



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

Evaluación y optimización del conjunto DMAM2 para control
de calidad en mamografía

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

FÍSICA BIOMÉDICA

P R E S E N T A:

DANIELA GÓMEZ RANGEL

DIRECTOR DE TESIS:

M en C. EDUARDO LÓPEZ PINEDA



Ciudad Universitaria, CD. MX., 2020



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Contenido

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. Objetivo.....	2
1.1.1. Metas.....	2
CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO	3
2.1. Imágenes por rayos X.....	3
2.1.1. Generación de rayos X.....	3
2.1.2. Calidad del haz de rayos X	6
2.1.3. Generación de imágenes por rayos X	8
2.2. Interacción radiación-materia.....	9
2.2.1. Dispersión de Rayleigh.....	9
2.2.2. Dispersión Compton	10
2.2.3. Efecto fotoeléctrico	11
2.2.4. Atenuación.....	12
2.2.5. Capa hemirreductora.....	13
2.3. MAMOGRAFÍA.....	14
2.3.1. Mama humana.....	14
2.3.2. Lesiones en la mama.....	15
2.3.3. Equipos de mamografía.....	17
2.3.4. En México	23
2.4. CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA	25
2.4.1. Parámetros de calidad	25
2.4.2. Protocolos de control de calidad	31
CAPÍTULO 3: DESARROLLO EXPERIMENTAL	33
3.1. Senographe 2000D.....	33
3.2. DMAM2.....	35
3.3. Evaluación de las pruebas del manual	39
3.3.1. Homogeneidad del detector.....	41

3.3.2.	Distorsión geométrica y evaluación de artefactos.....	41
3.3.3.	Imagen fantasma/remanente.....	42
3.3.4.	Umbral de sensibilidad de contraste-detalle.....	44
3.3.5.	Espesor del objeto y compensación del tubo.....	46
3.3.6.	Resolución espacial.....	48
3.3.7.	Función de respuesta.....	49
3.3.8.	Evaluación del ruido.....	50
3.3.9.	Reproducibilidad a corto plazo del CAE.....	50
3.3.10.	Reproducibilidad a largo plazo del CAE.....	51
3.3.11.	Capa hemirreductora (CHR).....	51
3.3.12.	Factor de rejilla.....	53
3.3.13.	Detección de elementos defectuosos sin corregir.....	53
3.3.14.	Evaluación CAE.....	54
3.3.15.	Dosimetría.....	57
3.3.16.	Tiempo de exposición.....	60
3.3.17.	Detección de pixeles malos.....	60
3.3.18.	Sistema de colimación.....	61
3.3.19.	Uniformidad del detector.....	62
3.3.20.	Kerma en aire incidente en la superficie de entrada.....	63
3.3.21.	Función de transferencia modulada (MTF).....	65
3.4.	Evaluación del desempeño del conjunto.....	67
3.4.1.	Desarrollo de optimización.....	67
3.4.2.	Software.....	68
3.4.3.	Placas de PMMA.....	69
CAPÍTULO 4: RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....		70
4.1.	Evaluación de las pruebas del manual.....	70
4.1.1.	Homogeneidad del detector.....	70
4.1.2.	Distorsión geométrica y evaluación de artefactos.....	72
4.1.3.	Imagen fantasma / remanente.....	73

4.1.4.	Visibilidad de contraste umbral	75
4.1.5.	Espesor del objeto y compensación del tubo	78
4.1.6.	Resolución espacial.....	80
4.1.7.	Función de respuesta.....	84
4.1.8.	Evaluación del ruido	85
4.1.9.	Reproducibilidad a corto plazo del CAE	85
4.1.10.	Reproducibilidad a largo plazo del CAE.....	86
4.1.11.	Capa hemirreductora (CHR)	87
4.1.12.	Factor de rejilla	88
4.1.13.	Detección de elementos defectuosos sin corregir.....	89
4.1.14.	Evaluación CAE.....	89
4.1.15.	Dosimetría.....	90
4.1.16.	Tiempo de exposición	90
4.1.17.	Sistema de colimación	91
4.1.18.	Uniformidad del detector	91
4.1.19.	Función de transferencia modulada MTF	92
4.2.	Resumen de resultados.....	94
CAPÍTULO 5:	CONCLUSIONES.....	96
CAPÍTULO 6:	Referencias.....	98

i. Agradecimientos

Primero a Dios.

A mi asesor de tesis M. en C. Eduardo López Pineda, por brindarme los conocimientos, la guía, apoyo y paciencia durante el desarrollo de este trabajo.

A la Dra. Maria Ester Brandan Siqués permitirme trabajar dentro del grupo DOSIFICAME, así como el apoyo económico brindado con el programa DGAPA-UNAM IN107916 y IN103219.

A mi comité sinodal: Dra. Maria Ester Brandan Siqués, Dr. Rodrigo Alfonso Martin Salas, M. en C. César Ruiz Trejo, M. en C. Adriana Moreno Ramírez, M. en C Eduardo López Pineda, por todos sus comentarios, aportaciones y apoyo que me permitieron desarrollar este trabajo de la mejor manera.

Al Instituto de Física, UNAM por permitirme utilizar sus instalaciones para la elaboración de este proyecto. Así como al taller mecánico del Instituto de Física por el apoyo en la elaboración de unas placas para este proyecto.

A la facultad de ciencias, por brindarme a los mejores profesores que me compartieron sus conocimientos. A la coordinación de la licenciatura por siempre brindarnos apoyo y estar al pendiente de nuestra formación.

A mis padres por siempre estar conmigo, apoyarme y estar a mi lado brindándome todo su amor. A mis hermanos por todos los momentos de felicidad los cuales me dan fortaleza en los momentos más difíciles.

A mis compañeros de generación, en especial a Andrés, Alejandra, Fabiola, América, Alberto, Casandra y David por hacer de la licenciatura una experiencia llena de buenos recuerdos, y sin los cuales hubiera sido muy complicado.

A mis amigas Dulce y Miryam, por estar conmigo desde el CCH y siempre darme las palabras de apoyo que necesito para seguir adelante.

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

El cáncer es la tercera causa de muerte en América Latina; en 2018 ocasionó 672 758 defunciones, en ese año se detectaron 1.4 millones de casos nuevos [1]. En México, el cáncer de mama está entre las primeras causas de muertes después de los tumores malignos en los órganos digestivos y órganos genitales femeninos entre la población de los 30 a 59 años; se observa un mayor impacto en mujeres, donde 2 de cada 10 fallecimientos femeninos por cáncer se deben a esta enfermedad. En la población mayor de 60 años, es la quinta causa de mortalidad, sin embargo, se observa una tendencia al alza [2].

El punto principal para el control de este tipo de cáncer es la detección temprana, para mejorar el diagnóstico y la supervivencia. Sin embargo, en los países de ingresos bajos y medios, el diagnóstico de esta enfermedad se hace en fases muy avanzadas [3].

Uno de los métodos de detección temprana es la aplicación sistemática de pruebas de tamizaje en la población asintomática. La mamografía es la única técnica que se ha revelado como eficaz para la detección temprana. Si su cobertura supera el 70%, se puede reducir la mortalidad por cáncer de mama en un 20-30% en las mujeres de más de 50 años [3].

De una imagen mamográfica se espera que se obtengan imágenes con un alto contraste (para la detección de masas) y alta resolución espacial (para visualizar microcalcificaciones). En adición a esto, el ruido debe ser lo suficientemente bajo para poder distinguir estructuras de manera confiable [4].

Para que se cumplan estos requerimientos, se han establecido indicadores numéricos los cuales se incluyen en un programa de control de calidad. Con estos es posible vigilar el correcto funcionamiento del sistema mamográfico de manera objetiva. Un programa de control de calidad comprende las mediciones, la evaluación y el mantenimiento de niveles óptimos de todas las características que se pueden definir, medir y controlar de un equipo mamográfico [5].

Debido a la importancia de las pruebas de control de calidad, se han desarrollado distintas herramientas y maniquís¹ que permiten hacer la evaluación de las pruebas como es el caso del CDMAM (Contrast Detail Mammography) el cual está diseñado para determinar el umbral de contraste-detalle [6], PIXMAM 3D el cual está diseñado para la evaluación de sistemas de tomosíntesis de mama [7], BR3D el cual ayuda para evaluar la detectabilidad de lesiones de diversos tamaños en un tejido de fondo complejo [8], entre otros. Estos maniquís permiten generar un estándar para la evaluación de las pruebas, ya que simulan el tejido y/o estructuras de interés diagnóstico en una glándula mamaria humana. Actualmente en el mercado existen distintos

¹ Elemento que se utiliza para la calibración de equipos de imagen. Contiene elementos de características similares a las que se quieren estudiar.

maniquís que permiten realizar las pruebas de control de calidad propuestas por distintos organismos o instituciones, tal es el caso del conjunto DMAM2 de *Leeds Test Objects* [9], el cual es presentado como una herramienta para la evaluación de sistemas de mamografía digital.

En este trabajo se evaluó el desempeño del conjunto DMAM2 en las pruebas de control de calidad que se proponen en su manual. Así mismo, se propone una optimización para que las pruebas se realicen de forma eficiente.

1.1. Objetivo

Evaluar el desempeño del conjunto DMAM2 para control de calidad en mamografía y generar una propuesta de optimización para su aplicación rutinaria de manera efectiva.

1.1.1. Metas

1. Aprender a realizar las pruebas de control indicadas en el manual del conjunto.
2. Aplicar las pruebas en un equipo de mastografía y evaluar la claridad de las indicaciones y el desempeño de los elementos del DMAM2.
3. Crear una propuesta para mejorar las indicaciones y el desempeño.
4. Crear una propuesta de mejora para los elementos del conjunto.
5. Evaluar la propuesta de optimización.

Esta tesis está organizada en 6 capítulos. En el primer capítulo se presentan los objetivos y las metas del trabajo, así como la introducción de éste.

En el segundo capítulo se presentan los principios teóricos que fueron necesarios para el desarrollo del trabajo.

En el tercero se plantea el desarrollo experimental que se llevó a cabo. Se explica la metodología de las pruebas que se evaluaron, así como los criterios de evaluación. También se presentan las propuestas de optimización que se desarrollaron para la mejora del DMAM2, entre estos se encuentran el desarrollo del software de análisis semi-automático de 5 pruebas, así como el diseño de las placas de PMMA para la colocación del maniquí MTF.

En el cuarto capítulo se presentan los resultados. En primer lugar, se presentan los resultados del desempeño del DMAM2, posteriormente se presentan los resultados de la evaluación del desempeño del manual que propone el proveedor, y por último los resultados de la evaluación de las mejoras.

En el capítulo 5 se presentan las conclusiones del trabajo. Y por último en el capítulo 6 se presentan las referencias utilizadas durante el proyecto.

CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO

Para lograr el objetivo antes mencionado, es necesario establecer las bases teóricas de los fenómenos y procesos involucrados; es por eso que en este capítulo se describen los principios físicos básicos de la formación de imágenes por rayos X.

2.1. Imágenes por rayos X

Durante muchos años la obtención de imágenes radiológicas ha sido muy útil para el diagnóstico de enfermedades, también conocido como radiodiagnóstico. Estas imágenes, como su nombre lo indica, utilizan rayos X para generar una imagen de un objeto de interés [10]. Los rayos X son radiación electromagnética que tiene la capacidad de ionizar la materia [11].

A continuación, se describe la forma en la que se generan dichos rayos, así como la interacción de éstos con la materia.

2.1.1. Generación de rayos X

Los rayos X se pueden generar durante la interacción de electrones energéticos con la materia. Una forma de generar rayos X es con un tubo de rayos X el cual se muestra en la figura 1 de forma simplificada.

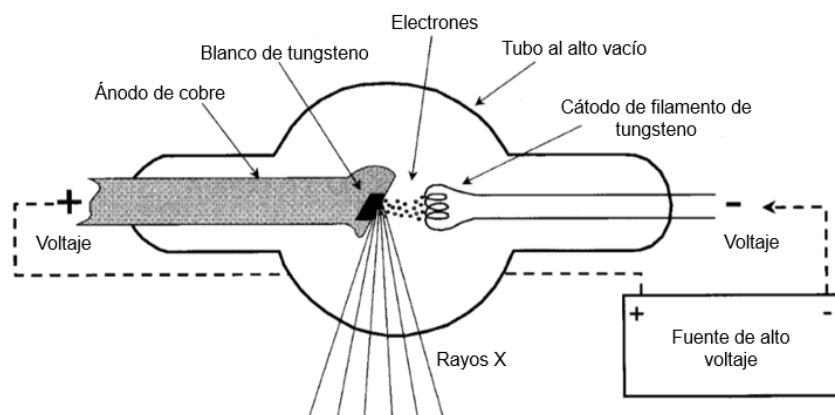


Figura 1: Esquema simplificado de un tubo de rayos X [Modificado de [11]]

Un tubo de rayos X contiene un cátodo y un ánodo a los cuales se les aplica una diferencia de potencial, ésta va a determinar la energía máxima de los rayos X; para radiodiagnóstico usualmente varía entre 20 y 150 kV [11].

El **cátodo**, cargado negativamente, consiste en un filamento de tungsteno (W) que al ser calentado se convierte en una fuente de electrones debido a efecto termoiónico. El número de electrones generados depende de la corriente eléctrica en el filamento y de su temperatura [11].

El **ánodo**, cargado positivamente, es el blanco de los electrones producidos en el cátodo, éste debe ser de un material que tenga una temperatura de fusión alta, para que pueda resistir las temperaturas que se generan debido a la transferencia de la energía cinética de los electrones al ser frenados, además debe ser un buen conductor térmico, para poder disipar el calor. Usualmente se utiliza W con una cubierta de cobre (Cu), sin embargo, para mamografía se utiliza también el molibdeno (Mo) y rodio (Rh) [11, 12]. Los ánodos pueden ser fijos o rotatorios, estos últimos tienen la ventaja que al girar sobre su eje ayudan a la disipación del calor y generan un mayor número de rayos X ya que permite mayores corrientes en el tubo o tiempos de exposición mayores [11].

