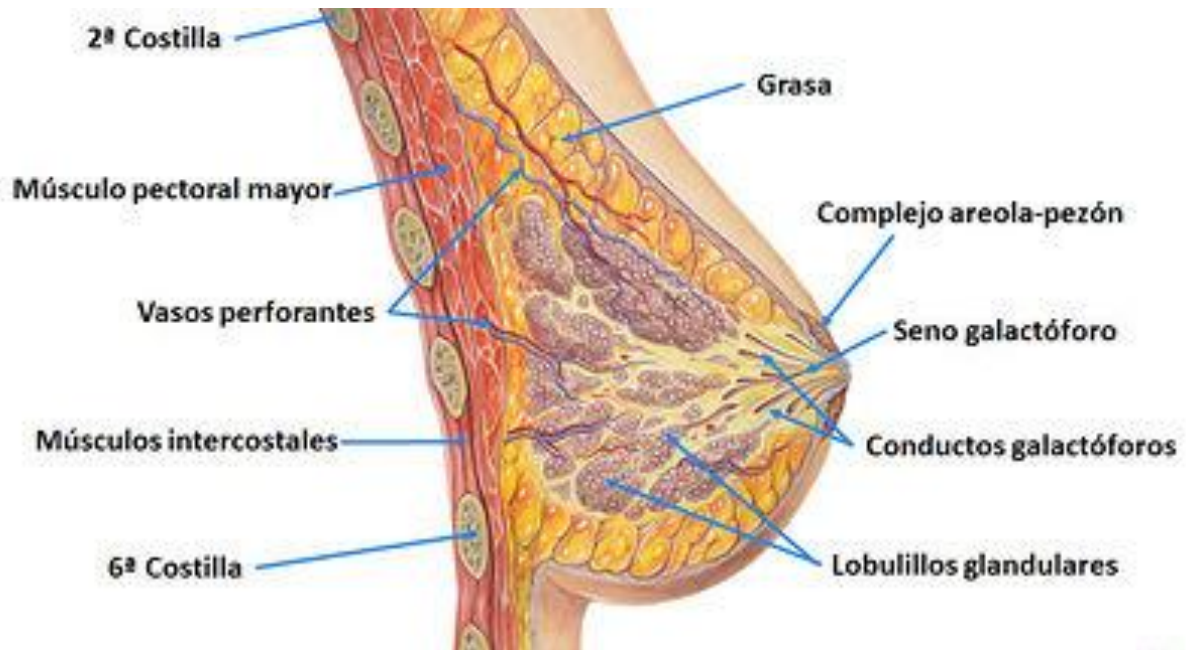


Figura 15. Estructura anatómica de la mama [24].

En los ciclos hormonales y durante el embarazo, el tejido predominante es el glandular, mientras que después de la menopausia estas glándulas se atrofian y el tejido adiposo predomina [24].

2.6.2 Generación de imágenes por rayos X

Para la generación de imágenes con rayos X se requiere una fuente emisora, un objeto o estructura de interés y un detector colocado después de la estructura. Esta técnica se basa en la atenuación que generan los componentes internos de la mama. La atenuación determina la cantidad de rayos X que llegan al detector [7].

En la Sección 2.3 se mencionó la dependencia del coeficiente de atenuación con la energía de los fotones, número atómico y densidad del material, sin embargo, ocurre que las estructuras internas de la mama y los tejidos cancerosos tienen asociados coeficientes de atenuación muy similares [7].

Las diferencias en los coeficientes de atenuación para estos tipos de tejidos son mayores a bajas energías de rayos X (20 a 35 keV), lo cual se ilustra en la Figura 16.

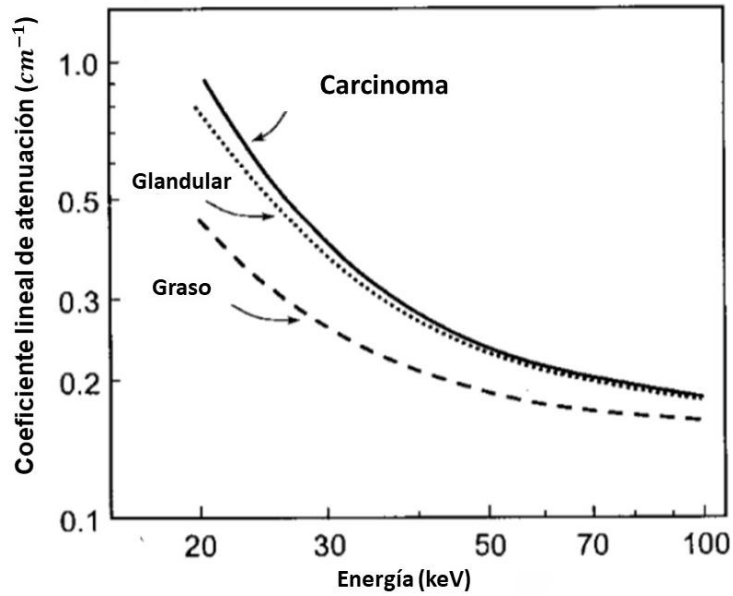


Figura 16. Coeficientes lineales de atenuación para los tejidos de la mama y carcinoma en función de la energía de los rayos X [7].

Un ejemplo de una imagen obtenida en mamografía se ve de la siguiente manera

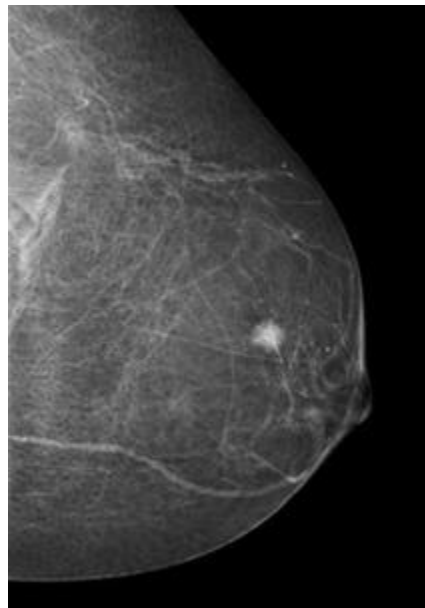


Figura 17. Imagen del interior de la mama obtenida con mamografía [25].

En la Figura 17, el punto blanco puede corresponder a una calcificación (depósitos de minerales en el seno), una masa que puede ser un quiste, tumor benigno o un tumor maligno (cáncer). Las líneas y manchas blancas representan el tejido fibroglandular de la mama, donde los rayos X son atenuados en mayor cantidad [25].

2.6.3 Equipo de mamografía

La información de los párrafos de esta sección fue obtenida de la referencia [7].

Los mastógrafos son equipos de rayos X con el único propósito de obtener radiografías del interior de la mama. Tiene componentes básicos como un tubo de rayos X, filtros, paleta de compresión, control automático de exposición, entre otras cosas. Algunos de sus componentes se aprecian en la Figura 18.

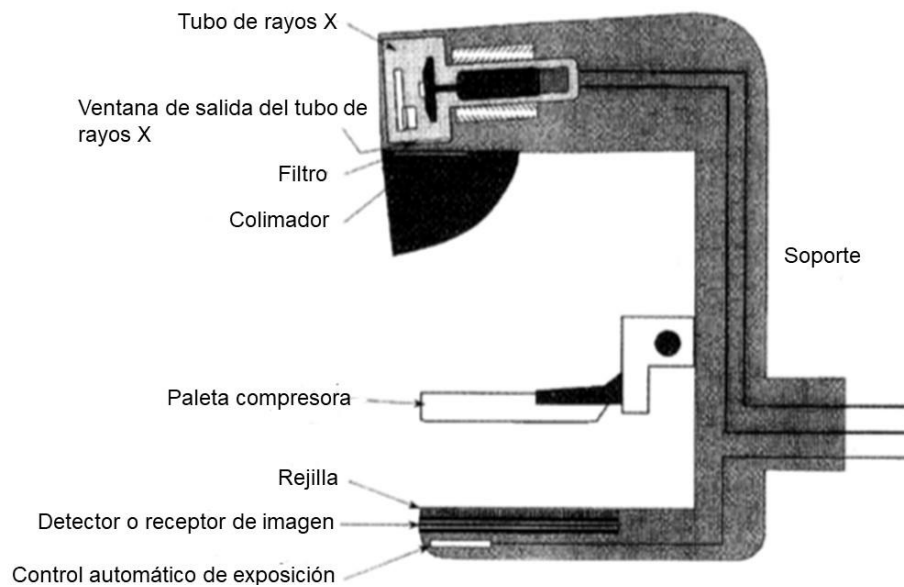


Figura 18 Esquema de los componentes de un mastógrafo, modificado de [7].

El mastógrafo cuenta con un tubo de rayos X en la parte superior. Los tubos de rayos X usados en mamografía se caracterizan por generar un espectro de rayos X de baja energía, para mostrar la diferencia entre los coeficientes lineales de atenuación para tejidos fibroglandulares, adiposo y tumorales [26]. El voltaje de operación de los tubos de rayos X para mamografía generalmente se sitúa debajo de 35 kV.

Los tubos de rayos X usados para mamografía usan ánodos rotatorios con el fin de disipar el calor que se genera en la producción de rayos X. El tungsteno es un material comúnmente utilizado como ánodo para tubos de rayos X. Otros materiales que también se usan son el molibdeno (Mo) y el rodio (Rh), debido a sus emisiones características, (para el molibdeno se sitúan en 17.5 y 19.6 keV, para rodio se sitúan en 20.2 y 22.7 keV), su alta Z (42 para Mo y 45 para Rh) lo cual incrementa la eficiencia de producción de rayos X, además de que estos materiales poseen un alto punto de fusión.

El filtro tiene la finalidad de eliminar la contribución de los rayos X de baja energía que no contribuyen a la formación de la imagen, así como aquellos que están después de los rayos X característicos (en el caso de ánodo de Mo o Rh), estos son fotones de mayor energía. La filtración de estos fotones más energéticos es posible debido a la presencia del pico k.

Los tubos de rayos X poseen un filtro inherente, usualmente de berilio, que ayuda a eliminar las componentes por debajo de los 15 keV. Los filtros adicionales usualmente están hechos de Mo o Rh.

El mastógrafo cuenta con colimadores que consisten en placas metálicas que controlan el tamaño y forma del haz de radiación. El colimador está diseñado para dirigir y confinar los rayos X a la mama, además evita que la radiación dispersa llegue a otras partes del cuerpo de la paciente [27].

También cuenta con una paleta de compresión localizada entre la salida de los rayos X y el soporte de la mama, que tiene la función de comprimir e inmovilizar la mama de la paciente, con el fin de que no se genere una imagen borrosa por el movimiento. Al comprimirla también se logra que los tejidos de la mama se distribuyan de forma más uniforme y a su vez disminuye el espesor que ha de atravesar el haz de radiación. Con lo anterior, disminuye el tiempo de exposición, mejora el contraste (capacidad de distinguir dos objetos entre sí), previene la superposición de tejidos que podrían ser confundidos con alguna lesión y disminuye la dosis en el tejido glandular.

Los fotones que inciden en la mama pueden pasar a través de ésta, ser absorbidos o dispersados. La radiación dispersa que también llega al detector no aporta información para la formación de la imagen de las estructuras internas de la mama, de modo que solo aumenta el nivel de ruido en la imagen. Para disminuir la incidencia de radiación dispersa sobre el detector se coloca una rejilla antidispersora que se encuentra debajo del soporte donde se coloca la mama, que solo permite el paso en la dirección del haz primario. Estas rejillas también eliminan parte de los rayos X transmitidos, por lo que se requiere un aumento en la exposición para compensar estas pérdidas, aunque esto signifique un aumento en la dosis.

Existen dos tipos de rejillas que se usan comúnmente, las celdas lineales que solo eliminan fotones dispersados en una dirección preferencial y las celdas con estructuras celulares (cuadriculadas) que evitan el paso de mayor cantidad de radiación dispersa; pueden estar hechas de plomo, cobre o fibra de carbono.

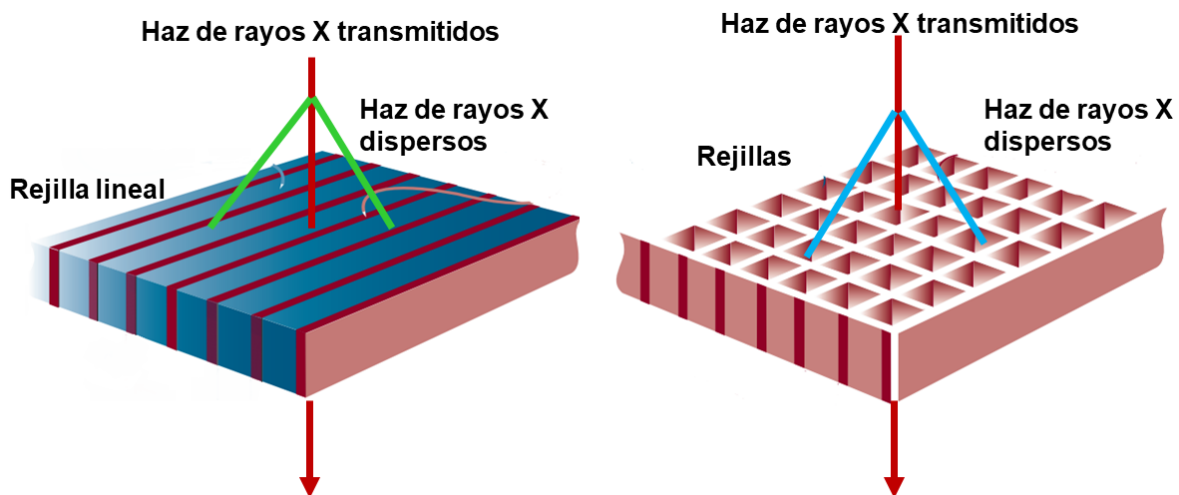


Figura 19. Rejilla lineal (izquierda), rejilla con estructura celular (derecha), modificado de [28].

Los rayos X al atravesar la mama son atenuados en diferentes proporciones, esto provoca que a la salida de la mama haya una distribución no homogénea de intensidades y esta distribución posee información de las estructuras internas de la glándula mamaria. El receptor de imagen es un dispositivo en el mastógrafo que es sensible a las diferentes intensidades de los rayos X que atravesaron la mama [29].

Existen diferentes tipos de mastógrafos, su principal diferencia está en los receptores de imagen. Los diferentes equipos de mamografía usados actualmente son los de radiografía digital (DR), radiografía computarizada (CR) y película pantalla [30].

El control automático de exposición (CAE) es un dispositivo electrónico que mide el flujo de rayos X transmitido a través de la mama. De acuerdo con el espesor y composición de la mama, selecciona los factores de exposición, tales como (kV, ánodo/filtro, mAs). El funcionamiento correcto del CAE es de gran importancia para obtener una exposición óptima y lograr una buena imagen, minimizando la dosis en el tejido mamario.

2.6.4 Calidad del haz de rayos X en mamografía

Como se mencionó en la sección 2.6.2 las imágenes se forman debido a las diferentes atenuaciones que sufren los rayos X al atravesar la mama.

Además, en mamografía se busca que las imágenes obtenidas tengan buen contraste y que la dosis que reciba el paciente sea la más baja posible. Para lograr esto se utilizan filtros que reducen el espectro de energía de los rayos X generados por el tubo. En la Figura 20 se muestran tres espectros de rayos X que fueron obtenidos de un mastógrafo, para un voltaje fijo de 30 kV [7].

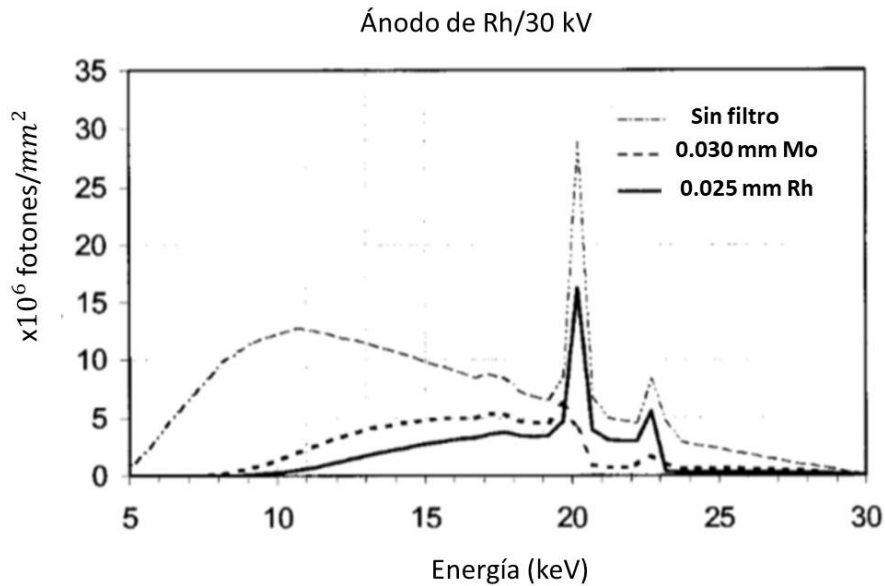


Figura 20. Espectros de rayos X para un mastógrafo con ánodo de Rh 30 kV y diferentes filtrajes, modificado de [7]

En la figura anterior se observa que el espectro posee más componentes de baja y alta energía cuando no se colocan filtros en el camino del haz.

Cuando se coloca un filtro de Rh (línea sólida en la Figura 20), la forma del espectro no se mantiene, la cantidad de fotones de baja energía disminuye y hay un corte abrupto inmediatamente después de los rayos X característicos.

Es importante mencionar que cuando se interpone un filtro de Mo, teniendo un ánodo de Rh (línea punteada en la Figura 20), desaparecen las contribuciones de las emisiones características. Esto pasa porque los rayos X característicos del Rh sufren una fuerte atenuación por la posición del pico K del Mo, de 19.99 keV. Ésta es la razón por la que no se usa la combinación Rh/Mo [7].

En mamografía las combinaciones ánodo/filtro que resultan ser de mayor utilidad para generar espectros de rayos X son de Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh. Ya que el uso de estos materiales da como resultado rayos X característicos con la energía deseada, es decir entre 17 y 23 keV. La combinación Mo/Rh resulta ser más útil que Mo/Mo para mamas densas, pues la combinación Mo/Rh posee una componente de fotones más energéticos (entre 20 y 23 keV) [7]. A su vez la combinación Rh/Rh produce un espectro de rayos X característicos más energéticos que el molibdeno.

Los equipos más recientes y modernos han implementado diferentes materiales para generar espectros de rayos X, como ánodos de tungsteno (W) y filtros como Rh, Al y Ag [31]. El uso de este material como ánodo incrementa la eficiencia de producción de Bremsstrahlung respecto del Mo y Rh, además de que los haces producidos son más energéticos.

En la siguiente tabla se enlistan los materiales más comunes para la construcción de ánodos y filtros para los tubos de rayos X usados en mamografía.

Tabla 1. Materiales comúnmente utilizados para ánodos y filtros en tubos de rayos X y sus energías características para las subcapas K [7].

Ánodo	$K_{\alpha 1}$ (keV)	$K_{\alpha 2}$ (keV)	$K_{\beta 1}$ (keV)	Borde K (keV)
Mo	17.5	17.4	19.6	20.0
Rh	20.2	20.1	22.7	23.2

El tungsteno de igual manera se usa como material para generar rayos X, sin embargo, para el rango de kilovoltajes utilizados en mamografía, no es suficiente energía para que se emitan sus rayos X característicos.

2.7 Dosimetría

El uso de rayos X conlleva un riesgo biológico, por lo que es importante estimar la energía que se deposita en el tejido mamario, de esto se encarga la dosimetría [7].

La dosimetría de la radiación se refiere a la cuantificación del depósito de energía impartida por radiación ionizante por unidad de masa. Esto último se define como dosis absorbida. La estimación de esta cantidad no es trivial, para eso se requiere definir una serie de magnitudes asociadas a las interacciones de la radiación ionizante con la materia.

2.8 Magnitudes radiológicas

En esta sección se presentan cantidades que son útiles para describir cuantitativamente las interacciones de un campo de radiación ionizante con la materia, algunas de estas cantidades están relacionadas con la energía que se

deposita en la materia por radiación ionizante. Para ello también es necesario definir magnitudes especiales.

2.8.1 Kerma

Esta magnitud es definida como la energía transferida por radiación indirectamente ionizante (fotones y neutrones) a partículas cargadas por unidad de masa en un volumen V [15]. Se define para un punto de interés P dentro de V de la siguiente manera:

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

La energía transferida es la energía cinética adquirida por partículas cargadas (electrones) dentro del volumen V . La energía cinética transferida de una partícula cargada a otra no es tomada en cuenta dentro de esta cantidad [15].

Su unidad en el Sistema Internacional es el Gray (Gy), que se define como:

$$1\text{Gy} = 1\text{J} \times \text{kg}^{-1} \quad (12)$$

Kerma es el acrónimo de *kinetic energy released per unit of mass* [32].

2.8.2 Exposición

La exposición (X) fue definida por la comisión internacional de unidades de radiación ICRU (por sus siglas en inglés, *International Commission on Radiation Units*) como el cociente de dQ y dm ; dQ es el valor absoluto del total de cargas de iones del mismo signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por fotones en aire de masa dm son completamente detenidos en aire [15], entonces:

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

Además, ICRU señala que la ionización que resulta de la absorción de la radiación de frenado emitida por electrones no debe incluirse en dQ [15].

Su unidad en el Sistema Internacional es el $\text{C} \times \text{kg}^{-1}$, aunque comúnmente se usa el Roentgen (R), su equivalencia es la siguiente:

$$1\text{R} = 2.58 \times 10^{-4}\text{C} \times \text{kg}^{-1} \quad (14)$$

2.8.3 Dosis absorbida

La dosis absorbida es una cantidad de relevancia que toma en consideración a la radiación directa e indirectamente ionizante. Está definida en términos de otra cantidad que fue definida por ICRU, la energía impartida [15]. Dado un volumen V , la energía impartida (ϵ) se define como la energía depositada en V que proviene de la energía radiante tanto de partículas cargadas como no cargadas, así como la energía neta derivada de procesos de conversión de masa-energía (por convención la conversión de masa a energía es considerada positiva y de energía a masa es considerada negativa). Donde la energía radiante se define como la energía de las partículas (sin contar su energía de reposo) [15].

De esta manera se define la dosis absorbida en cualquier punto P dentro de V de la siguiente manera:

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (15)$$

Donde $d\epsilon$ ahora es el valor esperado de la energía impartida en un volumen dv de masa dm .

Así que la dosis absorbida es la cantidad de energía depositada por unidad de masa. Su unidad en el Sistema Internacional de Unidades es el Gray de igual manera.

2.9 Dosímetros

Un dosímetro es un objeto, dispositivo o instrumento capaz de dar una lectura al exponer su volumen sensible a un campo de radiación ionizante y de esta manera puede ser usado para determinar la dosis absorbida [15].

Algunos dosímetros requieren una calibración previa antes de ser usados. La calibración se define como un conjunto de operaciones realizadas en condiciones específicas para establecer una relación entre los valores entregados por el dosímetro y la magnitud radiológica de interés [15]. Para este trabajo se usaron dosímetros termoluminiscentes TLD-100 y TLD-300, y dosimetría con cámaras de ionización.

2.9.1 Dosimetría termoluminiscente

La dosimetría termoluminiscente es una técnica que permite estimar la dosis absorbida mediante cristales termoluminiscentes.

El fenómeno de la termoluminiscencia consiste en un proceso de emisión de luz de un material al ser calentado, que ha sido previamente irradiado [33].

Cuando los electrones del material termoluminiscente reciben energía de la radiación ionizante pasan a un estado metaestable y permanecen en ese estado hasta que se les suministra energía en forma de calor. Tras esto los electrones regresan a su estado base emitiendo fotones de luz visible, cuya intensidad es proporcional a la cantidad de radiación a la que fueron expuestos [15].

La importancia de dopar con impurezas a ciertos materiales termoluminiscentes tiene como fin generar niveles de energía entre la banda de valencia y la banda de conducción. De esta manera los electrones pueden caer en un estado metaestable (trampas) al ser excitados [33]

La Figura 21 muestra un diagrama de niveles de energía que ilustra el proceso de la termoluminiscencia. Del lado izquierdo se muestra un evento de ionización, llevando a un electrón a la banda de conducción donde migra a una trampa (es decir un sitio en la red cristalina donde hay una vacancia para un ion negativo). Así mismo el agujero (sitio que dejó el electrón) migra a una trampa. Del lado derecho se muestra la recombinación debido a la perturbación del sistema, proporcionándole energía térmica suficiente para que los electrones salgan de sus trampas y se dé la recombinación electrón-agujero. En el proceso es emitido un fotón de termoluminiscencia [15].

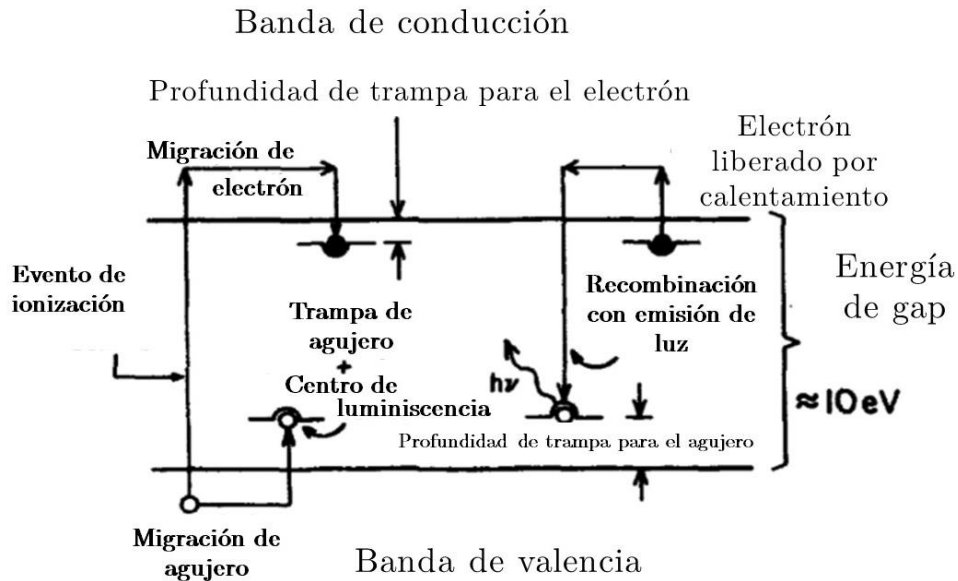


Figura 21. Diagrama de niveles de energía del fenómeno de la termoluminiscencia [15].

La termoluminiscencia es usualmente medida por la emisión total de luz como función de la temperatura a una tasa de calentamiento constante. A la curva que resulta de graficar la intensidad de la luz emitida en función de la temperatura se le conoce como curva de brillo [35].

Para que los TLD den su mejor desempeño como dosímetros se les debe dar un tratamiento térmico uniforme, reproducible y óptimo antes y después de la irradiación para obtener una respuesta confiable, con mínimas variaciones en su respuesta, así como en la curva de brillo [15].

Para obtener las lecturas proporcionadas por este tipo de dosímetros se requieren equipos especiales que controlen la tasa de calentamiento, así como la temperatura máxima y cuantifiquen la luz emitida.

2.9.1.1. Dosímetros TLD-100

Los dosímetros termoluminiscentes TLD-100 (nombre comercial) están formados por fluoruro de litio dopado con impurezas de magnesio y titanio [LiF: Mg, Ti] [36].

La curva de brillo característica de este tipo de dosímetros tiene varias dependencias, como la irradiación, tasa de calentamiento, tratamiento térmico previo a la irradiación (horneado) entre otras cosas [34].

Para que la información de los dosímetros sea de utilidad se deben establecer protocolos previos, es decir procedimientos para el manejo y uso de los dosímetros.

Una curva típica para los TLD 100 se muestra en la Figura 22.

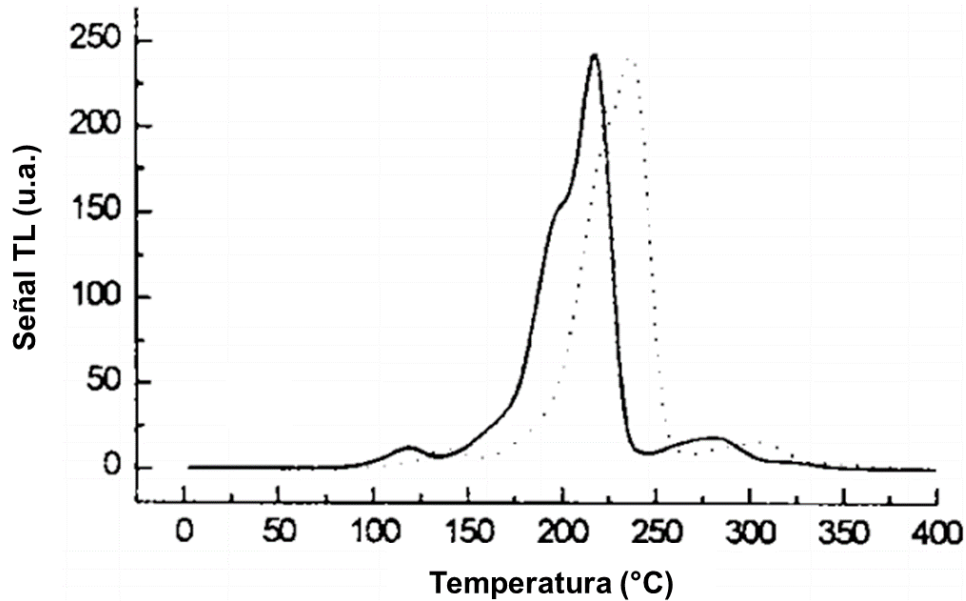


Figura 22 Curva de brillo de TLD 100 expuestos a 12 Gy de Cobalto 60. La curva punteada fue leída a una tasa de calentamiento de 10°C/s, en tanto la otra a una tasa de 2°C/s, modificado de [37].

Para que los dosímetros sean utilizados deben ser previamente caracterizados, ya que su respuesta cambia ante las diferentes condiciones de irradiación [10].

2.9.1.2. Dosímetros TLD-300

Los dosímetros termoluminiscentes TLD-300 (nombre comercial) están compuestos por fluoruro de calcio dopado con impurezas de tulio, $[CaF_2:Tm]$ [38].

La curva de brillo de este tipo de dosímetros presenta dos picos dominantes. En la Figura 23 se muestra un ejemplo de una curva de brillo del $CaF_2:Tm$.

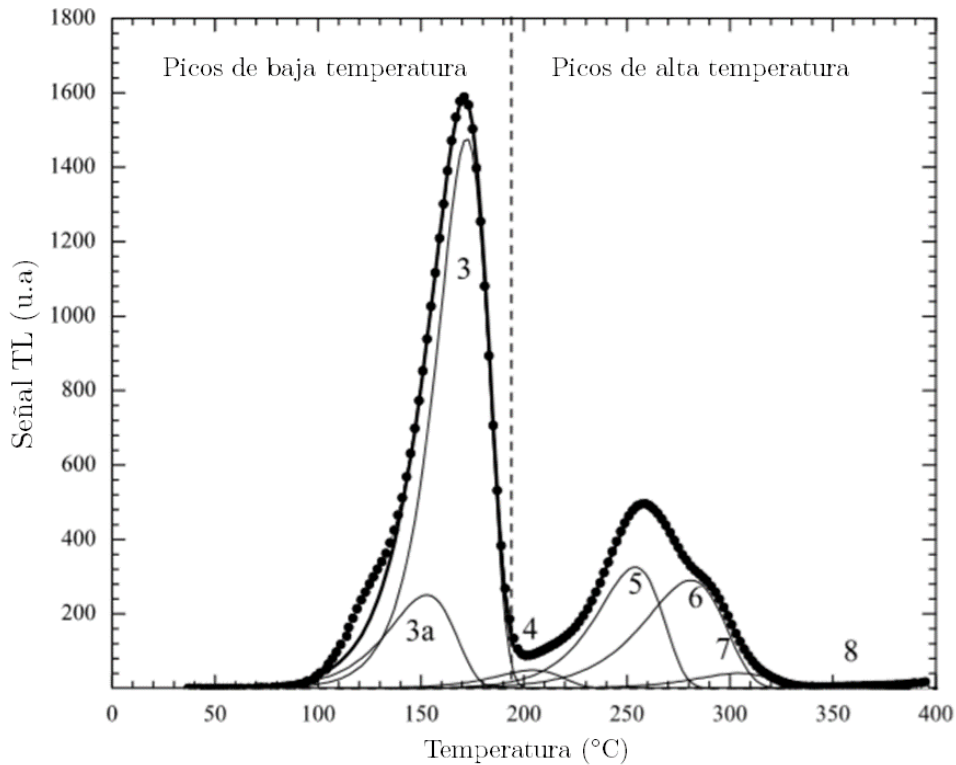


Figura 23. Curva de brillo de TLD 300 deconvolucionada expuesto a rayos gamma de cobalto 60, modificado de [38].

La curva de brillo asociada a este tipo de dosímetros se caracteriza por sus máximos de baja y alta temperatura. La región de baja temperatura en la Figura 23 corresponde a la suma de los picos 3 y 3a, en tanto la región de alta temperatura corresponde a la suma de los picos 5, 6 y 7.

En 2015 fue reportado que la curva de brillo de $CaF_2:Tm$ (TLD-300) es un indicador de la calidad de haz para fotones de baja energía (Muñoz et al., 2015) [39]. En ese trabajo se estudió el comportamiento de un parámetro asociado a la curva de brillo de $CaF_2:Tm$, llamado *High-to low-temperature signal ratio* (HLTR) en función de la calidad de haz para fotones con energías efectivas entre 15.2 y 33.6 keV. Estos haces de fotones fueron generados con ánodos de W, Mo y Rh. El parámetro HLTR fue definido de la siguiente manera: $HLTR = \frac{(P_5 + P_6 + P_7)}{(P_{3a} + P_3)}$.

Donde P_i es la señal TL integrada de cada pico individual, de acuerdo con la Figura 23. Las curvas de brillo obtenidas fueron normalizadas respecto al máximo de baja

temperatura y se observó que la región de alta temperatura decrecía con la energía efectiva.

Además, se encontró que el parámetro sigue un comportamiento decreciente en función de la energía efectiva en el intervalo [15.2, 33.6] keV con la siguiente dependencia: $HLTR = a + \frac{E_{eff}}{b+E_{eff}}$ donde a y b son parámetros de ajuste y resultan ser negativos.

Posterior a esto, en el año 2017 fue extendida la calibración mencionada previamente para los TLD-300 (Gómez-Facenda, A., et al., 2017) [40]. En ese trabajo se irradiaron dosímetros TLD-300 con haces de fotones de tubos de rayos X hasta energías efectivas de 64 keV. Las curvas de brillo obtenidas fueron normalizadas con respecto al máximo de alta temperatura, de este modo se observó que la región de baja temperatura incrementaba con la energía efectiva.

Teniendo en cuenta lo anterior, es posible obtener las calidades de haz, mediante una calibración que describa la forma de las curvas de brillo en las regiones de interés.

2.9.2 Dosimetría con cámaras de ionización

Una cámara de ionización es un dispositivo para medir carga. Funciona de la siguiente manera:

El haz de fotones ioniza el gas que está contenido dentro de la cavidad de la cámara (usualmente aire) produciendo pares de iones. La cámara va conectada a un electrómetro que permite aplicar una diferencia de potencial a un par de electrodos que están dentro de la cámara. Los iones positivos son atraídos al electrodo negativo (cátodo) y los iones negativos son atraídos al electrodo positivo (ánodo). Después de llegar al ánodo los electrones atraviesan un circuito hacia el cátodo generando una corriente eléctrica que puede ser medida con el electrómetro [7].

Las CI deben ser calibradas para su uso. Esto se hace en laboratorios primarios o secundarios de metrología [41].

2.9.3 Dosis en mamografía

Hacer estimaciones de la dosis depositada en tejido glandular no es trivial, ya que no es posible colocar algún tipo de dosímetro dentro de la mama. Por ello se recurre a trabajar con un maniquí y hacer mediciones con algún tipo de dosímetros.

En 1987 la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) recomendó que la cantidad para evaluar riesgos radiológicos por rayos X en mamografía es la dosis glandular promedio (DGP) [42]. Consiste en el valor de dosis promedio depositado en tejido glandular.

Existe una expresión para evaluar la DGP según protocolos internacionales [4, 12]

$$DGP = K_{air,t} g_t c_t s \quad (16)$$

donde K_{air} es el kerma en aire en la superficie superior del maniquí usado para simular una mama, g_t es un coeficiente de conversión que transforma kerma en DPG para una mama con 50% de glandularidad, c_t es un factor de corrección que permite evaluar DGP para mamas con glandularidad diferente al 50% y por último s es un factor de corrección que depende de la combinación ánodo/filtro en el mastógrafo [9]. El porcentaje de glandularidad se refiere a la proporción entre la masa del tejido glandular con relación a la masa total de la mama.

El subíndice t indica el grosor de la mama en milímetros y las cantidades mostradas en la ecuación anterior que llevan este subíndice, indica la dependencia de estos con el grosor. Los valores de g y c dependen también de la calidad del haz de rayos X, estos se encuentran tabulados en función de la CHR y fueron calculados por Dance mediante simulaciones Monte Carlo [6, 8, 9].

La ley mexicana establece en la NOM-229-SSA1-2002 que, para estudios de mamografía con una combinación ánodo/filtro de Mo/Mo, para una mama de 4.5 cm de grosor comprimido y con composición 50% adiposo y 50% tejido glandular, la DGP no debe superar los 3 mGy por proyección utilizando rejilla antidispersora, compresión de la mama y para sistemas con película-pantalla [11].

Por su parte el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) provee un protocolo de control de calidad para mamografía digital donde establece niveles orientativos para los valores de DGP en función del grosor de la mama comprimida y la glandularidad, dichos valores se encuentran tabulados en la sección 8.8 de ese protocolo [4].

2.10 Maniquí para estimación de DGP

La estimación de la DGP se hace en condiciones de referencia (no se hace con pacientes). De modo que se recurre a materiales con geometría y propiedades de atenuación similares a las de la mama femenina. Estos materiales se llaman maniquís.

Para el caso de mamografía, se suelen usar como maniquís placas de PMMA (polimetilmetacrilato) según protocolos internacionales [4, 12]. El PMMA es un material de fácil acceso y que posee características de atenuación muy similares al tejido mamario [4].

2.11 Trabajos pasados

En el año 2012, en el Instituto de Física de la UNAM, fue diseñado y construido un sistema para estimar DGP usando dosímetros TLD 100; el sistema fue llamado M3D. Este sistema consta de dos maniquís hechos de PMMA, un maniquí dosimétrico y otro para obtener parámetros de irradiación. El primer maniquí está compuesto de 4 placas semicirculares de 19 cm de diámetro, en conjunto simula a una mama de 5.3 cm de espesor y glandularidad del 29% [10]. El espesor del maniquí tras juntar las 4 placas es de 4.5 cm. Las placas que lo componen son: base, un soporte para TLD y una tapa, véase Figura 24.



Figura 24. Maniquí dosimétrico con el conjunto de cuñas de aluminio de diferentes espesores para estimar la CHR, modificado de [10].

El segundo maniquí tiene la misma geometría que el maniquí dosimétrico, sin embargo, su diferencia es que no posee nichos para colocar dosímetros. En su lugar contiene un inserto de cera. El propósito de este maniquí era obtener los parámetros de irradiación antes de utilizar los dosímetros, véase Figura 25.