Debido a la diferencia de potencial entre el ánodo y el cátodo, se crea un flujo de electrones entre ambos electrodos; este flujo se mide como una corriente eléctrica (usualmente en mA). Este sistema se mantiene al alto vacío para evitar que los electrones sean desviados de su trayectoria [12], de manera que la energía cinética que alcanzan los electrones es usualmente medida en electrón-volts (eV). El eV es una unidad de energía, que se define como la energía cinética que alcanza un electrón acelerado por una diferencia de potencial de 1 V, por lo que si un electrón es acelerado por una diferencia de potencial de 50 kV, su energía cinética será de 50 keV [11].

Existen dos procesos por los que se generan rayos X:

Los **rayos X de frenado**, o *Bremsstrahlung*, se generan cuando un electrón es acelerado por el campo coulombiano de un núcleo atómico. La magnitud de la aceleración (α) que sufra el electrón va a ser proporcional a la carga de la partícula (e), la carga del núcleo (Ze), e inversamente proporcional a la masa (m) de la partícula y la distancia, al cuadrado, que la separe del núcleo [13], como se describe por medio de la ecuación (1).

$$\alpha = \frac{eZe}{4\pi\epsilon_0 r^2 m} \quad (1)$$

Los rayos X de frenado tienen asociado un espectro continuo con una energía máxima equivalente a la totalidad de la energía cinética inicial del electrón. Para los tubos de rayos X de kilovoltaje durante las colisiones de los electrones acelerados, en su mayoría la energía cinética de éstos se convierte en calor, pero una pequeña fracción emite su energía como rayos X [11].

Los **rayos X característicos** se generan a partir de transiciones electrónicas entre diferentes capas orbitales dentro de un átomo. Estas transiciones se dan cuando, dentro de la estructura electrónica de un átomo, se encuentra una vacancia en las capas internas. Los electrones de mayor energía tienen mayor probabilidad de ocupar la vacancia, y durante la transición, emiten el exceso de energía en forma de radiación, conocido como rayo X. Estos rayos se denominan característicos de un átomo dado que su energía depende directamente de las capas en donde se realizó la transición. Estos electrones que se encuentran en diferentes capas poseen diferentes energías, siendo la capa K la de mayor energía de amarre (y la más interna), seguida por las capas L, M y N. Estas energías son características de cada elemento. Estos rayos X son llamados dependiendo de las capas en las que se da la transición, cuando es entre capas adyacentes se le asigna un subíndice α , mientras que si se da entre capas no adyacentes se le asigna un subíndice β . Por ejemplo, K_{α} se refiere a la transición de un electrón de la capa L a la K, y un K_{β} indicaría una transición de M, N u O a la capa K, el subíndice numérico (1 o 2) representan niveles de energía que existen dentro de cada capa (subniveles energéticos) [11].

Los rayos generados por un tubo de rayos X contienen las dos clases de rayos X ya mencionados: rayos X característicos y rayos X de frenado. La figura 2 muestra las contribuciones de los dos tipos de rayos X. Estas contribuciones generan el espectro que se tendría a la salida de un tubo. En la sección A de la figura 2, la curva (a) muestra un espectro sin filtrar, esto representa lo que se obtendría inmediatamente después del ánodo. La curva (b) muestra el espectro filtrado que se obtendría a la salida del tubo de rayos X, en dicho espectro se eliminan los rayos X de menor energía. La flecha marcada como (c) muestra el valor de la energía promedio del espectro de radiación de frenado (b) aproximadamente a un tercio de la energía máxima [11]. En la sección B de la figura 2 se muestra el espectro filtrado de radiación de frenado, junto con la contribución de los rayos característicos. Este espectro es el resultado final que se obtiene experimentalmente de un tubo de rayos X.

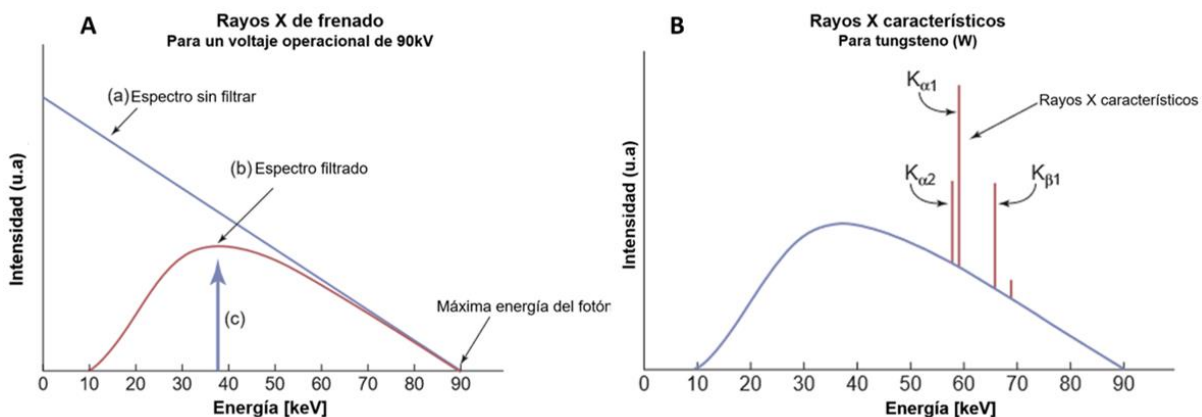


Figura 2: Espectro de los rayos X para una diferencia de potencial de 90 kV; A: Espectro de los rayos X de frenado filtrado y sin filtrar, B: Espectro de radiación de frenado filtrado de fondo con los picos característicos para W, Modificado de referencia [11].

Los tubos de rayos X, en el intervalo de energía del radiodiagnóstico, son poco eficientes. Aproximadamente, para electrones de 100 keV que inciden en un ánodo de W, más del 99% de la energía incidente en el ánodo se convierte en calor y radiación de baja energía (inútil para radiodiagnóstico). Para energías más altas (por ejemplo, en sistemas de radioterapia [6MeV]), la eficiencia de producción de rayos X, conocida como rendimiento, se incrementa, ya que los principales factores que afectan la eficiencia de producción incluyen el número atómico del ánodo (Z) y la energía cinética (E_k) de los electrones incidentes [11].

2.1.2. Calidad del haz de rayos X

La emisión de un tubo de rayos X se puede describir mediante los términos de calidad y cantidad. La calidad se refiere al poder de penetración de un haz; si este haz tiene mayor energía se espera que la capa hemirreductora² del mismo sea mayor, por lo tanto, tendrá mayor calidad. La cantidad se refiere al número de fotones que componen el haz. Estos factores son determinados principalmente por el material del ánodo, el voltaje, la corriente en el tubo y la filtración del haz [11].

El **material del ánodo** afecta la eficiencia de la producción de la radiación de frenado, ya que la exposición de salida es proporcional al número atómico (Z) (mayor producción con Z alto), además que los rayos X característicos también dependen del material [11].

El **voltaje en el tubo (kV)** determina la energía máxima del espectro de la radiación de frenado, en adición a esto la eficiencia de la producción de rayos X es proporcional al cuadrado del voltaje aplicado en el tubo, para el rango de energías de radiodiagnóstico. Es decir, un aumento en el kV aumenta la cantidad y calidad del haz de rayos X (Intensidad \propto kV²), como se observa en figura 3A [11].

La **carga del tubo** se define como el número de electrones que van del cátodo al ánodo en un tiempo determinado (mAs). Variaciones en la carga del tubo afectan la cantidad de rayos X generada; sin embargo, no modifica su calidad. Por lo que la intensidad de salida del tubo de rayos X es proporcional al mAs como se observa en la figura 3B [11].

² Se explica en la sección 2.2.5

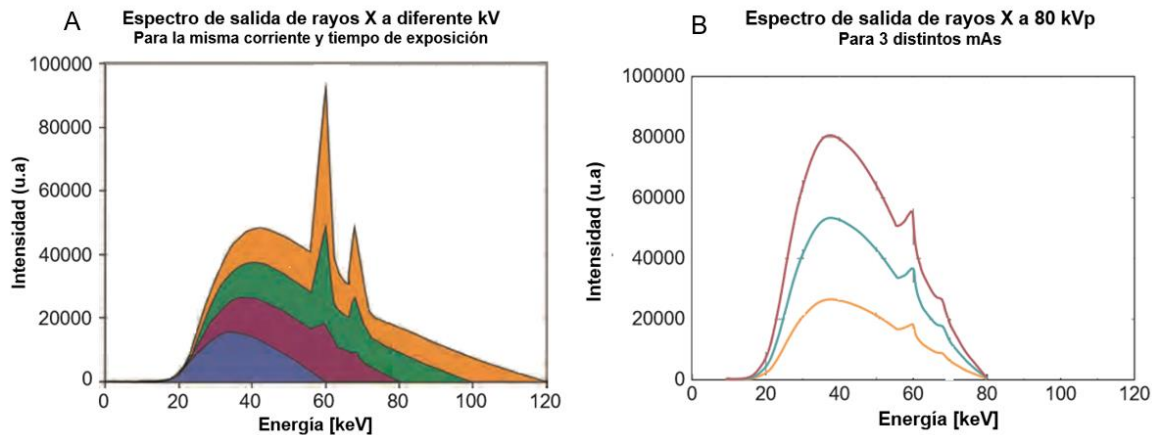


Figura 3: A: Intensidad de salida variando el voltaje de 60 a 120 kV, conservando la misma corriente y el tiempo de exposición [Modificado de referencia [10]]; B: Se muestra las variaciones en el espectro al aumentar el mAs en un factor de 2 y 3 con un cambio proporcional en el número de rayos X producidos [Modificado de [11]]

El **filtro** modifica la intensidad y calidad del haz, y se utiliza para eliminar los fotones de baja energía en el espectro. Esto reduce el número de fotones y aumenta la energía promedio del haz (endurecimiento del haz) como se observa en la figura 4A [11]. Esta filtración incluye una componente inherente y una añadida. La filtración inherente es aquella que no es posible eliminar, como el propio material del tubo de rayos X (ventana y blanco), mientras que la filtración añadida se refiere a los materiales que se colocan para modificar el espectro [11].

El **generador de onda** afecta la calidad del espectro de rayos X, ya que un generador monofásico proporciona una diferencia de potencial promedio más baja que un generador trifásico de alta frecuencia afectando la calidad y cantidad del haz (figura 4B) [11].

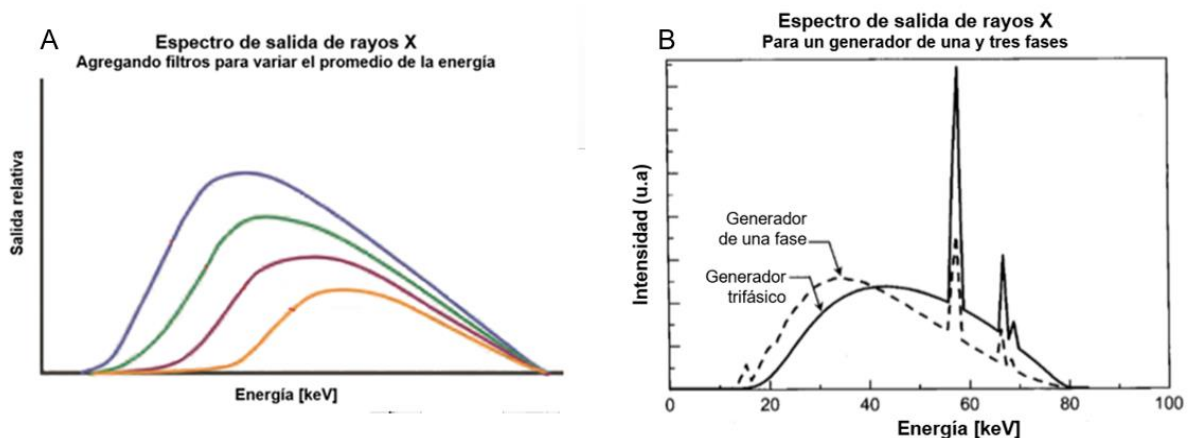


Figura 4 A: La intensidad detectada decrece y la energía promedio aumenta al incrementar la filtración, se muestran los espectros con distintos filtros con el mismo kV y mAs; B: Intensidad de salida para haces del mismo kV y mAs, se observa que se tiene una mayor energía promedio y mejor rendimiento cuando se tiene un generador trifásico o de alta frecuencia, en comparación con un generador monofásico [Modificado de [11]].

2.1.3. Generación de imágenes por rayos X

La obtención de las imágenes por rayos X se pueden dividir en tres etapas: la producción de rayos X, la interacción de éstos con el objeto de interés (y la detección por un detector, que puede ser digital o analógico, de los rayos X que se logran transmitir), esto mediante el arreglo experimental que se muestra en la figura 5.

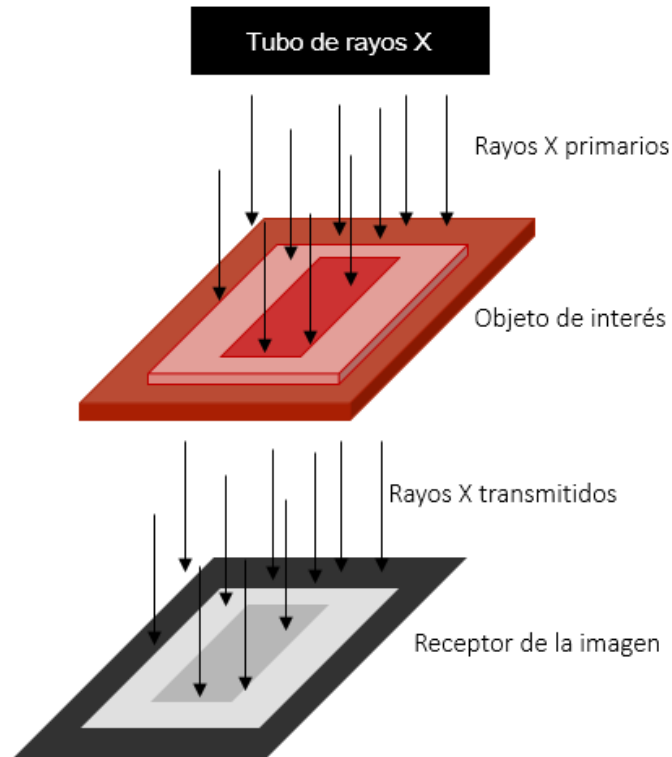


Figura 5: Esquema de generación de imágenes por rayos X.