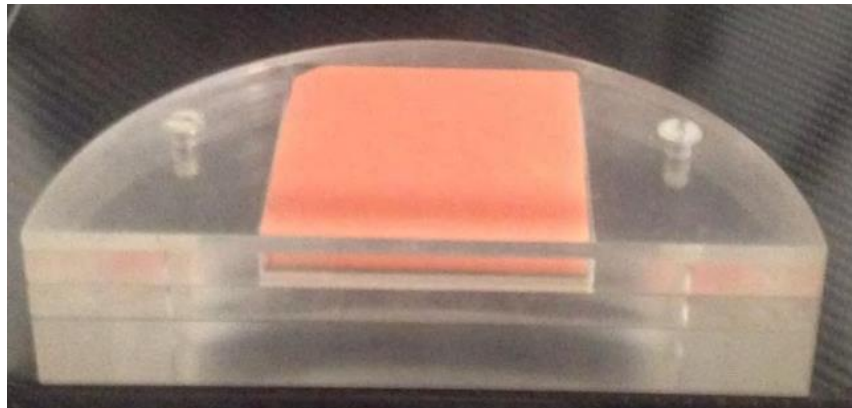


Figura 25. Maniquí para obtener técnicas; en su interior se encuentra un inserto de cera que contiene materiales que simulan microcalcificaciones

Los dosímetros fueron calibrados para medir kerma en aire en la superficie de entrada, así como la CHR con un mastografo Senographe 2000D, perteneciente al Instituto de Física, el cual no es de uso clínico, sino de investigación. Se usaron voltajes que variaban desde 25 hasta 40 kV y combinaciones ánodo/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh. Para evaluar la CHR se usaron 12 dosímetros que eran cubiertos por cuñas de Al de diferentes espesores (en grupos de 3 dosímetros) como se ilustra en la Figura 24. Con este sistema se evaluó la DGP en cinco equipos de uso clínico, y se obtuvieron valores entre 1.27 y 1.87 mGy [43].

Sin embargo, este maniquí era incapaz de evaluar otro tipo de equipos que cuentan con combinaciones ánodo/filtro de W/Ag, W/Al y W/Rh, así que fue expandida la calibración a estos nuevos equipos en 2016 [10].

Capítulo 3: Metodología

En este capítulo se explican los procedimientos que se realizaron para evaluar la DGP para diversos grosores de mama comprimida. Se modificó el sistema M3D, conformado por un maniquí dosimétrico y un maniquí modular que se describirá en las siguientes secciones. Este último permite la obtención de las técnicas radiográficas para diversos grosores de mama comprimida.

Por otro lado, se verificó la calibración de los dosímetros TLD-100 para la determinación del kerma en aire. También realizó una calibración para determinar las CHR de diversos haces usando dosímetros TLD-300, para esto fueron caracterizados haces de rayos X para las combinaciones W/AI, W/Ag y W/Rh.

3.1 Diseño del maniquí dosimétrico

En la Figura 26 se muestra el maniquí dosimétrico armado.

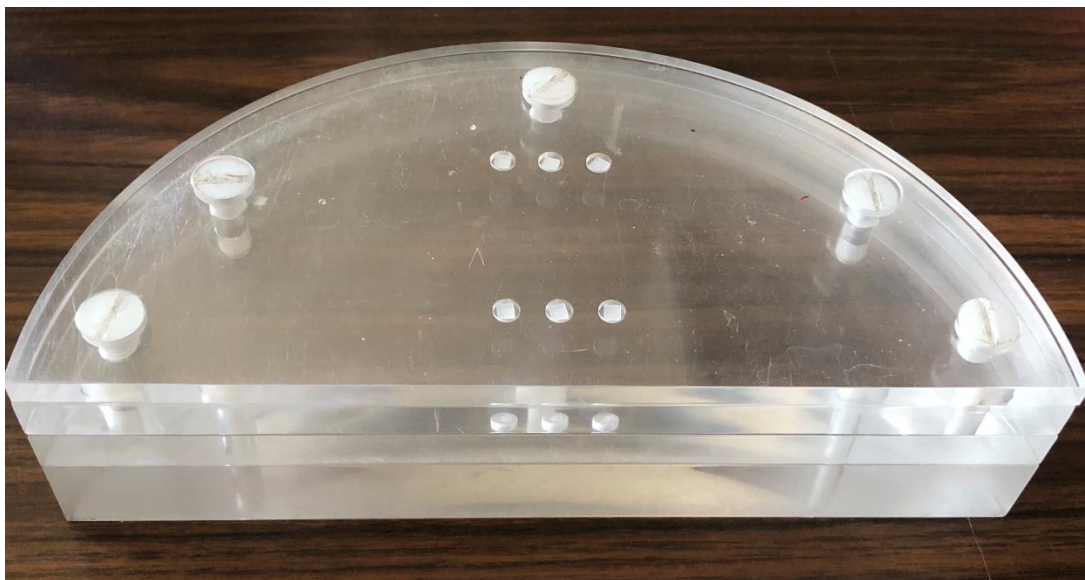


Figura 26. Nuevo maniquí dosimétrico; los nichos superiores contienen dosímetros TLD-100 y en los inferiores TLD-300

Este maniquí consta de 4 medias lunas de PMMA de diferentes grosores; dos bases, un soporte de los dosímetros y una tapa para cubrirlos. A continuación, se describen cada una de las partes.

La base del maniquí consta de dos placas con un espesor de 1 y 2 cm, las especificaciones se muestran en la Figura 27 [10].

En los tres nichos superiores se colocaron los dosímetros TLD 100, estos tienen el fin de estimar el kerma. Los nichos de la parte inferior son usados para colocar dosímetros TLD 300 para evaluar la CHR.

El diseño de la tapa se muestra en la Figura 29.

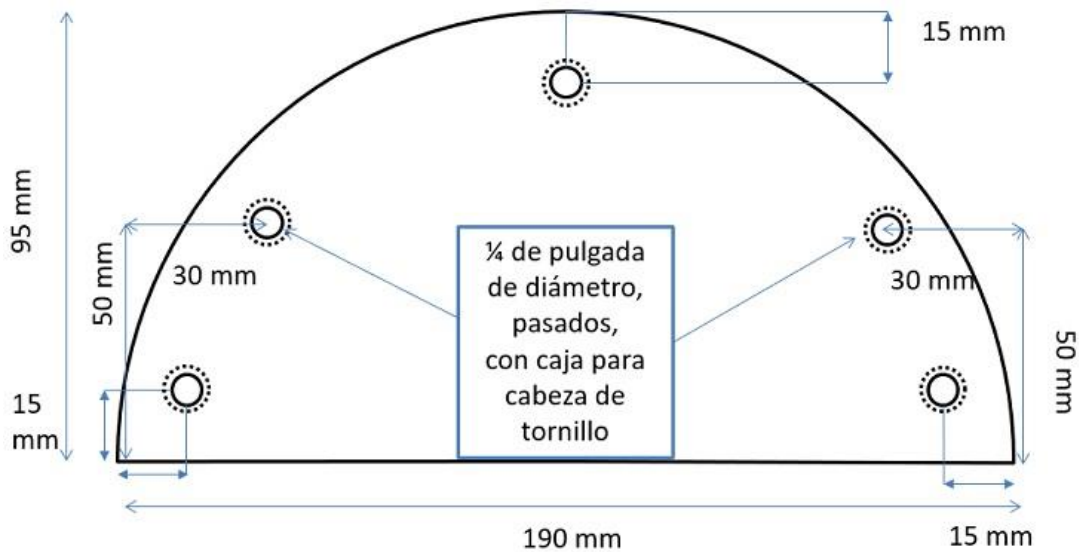


Figura 29. Diseño de la tapa del maniquí

Los 5 orificios alrededor de la tapa tienen el fin de fijar la tapa con el resto del maniquí mediante tornillos de nylon. Los círculos punteados significan que en el orificio hay un espacio para que entre la cabeza de los tornillos. El grosor de esta pieza es de 5 mm.

3.2 Maniquí para obtener técnicas radiográficas

Además del maniquí dosimétrico, se diseñó un maniquí modular sin nichos, que varía en grosor mediante espaciadores y diversas placas de acrílico. El propósito de este maniquí es simular 7 diferentes grosores de mama, de manera que se puedan determinar los parámetros de irradiación (es decir kV, mAs, ánodo/filtro) para una evaluación completa.

Los diversos grosores que se pueden obtener con este maniquí modular se basan en una tabla de referencia (Tabla 2) que se encuentra en el protocolo de mamografía digital del OIEA, donde se asocia el grosor de un maniquí de PMMA con el grosor equivalente de una mama comprimida [4].

Tabla 2 Grosor equivalente de mama comprimida con un maniquí de PMMA [4]

Grosor de PMMA (mm)	Grosor equivalente de mama comprimida (mm)
20	21
30	32
40	45
45	53
50	60
60	75
70	90

El maniquí consta de 5 placas de acrílico de diferentes grosores, dos de 10 mm, dos de 15 mm y una placa de 20 mm. Las combinaciones de estas 5 placas dan como resultado todos los grosores de PMMA que se muestran en la columna izquierda de la Tabla 2. Sin embargo, es necesario que el grosor de este maniquí tome los valores del grosor equivalente de mama (columna derecha). Para ello se diseñaron espaciadores (Figura 30) con los siguientes grosores: 1, 2, 5, 8, 10, 15 y 20 mm.



Figura 30 Espaciadores para maniquí que generan un gap de aire entre las capas de PMMA que conforman al maniquí para obtener técnicas

Es importante señalar que el sentido de equivalencia entre una mama y el PMMA de la Tabla 2, se refiere a la atenuación similar que tendrán los rayos X, sin embargo, no son equivalentes en grosor. La importancia de igualar grosores mediante los espaciadores es debido a que el CAE toma en cuenta el grosor para determinar los parámetros de irradiación.

Estos espaciadores se colocan entre dos placas de PMMA, lo que genera una placa de aire. En la Figura 31 se muestra un grosor de los 7 posibles, con el uso de los espaciadores adecuados.

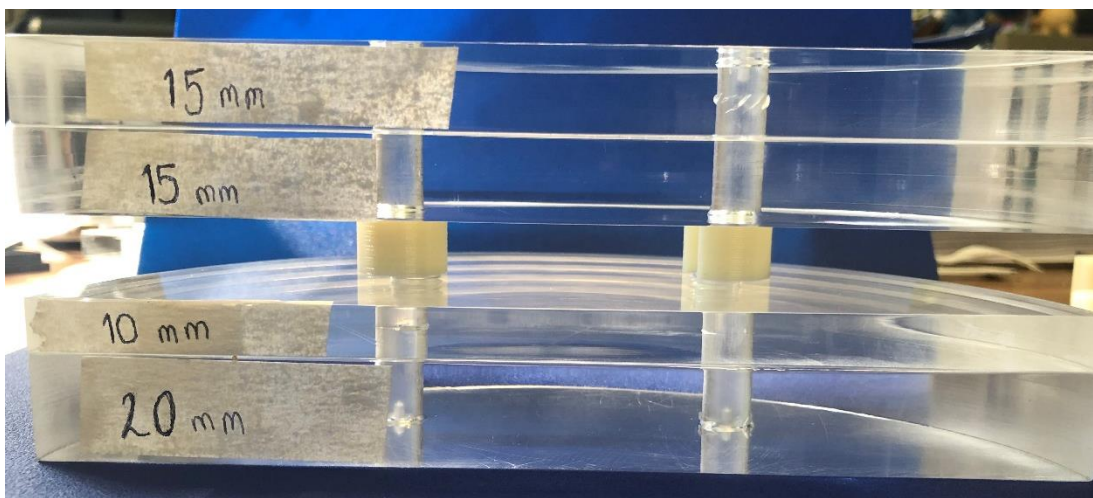


Figura 31. Ejemplo de un grosor del maniquí modular para el grosor de 60 mm y espaciador de 15 mm

La posición de los espaciadores no modifica los parámetros de irradiación dados por el CAE. El maniquí y los espaciadores deben ser usados cada que se vaya a poner a prueba un equipo de mamografía clínico.

A continuación, se describen las placas de PMMA que conforman a este maniquí y sus especificaciones se muestran en la Figura 32.

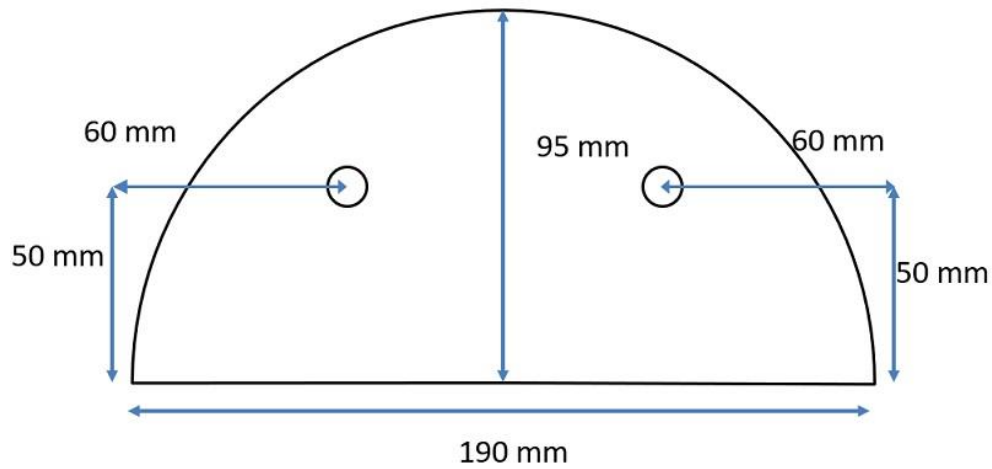


Figura 32 Diseño de las placas del maniquí para obtener las técnicas radiográficas

Los dos orificios circulares son de 10 mm de diámetro, no tienen cuerda. Estos orificios se utilizan para introducir barras cilíndricas de acrílico para mantener unidas a dos o más placas.

3.3 Protocolo de preparación de los TLD

Los dosímetros TLD-100 y TLD-300 utilizados en este trabajo poseen las características que se muestran en la Tabla 3 [44, 15]:

Tabla 3. Características de los dosímetros utilizados en este trabajo.

	TLD-100	TLD-300
Número atómico efectivo	8.2	16.3
Dimensiones	3.2 mm * 3.2 mm * 0.89 mm	3.2 mm * 3.2 mm * 0.89 mm
Densidad (g/cm³)	2.64	3.10

La preparación de los dosímetros TLD 100 y TLD 300 se realizó en el Laboratorio de Dosimetría Termoluminiscente del Departamento de Física Experimental del Instituto de Física de la UNAM.

Este laboratorio cuenta con diversos sistemas para mantener condiciones de temperatura, humedad e iluminación controladas. Cuenta con un aire acondicionado

que mantiene la temperatura del laboratorio entre 17°C y 19°C. También cuenta con un deshumidificador para controlar la humedad del laboratorio, así como focos de luz amarilla que no emiten luz ultravioleta ya que los dosímetros son sensibles a este tipo de radiación [45], véase Figura 33.



Figura 33 En la parte inferior se observa el deshumidificador y arriba se encuentra el aire acondicionado

Para verificar la temperatura del laboratorio se usó un termómetro adicional, que se encuentra colocado en una pared, como se muestra en la Figura 34.



Figura 34. Termómetro electrónico instalado en el laboratorio; marca Trane

3.3.1 Horneado

El proceso de horneado se llevó a cabo en un horno Felisa FE-341 y un horno Thelco modelo 19. El primer horno está programado a 400°C y el segundo a 100°C, véase Figura 35.



Figura 35 Hornos Felisa (lado izquierdo) y Thelco (lado derecho)

La importancia de darle un tratamiento térmico específico a cada tipo de dosímetro está en eliminar la señal termoluminiscente remanente, además de que este proceso forma parte de un protocolo previamente establecido que garantiza la reproducibilidad de este.

Los dosímetros fueron almacenados en pequeños estuches de acrílico con nichos para colocar un dosímetro en su interior. Para llevar a cabo este proceso térmico los dosímetros fueron manipulados con pinzas especiales y colocados en planchetas metálicas, véase Figura 36.

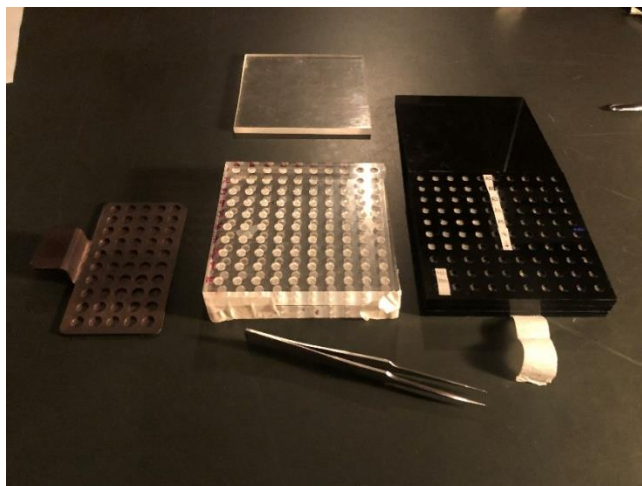


Figura 36. Acrílicos portadosímetros, plancheta metálica y pinzas para manipular los TLD

El proceso de horneado es diferente para cada tipo de dosímetro (TLD-100 y TLD-300).

Protocolo de horneado para TLD-100 [44]:

1. Horneado a 400°C durante una hora
2. Enfriado por contacto con una placa metálica a temperatura del laboratorio por 15 minutos
3. Horneado a 100°C por dos horas
4. Enfriado por contacto con una placa metálica a temperatura del laboratorio por 15 minutos

Protocolo de horneado para TLD-300 [38] [39]:

1. Horneado a 400°C durante una hora
2. Enfriado por contacto con una placa metálica a temperatura del laboratorio por 15 minutos

La irradiación posterior a estos horneados debía esperar al menos un lapso de 24 horas.

3.3.2 Irradiación

Las irradiaciones de los dosímetros se llevaron a cabo en un mastógrafo Senographe 2000D y con un tubo de rayos X YXLON Y.SMART 160E/1.5 ambos

propiedad del Instituto de Física de la UNAM, se muestran en la Figura 37 y la Figura 38 respectivamente. Se recurrió al tubo de rayos X para simular haces de mamografía con diferente ánodo y diferentes filtros, tales como W/AI, W/Ag, y W/Rh.

Para verificar que tan buenas resultaron las simulaciones de haces de mamografía, se compararon las CHR de haces de un mastógrafo con ánodo/filtro de W/AI, W/Ag, y W/Rh reportado en otro trabajo, con las CHR obtenidas con el tubo de rayos X YXLON. Esto se muestra en la Sección 4.2.



Figura 37. Unidad de mamografía digital Senographe 2000D propiedad del Instituto de Física; marca GE.

El senographe 2000D cuenta con los siguientes ánodos/filtros: Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh. El filtro de Mo es de 0.03 mm de espesor, en tanto para Rh el espesor es de 0.025 mm. El intervalo de voltaje es de 22-49 kV, el intervalo de mAs es de 4 a 500 [46].

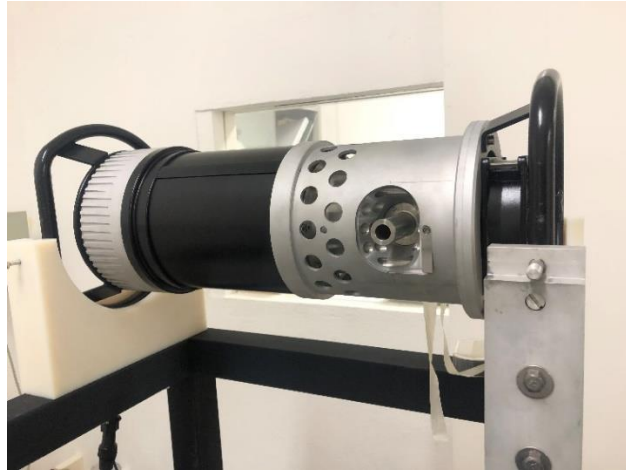


Figura 38. Tubo de rayos X marca YXLON Y.SMART 160E/1.5.

El tubo de rayos X YXLON cuenta con un ánodo de W, un intervalo de voltaje de 10-160 kV, el intervalo de mA es de 2.0-6.0 [47].

Las irradiaciones con el mastógrafo se realizaron con un complemento al maniquí de acrílico como se muestra en la Figura 39.