La forma en que la radiación interactúa con el objeto de interés es lo que permite generar la imagen en el receptor de la imagen. Actualmente existen receptores analógicos y digitales los cuales se explican en la sección 2.3.3.7. Los sistemas actuales muestran el resultado en una imagen digital. Una imagen digital consiste en un arreglo n-dimensional de valores numéricos discretos, que representan el número de píxeles en la imagen. En un sistema de adquisición de imágenes la información de entrada es una distribución de fotones. La imagen de salida se puede representar como una matriz de valores digitales.

Cada pixel posee una posición propia (x, y) en la matriz. El número de píxeles y su tamaño influye en la resolución espacial de la imagen [10].

El rango dinámico en las imágenes digitales está dado por los bits (binary digit). En mamografía las imágenes son de 12 a 14 bits, es decir un pixel puede tomar desde 4096 (12 bits) hasta 16384 (14 bits) niveles distintos de gris.

2.2. Interacción radiación-materia

La radiación es el transporte y propagación de energía, esta propagación se puede realizar mediante ondas electromagnéticas o partículas. Las ondas electromagnéticas se pueden comportar como partículas también llamadas fotones [14]. Se considera que la radiación es ionizante (RI) cuando, al interactuar con materia, tiene la capacidad de ionizar³ y/o excitar⁴ el medio, algunos ejemplos de este tipo de radiación son los rayos X, los rayos gamma y los rayos cósmicos [11].

Hay cinco tipos de interacciones de los rayos X con la materia: Dispersión de Rayleigh, dispersión Compton, efecto fotoeléctrico, producción de pares y la fotodesintegración nuclear, sin embargo, debido al rango de energías con el que se trabajó en este proyecto, sólo se tratarán los primeros tres.

2.2.1. Dispersión de Rayleigh

Este tipo de interacción ocurre principalmente con rayos X de baja energía como los que se usan en mamografía (15 a 30 keV). En la dispersión de Rayleigh, el rayo X incidente, con una longitud de onda λ_1 , interactúa con el átomo excitándolo, durante este evento, el campo eléctrico del rayo X incidente hace que los electrones del átomo oscilen en fase, los electrones del átomo irradian inmediatamente esta energía emitiendo un rayo X con la misma energía y longitud de onda λ_2 ($\lambda_1 = \lambda_2$), pero en diferente dirección (figura 6). La dispersión Rayleigh ocurre aproximadamente en un 10% del total de interacciones en mamografía y el 5% en radiografía de tórax [11].

³ La ionización ocurre cuando la energía cedida al electrón orbital es mayor a la energía de enlace, esto provoca que el electrón sea arrancado del átomo, este último se transforma en ion.

⁴ La excitación es la transferencia de energía a los electrones orbitales del átomo sin exceder la energía de enlace del electrón orbital.

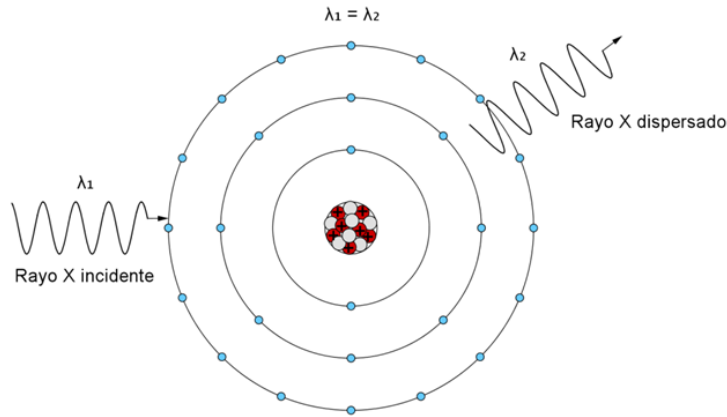


Figura 6: Dispersión Rayleigh [Tomado de [15]]

En tejidos blandos este tipo de interacción representa menos del 5% por encima de los 70 keV, y máximo el 10% de las interacciones a 30 keV. En radiodiagnóstico la detección de los rayos X dispersados disminuye el contraste de la imagen [11].

2.2.2. Dispersión Compton

Es la interacción que predomina en el rango de energía por encima de los 26 keV y en tejidos blandos puede llegar a predominar hasta aproximadamente los 30 MeV [11].

Es más probable que ocurra con los electrones de la capa externa (de valencia), el fotón incidente expulsa a un electrón del átomo emitiendo un fotón dispersado (figura 7), como la energía y el momento se conservan, la energía del fotón incidente (E_0) es igual a la suma de la energía cinética del fotón dispersado ($E_{F,disp}$) y la energía cinética del electrón que fue expulsado (E_e). El fotón dispersado puede atravesar el medio sin interactuar o puede sufrir interacciones posteriores, y su energía se puede calcular a partir de la energía del fotón incidente y el ángulo (respecto a la trayectoria incidente) al cual fue dispersado (ϑ) como se muestra en la ecuación (2) [11].

$$E_{F,disp.} = \frac{E_0}{1 + \frac{E_0}{511 \text{ keV}} (1 - \cos(\vartheta))} \quad (2)$$

Para radiodiagnóstico (15 a 150 kV), la mayoría de la energía se transfiere a los fotones dispersados, los cuales se pueden manifestar afectando con ello la calidad de imagen ya que disminuirá el contraste⁵ en la imagen [11].

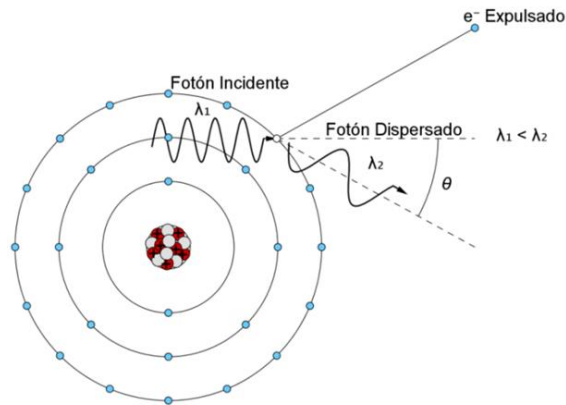


Figura 7: Dispersión Compton [Tomado de [15]]

2.2.3. Efecto fotoeléctrico

En el efecto fotoeléctrico, toda la energía del fotón incidente se transfiere al electrón, el cual es expulsado del átomo (figura 8). La energía cinética del fotoelectrón expulsado (E_{exp}) es igual a la energía del fotón incidente (E_0) menos la energía de enlace del electrón orbital (E_b) (ecuación (3)). La probabilidad de interacción es proporcional a Z^3/E_0^3 donde Z es el número atómico⁶ del blanco [11].

$$E_{(exp)} = E_0 - E_b \quad (3)$$

⁵ Es la diferencia entre el valor de pixel o brillo de dos regiones cercanas en la imagen. Este concepto se profundiza en la sección 2.4.1.2

⁶ El número atómico es el número total de protones que tiene cada átomo de un elemento.

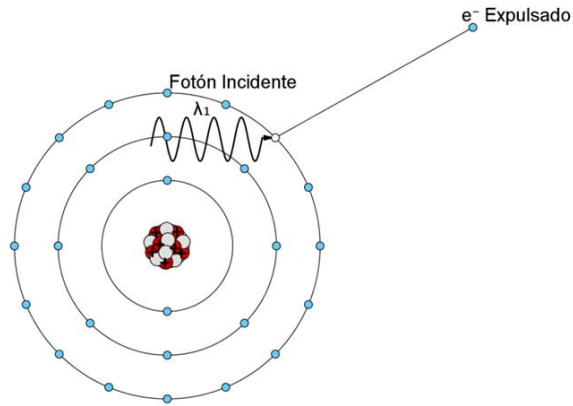


Figura 8: Efecto fotoeléctrico [Tomado de [15]]

2.2.4. Atenuación

Cuando un haz de rayos X interactúa con un material, ocurren los fenómenos antes mencionados. Cada uno de estos fenómenos tiene su propia probabilidad de ocurrir y es excluyente de los otros.

Se denomina atenuación a la remoción de fotones de un haz de rayos X cuando viajan a través de la materia [11].

Si consideramos un haz monoenergético con una intensidad inicial I_0 que incide de forma perpendicular en una placa de material de grosor L , y suponiendo que al interactuar no se produce radiación secundaria (es decir, se tiene una buena geometría), podemos modelar la atenuación como se especifica en la ecuación (4) [16]:

$$I_1 = I_0 e^{-\mu L} \quad (4)$$

Donde I_1 es el número de fotones que logró pasar el material sin interactuar, y μ es el coeficiente lineal de atenuación, el cual representa la probabilidad de un rayo X, por unidad de longitud, de atravesar un material, la cual depende de la energía del haz, el número atómico y la densidad del material [11]. También se puede utilizar el coeficiente másico de atenuación definido como: $\mu_m = \frac{\mu}{\rho}$ para eliminar la dependencia con la densidad del material [11].

Cuando un haz atraviesa un medio, e interactúa con más de un material, la intensidad final del haz dependerá de la atenuación debida a los distintos materiales. Suponiendo que el haz atraviesa dos materiales, uno inmediatamente después del otro, la intensidad final del haz se puede modelar como se muestra en la ecuación (5).

$$I_1 = I_0 e^{-\mu_1 L_1} e^{-\mu_2 L_2} = I_0 e^{-\mu_1 L_1 - \mu_2 L_2} \quad (5)$$

Generalizando la expresión anterior para i materiales, se tiene que:

$$I_1 = I_0 e^{-\sum_i \mu_i L_i} \quad (6)$$

Sin embargo, en la práctica se trabaja con haces polienergéticos por lo que para modelarlos se tendrían que considerar todas las componentes monoenergéticas del haz, además estos haces no suelen ser paralelos ni homogéneos por lo que la intensidad también depende de la posición. Considerando esto se puede modelar la intensidad final del haz como se muestra en la ecuación (7), donde x, y representa la posición.

$$I_1 = \sum_E I_0(x, y, E) e^{-\sum_i \mu_i(E) L(x, y)_i} \quad (7)$$

2.2.5. Capa hemirreductora

Una forma de cuantificar la calidad del haz es la capa hemirreductora (CHR). Ésta se define como, el grosor de un material necesario para reducir la intensidad de un haz de rayos X a la mitad de su valor inicial [11].

Suponiendo un haz monoenergético, sin fotones dispersos viajando en la misma dirección, la CHR se puede calcular como se muestra en la ecuación (8)

$$CHR = \frac{\ln(2)}{\mu} \quad (8)$$

donde μ es el coeficiente lineal de atenuación. Sin embargo en la práctica no se tienen haces monoenergéticos, por lo que para medir la CHR es necesario utilizar un detector para medir la intensidad inicial de una magnitud radiológica asociada, por ejemplo el kerma⁷, posteriormente se van añadiendo placas de algún material (usualmente aluminio) entre la salida del tubo de rayos X y el detector y se va midiendo la variación de la intensidad con el grosor del material, hasta obtener el grosor necesario para atenuar el haz a la mitad de la intensidad inicial [17].

Ya que se describió la forma en que la radiación interactúa con la materia, se puede hablar sobre la técnica especializada en imagen, por rayos X, de una mama.

⁷ Kerma está definido como la energía cinética transferida a partículas cargadas por radiación indirectamente ionizante [11].

2.3. MAMOGRAFÍA

La mamografía es una imagen de radiodiagnóstico diseñada para detectar patologías en la mama, es un procedimiento con baja dosis de radiación, relativo bajo costo, con la sensibilidad y especificidad necesarias para detectar cáncer de mama en etapa temprana, siendo el elemento técnico esencial de programas conocidos como de tamizaje o cribado [4], cuyo principal objetivo es la detección de lesiones que aún no son palpables en mujeres que no presentan síntomas de enfermedad. En el siguiente capítulo se describen las características de esta técnica de imagen.

2.3.1. Mama humana

La mama es una glándula cutánea que se desarrolla sobre la pared torácica, está delimitada por el arco anterior de la segunda y tercera costilla y por el arco anterior de la sexta y séptima costilla, y se extiende hacia la axila orientada hacia la línea midaxilar (figura 9) [18].

Típicamente la mama se compone de 15 a 20 lóbulos con un conducto lactífero principal que deriva desde el pezón. Cada lóbulo se subdivide en muchos lóbulos más pequeños (de 20 a 40), los cuales terminan en estructuras acinares, formadas por células cilíndricas y cúbicas en las que fluye la secreción durante la lactancia. [18].

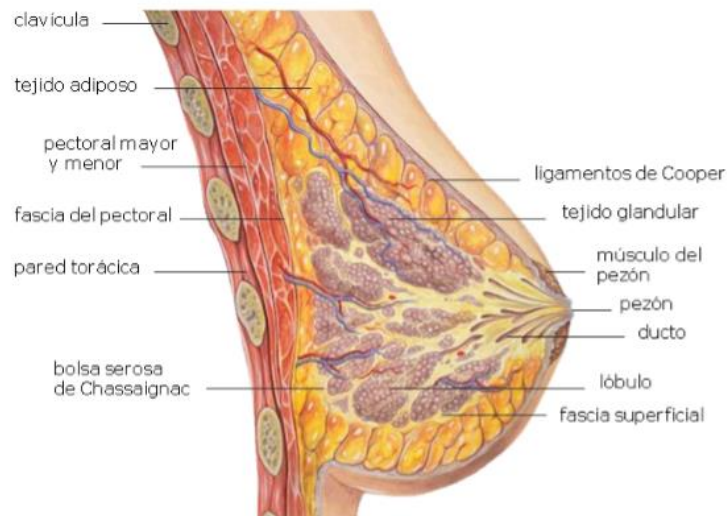


Figura 9: Representación esquemática de la anatomía de una mama [Tomado de [19]]

2.3.2. Lesiones en la mama

Algunos elementos y características frecuentes que podrían indicar malignidad en este tejido pueden ser masas, microcalcificaciones, asimetrías, distorsión en la arquitectura y cambios de densidad [4].

En la mama se pueden presentar lesiones benignas, las cuales pueden ser de tipo inflamatorias (infecciones o traumas) o lesiones epiteliales (fibroquísticas), estas son causadas generalmente por cambios en la actividad hormonal y factores genéticos [19].

Sin embargo, también se pueden presentar lesiones malignas las cuales se pueden observar en una mamografía, ya que el tejido glandular o densidad mamaria puede percibirse como una zona de mayor intensidad o brillo en la imagen mamográfica, aunque las áreas en donde la densidad mamaria aumenta resultan difíciles para su evaluación. En un alto porcentaje, las mujeres jóvenes presentan una mayor proporción de tejido glandular en comparación con las mujeres mayores y esto se debe al reemplazo que sufre este tipo de tejido por tejido adiposo después de la menopausia [19].

Algunas de estas lesiones malignas se pueden presentar como:

- **Calcificaciones:** son depósitos de calcio dentro de la glándula mamaria. En una mamografía se observan como puntos o regiones con alta intensidad. Pueden ser de dos tipos:
 - Las *microcalcificaciones* se presentan de manera aislada, en cúmulos o en el interior de una masa, su tamaño varía desde los cientos de micras hasta 1 mm y pueden formar cúmulos de 1 cm².
 - Las *macrocalcificaciones* se presentan de manera dispersa y tienen apariencia gruesa además de tener mayor tamaño [19].
- **Masas:** la detección de una masa es más difícil debido a la similitud en la atenuación de los rayos X por este tipo de lesiones y por el tejido mamario sano circundante. Por esta razón para el diagnóstico se deben considerar su localización, tamaño, forma, densidad y bordes, además que se pueda visualizar al menos en dos proyecciones de mamografía. Las imágenes por ultrasonido son de gran ayuda ya que pueden determinar si una masa es sólida (que puede ser tejido benigno o canceroso) o está llena de fluido (como un quiste benigno) [19].

Estas malignidades pueden derivar en cáncer de mama. El cáncer es el proceso en el cual células normales experimentan cambios en su ADN que eventualmente las modifican y las convierten en anormales, cuya principal característica es su reproducción no controlada y su falta de mortalidad. Una gran cantidad de casos de cáncer de mama surgen a partir de una secuencia que inicia con un incremento en el número de células de la mama, continúa con la manifestación de células atípicas

y da lugar a un carcinoma *in situ*⁸ hasta que se convierte en un cáncer invasivo o infiltrante. Sin embargo, no todos los casos seguirán este proceso, además de que la rapidez de éste es considerablemente variable [19].

Una particularidad del tejido de la mama es que, al interactuar con radiación ionizante, la diferencia de atenuación entre el tejido normal y tumoral es muy pequeña. En la figura 10 se muestra la diferencia entre el coeficiente lineal de atenuación (μ) de los diferentes tipos de tejido.

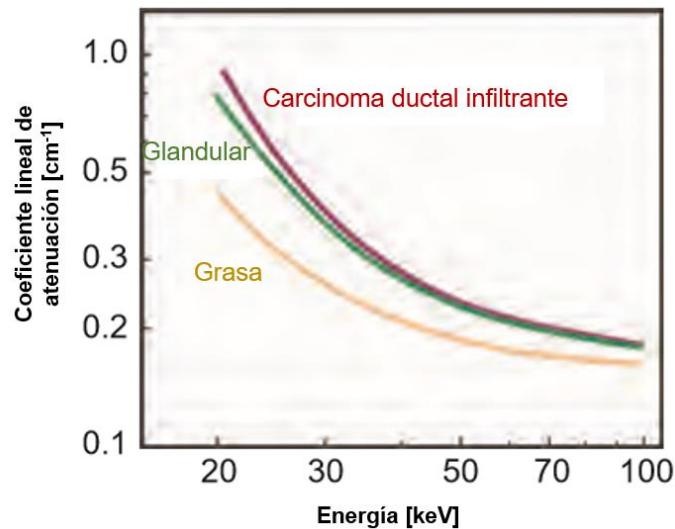


Figura 10: Coeficiente lineal de atenuación de los tejidos mamarios en función de la energía, se muestra que la diferencia entre tres tipos de tejidos es muy pequeña [Modificado de [11]]

Como se observa, cuando se utilizan rayos X de relativa baja energía (20 keV), hay una mayor diferencia en la atenuación de los diferentes tejidos, por lo que con esta técnica se utilizan bajas energías para producir imágenes médicas.

La técnica mamográfica debe cumplir con un riguroso control para que las imágenes tengan un alto contraste, alta resolución espacial y bajo ruido, que nos permita diferenciar los diferentes tipos de tejidos.

⁸ In situ hace referencia cuando el crecimiento celular está confinado a la estructura, mientras que cuando se habla de un cáncer infiltrante implica que las células cancerígenas penetraron la pared de la estructura e invadieron el tejido mamario circundante u otros órganos, de esta manera las células producen metástasis.

2.3.3. Equipos de mamografía

Los equipos especializados en mamografía se conocen como mastógrafos (figura 11), y constan de un tubo de rayos X, filtros, un sistema de colimación, un sistema de compresión, una rejilla antidispersora, un sistema de magnificación, receptor de imagen y un sistema de control automático de exposición, los cuales se describen a continuación.

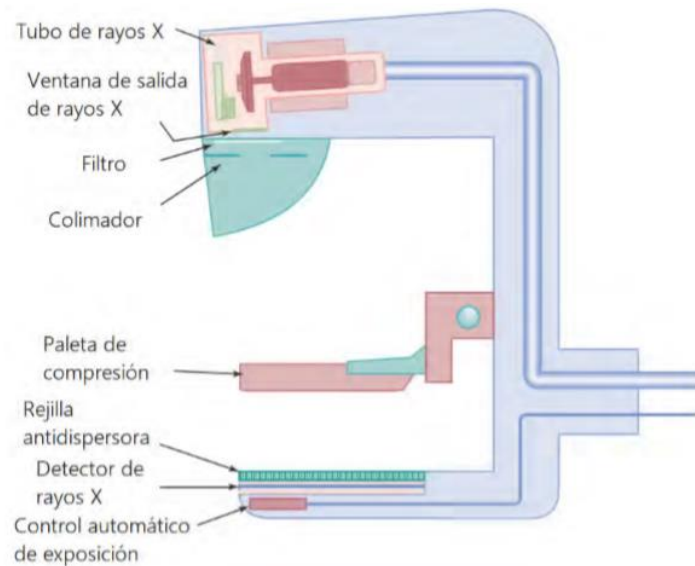


Figura 11: Componentes principales de un mastógrafo [Tomado de [11]]

2.3.3.1. Tubo de rayos X

Para mamografía tradicionalmente se usa un voltaje de operación por debajo de los 40 kV y se limita la corriente del filamento para evitar sobrecalentar el ánodo debido a las áreas tan pequeñas de interacción. Los ánodos en mamografía son, tradicionalmente, de molibdeno (Mo) y rodio (Rh), mientras que en radiografía convencional usualmente de tungsteno (W) [11]. La energía de los rayos X característicos de la capa K es la principal razón por la que el ánodo sea de Mo y Rh.

En mamografía los ánodos son rotatorios, y usualmente son posicionados a una distancia de aproximadamente 65 cm (distancia fuente-receptor de imagen). El ánodo regularmente tiene una inclinación respecto al eje central del haz, esto es necesario para lograr el tamaño de campo deseado, también llamado foco [11].

El tubo de rayos X cuenta con un filamento dual para generar diferentes manchas focales. La mancha focal de un tubo de rayos X se define como el área del ánodo donde se impactan los electrones, y mientras más pequeña sea mejor será la definición de la imagen de rayos X. Sin embargo, usualmente el ánodo se encuentra a un ángulo respecto al haz de electrones por lo que la mancha focal se deforma, el tamaño de la mancha deformada se define como mancha focal efectiva y está en función de la medida real de la mancha focal y el seno del ángulo al cual se encuentra el ánodo [11]. En mamografía se usan manchas focales de 0.1 mm y 0.3 mm, para poder obtener imágenes con amplificación y normales respectivamente. El tamaño de la mancha focal es un requerimiento para cumplir con la alta resolución espacial de la imagen [19].

2.3.3.2. Filtros

El filtrado del haz se realiza con la filtración inherente del tubo y por filtros añadidos. La filtración inherente incluye una ventana de salida que puede ser de vidrio o metal, en mamografía usualmente se utilizan ventanas de berilio (Be), el cual permite la transmisión de rayos X con todas las energías excepto las menores que 5 keV [19].

Los filtros agregados, o añadidos, son importantes en la configuración del espectro de energía ya que se colocan para mejorar la distribución de energía del espectro de salida, es decir, eliminar las bajas y altas energías y sólo transmitir las energías deseadas. Esto se logra utilizando las energías de los bordes K [11].

Por lo tanto, al seleccionar el ánodo, el filtro y el kV, se logra modificar el espectro de tal manera que la energía de los rayos X sea óptima para la obtención de la imagen, como se muestra en la figura 12.

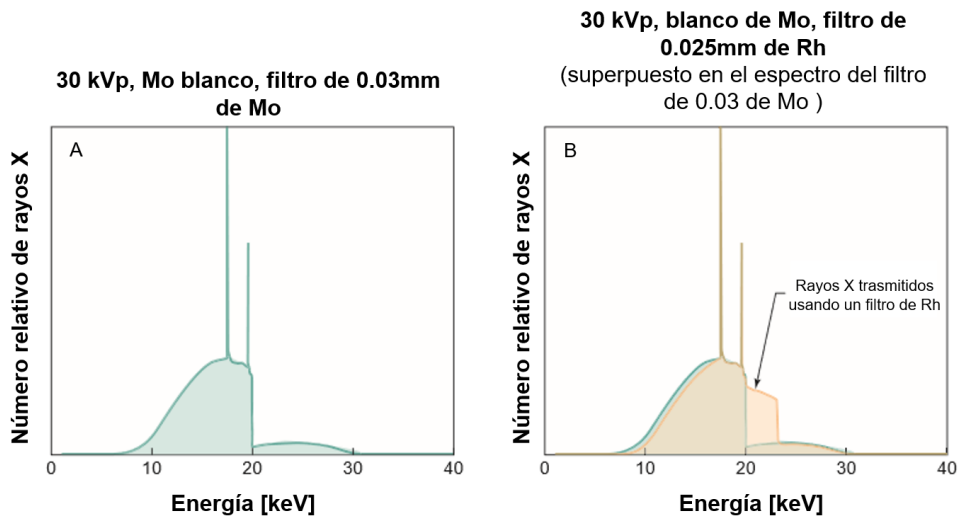


Figura 12: A: Espectro de salida filtrado, esta configuración es común para tomar imágenes de mamas pequeñas y poco densas. B: En este espectro se indica una transmisión de mayor energía, hasta el borde de absorción K del Rh (23.3 keV), esta configuración es usada en la clínica para mamas gruesas y densas ya que tiene mayor penetración [Modificado de [11].

2.3.3.3. Compresión

La paleta de compresión es una estructura plana de acrílico y está acoplada a un sistema neumático o mecánico. La paleta de área completa coincide con el tamaño del receptor y es paralela a la mesa del soporte de la mama. La compresión que se aplica a una mama debe hacerse con una fuerza entre 111 a 200 Newtons [11].

La compresión de la mama es una parte importante en la mamografía, ya que reduce el movimiento involuntario de la mama ayudando a que haya menos distorsión geométrica de las estructuras anatómicas, además esparce los tejidos mamarios para reducir la superposición de los mismos, y al disminuir el espesor que deberán atravesar los rayos X se reduce la radiación dispersa y la dosis [11].

2.3.3.4. Control automático de exposición (CAE)

Los sistemas de mamografía cuentan con un control automático de exposición (CAE). Este sistema emplea sensores de radiación, un amplificador de carga y un comparador de voltaje para controlar la exposición de radiación [11].

En sistemas analógicos el CAE consiste en un sensor, un amplificador y un comparador. El sensor (o sensores) puede ser un arreglo de diodos o una cámara de ionización. El CAE determina el

tiempo de exposición con base en el valor del espesor de la mama comprimida, y su objetivo es producir la densidad óptica en la película, para una buena calidad de imagen.

Para los equipos digitales el CAE lo constituye el detector mismo o una región de éste. En estos sistemas el CAE selecciona todos los parámetros de la exposición con el objetivo de producir una relación señal-ruido⁹ y contraste-ruido¹⁰ asociadas a una buena calidad de imagen [19]

En algunos equipos digitales el CAE es capaz de definir la combinación ánodo/filtro y el kV por medio de una exposición de prueba (de milisegundos) donde determina la penetrabilidad de los rayos X por la mama [19].

Usualmente los sistemas tienen varias opciones, una en donde el modo CAE es completamente automático y establece el kV y la combinación ánodo-filtro para obtener una imagen óptima, a partir de una exposición corta de aproximadamente 100 ms, otro con kV automático determinado con una exposición de prueba corta, y los valores de ánodo/filtro seleccionados por el usuario; y una en donde el tiempo automático de exposición utilizando los valores de ánodo/filtro y kV establecidos manualmente [11].

2.3.3.5. Colimación

Los colimadores ajustan el tamaño y forma del campo de rayos X. En algunos equipos, el tamaño y forma solo cuenta con una configuración, la cual coincide con el tamaño y forma del receptor de imagen, otros cuentan con un juego de hojas móviles de acero paralelamente opuestas y ajustables, las cuales se encuentran a la salida del tubo y permiten definir la forma y el tamaño de campo de los rayos X [19].

Los mastógrafos también cuentan con un sistema lámpara-espejo ubicado entre la salida del tubo y el colimador, el cual define el campo luminoso, que, en principio, debe coincidir con el campo de rayos X, este campo de luz es muy útil durante la colocación de la paciente [19].