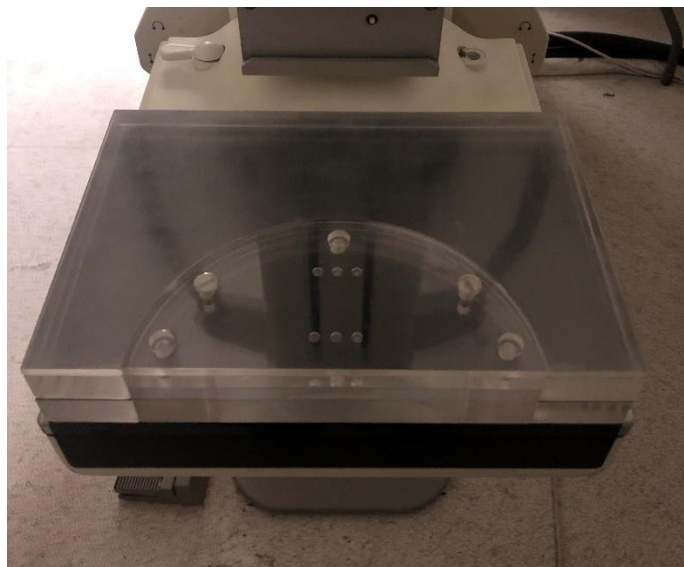


Figura 39. Irradiación al maniquí con el mastógrafo. Alrededor del maniquí se colocaron complementos de PMMA para no dejar una imagen remanente en el detector tras irradiar consecutivamente el maniquí.

El maniquí se centró lateralmente en el soporte de la mama, con su borde recto alineado con el borde del soporte. La fuerza de compresión de la paleta fue de 50 N. Los 6 dosímetros que cabían en el maniquí fueron irradiados tres veces bajo la

misma técnica (kV, mAs, ánodo/filtro). Estas irradiaciones consecutivas tuvieron el fin de generar señal suficiente en los dosímetros TL. Durante la irradiación los dosímetros que no estaban dentro del maniquí fueron sacados de la sala. Y adicionalmente se usaron tres dosímetros testigos por cada irradiación.

Para las irradiaciones con el tubo YXLON, se colocó un compresor pegado en el colimador, también se colocaron filtros en el camino del haz (se describen en la Sección 3.7). Lo anterior con el fin de simular haces de mamografía. El maniquí fue apoyado con su borde recto, de forma que quedara en posición vertical, tal como se muestra en la Figura 40.

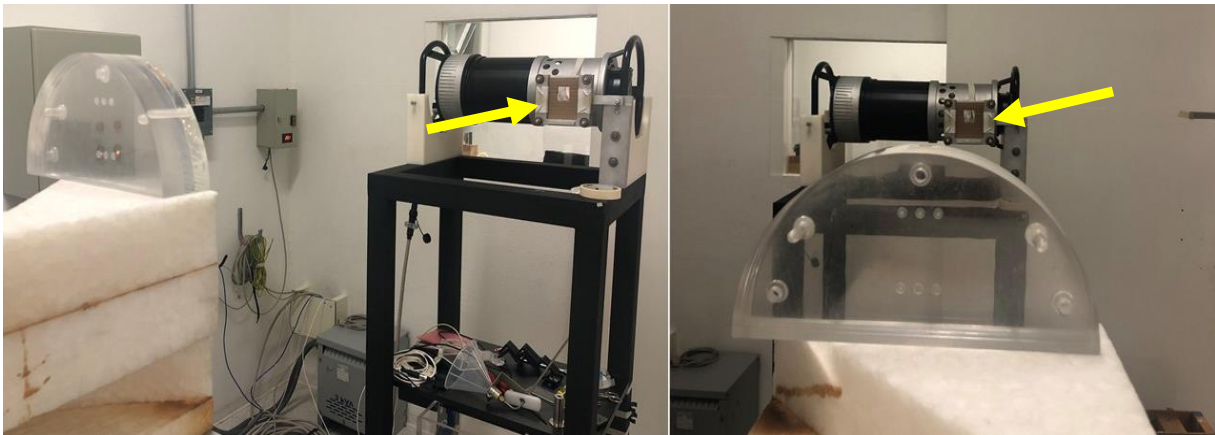


Figura 40. Irradiación con el tubo YXLON. Con las flechas amarillas se indica la posición del filtro para darle calidad al haz.

Para alinear el maniquí se utilizó el láser que se encuentra en la sala de irradiación. El maniquí fue colocado a una distancia de 153 cm del foco del tubo de rayos X, de modo que el tamaño de campo era de 23 cm de diámetro, esto para que abarcara a los 6 dosímetros.

3.3.3 Lectura

Tras irradiar los dosímetros, la lectura se realizó en un lector Harshaw 3500 (véase Figura 41).



Figura 41. Equipo lector de dosímetros TL marca Harshaw modelo 3500

Este equipo puede medir la luz emitida por los dosímetros [48]. La detección de la señal luminosa se hace por medio de un tubo multiplicador. El lector contiene una plancheta metálica donde es colocado cada dosímetro (véase Figura 42). Es una plancheta resistiva para calentar a los cristales a una tasa determinada por el usuario. Durante la lectura el equipo utiliza un flujo continuo de nitrógeno de alta pureza (99.9995%). El ingreso de este gas al equipo debe hacerse con al menos 30 minutos de anticipación.

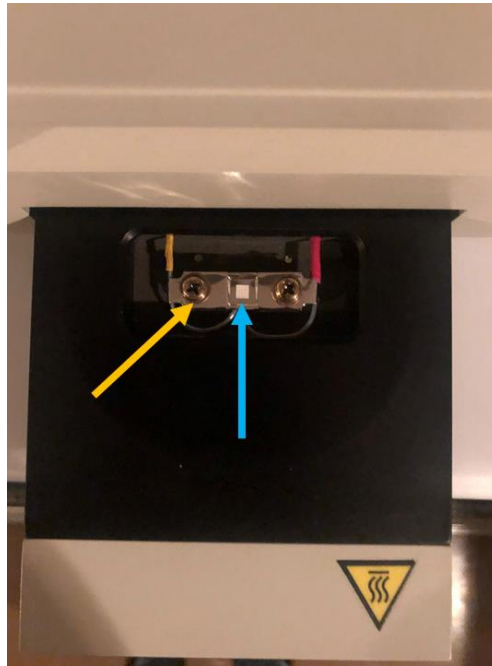


Figura 42. Colocación de cada dosímetro (señalado con la flecha azul) en la plancheta (señalada con la flecha amarilla)

Los dosímetros TLD-100 fueron horneados por 10 minutos a 100°C y enfriados a temperatura del laboratorio (18°C) por 15 minutos previamente a ser leídos. Esto se hizo con el fin de eliminar la señal TL de los picos de baja temperatura, para tener una mayor estabilidad. La lectura se hizo al menos 24 horas después de ser irradiados, con una tasa de calentamiento de 8°C s^{-1} desde temperatura ambiente (fija en 18°C) hasta 320 °C.

Los dosímetros TLD-300 fueron leídos 48 horas después de haberlos irradiado, con una tasa de calentamiento de 8°C s^{-1} , desde temperatura ambiente hasta 400 °C.

Estos protocolos fueron establecidos, pues han sido estudiados y se ha verificado que garantizan la reproducibilidad en la respuesta de los TLD.

La señal TL arrojada tras la lectura representa la integral de la curva de brillo, su valor esta dado en unidades de nanocoulombs (nC). La señal TL se registra con una resolución de 200 canales.

3.4 Análisis de la señal de los dosímetros

TLD-100

El análisis de los TLD-100 consistió en promediar la señal de los TLD irradiados bajo los mismos parámetros de irradiación. El promedio de la señal TL de los dosímetros se corrigió por radiación de fondo, usando dosímetros testigos. Se añadió un factor de corrección F_c . Este factor de corrección se añadió por el cambio en la señal TL (debido al equipo lector) desde que se realizó la calibración de los TLD-100 hasta la fecha en la que estos dosímetros fueron usados nuevamente.

Este factor se definió de la siguiente forma:

$$F_c = \frac{\text{Señal TL (fecha de calibración)}}{\text{Señal TL (fecha de uso)}} \quad (17)$$

Estas señales fueron obtenidas a partir de irradiaciones de control semanales, de acuerdo al manual de procedimientos de trabajo del laboratorio de dosimetría termoluminiscente [49]. Este control consiste en irradiar individualmente 4 dosímetros TLD-100 con una fuente de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ por dos minutos. Las lecturas se realizan 24 horas después y son corregidas por un factor $e^{\lambda t}$ debido al decaimiento de la fuente radiactiva; donde λ es la constante de decaimiento radiactivo del ^{90}Sr y t es el tiempo transcurrido desde una fecha de referencia arbitraria, hasta el día en que fueron irradiados los TLD-100. El motivo de estas irradiaciones es llevar un control de la respuesta del equipo lector.

De esta forma la señal de interés de los TLD-100 fue la siguiente:

$$SN = (STL - SF)F_c \quad (18)$$

donde SN significa señal neta, STL es la señal termoluminiscente que fue promediada, SF es la señal promedio de los dosímetros testigos y F_c el factor de corrección.

TLD-300

Motivado en el comportamiento de las curvas de brillo que se describen en la Sección 2.9.1.2 en este trabajo se propone estudiar un parámetro propuesto

(diferente a HLTR) en función de la calidad de haz, con el propósito de determinar la CHR para fotones de baja energía generados con ánodos de W, Mo y Rh.

El análisis de los TLD-300 incluyó una corrección por señal de fondo de cuerpo negro en las curvas de brillo. Esta corrección se obtuvo al realizar un ajuste, para cada curva de brillo, de la forma $SN = A + Be^{-\left(\frac{T}{C}\right)}$ a la parte final de las curvas de brillo; A, B y C son parámetros de ajuste y T es la temperatura. Posteriormente, cada una de las curvas de brillo fue normalizada respecto al máximo de alta temperatura y finalmente fueron alineadas.

Se determinó un parámetro vectorial (PV) a partir de las curvas de brillo. Este parámetro toma en cuenta la relación entre las regiones de interés (baja y alta temperatura).

Dadas las señales TL de los máximos de baja y alta temperatura se tomaron 5 canales de temperatura a la izquierda y 5 canales a la derecha de cada máximo, tal como se ilustra en la Figura 43. De esta forma, por cada curva de brillo, se tienen un total 22 puntos que corresponden a las regiones máximas de baja y alta temperatura de la señal termoluminiscente.

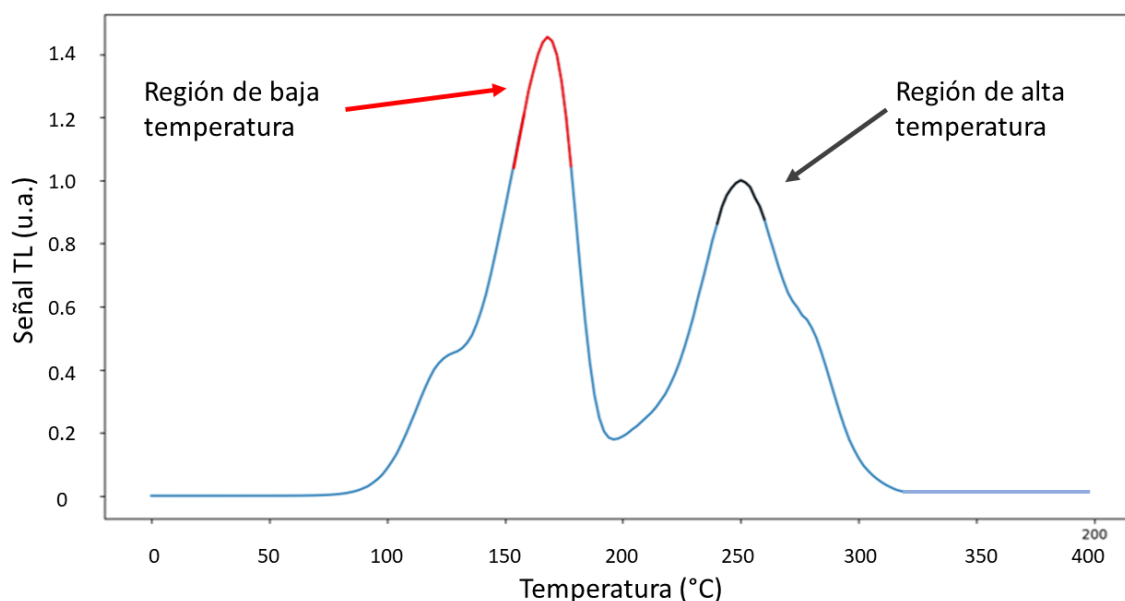


Figura 43. Selección de los canales de interés en la curva de brillo de TLD-300 para cada región de baja y alta temperatura

Existen otros métodos para analizar las curvas de brillo, uno es mediante deconvolución y otro es el método de comparación de alturas de los máximos de baja y alta temperatura. El primer método consiste en descomponer la curva de brillo en 6 o 7 curvas, tal que la superposición de éstas resulta ser la curva de brillo. Sin embargo, este método puede arrojar más de una solución, ya que este proceso resulta ser dependiente del usuario que realiza la deconvolución. En la comunidad científica hay autores que afirman que la curva de brillo es resultado de la superposición de 6 curvas, por otro lado, están los que afirman que son 7 [39, 50]. Esto arroja diferentes resultados para una misma curva de brillo.

Además, las soluciones arrojadas por este método dependen del número de máximos en la curva de brillo, su ancho, su posición, entre otras cosas. Realizar este análisis para cada curva de brillo toma bastante tiempo (aproximadamente 20 minutos), de modo que, para un gran número de curvas resulta un método poco práctico.

El segundo método es la comparación de alturas. Como su nombre lo indica consiste en tomar el cociente del máximo de alta temperatura entre el máximo de

baja temperatura. Una objeción para usar este método fue que solo son tomados en cuenta dos puntos de todos los que conforman a la curva de brillo.

Por lo anterior se hizo un análisis vectorial de las curvas de brillo (usando el parámetro PV), este método toma en cuenta más de dos puntos a diferencia del método de deconvolución y resulta ser un análisis más rápido, que no depende del usuario que lo realice.

Las señales TL que se muestran en la Figura 43 (regiones de color naranja y negro) se colocaron en forma de un vector $\vec{A} = (a_1, \dots, a_{22})$ de 22 entradas. Cada a_i ($i = 1, \dots, 22$) es la señal TL de las zonas marcadas en la Figura 43 (11 corresponden a la región de baja temperatura y otros 11 a la región de alta temperatura). De esta manera a cada curva de brillo se le asocia un vector y se operó de la siguiente manera:

$$PV = \vec{A} \cdot \vec{A} = \sum_{i=1}^{22} a_i^2 \quad (19)$$

Donde PV se define como el producto escalar entre vectores. Este parámetro fue usado para realizar la calibración de los dosímetros TLD-300.

Para este análisis de las curvas de brillo, desarrollé un programa en el lenguaje de programación *Python*.

3.5 Calibración de los dosímetros TLD-100

En un trabajo previo se determinaron coeficientes de calibración (L_q) [10]. Estos se definieron de la siguiente forma:

$$L_q = \frac{\text{Rendimiento}}{SN/mAs} \quad (20)$$

donde SN es la señal neta del promedio de los dosímetros corregida por radiación de fondo. El rendimiento se define como la cantidad de kerma en aire por unidad de mAs que entrega el equipo para una determinada calidad.

En este trabajo se midieron tres coeficientes de calibración adicionales, a saber: 28, 30 y 32 kV Rh/Rh. Se usaron 9 dosímetros por cada coeficiente de calibración.

3.6 Verificación de la calibración de kerma en aire para TLD-100

El maniquí M3D cuenta con una calibración previa para determinar kerma en aire por medio de dosímetros TLD-100 [10]. Se verificó dicha calibración volviendo a medir tres puntos de ésta. El motivo de esto es corroborar que todo el sistema siguiera funcionando correctamente (sistema M3D, dosímetros, equipo lector, mastógrafo). Para reproducir los tres puntos de calibración, se utilizaron nueve dosímetros TLD-100 y se irradiaron con el Senographe 2000D de acuerdo con la sección 3.3.2 en grupos de tres, para los siguientes kilovoltajes y combinaciones ánodo/filtro 28 kV-Mo/Mo, 28 kV-Mo/Rh y 32 kV-Rh/Rh.

3.7 Caracterización de los haces de rayos X

Se caracterizaron haces de radiación en términos de CHR, para ser utilizados en la calibración de los TLD-300.

Las mediciones se hicieron para 11 calidades, con voltajes que variaban entre 25-36 kV para las combinaciones W/Ag, W/Al y W/Rh. Para estas combinaciones se usó el tubo de rayos X YXLON. El valor de la corriente para todas las irradiaciones con el tubo YXLON se mantuvo fijo en 4 mA y el tiempo de exposición por irradiación fue de 30 segundos.

A continuación, se muestran las calidades que fueron caracterizadas:

Tabla 4. Calidades caracterizadas en este trabajo

Ánodo/filtro	kV
W/Al	26
	30
	32
	35
W/Ag	25
	27

	29
	31
	33
W/Rh	26
	29
	32
	36

Para determinar la CHR se usó una cámara de ionización (CI) Radcal 20X6-6M conectada a su electrómetro (modelo 2026C) (véase Figura 44). Esta cámara de ionización fue calibrada y certificada en el NIST (*National Institute of Standards and Technology*).

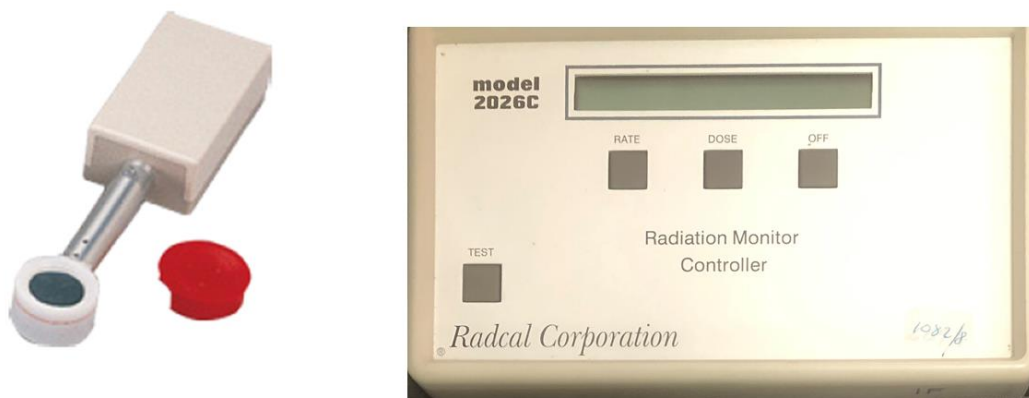


Figura 44. Electrómetro 2026C (derecha) y cámara de ionización Radcal 20X6-6M (izquierda).

Para la medición de la CHR se colocó la CI a una distancia de 61 cm del tubo de rayos X (véase Figura 46). El punto efectivo de la cámara de ionización fue alineado respecto al eje central del haz con ayuda de un láser que se encuentra en la sala de irradiación.

A la salida del colimador del tubo de rayos X YXLON se colocó un compresor de mamografía con el fin de simular las condiciones clínicas que se tendrían en un equipo. Esto se muestra en la Figura 45.