2.3.3.6. Rejilla antidispersora

Debido al intervalo de energías del haz de rayos X utilizado, las formas de interacción más probable son el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton. Durante la dispersión Compton puede suceder que los fotones dispersados sean absorbidos en el tejido mamario contribuyendo en la dosis

⁹ Se define como la capacidad del sistema de producir una señal dependiendo del ruido blanco relacionado con la misma. Para calcularla se toma la relación entre la media de una región de interés (ROI) sobre la imagen y su desviación estándar.

¹⁰ Describe la amplitud de la señal en relación al ruido de la imagen, se profundiza este concepto en la sección 2.4.1.2.

depositada, o que logren atravesar la mama y lleguen al detector sin portar información útil para la formación de la imagen y lo único que harán será degradar el contraste y calidad de la misma [19].

Para solucionar este problema se coloca una rejilla antidispersora por encima del detector, ésta puede ser lineal (bandas de plomo paralelas), o en forma de red la cual permite eliminar la dispersión en dos direcciones (Figura 13). La rejilla oscila rápidamente durante la exposición para evitar que sus líneas aparezcan en la imagen [19].

Estas rejillas transmiten alrededor del 60% al 70% de los rayos X primarios y absorben del 75% al 85% de la radiación dispersa [11].

La desventaja de la rejilla es el aumento del tiempo de exposición, necesario para que haya una fluencia de fotones suficiente para generar una imagen útil, lo que conlleva a un aumento de la dosis depositada [19].

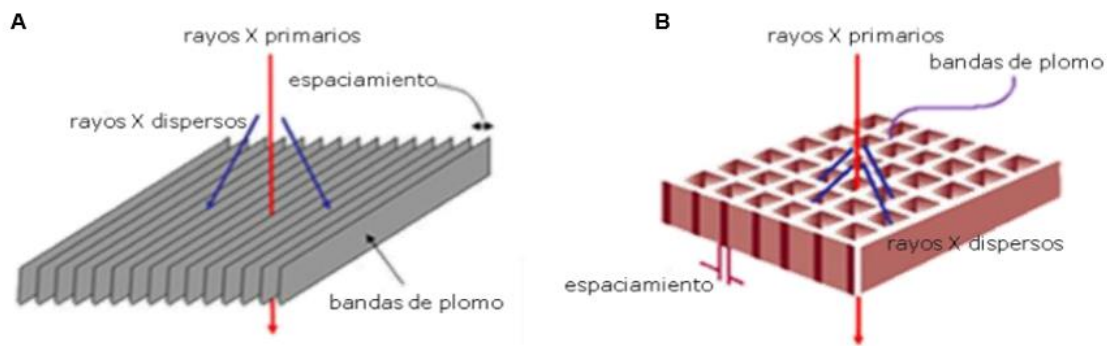


Figura 13: Rejillas antidispersoras de mamografía, A: Estructura lineal, B: Estructura de red. (Tomado de [20])

2.3.3.7. Receptor de imagen

Las dimensiones del receptor son aproximadamente de 18 x 24 cm², y en algunos casos de 24 x 30 cm² [19].

Los **detectores analógicos** consisten en una estructura rígida llamada chasis en cuyo interior se coloca la película radiográfica. El chasis está fabricado usualmente de fibras de carbono (para producir la menor atenuación posible), éste contiene una pantalla intensificadora la cual está formada por compuestos de tierras raras, como el óxido sulfuro de gadolinio activado con terbio (Gd₂O₂S: Tb), aplicadas sobre una base de poliéster. Cuando los rayos X inciden sobre la pantalla son absorbidos y convertidos en fotones de luz visible o ultravioleta (UV). La película tiene una

superficie sensible formada por halogenuros de plata (bromuro y yoduro de plata), cuando los fotones de luz visible son absorbidos en la película provocan que la molécula de halogenuro se descomponga en un ion de plata, bromuro y un electrón, resultando en una imagen latente, que para poder ser visualizada debe de pasar por un proceso de revelado [21].

Los **detectores digitales** pueden ser fabricados de placas fotoestimulables y, en este caso, la modalidad técnica se denomina radiografía computarizada (CR) y tienen la ventaja de poder ser utilizados con los equipos mamográficos de rayos X convencionales [10], aunque debe adquirirse también un digitalizador o lector CR.

Existen otros detectores digitales, que van integrados a la unidad de rayos X, a esta modalidad tecnológica se le llama radiografía digital (DR). Los equipos DR pueden tener detectores de conversión directa o de conversión indirecta.

Los sistemas DR de conversión directa se pueden considerar como rigurosamente digitales, también son denominados como de panel plano. La ventaja de estos sistemas es que producen una imagen inmediata, sin procesos intermedios de lectura/revelado, logrando disminuir los tiempos de adquisición de la imagen [10].

Los sistemas con detectores de conversión directa se fabrican con selenio amorfo (a-Se), éstos cuentan con un fotoconductor que convierte directamente los fotones de rayos X en pares electrón-hueco, la carga es leída por una matriz activa de transistores de película delgada (TFT), en contacto directo con la superficie inferior del selenio. Una limitación que se les atribuye es una cierta remanencia de la imagen previamente adquirida, asociada a la persistencia de cargas eléctricas residuales una vez leído el detector. Esa remanencia exige aplicar técnicas de borrado de la imagen previa algo más complejas que con otros materiales. Existen otros detectores de a-Se con lectura directa por conmutación óptica, los cuales se caracterizan por tener un sistema de lectura de la carga acumulada basado en un método de descarga fotoinducida similar al que tienen los sistemas de placas fotoestimulables (CR) [10].

Los detectores de conversión indirecta también son de panel plano, pero se basan en un doble proceso de conversión, los fotones del haz de rayos X son primeramente convertidos en fotones de luz y posteriormente los fotones de luz en señal eléctrica.

En este caso se utiliza una capa de material centellador (CsI: Tl) como detector primario del haz de rayos X, después la placa del fotoconductor transforma la luz producida en la lámina centelladora en cargas eléctricas. Tales cargas, son medidas localmente por cada uno de los TFT que constituyen la matriz electrónica activa, dando lugar a una señal eléctrica esencialmente proporcional a la cantidad de radiación incidente. Ambos procesos son prácticamente instantáneos. Este paso intermedio presenta una desventaja en estos equipos, ya que es necesario maximizar la eficiencia

de detección cuántica¹¹ del material centellador para obtener una resolución espacial adecuada [10].

Otro tipo de detectores

Existen detectores de recuento de fotones, en estos sistemas el detector absorbe directamente los fotones de rayos X incidentes. La ventaja de estos sistemas es que eliminan el ruido asociado a los procesos de conversión de los fotones, lo que deja solamente el ruido cuántico, el cual puede ser eliminado fácilmente poniendo un valor umbral al sistema de detección, haciéndolo prácticamente cero. Sin embargo, uno de los inconvenientes se relaciona con las dosis, ya que no es posible incrementarlas para mejorar la relación señal ruido sin saturar el sistema contador de fotones. [10].

2.3.3.1. Equipos actuales

Durante algunos años se determinó que el molibdeno y el rodio eran los mejores materiales para el tubo de rayos X en mamografía, ya que permite obtener un buen contraste en las imágenes y mantiene bajos los niveles de dosis. Sin embargo, la relativamente reciente introducción de tubos de rayos X de tungsteno, permitió una reducción de dosis mayor, sin afectar la calidad de imagen.

El uso de un tubo de rayos X de tungsteno con un filtro de rodio ofrece un rendimiento superior al tubo de rayos X de molibdeno y un filtro de molibdeno.

Los avances tecnológicos han demostrado que un tubo con filtros de rodio y/o plata reduce hasta en un 30% la dosis al paciente, manteniendo una buena calidad de imagen. Actualmente algunos modelos nuevos en mamografía cuentan con esta tecnología [22].

2.3.4. En México

En México en 2016 había 1474 mastógrafos de los cuales un 40% pertenece al sector privado [23]. En ese mismo año se desarrolló el Plan de Acción y Evaluación del Programa Integral de Prevención y Control del Cáncer en México siendo el Instituto Nacional de Cancerología (INCan) el encargado de ejecutarlo [24], la visión del programa es que en el año 2020, se habría desarrollado dentro del sistema de salud un componente eficiente capaz de ofrecer prevención adecuada, diagnóstico temprano, tratamiento oportuno, rehabilitación y cuidados paliativos y ofrezca a la población de

¹¹ Capacidad para preservar a la salida la relación señal ruido que hay a la entrada. Es la relación que existe entre el contraste, el ruido y la resolución de una imagen digital

riesgo y a pacientes con cáncer, una mayor esperanza de vida y una mejor calidad de la misma. Dentro de sus metas fueron, certificar al 95% de los radiólogos que interpretan estudios de imagen para detección o diagnóstico de patología mamaria, tener la capacidad para detectar al menos al 70% de la población en riesgo de sufrir cáncer [25].

Sin embargo, la cantidad de mastógrafos y médicos radiólogos es insuficiente para enfrentar el programa nacional en relación con el cáncer de mama [19].

Debido a las complejidades del tejido y a los tipos de objetos que se desea visualizar en una mamografía, se requiere que el equipo de mamografía cumpla con altos estándares de calidad. Es por esto por lo que dichos equipos deben ser sometidos a una serie de pruebas con el fin de garantizar la calidad de las imágenes. Este conjunto de pruebas se conoce como pruebas de control de calidad.

2.4. CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA

Un programa de control de calidad comprende las mediciones, la evaluación y el mantenimiento de niveles óptimos de todas las características que se pueden definir, medir y controlar [26].

De la mamografía se espera que se obtengan excelentes imágenes, donde se puedan visualizar masas y calcificaciones, que pueden medir unas 100-300 μm de tamaño. En adición a esto, las imágenes no deben presentar variaciones que correspondan a ruido introducido por el sistema, de esta manera se podrán distinguir estructuras de manera confiable. Además, la dosis de radiación impartida al paciente debe ser tan baja como razonablemente sea posible a la vez que debe ser compatible con los requerimientos de la calidad de imagen [4].

Para cada prueba se presentan valores límites clasificados en dos categorías: aceptables y alcanzables. Los aceptables indican un valor de referencia que el equipo debe cumplir para considerar que se pasa la prueba evaluada. Un equipo que no cumpla con este valor no debería de ser usado clínicamente. Los valores alcanzables son aquellos que marcan el estado óptimo de un sistema, en general se espera lograr obtener ese valor [27].

Las pruebas requieren de parámetros cuantitativos para evaluar la calidad de una imagen o el desempeño del equipo. Estos parámetros se introducen a continuación.

2.4.1. Parámetros de calidad

En radiología, la calidad de imagen se refiere a la utilidad de una imagen para ayudar al médico a formular el diagnóstico exacto de alguna patología. Algunos de los parámetros principales de la calidad de imagen (especificados en [28]) son el contraste, la resolución espacial, el ruido y la ausencia de artefactos.

2.4.1.1. *Evaluación de ruido*

El ruido en una imagen se refiere a las fluctuaciones del nivel de gris en una región, un parámetro que lo caracteriza es la desviación estándar (STD) de los valores de pixel en la imagen de un objeto de un objeto homogéneo [20].

El ruido de las imágenes radiológicas está integrado por ruido electrónico, ruido estructural y ruido cuántico.

El ruido electrónico puede surgir de una serie de fuentes como la carga generada térmicamente por el receptor, el ruido de los circuitos de lectura y amplificación, etc. [19].

El ruido estructural se puede caracterizar como variaciones en la ganancia del sistema de imagen que permanecen fijas espacialmente, es decir, variaciones en la señal de salida para una determinada señal de entrada, las fuentes de este ruido son, por ejemplo, la granularidad de una pantalla intensificadora, variaciones en la transmisión de componentes de fibra óptica, etc. [19].

El componente principal debiera ser el ruido cuántico el cual está asociado a las fluctuaciones estadísticas en la fluencia de fotones incidentes en el receptor de imagen y a las variaciones aleatorias en la absorción de los mismos [19].

El ruido se evalúa graficando el cuadrado de la relación señal a ruido (SNR^2) en función del kerma de aire en la superficie de entrada del detector para sistemas con una respuesta lineal, es decir, aquellos que muestran una relación lineal entre el valor de pixel y el kerma en aire en la superficie de entrada. La no linealidad y el desplazamiento de la curva son indicaciones de la presencia de ruido adicional [27].

2.4.1.2. *Contraste*

El contraste es la diferencia entre el valor de pixel o brillo de dos regiones cercanas en la imagen como se muestra en la figura 14 [11].

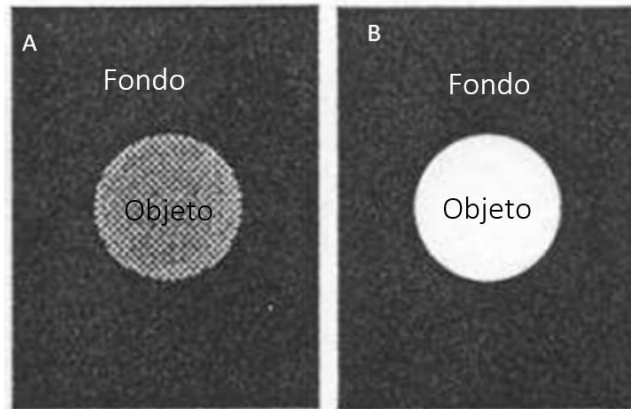


Figura 14: Contraste: A) Contraste bajo, B) Contraste alto

Una medida que describe de mejor manera el contraste asociado a una imagen digital es la razón contraste a ruido (CNR) definida como:

$$CNR = \frac{VMP_{señal} - VMP_{fondo}}{\sigma} = \frac{VMP_{señal} - VMP_{fondo}}{\sqrt{\frac{STD_{señal}^2 + STD_{fondo}^2}{2}}} \quad (9)$$

Donde el numerador representa la diferencia entre el valor medio de píxel de la región de interés $VMP_{señal}$ y el valor medio de píxel del fondo VMP_{fondo} , y el denominador σ se refiere al ruido en la imagen, donde $STD_{señal}$ es la desviación estándar de la región de interés y STD_{fondo} es la desviación estándar del fondo [28].

La CNR es una buena medida para describir la amplitud de la señal en relación con el ruido en la imagen (como se muestra en la figura 15), y esto es particularmente útil para objetos simples, ya que este parámetro es más aplicable cuando se utilizan objetos de prueba que generan un nivel de señal homogéneo, es decir, donde la escala de grises medida en la señal de la región de interés (ROI) es representativa de todo el objeto [11].

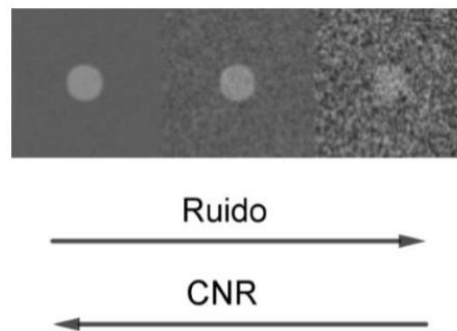


Figura 15: Representación del efecto del ruido sobre la CNR y el ruido aumenta de izquierda a derecha mientras la CNR disminuye [Tomado de [15]]

La relación señal a ruido (SNR) es una métrica similar a la CNR. Se refiere a la capacidad de detectar cambios muy sutiles en la escala de grises y distinguirlos del ruido en la imagen, la cual se calcula con la siguiente expresión:

$$SNR = \frac{VMP - VMP_{offset}}{STD} \quad (10)$$

Donde el offset es el valor constante que se agrega a los valores de todos los píxeles, este valor depende de cada equipo, y es proporcionado por el proveedor. Si no se cuenta con este valor se puede suponer cero y STD es la desviación estándar de la región de interés.

La SNR es una de las métricas más significativas que describe la visibilidad de un objeto, es decir, qué tan bien lo verá el observador típico [28].

2.4.1.3. Resolución espacial

La resolución espacial se define como la capacidad de un sistema de imagen para representar con exactitud objetos en las dos dimensiones espaciales de la imagen. También se puede definir como la capacidad de un sistema de imagen para distinguir dos objetos pequeños cercanos como independientes. Una descripción más completa y objetiva de la resolución espacial de un sistema la ofrece la función de transferencia de modulación (MTF), sin embargo, el uso de patrones de barras (figura 16) permite verificar que la resolución espacial no se degrade o se vea afectada por factores adicionales al tamaño de pixel del receptor de imagen. En las imágenes del patrón de barras se observan líneas negras y blancas que se agrupan en pares de líneas (Lp) [11].

La resolución espacial en radiología depende de factores como la penumbra (debido al tamaño finito de la mancha focal¹²), la magnificación (dependiendo de la distancia entre la estructura anatómica de interés y el plano del receptor de imagen), así como el movimiento relativo entre la fuente, el paciente y el receptor de imagen durante la exposición. Adicionalmente, la resolución espacial depende de las características del receptor de imagen tales como el tamaño de apertura efectiva, el intervalo de muestreo espacial entre mediciones, y efectos relacionados con la dispersión de la señal dentro del detector o en la lectura [19].

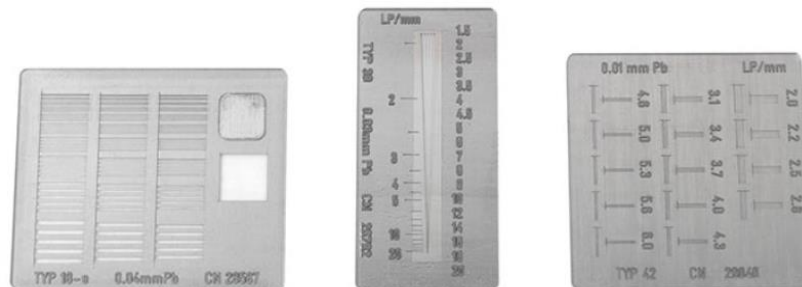


Figura 16: Patrones de barras de Leed test objects para la prueba de resolución espacial, Tomado de [9]

2.4.2.3.1. Función de transferencia de modulación (MTF)

La función de transferencia de modulación de un sistema de imagen describe la pérdida de contraste en la imagen asociada a las diferentes frecuencias espaciales, lo cual ilustra cómo se degrada una señal al atravesar dicho sistema [11].

Una forma de determinar la resolución espacial de un sistema de imagen es mediante la función de respuesta a un impulso (*point spread function*, PSF). La PSF se obtiene con una fuente puntual

¹² Este término se explica a fondo en la sección 2.3.3.1

en diferentes posiciones del receptor de imagen del sistema, se dice que el sistema es estacionario o invariante en el espacio.

Una forma más precisa de caracterizar la resolución del sistema es la que proporciona la función de transferencia de modulación (MTF). La MTF se obtiene mediante el módulo de la transformada de Fourier de la PSF:

$$MTF(u, v) = |\mathcal{F}[PSF(x, y)]| \quad (11)$$

La figura 17 muestra un esquema de la MTF a partir de varias funciones de entrada al sistema de imagen. La amplitud de la salida se ve afectada por el sistema y es función de la frecuencia espacial: para frecuencias espaciales pequeñas (objetos grandes), la señal se transfiere casi completamente (no hay gran pérdida en contraste en la imagen de salida). A medida que la frecuencia espacial aumenta (objetos más pequeños), la amplitud de la señal de salida disminuye [20].

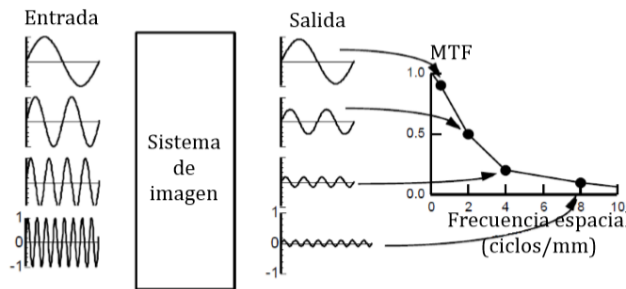


Figura 17: La MTF describe cómo el sistema afecta el detalle en una imagen [Tomado de [20]]

Experimentalmente, la PSF es difícil de determinar ya que se requiere una fuente puntal infinitesimal. Debido a esto se propone emplear una fuente lineal cuya imagen da lugar a la función de respuesta a una línea (*line spread function*, LSF) [20]. De este modo, la MTF unidimensional puede obtenerse a partir de la LSF:

$$MTF(u) = |\mathcal{F}[LSF(y)]| \quad (12)$$

La LSF se puede obtener empleando una rendija muy delgada, la dificultad de este método es que la rendija requiere de fabricación y alineamientos precisos, una alta exposición a la radiación para permitir la transmisión a través de la rejilla y una corrección por el tamaño finito del grosor de la rendija. Esto se soluciona empleando únicamente la mitad de la rendija, es decir, una placa opaca con un borde pulido. La imagen que se obtiene representa la función de respuesta a un borde (*edge spread function*, ESF). Matemáticamente, la LSF se obtiene derivando la ESF y por lo tanto puede emplearse ésta para determinar la resolución espacial de un sistema de imagen mediante la MTF [29].

2.4.1.4. Artefactos

Se consideran artefactos todos aquellos objetos que aparezcan en la imagen y que no sean parte del objeto bajo estudio [27]. Los artefactos en la imagen mamográfica pueden interferir con la detección de elementos de interés clínico, llegando a ser la causa de falsos negativos o falsos positivos, la evaluación de artefactos se realiza sobre imágenes de objetos uniformes. Algunos de estos artefactos se deben a: líneas de la rejilla antidispersora, manchas por suciedad, marcas de dedos, rasgaduras o defectos físicos en el receptor de imagen, distorsión geométrica, variaciones en el valor medio de pixel (VMP) debidas al procesamiento o correcciones deficientes en la imagen, etc. [10].

2.4.1.5. Homogeneidad del detector

Se espera que la imagen resultante de un objeto homogéneo sea una imagen homogénea; sin embargo, la mayor parte de las veces esto no es así. Las inhomogeneidades provienen de la naturaleza estocástica de la generación de rayos X, la posible no uniformidad de la respuesta de todos los elementos del detector, la deformación geométrica del arreglo experimental, y el grado de no homogeneidad propia del objeto de interés [19].

Algunos equipos digitales permiten el procesamiento de aplanado de campo, los cuales disminuyen o eliminan una serie de inhomogeneidades que alteran la uniformidad de la imagen. La eficiencia de colección es menor en el borde posterior del tórax y en los bordes laterales en comparación con el centro debido al efecto talón, lo cual se debe de considerar en la respuesta del detector [27].

Algunos sistemas realizan la corrección de los valores de pixel, sin embargo, hay otros en donde el usuario debe de realizarla. Para esta corrección debe haber pasado suficiente tiempo desde que se hicieron las últimas imágenes para evitar la influencia de posibles imágenes remanentes en la calibración. Se recomienda realizar la prueba de homogeneidad con varios espectros y grosores. Se recomienda realizar esta prueba regularmente (semanalmente).

El análisis de la homogeneidad del receptor de imagen se hace sobre imágenes de objetos uniformes, a través del VMP medido en regiones de interés que cubren todo el receptor de imagen salvo un determinado margen [27].

2.4.1.6. Dosis glandular promedio

La magnitud que describe la dosis impartida al tejido glandular es la dosis glandular promedio (DGP), ya que la dosis varía en función de la profundidad desde la superficie de entrada y se calcula el promedio. El valor de esta magnitud es determinado por tres principales factores: la sensibilidad del receptor de imagen, factores técnicos seleccionados (voltaje, carga y la combinación ánodo/filtro), y tamaño y densidad de la mama según el formalismo de Dance [30], el cual es seguido en Europa. La DGP se calcula con la siguiente expresión:

$$DGP = k_{i,t} g_t c_t s \quad (13)$$

Donde $k_{i,t}$ es el kerma en aire en la superficie de entrada de la mama comprimida a un grosor t en mm, g_t es el factor que convierte el kerma en aire a dosis glandular de una mama compuesta en un 50% por tejido fibroglandular y 50% de grasa, para el grosor t , mientras que c_t es el factor que corrige la glandularidad de la mama simulada para un grosor t y s proporciona una corrección que depende de la combinación ánodo-filtro [27].

La DGP es la medida dosimétrica que mejor caracteriza el riesgo carcinogénico de la radiación ionizante en mamografía, ya que el tejido glandular es el más sensible a la radiación ionizante [31]. La NOM-041-SSA2-2011 establece que, para un grosor de 4.5 cm en un estudio de mamografía, para un equipo película-pantalla, con una técnica de Mo/Mo y utilizando rejilla antidispersora, la DGP no debe ser mayor que 3 mGy por proyección cráneo caudal [32].

2.4.2. Protocolos de control de calidad

En diferentes países o regiones se han desarrollado protocolos de control de calidad, también llamados códigos de práctica, específicos para mamografía. Estos protocolos de control de calidad comprenden las mediciones, la evaluación y el mantenimiento de los niveles óptimos de las características que se pueden medir, definir y controlar en los equipos [5].

Uno de ellos es el que propone la comunidad europea, las *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*, de la Organización Europea de Referencia para Servicios de Diagnóstico y Detección Temprana [28]. En este documento se proponen las pruebas para la adquisición y la presentación de la imagen, para cada prueba se establecen la frecuencia

mínima en la que se debe realizar la evaluación de la prueba y los criterios de aceptación. En este protocolo se consideran equipos digitales y analógicos, además se proponen pruebas en dos rubros: adquisición y presentación de la imagen.

Otro protocolo se encuentra en un documento del Colegio Estadounidense de Radiología (ACR) titulado *Digital Mammography Quality Control Manual* [33] donde se mencionan las características y responsabilidades de los técnicos radiólogos, médicos radiólogos y físicos médicos de un servicio de mamografía digital, también se especifican parámetros para el control de la adquisición, presentación y almacenamiento de la imagen.

Otro protocolo es el que propone el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), *Quality Assurance Programme for Digital Mammography* [5], el cual propone pruebas de control de calidad para sistemas digitales, establece pruebas para la adquisición y presentación de la imagen, así como los parámetros de aceptación y la frecuencia de las mismas.

A nivel nacional la NOM-229-SSA1-2002, *Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X* [34] establece los criterios de diseño, construcción y conservación de las instalaciones fijas y móviles, los requisitos técnicos para la adquisición y vigilancia del funcionamiento de los equipos de diagnóstico médico con rayos X, los requisitos sanitarios, criterios y requisitos de protección radiológica que deben cumplir en los establecimientos para diagnóstico médico que utilicen equipos generadores de rayos X para su aplicación en seres humanos, con el fin de garantizar la protección a pacientes, personal ocupacionalmente expuesto y público en general.

Para realizar el control de calidad de los sistemas médicos se han desarrollado maniquís de distintos materiales que nos permiten medir parámetros estandarizados para la evaluación del rendimiento de los sistemas.

Adicional a los maniquís, para realizar las pruebas de control de calidad establecidas por protocolos, es necesario contar con equipo y material adicional. Este material depende de la técnica que se quiera evaluar, en el caso de mamografía, se suele utilizar una cámara de ionización para realizar mediciones de kerma, espaciadores para poder obtener grosores equivalentes del tejido mamario, hay algunos maniquís que simulan lesiones en la mama, y otros que nos permiten determinar la resolución del sistema con la ayuda de un trozo de aluminio (o algún otro metal) incrustado en el mismo, o también hay algunos que cuentan con discos de oro que nos permiten conocer el umbral de sensibilidad de contraste-tamaño de detalle mínimo que puede detectar el sistema.

CAPÍTULO 3: DESARROLLO EXPERIMENTAL

En este capítulo se describen las características del sistema de mamografía en el que se realizó la evaluación del DMAM2. Además, se detalla el método experimental de todas las pruebas de control de calidad que se realizaron, así como los parámetros que se consideraron para la evaluación del mismo.

También se detallan las características del software semi-automático que se desarrolló y el diseño de las placas de PMMA que se fabricaron para la evaluación de las pruebas que lo requirieron.