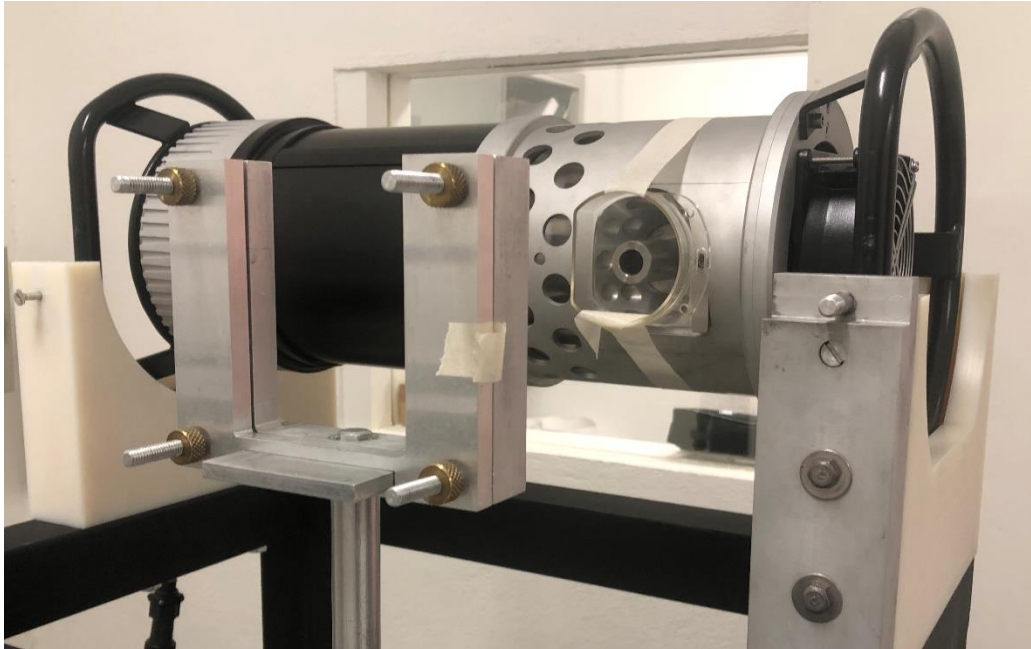


Figura 45. Colocación del compresor en el camino del haz para simular las condiciones que se tendrían en un equipo de mamografía

Se colocaron filtros en el camino del haz para obtener calidades con las combinaciones W/Ag, W/Al y W/Rh. El grosor del filtro de Ag y Rh fue de 0.025 mm, en tanto el grosor del filtro de Al fue de 0.5 mm. La pureza de los filtros de Al utilizados era de 99.999%, para Rh era de 99.8% y para Ag era de 99.9%.

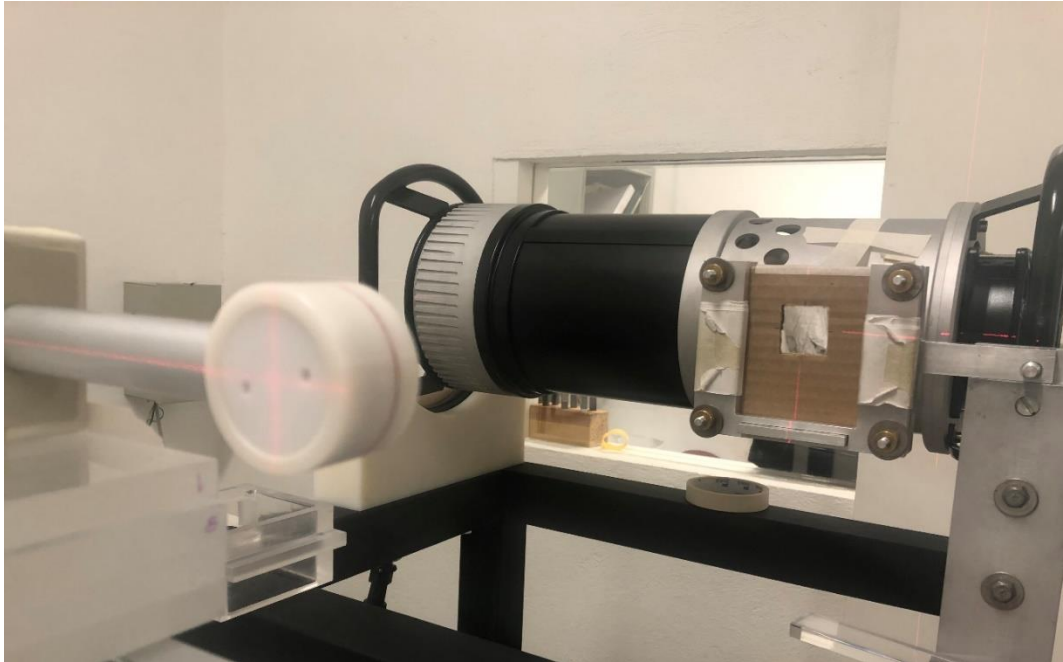


Figura 46. Colocación de la CI Radcal 20X6-6M para estimar las capas hemirreductoras; frente a la cámara se encuentra el filtro que le da calidad al haz

Una vez que las lecturas se estabilizaron, se irradió la cámara 10 veces sin cambiar los parámetros de irradiación (ánodo/filtro, mA, tiempo (s) y kV). Las lecturas proporcionadas por el electrómetro fueron promediadas. Después se colocaron filtros de Al extra puro (99.999%) de diferentes grosores en el camino del haz para obtener lecturas cercanas a la mitad del valor inicial, obteniendo lecturas por encima y por debajo de este valor. Por último, se retiraron los filtros de Al y se irradió nuevamente la cámara para verificar que la lectura no fuese diferente más de 2% respecto del valor inicial.

Adicionalmente a las calidades ya expuestas, se caracterizó una calidad de haz en el mastógrafo Senographe 2000D para 27 kV, Mo/Mo. Para esta calidad se midió la CHR, así como el rendimiento.

La medición de CHR se hizo de la siguiente manera:

Se colocó la CI nivelada y centrada lateralmente (4 cm dentro del campo y 4.5 cm sobre el soporte de la mama). El compresor fue colocado en la posición más lejana posible respecto de la CI. En todos los casos se colocó una placa metálica para proteger al detector.



Figura 47. Colocación de la CI para medir CHR

Se irradió este arreglo para obtener un valor inicial y posteriormente se colocaron filtros de Al extra puro (99.9%) sobre la paleta de compresión para obtener lecturas cercanas a la mitad del valor inicial, por encima y por debajo. Por último, se retiraron los filtros de Al y se irradió nuevamente la cámara para verificar que no hubo cambios en el arreglo. Cada valor medido se obtuvo del promedio de tres irradiaciones.

Para calcular la CHR se usó la siguiente expresión [4].

$$CHR = \frac{X_2 \ln\left(\frac{2I_1}{I_0}\right) - X_1 \ln\left(\frac{2I_2}{I_0}\right)}{\ln(I_1) - \ln(I_2)} \quad (21)$$

donde I_0 es el valor inicial (sin atenuador), I_1 es el valor asociado a un grosor de atenuador X_1 , donde $X_1 < CHR$ e I_2 es la lectura relacionada con el grosor X_2 , tal que $X_2 > CHR$.

Para los haces caracterizados se estimó su energía efectiva. Se realizó un ajuste de la forma $E_{eff} = A \left(\frac{\mu}{\rho}\right)^B$ donde A y B son parámetros dados por el ajuste, $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$ es el coeficiente másico de atenuación para el Al. Para relacionar la energía efectiva con la CHR se usó que $CHR = \frac{\ln(2)}{\mu}$ donde se muestra la dependencia de CHR con el coeficiente lineal de atenuación para haces monoenergéticos. Los valores del coeficiente másico de atenuación fueron obtenidos de tablas para el Al del NIST (*National Institute of Standards and Technology*) [51].

Para medir el rendimiento se colocó la CI en el mismo lugar. En este caso, la paleta de compresión estuvo a contacto con la CI. Se fijaron los parámetros de irradiación y se varió el mAs. De este modo se obtuvo una gráfica de kerma en función del mAs. Se ajustó una recta (software Origin Pro 2016), cuya pendiente corresponde al rendimiento. Los valores de mAs fueron: 36, 50, 63, 80 y 100. Cada valor medido se obtuvo del promedio de al menos tres irradiaciones.

3.8 Calibración de los dosímetros TLD-300

Se usó un lote de 24 dosímetros TLD-300 preseleccionados para realizar esta calibración.

Se determinó la forma de la curva de brillo en función de la CHR. Se usaron 6 dosímetros por punto de calibración para cada calidad de haz obtenida con el tubo YXLON, en tanto para las calidades obtenidas por el mastógrafo se usaron 10 dosímetros por punto de calibración. Estos fueron colocados en los nichos del maniquí dosimétrico y fueron irradiados como se indica en la Sección 3.3.2. Las curvas de brillo fueron analizadas como se describe en la Sección 3.4.

Se promediaron los parámetros PV para aquellos dosímetros que fueron irradiados a una misma calidad. El resultado de este promedio es el que se reporta.

La desviación estándar asociada a este promedio se calculó como $\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (PV_i - \overline{PV})^2}{n(n-1)}}$ donde PV_i corresponde al valor de PV para la curva i ; n corresponde

al número de dosímetros usados para una misma calidad y \overline{PV} corresponde al promedio.

En la Tabla 5 se muestran las calidades que fueron usadas para realizar la calibración.

Tabla 5. Kilovotajes y combinaciones ánodo/filtro utilizados para la calibración de los TLD-300

Ánodo/filtro	kV	Ánodo/filtro	kV
Mo/Mo	28	W/Al	26
	30		30
	32		32
	34		35
Mo/Rh	25	W/Ag	25
	28		27
	32		29
	34		31
	37		33
Rh/Rh	28	W/Rh	26
	31		29
	34		32
	37		36

3.9 Evaluación de Dosis Glandular Promedio

En esta sección se describe el procedimiento para obtener la DGP usando el sistema M3D. Para comenzar la evaluación, se irradió el maniquí modular. Éste fue colocado en el soporte de la mama centrado lateralmente y con el compresor ejerciendo una fuerza de 50N, como se observa en la Figura 48. Se colocaron los espaciadores adecuados para conformar los grosores que aparecen en la columna

derecha de la Tabla 2. La irradiación se llevó acabo con el control automático de exposición.

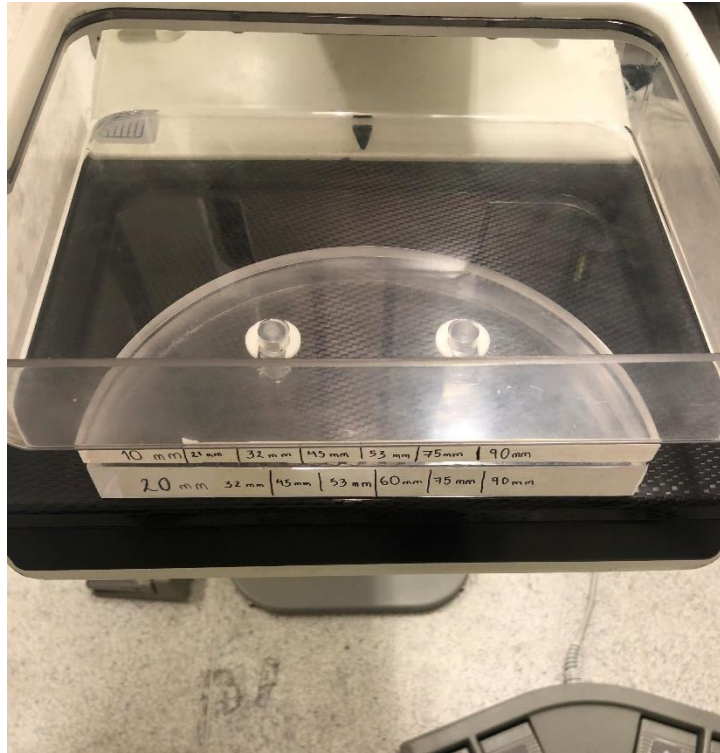


Figura 48. Colocación del maniquí modular en el mastógrafo para obtener los parámetros de irradiación

Posteriormente se usó el maniquí dosimétrico, el cual contiene tres TLD-100 y TLD-300 para obtener el kerma en aire y las CHR de los haces a partir de las calibraciones respectivamente. El maniquí fue colocado e irradiado como se indica en la Sección 3.3.2. Para la irradiación se seleccionaron manualmente los parámetros proporcionados por el CAE. El kerma se obtuvo a partir de la siguiente expresión:

$$K_{air,t} = K_{air,45} \left(\frac{d_T - 45}{d_T - t} \right)^2 \quad (22)$$

donde:

$$K_{air,45} = L_q SN \frac{mAS_{CAE}}{mAS_M} \quad (23)$$

$K_{air,t}$ es el kerma en aire para un grosor t de PMMA mm, d_T es la distancia total que hay entre la fuente y el soporte de la mama, $K_{air,45}$ es el kerma en aire para un grosor de PMMA de 45 mm, L_q es el coeficiente de calibración asociado al voltaje y ánodo/filtro con el que se irradiaron los TLD-100, SN es la señal neta de los dosímetros. Se añadió también el cociente entre el mAs_{CAE} y el mAs seleccionado manualmente. Este factor de corrección se considera cuando no es posible seleccionar el valor exacto de mAs_{CAE} [4].

A continuación, se describe como fueron obtenidas las CHR a partir de la calibración de los dosímetros TLD-300.

Posterior a la irradiación, los TLD-300 fueron leídos de acuerdo con la Sección 3.3.3 y se obtuvieron las curvas de brillo para cada uno de los tres dosímetros que fueron irradiados. Estas curvas de brillo fueron analizadas (mediante un programa en Python) justo como se indica en la Sección 3.4 (en el apartado de TLD-300). A partir de este análisis, a cada una de las tres curvas de brillo se le asocia un parámetro PV. Ahora, una vez que se tuvieron estos tres parámetros PV, se promediaron y a partir de este valor se obtuvo CHR de la siguiente manera: se realizó un ajuste lineal para la curva de calibración, considerando únicamente los valores para Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh. De este ajuste se obtuvo la ecuación de una recta. Finalmente, se introdujo el valor promedio de PV en la ecuación de la recta, lo que da como resultado un valor de CHR. Así fue como se usó la calibración para obtener las CHR.

Para evaluar DGP se usó la siguiente expresión:

$$DGP = K_{air,t} g_t c_t S \quad (24)$$

El valor de $g_t c_t$ se obtuvo a partir del valor de CHR, estos valores se encuentran tabulados en la Sección 8.8 del protocolo de calidad para mamografía digital del OIEA [4]. El valor de s se obtuvo a partir del protocolo mencionado en la misma sección.

3.10 Validación del método propuesto y evaluación clínica

Se evaluó el método propuesto para obtener DGP en un equipo de mamografía Senographe 2000D. Se procedió como se indica en la Sección 3.9. Una vez que se obtuvieron los valores de DGP para cada uno de los grosores, se compararon los datos obtenidos con el método usual, es decir usando una CI.

Capítulo 4: Resultados y Discusión

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos en este trabajo. Las gráficas de las curvas de brillo fueron obtenidas y analizadas con el lenguaje de programación *Python*. Los análisis de los datos se hicieron respecto a la guía de manejo de incertidumbres [52].

4.1 Caracterización de los haces de rayos X

En esta sección se muestran los resultados de la caracterización de los haces en términos de la CHR para el tubo de rayos X YXLON y el Senographe 2000D. En la Tabla 6 se muestran las CHR en mm de Al y la energía efectiva asociada para las calidades que se muestran en la Tabla 4.

Tabla 6. Capas hemirreductoras y energías efectivas para las combinaciones ánodo/filtro del tubo YXLON.

Ánodo/filtro	kV	CHR [mm de Al]	Energía efectiva (keV)
W/Al	26	0.48 ± 0.01	17.1 ± 0.4
W/Al	30	0.51 ± 0.01	17.5 ± 0.4
W/Al	32	0.52 ± 0.01	17.7 ± 0.4
W/Al	35	0.56 ± 0.01	18.2 ± 0.4
W/Ag	25	0.44 ± 0.01	16.6 ± 0.4
W/Ag	27	0.46 ± 0.01	16.9 ± 0.4
W/Ag	29	0.46 ± 0.01	17.0 ± 0.3
W/Ag	31	0.47 ± 0.01	17.1 ± 0.3
W/Ag	33	0.48 ± 0.01	17.2 ± 0.3
W/Rh	26	0.43 ± 0.01	16.5 ± 0.4
W/Rh	29	0.44 ± 0.01	16.6 ± 0.4
W/Rh	32	0.45 ± 0.01	16.8 ± 0.4
W/Rh	36	0.47 ± 0.01	17.0 ± 0.4

En la Tabla 7 se muestran las CHR para las calidades usadas con el mastógrafo Senographe 2000D. Estos valores fueron obtenidos de medidas previas que se encontraban tabuladas en la sala de irradiación.

Tabla 7. Capas hemirreductoras para las calidades del mastógrafo Senographe 2000D tomadas de tablas en la sala de irradiación del Instituto de Física.

kV- Ánodo/filtro	CHR [mm de Al]	Energía eff (keV)	kV- Ánodo/fil tro	CHR [mm de Al]	Energía eff (keV)
27 kV Mo/Mo	0.36 ± 0.01	15.4 ± 0.4	34 kV Mo/Rh	0.47 ± 0.01	17.0 ± 0.3
28 kV Mo/Mo	0.38 ± 0.01	15.7 ± 0.4	37 Mo/Rh	0.48 ± 0.01	17.1 ± 0.4
30 kV Mo/Mo	0.39 ± 0.01	15.9± 0.4	28 kV Rh/Rh	0.42 ± 0.01	16.3 ± 0.3
32 kV Mo/Mo	0.40 ± 0.01	16.0 ± 0.4	31 kV Rh/Rh	0.46 ± 0.01	16.9 ± 0.4
34 kV Mo/Mo	0.41 ± 0.01	16.2 ± 0.4	31 kV Rh/Rh	0.50 ± 0.01	17.4 ± 0.4
25 kV Mo/Rh	0.39 ± 0.01	15.9 ± 0.4	34 kV Rh/Rh	0.53 ± 0.01	17.8 ± 0.4
28 kV Mo/Rh	0.43 ± 0.01	16.5 ± 0.4			
32 kV Mo/Rh	0.46 ± 0.01	16.9 ± 0.4			

Con los datos de las dos tablas anteriores se realizó una gráfica de CHR en función del voltaje aplicado al tubo de rayos X.

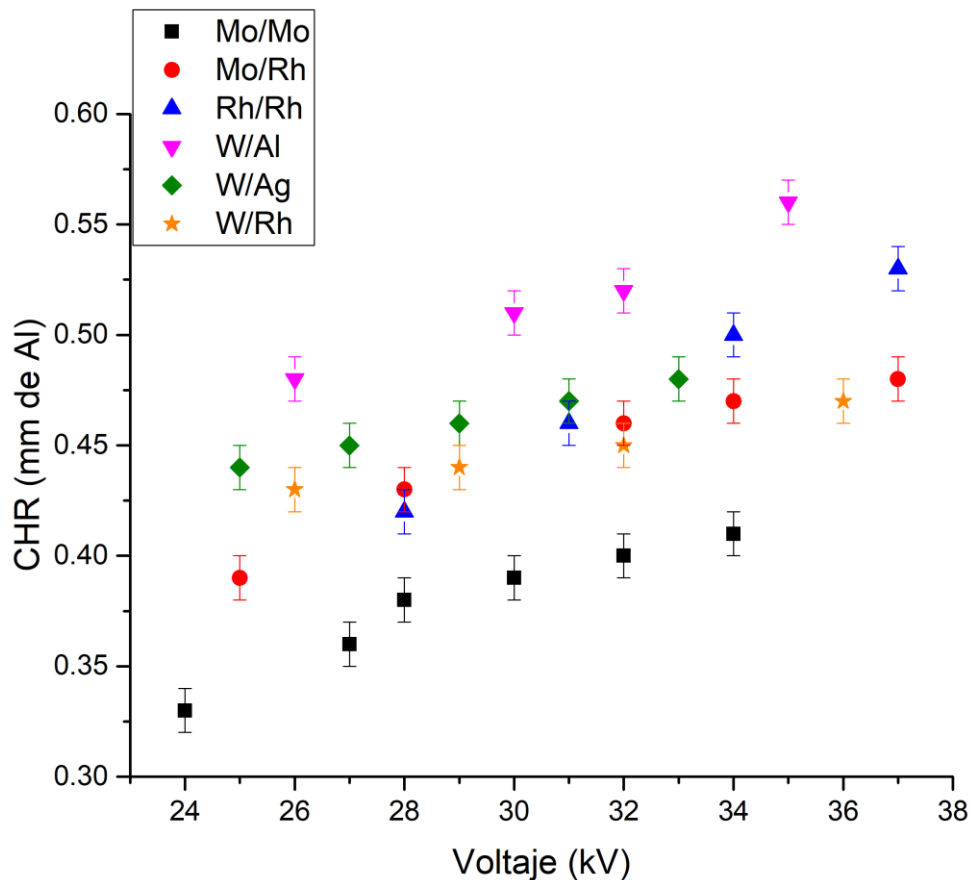


Figura 49. Capa hemirreductora en función del voltaje para las diferentes combinaciones ánodo/filtro

En la Figura 49 se observa que los valores de CHR varían en un intervalo de 0.33 a 0.56 mm de Al. Para entender el comportamiento de las CHR, estos valores fueron divididos en dos grupos, el primero consiste en las calidades generadas por el Senographe 2000D y el segundo consiste en las calidades generadas por el tubo de rayos X YXLON.