3.1. Senographe 2000D

El equipo utilizado para realizar este trabajo fue un Senographe 2000D, fabricado por General Electric (figura 18). Su detector digital consiste en un centellador de silicio amorfo en el que se ha depositado yoduro de cesio dopado con talio (CsI:Tl) para convertir los rayos X en luz y maximizar su detección y la transmisión de fotones luminosos. En la parte superior del receptor se encuentra la rejilla extraíble (Bucky). El detector es de una sola pieza con dimensiones 19.20 x 23.04 cm² y su tamaño de pixel es de 100 μm [35].

Las combinaciones ánodo/filtro que incluye son Mo/Mo, Mo/Rh y Rh/Rh. Los tamaños de mancha focal nominales que maneja son de 0.3 mm para imágenes en modo de contacto y de 0.1 mm para imágenes en modo de magnificación [35].

El Senographe incluye un software de procesamiento y también tiene la opción de presentar imágenes preprocesadas¹³.

¹³ Las imágenes preprocesadas en los sistemas DR son las que tienen una relación lineal entre la intensidad de rayos X incidentes sobre cada pixel. Éstas no se someten al procesamiento para presentación clínica (para los médicos).



Figura 18: Mastógrafo Senographe 2000D, GE

El procesamiento que realiza el equipo, en el caso particular del Senographe 2000D, se divide en tres pasos. El primero es la detección de la parte útil de la imagen, esta función determina el tamaño de la imagen dada por los colimadores. Ya que se determinó el tamaño se aplican valores a negro a todo aquello que quedó fuera de la imagen, lo que permite una mejor visualización. El segundo es una transformación pseudo-log (también llamada corrección gamma) que facilita la visualización de la imagen y comprime la imagen de 16 a 12 bits, sin pérdida alguna de información clínica. El último paso es la uniformización del espesor, lo cual resulta en el realce de los bordes de una imagen para una mejor identificación [35].

Durante este trabajo se usó una terminología específica. En el detector se denominó el borde del tórax al borde que colinda con el tórax de la paciente cuando se va a realizar el estudio, mientras que los bordes cortos son los bordes de los costados del detector, como se muestra en la figura 19.



Figura 19: Detector del Senographe 2000D

3.2. DMAM2

El DMAM2 (figura 20) es un conjunto de maniqués para realizar control de calidad, en equipos de mamografía digitales. Fue diseñado para ser utilizado de forma rápida y regular proporcionando un control continuo del desempeño de los equipos, especialmente sobre aquellos aspectos que son más susceptibles de deterioro [9]. El costo del conjunto es de \$168 000 MX (unos 9mil USD) (cotizado el 23 de agosto de 2018).



Figura 20: DMAM2, tomado de [9].

El DMAM2 cuenta con 5 placas de polimetilmetacrilato (PMMA) (figura 21) las cuales cuentan con una marca sobre el costado que indica su centro. Las dimensiones de estas placas son las siguientes (incertidumbre de $\pm 0.1\text{mm}$):

- 2 placas de $300 \times 240 \times 20 \text{ mm}^3$
- 1 placa de $300 \times 240 \times 10 \text{ mm}^3$
- 1 placa de $300 \times 240 \times 5 \text{ mm}^3$
- 1 placa de $300 \times 240 \times 20 \text{ mm}^3$, contiene una placa de aluminio (con pureza del 99.99%) de 4 cm^2 , para evaluar la relación señal a ruido (SNR) y la relación contraste a ruido (CNR).



Figura 21: Placas de PMMA del DMAM2, la placa superior, tiene una placa de aluminio incrustado para realizar algunas pruebas.

También incluye un maniquí llamado DMAM2 Gold (figura 22), el cual es una placa de PMMA que contiene discos de oro para la prueba de umbral de sensibilidad contraste-detalle. Esta placa contiene 78 discos de oro para generar contraste con diámetros de 0.1, 0.16, 0.25, 0.50, 1.00 y 2 mm, y se tiene un rango de grosores de 30 a 2000 nm. La placa también cuenta con 6 grupos de filamentos multidireccionales situados a los costados de la placa de los discos, y éstos son con diámetros entre los 0.4 mm y 0.20 mm, este grupo de fibras corresponde al de un maniquí similar (no incluido en el DMAM2) llamado TORMAM [36]. Los detalles están incrustados en un fondo con una atenuación equivalente a 50 mm de PMMA.



Figura 22: DMAM Gold, de Leeds Test objects

El conjunto incluye una malla radiopaca (figura 23) para la prueba de distorsión geométrica, con líneas paralelas con espaciado de 20 mm, líneas en ángulo de 45 ° con respecto a los bordes de la herramienta, contiene líneas horizontales y verticales, cubre un área de 300 x 240 mm².



Figura 23: Malla radiopaca del DMAM2 para la prueba de distorsión geométrica.

También cuenta con una malla metálica, la cual tiene separaciones de 0.40 mm en un área de 300 x 240 mm².

Otro maniquí incluido es el DMAM2: MTF (figura 24). Está formado por una placa de 294 mm x 188 mm que en su interior contiene un borde recto a un ángulo pequeño respecto al borde largo de la placa. Dicho bloque permite la evaluación de la función de transferencia de modulación (MTF). Adicionalmente, dentro de la placa se encuentra un patrón de resolución espacial, dicho inserto

contiene barras de prueba que van de los 0.5 a los 14.5 pares de línea por milímetro (LP/mm). El patrón se encuentra incrustado formando un ángulo de 45° respecto del borde largo de la placa.

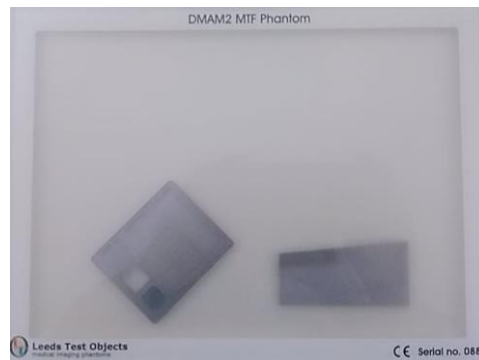


Figura 24: Maniquí DMAM2 MTF de Leeds Test Objects

El DMAM2 también cuenta con 4 reglas radiopacas para determinar la cantidad de tejido mamario de la pared torácica que se excluye de la imagen, y 5 pantallas fotosensibles para la alineación del campo luminoso con el de rayos X. Se incluye un filtro de aluminio (99.99% puro) de 10 x 10 cm² con 2.0 ± 0.2 mm de grosor, esta placa es útil para prueba de homogeneidad. También incluye una placa de acero inoxidable de 300 x 240 x 1 mm³, para proteger el detector de los rayos X durante las mediciones donde se utiliza cámara de ionización.

Cuenta con varios espaciadores de espuma, 2 de 17.8 x 1.5 x 0.8 cm³ y 2 de 17.8 x 1.5 x 2 cm² para la prueba de control automático de exposición (CAE).

El DMAM2 ofrece un software para el análisis de las imágenes llamado AutoPIA (*Automatic Phantom Image Analysis*), este proporciona el análisis y almacena los resultados para poder realizar un seguimiento del control, está disponible para el análisis de varios maniqués no sólo para el DMAM2. Este software se vende por separado por el proveedor con un costo extra. El costo del software es de \$8700.00 MX aproximadamente 455 USD (cotizado el 13 de junio de 2019 [9]).

También incluye un manual, en el cual se presentan las pruebas de control de calidad que se pueden realizar con el mismo, además de algunas especificaciones del DMAM2.

3.3. Evaluación de las pruebas del manual

El objetivo del trabajo es la evaluación del desempeño del conjunto DMAM2, de manera que se realizaron las pruebas de control que indica el manual del DMAM2. Se utilizó la información proporcionada por el mismo manual, y en dado caso, se recurrió a las referencias por información adicional [5, 28].

El manual del conjunto indica que se pueden realizar las 21 pruebas que se describen a continuación. En la tabla 1 se muestran todas las pruebas con su frecuencia y objetivo de las mismas.

Tabla 1: Pruebas que se pueden realizar con el DMAM2 de acuerdo con su manual.

PRUEBA	FRECUENCIA	OBJETIVO
Homogeneidad del detector	Semanal	Evaluar la homogeneidad del receptor de la imagen
Distorsión geométrica y evaluación de artefactos	Semestral	Determinar si existe una distorsión en la imagen.
Imagen fantasma/remanente	Añual	Evaluar la existencia de una imagen remanente después de una exposición a un objeto de alto contraste
Visibilidad de contraste umbral	Añual	Evaluar el mínimo contraste que se puede visualizar
Espesor del objeto y compensación del tubo	Semestral	Medir el contraste y la compensación del tubo de rayos x al variar el grosor de las placas de PMMA.
Resolución espacial	Trimestral	Conocer la resolución espacial de alto contraste del equipo.
Función de respuesta	Añual	Medir las características de respuesta del sistema.
Evaluación del ruido	Semestral	Determinar la presencia de ruido en las imágenes del equipo
Reproducibilidad a corto plazo del CAE	Semestral	Determinar la reproducibilidad a corto plazo del equipo.
Reproducibilidad a largo plazo del CAE	Semanal	Determinar la reproducibilidad a largo plazo del equipo.
Capa hemirreductora (CHR)	A consideración	Calcular la capa hemirreductora
Factor de rejilla	A consideración	Medir directamente el rendimiento de la rejilla de los sistemas mamográficos para

		un rango de grosores mamarios relevantes en la clínica
Detección de elementos defectuosos sin corregir	Semanal	Determinar el número y la posición de los elementos defectuosos sin corregir por el fabricante
Evaluación CAE	Anual	Evaluar la habilidad del sistema para obtener imágenes en el rango de grosores clínicos esperados y asegurar que se produzcan imágenes con un nivel de SDNR y penetración adecuadas; para determinar los factores de la técnica de imagen requeridos para la estimación de DGP
Dosimetría	Anual	Determinar la dosis glandular promedio representadas con distintos grosores de PMMA
Tiempo de exposición	Anual	Evaluar el tiempo de exposición para distintas técnicas de irradiación.
Detección de pixeles malos	Semestral	Evaluar el número y posición de pixeles malos en el detector
Sistema de colimación	Anual	Determinar la cantidad de tejido mamario que se excluye de la imagen. Además, verificar que la paleta de compresión y el detector estén alineados.
Uniformidad del detector	Anual	Evaluar que la imagen sea uniforme en términos de nivel de señal o ruido, para establecer la técnica de imagen y los parámetros de visualización que se utilizarán para la verificación mensual de artefactos de campo completo.
Kerma en aire incidente en la superficie de entrada	Anual	Estimar el kerma incidente en aire (sin retro dispersión) en la superficie de entrada de las placas de PMMA de varios grosores.
Función de transferencia modulada (MTF)	Anual	El objetivo de esta prueba es determinar la MTF asociada con el detector y la mancha focal del sistema

3.3.1. Homogeneidad del detector

[EUREF [28] p. 128]

El objetivo de esta prueba es evaluar la homogeneidad de la respuesta del receptor de la imagen. Se recomienda que la prueba se realice semanalmente o tras una reparación del equipo para un bloque de acrílico estándar, es decir de 45 mm de grosor que cubra todo el detector, mientras que para los otros grosores es a consideración del operador. Para esta prueba es necesario contar con placas de PMMA para formar maniquís entre 20 mm y 70 mm de grosor.

Las placas se deben colocar sobre el detector, comprimiéndolas con una fuerza usada usualmente durante la práctica clínica y que sea la misma para todas las pruebas (por ejemplo: 5 daN), y se obtienen imágenes en modo automático. Se debe registrar la técnica escogida por el Control Automático de Exposición (CAE) (ánodo, filtro, kV y mAs) para cada grosor.

Para el análisis de esta prueba es necesario exportar las imágenes preprocesadas que se obtuvieron y, con un software de visualización, examinar la imagen para verificar si existen inhomogeneidades visibles. Posteriormente, la imagen se tiene que analizar dividiéndola en regiones de interés (ROI, por sus siglas en inglés *Region of Interest*) de 1 cm², donde se evalúa el valor medio de pixel (VMP) y la desviación estándar (STD). Este análisis debe excluir 2 cm de borde largo opuesto al borde del tórax del detector y 1 cm en los bodes cortos del mismo, ya que debido a la configuración del tubo de rayos X, estas regiones no cumplen con la homogeneidad.

Se tiene que comparar el VMP y la SNR de cada ROI con el VMP de toda la imagen y el promedio de la SNR de todas las ROI.

La desviación máxima en el VMP debe ser $< \pm 15\%$ del VMP promedio de toda la imagen. La desviación máxima en SNR debe ser $< \pm 15\%$ de la SNR promedio de todas las ROI. La variación máxima de la SNR media entre imágenes semanales debe ser $< \pm 1\%$.

En caso de que el equipo no cumpla con los valores establecidos es necesario que se contacte a la persona encargada del servicio del equipo para que se investigue y se corrija el problema.

3.3.2. Distorsión geométrica y evaluación de artefactos

[EUREF [28] p. 132, OIEA [27] p. 98.]

El objetivo de esta prueba es determinar si existe una distorsión en la imagen. Esto se determina con un maniquí que contenga líneas rectas. Esta prueba se recomienda realizar semestralmente y después del reemplazo del detector.

Para realizar esta prueba es necesaria una malla radiopaca y placas de PMMA de un bloque estándar. Se debe de obtener la imagen preprocesada de este arreglo y ser visualizada en busca de patrones de deformación en la estructura de la malla. Con ayuda de un software de análisis se deben medir las distancias entre las líneas de la malla para verificar que las distancias, en promedio, coincidan dentro de 10%, con el valor nominal del maniquí.

Si las dimensiones no están dentro de los límites es necesario que se le llame al ingeniero de servicio.

3.3.3. Imagen fantasma/remanente

[EUREF [28] p. 133, OIEA [27] p. 100.]

El objetivo de esta prueba es evaluar la existencia de una imagen remanente después de una exposición a un objeto de alto contraste. Se recomienda que sea realizada anualmente y después del reemplazo del detector. Para esta prueba se cuenta con dos metodologías ya que en los protocolos referenciados se plantean diferentes procedimientos.