Para el primer grupo se observa que las CHR más grandes fueron para la combinación de Rh/Rh, seguida de Mo/Rh y Mo/Mo. Las diferencias entre las CHR para distintas combinaciones ánodo/filtro se debe a la diferencia en los espectros de energía. El espectro de rayos X generado por la combinación Rh/Rh posee una mayor cantidad de fotones energéticos, con respecto a los espectros de Mo/Rh y Mo/Mo (véase Figura 50). Cuando se aumenta el kV aumentan las componentes de alta energía del espectro, esto provoca que el haz sea más difícil de atenuar y en consecuencia la CHR es mayor.

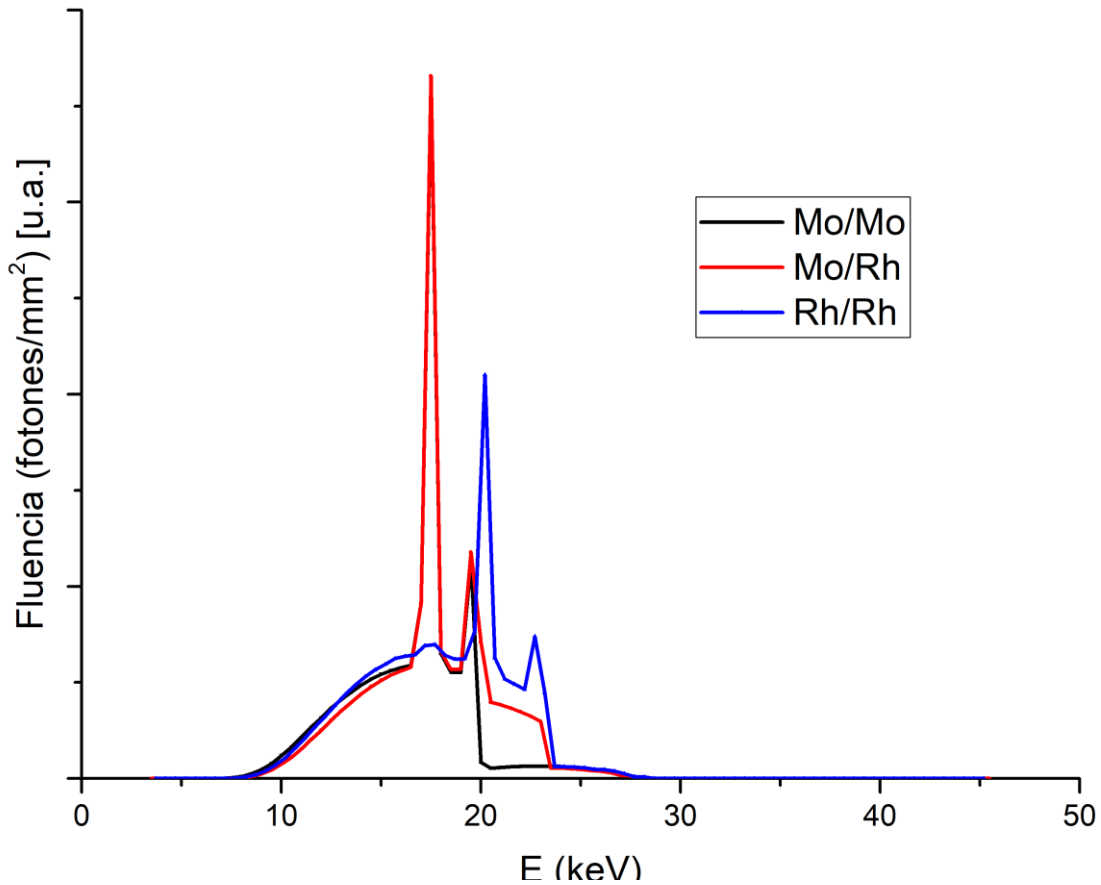


Figura 50. Espectro de rayos X para las combinaciones Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh generados a 28 kV. Este espectro fue generado mediante el método de Boone [22].

Para las calidades obtenidas con el tubo de rayos X YXLON ocurre algo similar. Los valores de CHR para W/Al fueron mayores que para W/Ag y a su vez más grandes que para W/Rh. En la Figura 51 se observa que el espectro de energía perteneciente a W/Al posee componentes más energéticas que el de W/Ag y este a su vez, posee componentes más energéticas que W/Rh. Debido a esto, los fotones del espectro de W/Al son más difíciles de atenuar y, por lo tanto, la CHR es mayor.

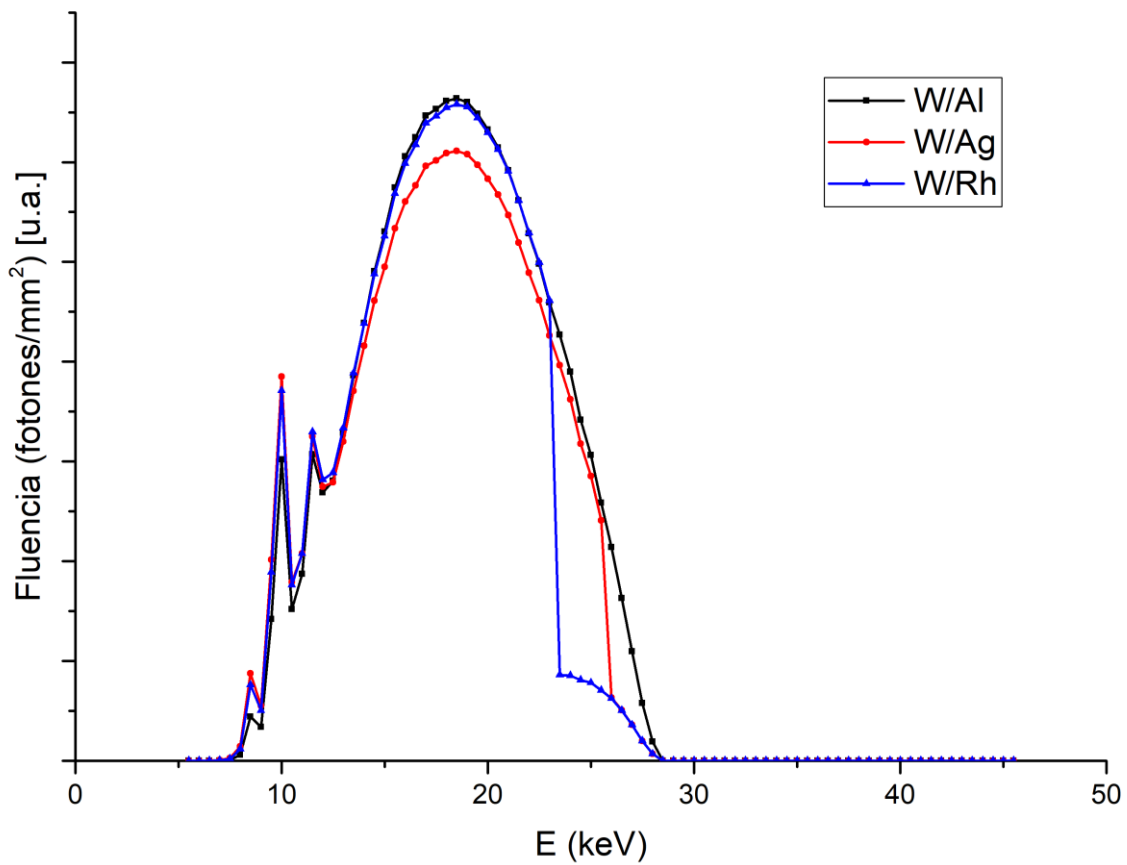


Figura 51. Espectro de rayos X para las combinaciones W/Al, W/Ag y W/Rh generados con 28 kV. Este espectro fue generado mediante el método de Boone [22].

Para calcular el rendimiento de la calidad 27 kV Mo/Mo se realizó el siguiente ajuste lineal para los valores de kerma obtenidos en función del mAs:

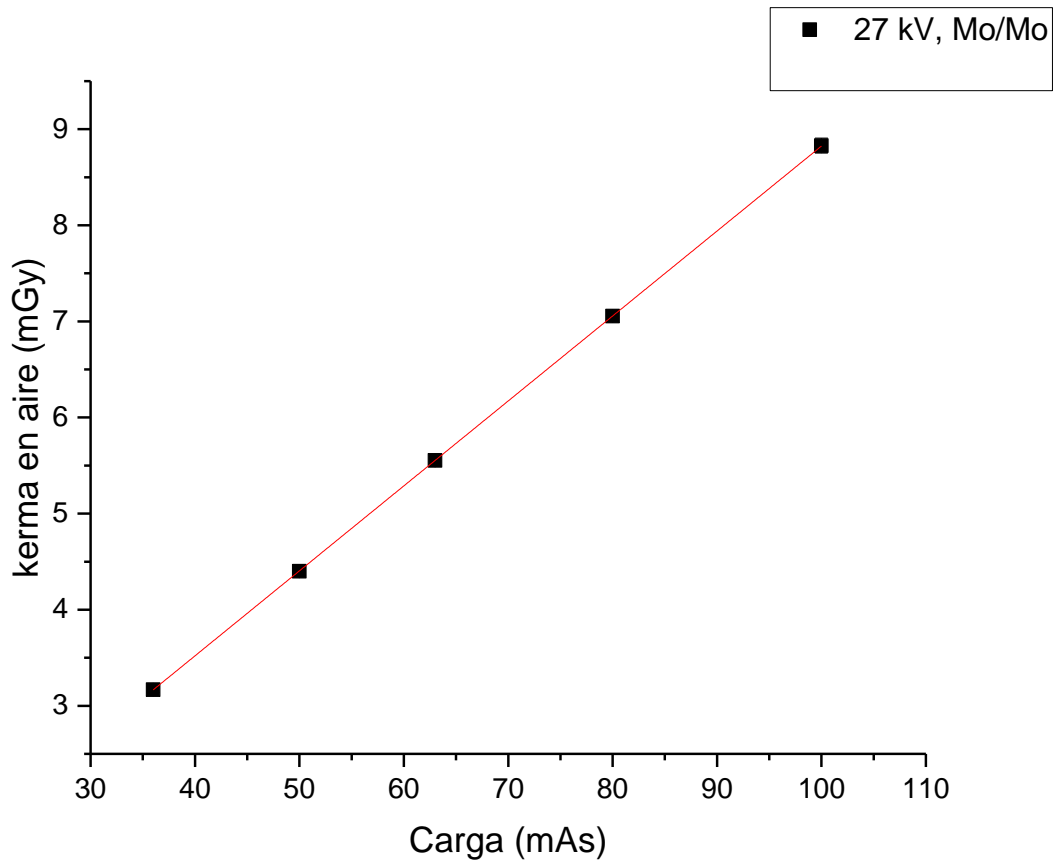


Figura 52. Ajuste lineal para kerma en aire en función del mAs para calcular el rendimiento

La pendiente corresponde al rendimiento, del ajuste se obtuvo que el rendimiento fue de $(0.0884 \pm 0.0001) \text{ mGy mAs}^{-1}$. En la Figura 52 se observa que el kerma aumenta de forma lineal con el aumento del mAs. Del ajuste se obtuvo que $R^2 = 0.99999$

4.2 Comparación de haces de mamografía con los haces simulados mediante el tubo de rayos X YXLON

En esta subsección se comparan las CHR mostradas en la Tabla 6, con las CHR obtenidas en un trabajo previo en 2016 [10]. Estas fueron calculadas para haces de un mastógrafo Hologic Selenia Dimensions propiedad del INCan, con una CI como la que se muestra en la Figura 44. Este mastógrafo posee las combinaciones ánodo/filtro W/Rh, W/Ag y W/Al.

En la Tabla 8 se muestran las CHR de los haces caracterizados en [10].

Tabla 8. CHR de 3 combinaciones ánodo/filtro reportadas en [10] reportadas para un mastógrafo hologic selenia dimensions, propiedad del Instituto Nacional de Cancerología (INCan)

Ánodo/filtro	kV	CHR (mm de Al)	Ánodo/filtro	kV	CHR (mm de Al)
W/Rh	25	0.49 ± 0.01	W/Ag	29	0.56 ± 0.01
W/Rh	27	0.52 ± 0.01	W/Ag	31	0.58 ± 0.01
W/Rh	29	0.54 ± 0.01	W/Ag	33	0.61 ± 0.01
W/Rh	31	0.55 ± 0.01	W/Al	28	0.50 ± 0.01
W/Rh	33	0.57 ± 0.01	W/Al	30	0.55 ± 0.01
W/Ag	25	0.47 ± 0.01	W/Al	32	0.59 ± 0.01
W/Ag	27	0.52 ± 0.01			

De la Tabla 6 y Tabla 8 es evidente que las CHR son distintas. Por poner un ejemplo, para W/Rh, 29 kV, hay una diferencia porcentual entre los valores de CHR del 23%. El tubo de rayos X usado en el mastógrafo es un modelo diferente al tubo YXLON, se trata de un VARIAN M-113T. Ambos tubos de rayos X poseen ánodos de tungsteno, sin embargo, los grosores de los filtros que fueron usados con el tubo YXLON difieren de los grosores que se usan en los filtros del mastógrafo Hologic. Estos se muestran en la Tabla 9.

Tabla 9. Materiales del ánodo y grosores de los filtros del mastógrafo Hologic Selenia Dimensions [53] y el tubo de rayos X YXLON

	Tubo YXLON	Tubo de rayos X del mastógrafo Hologic
Ánodo	Tungsteno	Tungsteno
Filtros	0.025 mm de Rh, 0.025 mm de Ag y 0.5 mm de Al	0.05 mm de Rh, 0.05 mm de Ag y 0.7 mm de Al

En un principio se usaron filtros de los mismos grosores que se muestran en la columna derecha de la Tabla 9, sin embargo resultó que los haces se endurecían y

con esto la CHR superaba los 0.7 mm de Al para todas las combinaciones y voltajes que se muestran en la Tabla 6. Entonces, con el fin de disminuir los valores de la CHR para aproximarnos más a los valores que se muestran en la Tabla 8, se optó por disminuir el grosor de los filtros.

Otra posible razón por la que difieren los valores de las CHR es que el tubo de rayos X del mastógrafo Hologic posee una ventana de berilio de 0.63 mm de espesor y el tubo de rayos X YXLON posee una ventana de berilio de 1 mm [54]. Esto contribuye a que los haces se atenúen de diferente manera.

4.3 Verificación de la calibración de kerma en aire

Las estimaciones de los factores de calibración L_q se obtuvieron a partir de los resultados que se muestran en la Tabla 10.

Tabla 10. Resultados de la verificación de la calibración

Parámetros de irradiación	SN (nC)	SN/mAs (nC/mAs)	Rendimiento (mGy/mAs)	L_q (mGy/nC)
Mo/Mo, 28 kV, 80 mAs	217.6 ± 6.7	2.72 ± 0.08	0.099 ± 0.001	0.036 ± 0.001
Mo/Rh, 28 kV, 80 mAs	185.8 ± 4.0	2.32 ± 0.05	0.079 ± 0.001	0.034 ± 0.001
Rh/Rh, 32 kV, 63 mAs	239.1 ± 5.7	3.79 ± 0.09	0.120 ± 0.001	0.032 ± 0.001

En la Tabla 11 se muestra la comparación con los coeficientes de calibración obtenidos en un trabajo previo y los que aquí fueron verificados. Además, se calcularon los valores P mediante una prueba estadística (*t-test*), para verificar la similitud entre los valores medidos.

Tabla 11. Coeficientes de calibración L_q obtenidos de la tesis de Miguel Nava [10] y coeficientes verificados

Parámetros de irradiación	L_q [mGy/nC] (Original)	L_q [mGy/nC] (Verificado)	Valor-p
Mo/Mo, 28 kV, 80 mAs	0.036 ± 0.001	0.036 ± 0.001	0.88
Mo/Rh, 28 kV, 80 mAs	0.033 ± 0.001	0.034 ± 0.001	0.67
Rh/Rh, 32 kV, 63 mAs	0.031 ± 0.001	0.032 ± 0.001	0.87

Un valor $p > 0.05$ significa que la diferencia entre los valores es estadísticamente no significativa y para las tres calidades comparadas que se muestran en la Tabla 11 se tienen valores $p > 0.05$. Lo anterior quiere decir que todo el sistema que compone al M3D (dosímetros, maniquí, Senographe 2000D, equipo lector) no ha cambiado significativamente, de forma que se reprodujeron los coeficientes de calibración.

En la Figura 53 se muestra el comportamiento de los coeficientes de calibración en función de la energía efectiva.

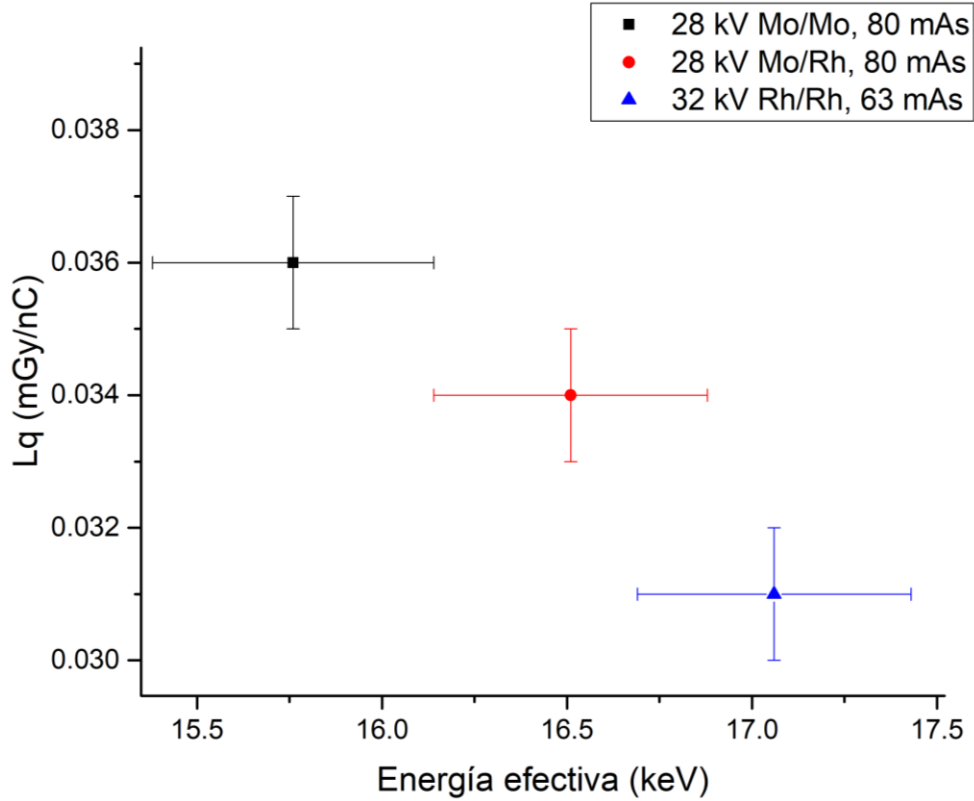


Figura 53. Comportamiento de los puntos de la calibración verificados en función de la energía efectiva

El comportamiento de los coeficientes L_q refleja una propiedad intrínseca de los dosímetros, su respuesta en función de la energía. Para diferentes energías efectivas, y mismos valores de kerma en aire, la emisión de luz aumenta en función de la energía efectiva (en el intervalo de 15 a 17 keV). L_q se define como el rendimiento dividido por señal TL, entonces por lo anterior, si la energía efectiva aumenta, entonces aumenta la emisión de luz, lo cual implica que L_q disminuye. Esto concuerda con trabajos reportados previamente [55].

Por último, en la Tabla 12 se muestran los coeficientes de calibración que fueron medidos, de acuerdo con la Sección 3.5.

Tabla 12. Coeficientes de calibración Lq medidos en este trabajo

Parámetros de irradiación	SN/mAs (nC/mAs)	Rendimiento (mGy)	Lq (mGy/nC)
28 kV Rh/Rh, 80 mAs	2.25 ± 0.02	0.081 ± 0.001	0.036 ± 0.001
30 kV Rh/Rh, 80 mAs	2.93 ± 0.06	0.100 ± 0.001	0.034 ± 0.001
32 kV Rh/Rh, 80 mAs	3.77 ± 0.05	0.120 ± 0.001	0.0318 ± 0.0005

4.4 Calibración de los dosímetros TLD-300

En la Tabla 13 y Tabla 14 se observan los valores obtenidos del parámetro PV para todas las calidades y en la Figura 54 se muestran graficados estos valores en función de la CHR.

Tabla 13. Parámetro PV para calidades del Senographe 2000D

Ánodo/filtro	kV	mAs	CHR (mm de Al)	PV
Mo/Mo	28	100	0.38 ± 0.01	25.8 ± 0.2
	30	100	0.39 ± 0.01	26.4 ± 0.1
	32	100	0.40 ± 0.01	26.7 ± 0.3
	34	100	0.41 ± 0.01	26.8 ± 0.2
Mo/Rh	25	125	0.39 ± 0.01	26.3 ± 0.1
	28	100	0.43 ± 0.01	26.9 ± 0.3
	32	80	0.46 ± 0.02	27.2 ± 0.2
	34	80	0.47 ± 0.01	27.3 ± 0.1
	37	63	0.48 ± 0.02	27.8 ± 0.2
Rh/Rh	28	80	0.42 ± 0.01	27.3 ± 0.3
	31	80	0.46 ± 0.01	27.8 ± 0.2
	34	63	0.50 ± 0.02	28.5 ± 0.1
	37	63	0.53 ± 0.02	29.2 ± 0.1

Tabla 14. Factores de calibración PV para calidades del tubo YXLON

Ánodo/filtro	kV	mA	Tiempo (s)	CHR (mm de Al)	PV
W/Al	26	4.0	60	0.53 ± 0.01	30.7 ± 0.5
	30	4.0	60	0.58 ± 0.01	29.9 ± 0.1
	32	4.0	60	0.60 ± 0.01	30.6 ± 0.2
	35	4.0	60	0.64 ± 0.01	31.6 ± 0.1
W/Ag	25	4.0	60	0.48 ± 0.01	28.0 ± 0.2
	27	4.0	60	0.51 ± 0.01	28.3 ± 0.1
	29	4.0	60	0.52 ± 0.01	29.1 ± 0.2
	31	4.0	60	0.53 ± 0.01	29.7 ± 0.1
W/Rh	26	4.0	60	0.49 ± 0.01	29.6 ± 0.3
	29	4.0	60	0.44 ± 0.01	28.2 ± 0.1
	32	4.0	60	0.46 ± 0.01	29.2 ± 0.3
	36	4.0	60	0.47 ± 0.01	30.4 ± 0.2

Se realizaron pruebas estadísticas (ANOVA) [56] a los valores de PV en cada una de las calidades y no se encontró una diferencia estadística. Para los tres puntos centrales de Mo/Rh, los puntos extremos de W/Al, el primer y tercer punto de W/Rh (véase Figura 54) se obtuvieron valores $p > 0.15$ por lo que las diferencias estadísticas son no significativas. En contraparte la combinación Rh/Rh y W/Ag fueron las que presentaron mayor diferencia estadística entre sus respectivos puntos. Para el caso de los puntos de la combinación Rh/Rh, al aplicar la prueba ANOVA se obtuvieron valores $p < 0.001$ (excepto para 28 kV y 31 KV). Para W/Ag ocurre algo similar, se obtuvieron valores $p < 0.01$ (excepto para 25 kV y 27 kV).

Estas pruebas estadísticas mostraron que existen puntos para los cuales no hay diferencias estadísticas significativas, por lo que se concluye que este lote de dosímetros TLD-300 no tiene la sensibilidad suficiente para distinguir entre pequeños cambios de kilo voltaje. Sin embargo, se encontraron diferencias estadísticas significativas para los puntos de Rh/Rh y W/Ag, lo que deja la posibilidad de que este método pueda refinarse con dosímetros en mejor estado.

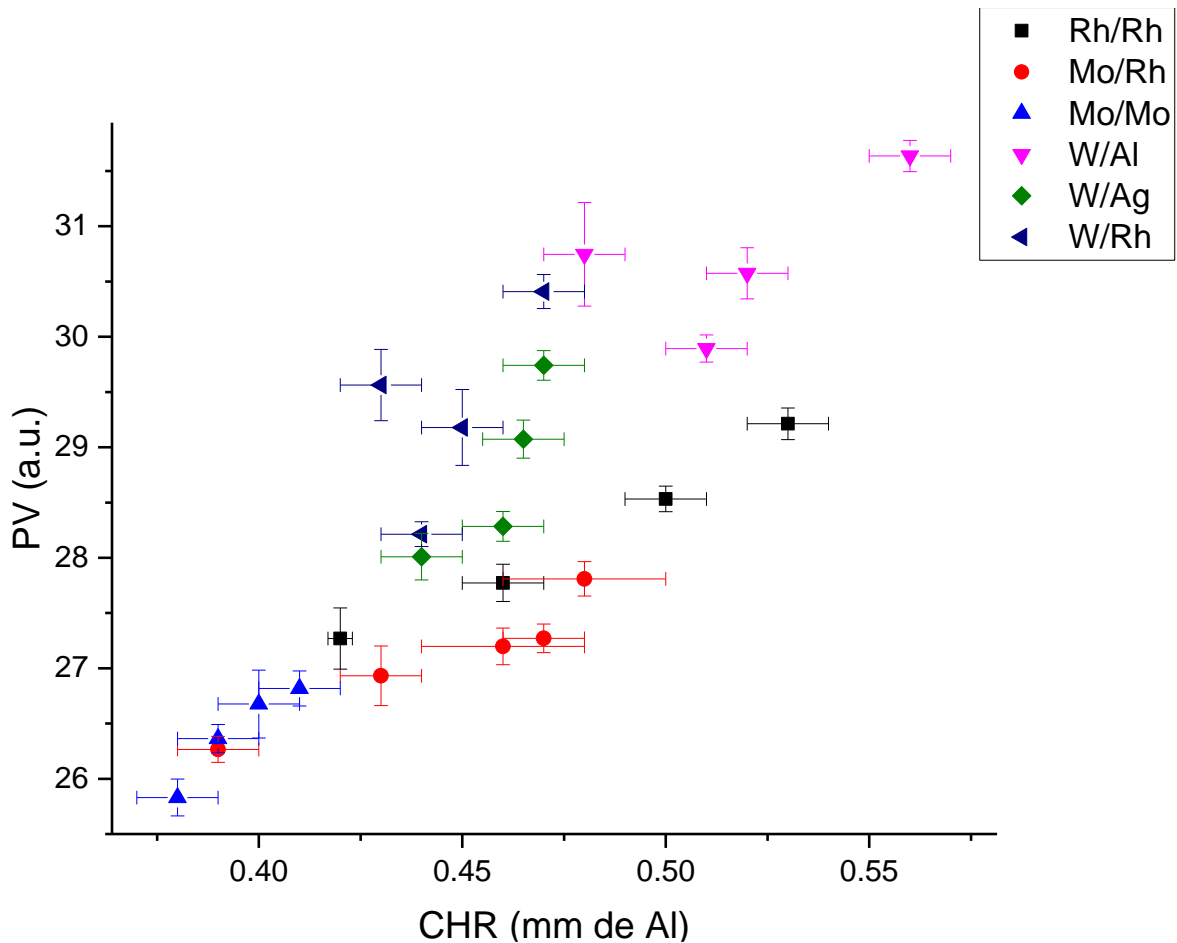


Figura 54. Parámetro vectorial en función de CHR

Se encontró una dependencia creciente del parámetro PV con la CHR.

Con el propósito de disminuir la incertidumbre de los demás puntos de la calibración se propuso usar los dosímetros más homogéneos del lote (a saber: 19, 20, 21, 22, 23 y 24), sin embargo, quedarnos únicamente con estos seis dosímetros hace que no sea viable este método para estimar la CHR. Ya que tres de esos dosímetros serían testigos, lo cual nos deja con solo tres dosímetros para irradiar. Tomaría tres semanas y media aproximadamente evaluar siete diferentes grosores, ya que en una semana solo es posible realizar dos irradiaciones (Sección 3.3.1).

4.5 Prueba del método propuesto en el Senographe 2000D

Los resultados obtenidos de la evaluación del M3D en el equipo Senographe 2000D se muestran a continuación.

Del trabajo [10] se tomaron los valores de CHR para las calidades asociadas excepto la calidad de 27 kV Mo/Mo, ésta última fue caracterizada. En la Tabla 15 se muestran los valores de kerma en aire obtenidos con el M3D y la CI. Usando las Ecuaciones (22) y (23) se obtuvo el kerma en aire para los grosores evaluados.

Tabla 15. Comparación de los valores de kerma en aire obtenidos con una CI y el sistema M3D

Grosor equivalente de mama (mm)	Parámetros de irradiación	Kerma en aire (mGy) CI	Kerma en aire (mGy) M3D	Valor <i>p</i>
21	26 kV, Mo/Mo, 20 mAs	1.27 ± 0.04	1.5 ± 0.1	0.16
32	27 kV, Mo/Mo, 36 mAs	3.03 ± 0.04	3.0 ± 0.3	0.91
45	28 kV, Mo/Rh, 56 mAs	3.97 ± 0.06	4.2 ± 0.4	0.61
53	28 kV, Rh/Rh, 63 mAs	5.14 ± 0.07	5.2 ± 0.2	0.88
60	30 kV, Rh/Rh, 63 mAs	6.41 ± 0.08	6.4 ± 0.2	0.96
75	32 kV, Rh/Rh, 80 mAs	10.10 ± 0.10	10.0 ± 0.3	0.80
90	32 kV, Rh/Rh, 160 mAs	20.92 ± 0.18	20.4 ± 0.9	0.60

Para estimar el kerma en aire mediante el M3D, se usaron factores de corrección F_C para los 3 primeros valores, pues para esas calidades ya existían coeficientes de calibración estimados en el trabajo [10]. Para las últimas 4 calidades no hubo la necesidad de hacer uso de estos factores de corrección, pues en un mismo día se

realizó la lectura de los dosímetros para obtener el kerma en aire y los coeficientes de calibración.

De la Tabla 15 se aprecia que la incertidumbre del kerma a partir del M3D es más grande que la incertidumbre obtenida con la CI. Esto se debe a que los dosímetros TLD-100 fueron calibrados con respecto a la CI

Los valores de kerma en aire obtenidos por ambos métodos presentan diferencias estadísticas no significativas. Por lo que se puede considerar que por ambos métodos se llegan a resultados similares.

Las incertidumbres del kerma en aire para la CI varían del 0.9 al 2.9%, en cambio para el M3D la incertidumbre varía del 2.6 al 9.3%. Como se mencionó en párrafos anteriores, para las 3 primeras calidades que se muestran en la Tabla 15 se incluyeron correcciones por el factor F_c , lo cual añade incertidumbre al kerma obtenido con el M3D.

Como ejemplo particular, para el grosor de 21 mm se tiene una incertidumbre porcentual para el kerma del 7.4%. Del factor de corrección se tiene una incertidumbre porcentual del 5.5%, el coeficiente de calibración L_q tiene una incertidumbre porcentual del 1.7% y la señal neta de los dosímetros aporta una incertidumbre del 4.6%, de modo que al sumar estas incertidumbres en cuadratura se obtiene una incertidumbre de 7.4%. De esto se observa que la mayor incertidumbre la aporta el factor de corrección F_c .

En cambio, para las últimas 4 calidades que se muestran en la Tabla 15, las incertidumbres porcentuales son del 4.1, 3.1, 2.6 y 4.3% respectivamente. Éstas son menores que la incertidumbre mencionada en el párrafo anterior, esto ocurre ya que no se usó el factor de corrección F_c para estas últimas calidades. Estos resultados indican que la calibración del M3D se va “degradando” por acción del tiempo. Se recomienda que dichos valores de calibración se reevalúen periódicamente o ante variaciones en los lectores TL.

En la Tabla 16 se muestran los valores obtenidos para CHR obtenidos con una CI y con el maniquí M3D, así como el valor p .

Tabla 16. Comparación de CHR obtenidas con CI y con el maniquí M3D

Grosor equivalente de mama (mm)	Parámetros de irradiación	CHR (mm de Al) CI	CHR (mm de Al) M3D	Valor <i>p</i>
21	26 kV, Mo/Mo, 20 mAs	0.35 ± 0.01	0.41 ± 0.15	0.45
32	27 kV, Mo/Mo, 36 mAs	0.36 ± 0.01	0.40 ± 0.15	0.55
45	28 kV, Mo/Rh, 56 mAs	0.43 ± 0.01	0.40 ± 0.16	0.73
53	28 kV, Rh/Rh, 63 mAs	0.42 ± 0.003	0.44 ± 0.16	0.85
60	30 kV, Rh/Rh, 63 mAs	0.46 ± 0.01	0.45 ± 0.16	0.81
75	32 kV, Rh/Rh, 80 mAs	0.47 ± 0.01	0.48 ± 0.16	0.87
90	32 kV, Rh/Rh, 160 mAs	0.47 ± 0.01	0.47 ± 0.16	0.99

De la prueba estadística se observa que no hay diferencias estadísticas significativas, por lo que los resultados obtenidos por ambos métodos pueden considerarse similares.

En la Figura 55 se muestra el ajuste.

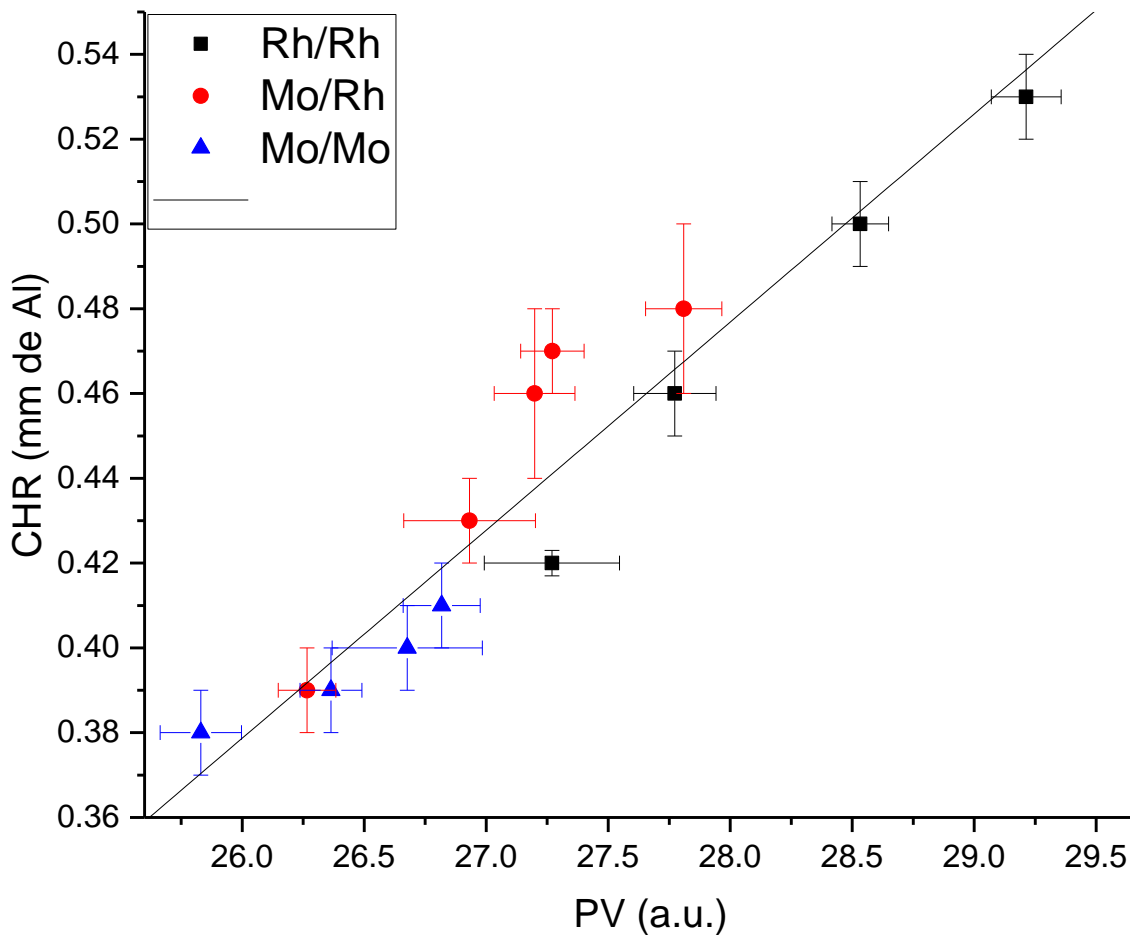


Figura 55. Ajuste lineal realizado para obtener las CHR a partir de PV

El ajuste lineal es de la forma $Y = mx + b$, donde $m = 0.049 \pm 0.004$ y $b = -0.89 \pm 0.11$. La incertidumbre porcentual para la pendiente resulta ser del 8% y 12% para la ordenada. Para este ajuste lineal, $R^2 = 0.9093$.

La incertidumbre de CHR tiene repercusiones en la incertidumbre de $g_t c_t$. Los valores de $g_t c_t$ asociados a las CHR, se obtuvieron a partir del protocolo del OIEA [4] mediante un ajuste lineal. Previamente se verificó que $g_t c_t$ sigue una tendencia lineal con CHR para los 7 grosores mama comprimida equivalente que se muestran en la Tabla 16 ($R^2 = 0.999$). En la Tabla 17 se muestran los valores obtenidos de $g_t c_t$.

Tabla 17. Valores de g_c asociados a las CHR

Grosor equivalente de mama (mm)	Parámetros de irradiación	g_c (CI) (mGy/mGy)	g_c (M3D) (mGy/mGy)
21	26 kV, Mo/Mo, 20 mAs	0.375 ± 0.012	0.42 ± 0.11
32	27 kV, Mo/Mo, 36 mAs	0.281 ± 0.007	0.31 ± 0.09
45	28 kV, Mo/Rh, 56 mAs	0.254 ± 0.007	0.24 ± 0.08
53	28 kV, Rh/Rh, 63 mAs	0.211 ± 0.005	0.23 ± 0.08
60	30 kV, Rh/Rh, 63 mAs	0.225 ± 0.007	0.22 ± 0.07
75	32 kV, Rh/Rh, 80 mAs	0.193 ± 0.004	0.20 ± 0.06
90	32 kV, Rh/Rh, 160 mAs	0.163 ± 0.003	0.16 ± 0.05

Las incertidumbres de $g_t c_t$ (CI) son del orden del 2% y 3%, en cambio las incertidumbres de $g_t c_t$ (M3D) van del 26% hasta 34%.

En la Tabla 18 se muestra la comparación de los valores de DGP. Estos valores se obtuvieron a partir de la Ecuación (24).

Tabla 18. Comparación de valores de DGP obtenidos con la CI y el maniquí M3D

Grosor equivalente de mama (mm)	Parámetros de irradiación	DGP (mGy) CI	DGP (mGy) M3D	Valor-p
---------------------------------	---------------------------	--------------	---------------	---------

21	26 kV, Mo/Mo, 20 mAs	0.47 ± 0.03	0.62 ± 0.17	0.20
32	27 kV, Mo/Mo, 36 mAs	0.85 ± 0.04	0.93 ± 0.30	0.65
45	28 kV, Mo/Rh, 56 mAs	1.02 ± 0.04	1.00 ± 0.36	0.91
53	28 kV, Rh/Rh, 63 mAs	1.15 ± 0.07	1.19 ± 0.43	0.88
60	30 kV, Rh/Rh, 63 mAs	1.53 ± 0.10	1.39 ± 0.47	0.65
75	32 kV, Rh/Rh, 80 mAs	2.06 ± 0.12	1.98 ± 0.61	0.82
90	32 kV, Rh/Rh, 160 mAs	3.62 ± 0.22	3.33 ± 1.06	0.66

Lo primero a observar de la tabla anterior, es que los valores p son mayores a 0.05, por lo que la DGP estimada por los dos métodos pueden ser consideradas similares estadísticamente.

Las incertidumbres obtenidas de DGP con el maniquí M3D van del 28% hasta el 37%, en cambio con la CI las incertidumbres van del 3.9% al 5.5%. La fuente de mayor incertidumbre provino de la calibración para obtener CHR y esto puede constatarse. Como ejemplo, para el grosor de 21 mm se tiene una incertidumbre total del 28%. La incertidumbre de DGP (véase Ecuación (24)), proviene del kerma en aire para ese grosor, el valor de $g_t c_t$ asociado y el valor de s . La incertidumbre porcentual del kerma en aire para ese grosor (de la Tabla 15) es del 7.4%, la incertidumbre porcentual de $g_t c_t$ para este mismo grosor (de la Tabla 17) es del 27% y por último la incertidumbre porcentual de s es del 4.1%. [9]. Ahora, si estos valores porcentuales son sumados en cuadratura se obtiene la incertidumbre de DGP y corresponde al 28%. De esta manera es evidente que la mayor fuente de

incertidumbre proviene de $g_t c_t$ que a su vez proviene de CHR y esta a su vez proviene de la calibración de los TLD-300.

En este equipo de mamografía se obtuvieron valores de DGP que están dentro de lo recomendado por el protocolo del OIEA, estos valores se muestran en la Tabla 19.

Tabla 19. Límites recomendados para DGP por el protocolo del OIEA [4]. Los niveles aceptables y alcanzables que se muestran en la tabla fueron tomados de la sección 8.8 del protocolo

Grosor de PMMA (mm)	Grosor equivalente de mama (mm)	Nivel aceptable de DGP para mama equivalente	DGP estimada con M3D (mGy)	Nivel alcanzable de DGP para mama equivalente
20	21	1.0	0.6	0.6
30	32	1.5	0.9	1.0
40	45	2.0	1.0	1.6
45	53	2.5	1.2	2.0
50	60	3.0	1.4	2.4
60	75	4.5	2.0	3.6
70	90	6.5	3.3	5.1

4.6 Ventajas y desventajas del método propuesto para estimar DGP

Primero, las ventajas de este método consisten en lo siguiente:

Realizar las irradiaciones para obtener DGP resultan más fáciles con el sistema M3D, ya que la obtención del kerma y de CHR se hacen de forma simultánea con solo irradiar el maniquí 3 veces, lo cual toma pocos minutos. Por otro lado, estimar la CHR y el kerma en aire con una CI toma más tiempo, ya que deben hacerse numerosas irradiaciones. Las mediciones se hacen de forma independiente.

También, las irradiaciones al sistema M3D pueden hacerse de forma inmediata, ya que la CI debe ser irradiada previamente hasta que las lecturas proporcionadas por el electrómetro se estabilicen y este proceso suele tomar varios minutos.

El sistema puede ser operado por cualquier tipo de personal (en lo que concierne al proceso de irradiación únicamente) ya que no se necesita ser un experto calificado, sin embargo, la CI requiere un usuario experto ya que este instrumento es sumamente delicado y puede sufrir daños fácilmente.

Por otro lado, se tienen las desventajas de este método:

La preparación de los dosímetros toma mucho más tiempo. A partir de que son horneados (TLD-100 y TLD-300) deben transcurrir 24 horas al menos para poder irradiar los dosímetros. Tras ser irradiados, por protocolo deben transcurrir al menos 24 horas para ser leídos; para los dosímetros TLD-300 en cambio debían transcurrir al menos 48 horas para ser leídos, de forma que en una semana solo fue posible darles uso en dos ocasiones. Antes, se encontró que solo 6 dosímetros se comportan de manera homogénea, por el protocolo de lectura se vuelve inviable trabajar con un lote tan pequeño, ya que tomaría varias semanas hacer evaluaciones. En cambio, la CI puede ser usada sin una preparación previa, aunque como se mencionó antes, requiere de un usuario experto.

Existe la posibilidad de que, con un buen lote de estos dosímetros, bien caracterizados, éste sea un método prometedor para obtener las calidades, sin embargo, estos dosímetros (TLD-300) ya no se comercializan actualmente. Se espera que este trabajo y otros recientes del grupo de investigación al que pertenezco [39, 40, 57], atraigan el interés de fabricantes para su recomercialización.

De acuerdo con lo anterior, el maniquí M3D mostró ser de utilidad para estimar DGP, sin embargo, los resultados obtenidos a partir de este muestran incertidumbres bastante considerables (alrededor del 30%). Esto último representa algo negativo en el método, ya que en el protocolo de dosimetría en radiología se establece que la incertidumbre máxima para la determinación de la DGP es del 10% [58]. Por el

momento, dadas las circunstancias y el equipo que se usó, la incertidumbre hace que este no sea un método confiable para tomar medidas de DGP, sin embargo, se recalca la posibilidad de mejorar este trabajo con dosímetros TLD-300 en mejor estado.

Concluimos que no es viable el uso de los dosímetros TLD-300 usados en este trabajo para evaluar la DGP, para esto se hicieron análisis estadísticos y análisis de incertidumbre que fundamentan esta afirmación. Sin embargo, el sistema M3D en sí, es viable ya que en un trabajo previo se utilizó un conjunto de cuñas de Al y 12 dosímetros TLD-100 para obtener la CHR [10]. Con este sistema se obtuvieron incertidumbres de DGP del 11% aproximadamente.

Capítulo 5: Conclusiones

Se optimizó y actualizó el diseño actual del maniquí M3D. La implementación de un maniquí modular permitió evaluar diversos grosores de mama comprimida de una forma bastante sencilla.

Además, se implementó el uso de dosímetros TLD-100 y TLD-300 para obtener el kerma y la CHR respectivamente. Sin embargo, debido principalmente al estado de los dosímetros TLD-300, la sensibilidad del método no fue suficiente.

Aún con lo anterior se logró crear un método de evaluación de DGP por medio de dosímetros termoluminiscentes que funciona para cualquier equipo y diversos grosores (solo usando TLD-100).

Como trabajo a futuro se podría poner a prueba el sistema M3D en equipos de uso clínico, dada la nueva calibración con los dosímetros TLD-300.

Referencias

- [1] D. E. Y. A. Esparza, «Cancer de la mujer,» [En línea]. Disponible en: <https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/248801/CancerdeLaMujer.pdf>. [Último acceso: 14 junio 2019].
- [2] INEGI, «Estadísticas a propósito del día mundial contra el cancer,» 2 febrero 2018. [En línea]. Disponible en: https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/aproposito/2018/cancer2018_nal.pdf. [Último acceso: 14 junio 2019].
- [3] C. Arce, V. Yolanda y G. Carlos, «Cáncer de mama,» [En línea]. Disponible en: <http://incan-mexico.org/revistainvestiga/elementos/documentosPortada/1327324685.pdf>. [Último acceso: 14 junio 2019].
- [4] OIEA, Quality assurance programme for digital mammography, Organismo Internacional de Energía Atómica, 2011.
- [5] D. R. Dance, C. L. Skinner y G. Carlsson, «Breast dosimetry,» *Applied radiation and Isotopes*, pp. 185-203, 1999.
- [6] D. R. Dance, «Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose,» *Physics in medicine and biology*, vol. 35, nº 9, pp. 1211-1219, 1990.
- [7] J. T. Bushberg y J. M. Boone, The essential physics of medical imaging, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- [8] D. R. Dance, C. L. Skinner y Young, « Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol.,» *Physics in medicine and biology*, vol. 45, 2000.
- [9] D. R. Dance, K. C. Young y R. van Engen, «Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols,» *Physics in medicine and biology*, vol. 54, pp. 4361-4372, 2009.
- [10] M. Á. Nava Cabrera, Evaluación de dosimetría en mamografía con dosímetros termoluminiscentes, México: TESIUNAM, 2016.
- [11] Secretaría de Salud, «NOM-229-SSA1-2002. Salud ambiental. Responsabilidades sanitarias y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X,» 2002. [En línea]. Disponible en: http://dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=684644&fecha=27/01/2004. [Último acceso: 22 mayo 2020].
- [12] R. van Engen, S. van Woundenbergh, S. Bosmans y K. Young, European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening.
- [13] E. Berns, J. Baker y L. Barke, «Digital Mammography Quality Control Manual,» *American College of Radiology*, 2016.
- [14] E. Podgorsak, Radiation Physics for Medical Physicist, Canada: Springer, 2006.

- [15] F. H. Attix, Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, Wisconsin : WILEY-VCH, 2004.
- [16] J. Hubbell y S. Seltzer, «Tables of X Ray Mass Attenuation Coefficients (version 1.4),» National Institute of Standards and Technology, 2004. [En línea]. Disponible en: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab3.html>. [Último acceso: 31 agosto 2019].
- [17] American Institute of Physics, «Equipment Requirements and Quality Control for Mammography,» agosto 1990. [En línea]. Disponible en: https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_29.pdf. [Último acceso: 25 noviembre 2019].
- [18] E. L. Nickoloff y H. L. Berman, «Factors affecting X-ray spectra,» *RadioGraphics*, vol. 13, nº 6, pp. 1337-1348, 1993.
- [19] «Protección radiológica en radiología digital y mamografía,» [En línea]. Disponible en: <https://www.slideshare.net/medinao/proteccion-radiologica-en-radiologia-digital-y-mamografia-omar-vega>. [Último acceso: 17 mayo 2020].
- [20] T. Villafana, «Generators, X ray tubes and exposure geometry in mammography,» *AAPM*, vol. 10, nº 3, pp. 539-554, 1990.
- [21] D. Vinay, «Factors affecting the quality and quantity of x ray beam,» 2016. [En línea]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/vinayDesai12/factors-affecting-quality-and-quantity-of-xray-beam>. [Último acceso: 13 enero 2020].
- [22] J. M. Boone, «Molybdenum, rhodium and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography,» *Medical Physics*, vol. 24, nº 12, pp. 1863-1874, 1997.
- [23] «Asociación española contra el cancer de mama,» [En línea]. Disponible en: <https://www.aecc.es/es/todo-sobre-cancer/tipos-cancer/cancer-mama/que-es-cancer-mama>. [Último acceso: 31 agosto 2019].
- [24] «Anatomía de la mama,» diciembre 2017. [En línea]. Disponible en: <https://www.cirugiasdelamama.com/anatomia-de-la-mama>. [Último acceso: agosto 31 2019].
- [25] W. R. Hendee, Physics of mammographic imaging, 2013.
- [26] «Mamografía (radiografía de la mama),» OIEA, [En línea]. Disponible en: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/Mammography/mammography-technique.htm. [Último acceso: 9 septiembre 2019].
- [27] D. K. Julius Liphay, «Adjustable collimator for mammography». United States Patente 853,131, 1978.
- [28] J. E. Gray, «HTC, Grids improve mammography contrast,» [En línea]. Disponible en: <https://pdfs.semanticscholar.org/cc1b/d5729a2d121db3e3cab1b2fc3eed0aa1a3a.pdf>. [Último acceso: 16 septiembre 2019].
- [29] W. R. Handee y M. K. Markey, Physics of mammographic imaging, New York: CRC Press Taylor and Francis group, 2013.

- [30] S. F. G. V. M Ramos, «Evaluation of DR and CR digital mammography systems based on phantom and breast dosimetry,» *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2006.
- [31] B. A. Instituto Nacional del Cancer, «Guía técnica de procedimientos mínimos de control de calidad en mamografía,» 2015. [En línea]. Disponible en: <http://iah.salud.gov.ar/doc/Documento197.pdf>. [Último acceso: 29 noviembre 2019].
- [32] «Magnitudes y unidades radiológicas,» [En línea]. Disponible en: http://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/624874014_241120091324.pdf. [Último acceso: 2 Enero 2020].
- [33] A.J.J.Bos, «High sensitivity thermoluminescence dosimetry,» *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, vol. 184, pp. 3-28, 2001.
- [34] T. Kron, «Thermoluminescence dosimetry and its applications in medicine,» *Australasian Physical and Engineering*, vol. 17, n° 4, pp. 175-199, 1994.
- [35] T. M. Piters, A study into the mechanism of thermoluminescence in a LiF:Mg,Ti dosimetry material, Delft University of technology, 1993.
- [36] ThermoFisher Scientific, [En línea]. Disponible en: <https://www.thermofisher.com/order/catalog/product/SNO10106>. [Último acceso: 2 diciembre 2019].
- [37] R. & Á. O. Barrios, «Respuesta termoluminiscente de LiF ante variación de tasa de calentamiento,» ININ, Universidad Autónoma del Estado de México, [En línea]. Disponible en: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/36/101/36101003.pdf?r=1&r=1. [Último acceso: 20 octubre 2019].
- [38] J. Guerda Massillon, I. Gamboa de Buen, M. Brandan y A. Buenfil, «(TLD 300) thermoluminescent response and glow curve induced by gamma rays and ions,» *Nuclear Instruments and Methods in Physics*, vol. 266, pp. 772-780, 2008.
- [39] I. D. Muñoz, O. Avila, I. Gamboa-deBuen y M. E. Brandan, «Evolution of the CaF₂:Tm (TLD-300) glow curve as an indicator of beam quality for low-energy photon beams,» *Physics in Medicine and Biology*, vol. 60, p. 2135–2144, 2015.
- [40] A. Gómez-Facenda, I. Muñoz, E. López-Pineda, C. Reynoso-Mejía, P. Dies-Suárez y M. Brandan, «Dual TLD-100/TLD-300 method to evaluate beam quality and absorbed dose in radiological imaging procedures,» *Radiation Measurements*, pp. 1-5, 2017.
- [41] ININ, «Acreditación del sistema de calidad del Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica del CMRI,» [En línea]. Disponible en: <http://inin.gob.mx/publicaciones/documentospdf/48%20ACREDITACION.pdf>. [Último acceso: 2 diciembre 2019].
- [42] ICRP, «Statement from the 1987 como meeting of the international comission on radiological protection,» 1987. [En línea]. Disponible en: <http://www.icrp.org/docs/1987%20Como.pdf>. [Último acceso: 2 diciembre 2019].

- [43] E. López Pineda, C. Ruíz Trejo y M. E. Brandan, «A mammographic phantom to measure mean glandular dose by thermoluminescent dosimetry,» *Radiation Measurements*, p. 3, 2014.
- [44] J. Guerda Massillon, I. Gamboa de Buen y M. E. Brandan, «Onset of supralinear response in TLD-100 exposed to 60Co gamma-rays,» *Journal of Physics D: Applied Physics*, vol. 39, nº 2, pp. 262-268, 2006.
- [45] C. Sunta y S. Watanabe , «Thermoluminescence of LiF TLD-100 by phototransfer,» *Journal of physics* , vol. 9, nº 8, 1976.
- [46] DirectMedical, «GE SENOGRAFHE 2000D,» [En línea]. Disponible en: https://www.excelimaging.net/pdfs/GE_2000D_digitec_mammo.pdf. [Último acceso: 11 noviembre 2019].
- [47] Y. International, «Portable Constant Potential X-Ray Units,» [En línea]. Disponible en: https://www.grimas.hu/wp-content/uploads/2014/03/SiteCollectionImages/070_Yxlon/Smart200/Smarts_series_ENG.pdf. [Último acceso: 11 noviembre 2019].
- [48] ThermoFisher Scientific, «Harshaw TLD Model 3500 Manual Readers,» [En línea]. Disponible en: <https://www.thermofisher.com/order/catalog/product/3500TLDDS3>. [Último acceso: 3 diciembre 2019].
- [49] E. López Pineda, C. Ruíz Trejo y M. E. Brandan, «Manual de Procedimientos de Trabajo del Laboratorio de Dosimetría Termoluminiscente,» Ciudad de México, 2018.
- [50] A. J. J. Bos y J. B. Dielhof, «The analysis of the thermoluminescent glow peaks in TLD-300,» *Radiation Protection Dosimetry* , vol. 37, nº 4, pp. 231-239, 1991.
- [51] NIST, «X-Ray Mass Attenuation Coefficients,» julio 2004. [En línea]. Disponible en: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ElemTab/z13.html>. [Último acceso: 04 enero 2020].
- [52] JCGM, Evaluation of measurement data-Guide to the expression of uncertainty in measurement. GUM, 2008.
- [53] «Selenia Dimensions Mammography System,» [En línea]. Available: <http://guttaeu.eu/wp-content/uploads/2017/11/SeleniaDimensions.pdf>. [Último acceso: 20 mayo 2020].
- [54] «Portable Constant Potential X-Ray Units, YXLON INTERNATIONAL,» [En línea]. Disponible en: https://www.grimas.hu/wp-content/uploads/2014/03/SiteCollectionImages/070_Yxlon/Smart160/Smarts_eng.pdf. [Último acceso: 20 mayo 2020].
- [55] J. G Massillon, A. Cabrera Santiago, R. Minniti, M. O'Brien y C. Soares, «Influence of phantom materials on the energy dependence of LiF:Mg, Ti thermoluminescent dosimeters exposed to 20-300 kV narrow x-ray spectra, 137Cs and 60Co photons,» *Physics in Medicine and Biology*, nº 59, pp. 4149-4166, 2014.
- [56] «Statistics How To,» [En línea]. Disponible en: <https://www.statisticshowto.com/probability-and-statistics/hypothesis-testing/anova/>. [Último acceso: 05 agosto 2020].

- [57] V. M. López Guadalupe , Energía promedio y dosis de las componentes de radiación secundaria de un linac medidas con dosímetros termoluminiscentes TLD-300 y TLD-100, Ciudad de México: TESIUNAM, 2020.
- [58] F. Pernicka y I. McLean, «Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice,» International Atomic Energy Agency , 2007.
- [59] D. B. Kopans, La mama en imagen, Marban, 1994.
- [60] «NOM-041-SSA2-2002, Para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama.,» 2002. [En línea]. Disponible en: <http://www.salud.gob.mx/unidades/cdi/nom/041ssa202.html>. [Último acceso: 14 junio 2019].
- [61] OIEA, «Protección radiológica en medicina nuclear,» [En línea]. Disponible en: <http://slideplayer.es/slide/300957/>. [Último acceso: 22 julio 2019].
- [62] M. Chevalier y R. Torres, «Mamografía Digital,» *Revista de física médica*, vol. 11, nº 1, p. 16, 2010.
- [63] M. Assiamah, T. Nam y R. 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.
- [64] M. Oliveira, M. Nogueira, E. Guedes, M. Andrade, J. Peixoto y G. Joana, «Average glandular dose and phantom image quality in mammography,» *Science Direct*, vol. Research A, nº 580, pp. 574-577, 2007.
- [65] P.-C. H. P.-S. W. Tien-Ko Wang, «Application of CaF₂:Tm (TLD-300) Dosimeter to the Discrimination Between Alpha, Beta and Gamma Radiation,» *International Journal of Radiation Applications and Instrumentation* , vol. 40, nº 4, pp. 329-335, 1989.
- [66] A. R. Lakshmanan y Bhuwan Chandra, «Estimation of Quality and Intensity of Low Energy Photon Radiation using a Single Sample of CaF₂:Tm,» *The International Journal of Applied Radiation and Isotopes*, vol. 33, pp. 703-706, 1982.
- [67] M. Poletti, O. Goncalves y I. Mazzaro, «X-ray scattering from human breast tissues and breast-equivalent materials,» *Physics in Medicine and Biology*, vol. 47, pp. 47-63, 2001.
- [68] «Blomedical International,» [En línea]. Disponible en: <http://www.esse3-medical.com/userfiles/file/MILADY%20DG%20data%20sheet.pdf>. [Último acceso: 20 mayo 2020].