De acuerdo con el protocolo del OIEA [27] para realizar esta prueba es necesario contar con placas de PMMA que en conjunto formen un grosor de 45 mm.

Para esta prueba se toman dos imágenes consecutivas, con el menor tiempo posible entre ellas (aproximadamente 1 minuto). Las imágenes serán del bloque de PMMA, en una de las imágenes el bloque cubrirá la mitad del detector y en la otra lo cubrirá totalmente.

La prueba se evalúa analizando la segunda imagen (preprocesada) obtenida. Se utilizan dos ROI de 4 cm^2 , cada una de ellas colocadas como se muestra en la figura 25. De cada ROI se obtiene el VMP y la STD.

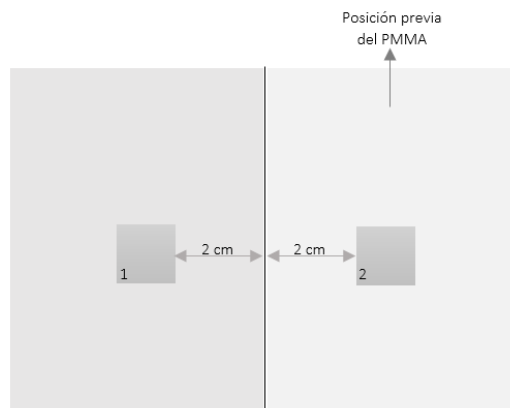


Figura 25: Diagrama de posición de las ROI para imagen remanente.

Posteriormente se calcula el factor de remanencia de la imagen con la siguiente fórmula:

$$\text{Factor de remanencia } SDNR = \frac{VMP_1 - VMP_2}{STD_2} \quad (14)$$

El valor del factor de remanencia debe ser ≤ 2.0 . Si el sistema no cumple debe ser revisado inmediatamente.

De acuerdo con el protocolo de la EUREF [28] para realizar esta prueba es necesario contar con placas de PMMA para un bloque estándar y un objeto de aluminio de 0.1 mm de grosor.

Se toma una imagen con la técnica que se obtuvo para este grosor, con el bloque de PMMA cubriendo la mitad del detector, posteriormente se toma otra imagen con la misma técnica de irradiación, pero ahora el bloque de PMMA cubriendo todo el detector y colocando el objeto de aluminio en el centro del mismo, al igual que en la metodología anterior el tiempo entre imágenes debe de ser de aproximadamente 1 minuto.

Posteriormente, con la imagen preprocesada con un software de procesamiento, se debe de considerar una ROI de 4 cm² y se debe de medir el VMP en los puntos que se muestran en la figura 26 y calcular el factor de remanencia como se indica en la ecuación (15). El factor de remanencia debe ser < 0.3 . Si el sistema no cumple estos límites el sistema debe ser revisado inmediatamente.

$$\text{Factor de remanencia} = \frac{VMP_3 - VMP_2}{VMP_1 - VMP_2} \quad (15)$$

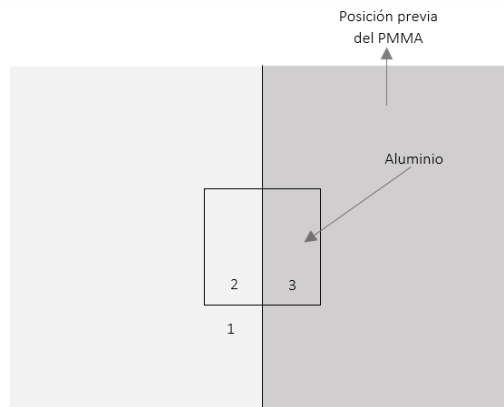


Figura 26: Colocación de ROI para prueba de imagen remanente de acuerdo con el protocolo de EUREF.

3.3.4. Umbral de sensibilidad de contraste-detalle

[EUREF [28] p. 130]

El objetivo de esta prueba es evaluar la combinación mínima de contraste-detalle que se puede visualizar en el maniquí, por cada fila y cada columna, donde el contraste está determinado por el grosor del disco de oro y el detalle del diámetro del mismo. Se recomienda que se realice anualmente. Para esta prueba es necesario contar con placas de PMMA de 20 mm y 10 mm de grosor, y una placa como la DMAM Gold.

Para realizar la prueba se colocan centrados lateralmente y alineados con el borde del tórax, la placa de PMMA de 20 mm sobre el soporte de la mama, encima el DMAM GOLD y en la parte superior la placa de PMMA de 10 mm de grosor. Después se obtiene una serie de imágenes (al menos 6) del arreglo utilizando los parámetros que se obtiene de manera automática para un grosor de 50 mm de PMMA. Entre cada una de las imágenes se mueve un poco la placa de los discos de oro. Para el análisis de esta prueba se necesitan las imágenes preprocesadas. Las imágenes se analizan visualmente por tres personas experimentadas en la técnica para que determinen el mínimo contraste visible, guiándose en el esquema de la placa de la figura 27 y en la tabla 2 y la tabla 3. Se debe establecer el diámetro que se pudo visualizar en las imágenes por cada grosor

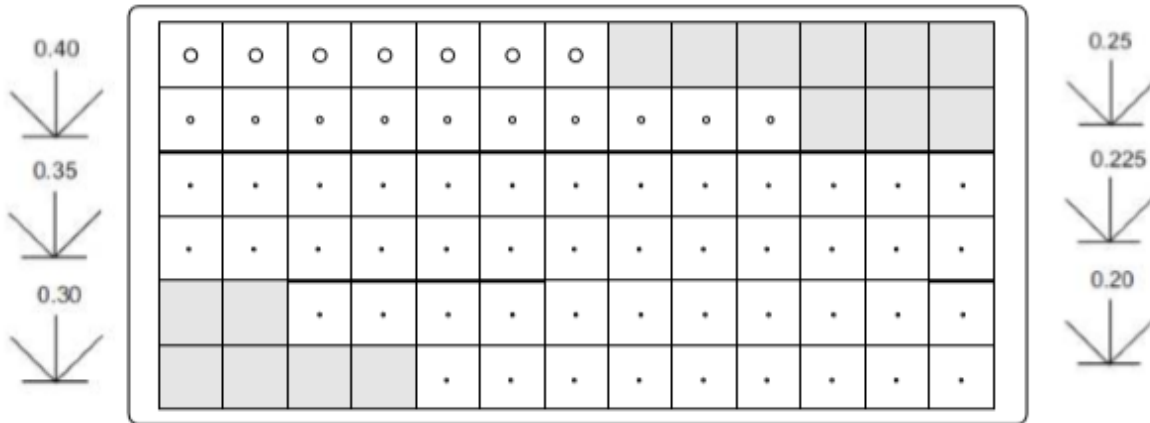


Figura 27: Esquema de placa DMAM Gold.

Tabla 2: Valores a considerar en la evaluación de las imágenes del DMAM Gold.

Diámetro del disco de oro [mm]	Grosor del disco de oro [nm]												
	30	45	60	90	120	180	250	350	500	700	1000	1400	2000
2.00	30	45	60	90	120	180	250	350	500	700	1000	1400	2000
1.00	30	45	60	90	120	180	250	350	500	700	1000	1400	2000
0.50	30	45	60	90	120	180	250	350	500	700	1000	1400	2000
0.25	30	45	60	90	120	180	250	350	500	700	1000	1400	2000
0.16	30	45	60	90	120	180	250	350	500	700	1000	1400	2000
0.10	30	45	60	90	120	180	250	350	500	700	1000	1400	2000

Tabla 3: Valores a considerar en la evaluación de las imágenes del DMAM Gold, para el contraste dado para una técnica de 28 kV con Mo/Mo.

Diámetro del disco de oro [mm]	Contraste [%]												
	0.48	0.73	0.97	1.46	1.95	2.9	4	5.55	7.83	10.84	15	20.28	27.56
2.00	0.48	0.73	0.97	1.46	1.95	2.9	4	5.55	7.83	10.84	15	20.28	27.56
1.00	0.48	0.73	0.97	1.46	1.95	2.9	4	5.55	7.83	10.84	15	20.28	27.56
0.50	0.48	0.73	0.97	1.46	1.95	2.9	4	5.55	7.83	10.84	15	20.28	27.56
0.25	0.48	0.73	0.97	1.46	1.95	2.9	4	5.55	7.83	10.84	15	20.28	27.56
0.16	0.48	0.73	0.97	1.46	1.95	2.9	4	5.55	7.83	10.84	15	20.28	27.56
0.10	0.48	0.73	0.97	1.46	1.95	2.9	4	5.55	7.83	10.84	15	20.28	27.56

Para el análisis de las imágenes, tres visualizadores experimentados deben evaluar las imágenes. Cada visualizador va a evaluar dos imágenes, para que se pueda determinar el contraste umbral es necesario visualizar el diámetro del disco en las 2 imágenes por cada visualizador.

De acuerdo con los datos que se obtuvieron del equipo se realiza una comparación con los valores límite dados en la tabla 4.

Tabla 4: Valores límite de contraste umbral

Contraste umbral				
Diámetro del detalle [mm]	Valores aceptables		Valores alcanzables	
	Contraste usando Mo/Mo 28kV [%]	Grosor de oro equivalente [µm]	Contraste usando Mo/Mo 28kV [%]	Grosor de oro equivalente [µm]
2	< 1.05	0.069	< 0.55	0.038
1	< 1.40	0.091	< 0.85	0.056
0.5	<2.35	0.150	< 1.60	0.103
0.25	<5.45	0.352	< 3.80	2.44
0.1	< 23.0	1.680	< 15.8	1.100

3.3.5. Espesor del objeto y compensación del tubo

[EUREF [28] p. 125]

El objetivo de esta prueba es medir el contraste y la compensación del tubo de rayos X al variar el grosor de placas de PMMA. Se recomienda realizar la prueba semestralmente y después del cambio del detector. Para esta prueba se necesitan placas de PMMA de distintos grosores que en conjunto se puedan formar maniquís de 20 mm hasta 70 mm. Adicionalmente, se necesita un objeto de contraste de aluminio de 1 cm²; el DMAM2 cuenta con una placa con el objeto de contraste ya incrustado.

Se obtienen imágenes en modo automático donde el objeto de contraste se mantiene centrado y a 6 centímetros del borde del tórax, la placa que contiene el objeto de contraste debe colocarse sobre el soporte de la mama, de tal manera que las placas extra se coloquen sobre ésta para que el grosor varíe entre los 20 y los 70 mm

Para el análisis de esta prueba es necesario exportar las imágenes preprocesadas que se obtuvieron. Con ayuda de un software de procesamiento de imágenes se seleccionan ROI de 1 cm², una sobre el objeto de contraste (aluminio) y otra afuera del aluminio, como se muestra en la figura 28. Se mide el VMP y la STD de cada una de las regiones.

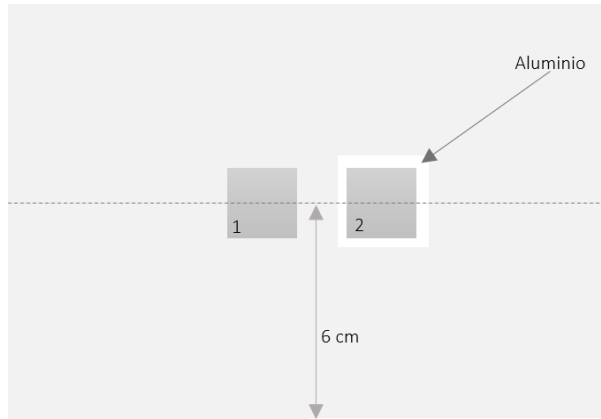


Figura 28: Colocación de las ROI para la evaluación de CNR. El cuadro 1 indica la ROI en el fondo de la imagen, mientras que la 2 muestra el objeto de contraste (aluminio).

Con la siguiente fórmula se calcula el CNR:

$$\text{CNR} = \frac{VMP_{\text{señal}} - VMP_{\text{fondo}}}{\sqrt{\frac{STD_{\text{señal}}^2 + STD_{\text{fondo}}^2}{2}}} \quad (16)$$

Donde el $VMP_{\text{señal}}$ y la $STD_{\text{señal}}$ son los obtenidos de la ROI de la imagen del objeto (aluminio) y el VMP_{fondo} y la STD_{fondo} son los valores que se obtienen del fondo de la imagen. Para calcular el valor límite del CNR se utiliza la siguiente expresión:

$$\text{CNR}(\text{valor límite}) = \frac{\text{Umbral de sensibilidad de contraste} - \text{detalle} * \text{CNR}(\text{medido})}{\text{Contraste umbral (valor límite)}} \quad (17)$$

Donde:

- Contraste umbral (medido): Es el valor que obtuvo de la prueba de contraste umbral (sección 3.3.4)
- CNR (medido) es el valor que se calcula con la ecuación (16).
- Umbral de sensibilidad de contraste-detalle: Este valor se obtiene de la prueba de umbral de sensibilidad de contraste detalle (sección 3.3.4).

- CNR (Valor límite): Es el valor por calcular y define el límite para un grosor de 50 mm de PMMA. Para obtener los valores de CNR límite para otros valores se utiliza la tabla 5 donde se muestra una relación porcentual respecto al valor calculado.

Los valores de CNR deben superar los siguientes valores límite:

• *Tabla 5: Valores límite de CNR para distintos grosores.*

Grosor de PMMA [mm]	CNR
20	>115
30	>110
40	>105
45	>103
50	>100
60	>95
70	>90

3.3.6. Resolución espacial

[OIEA [27] p. 108]

El objetivo de esta prueba es conocer la resolución espacial de alto contraste del equipo. Se recomienda realizar esta prueba trimestralmente y/o después de alguna reparación del equipo.

Para realizar esta prueba se requiere un maniquí de PMMA de 40 mm de grosor, que cubra todo el detector, y un patrón de barras. El patrón se coloca sobre el maniquí, a 10 mm de borde, de manera que las barras estén aproximadamente a 90° respecto del borde. Se obtiene una imagen de este arreglo, utilizando la técnica automática para el maniquí de 40 mm de PMMA, y después se rota el patrón 90°; se obtiene una nueva imagen.

Para evaluar esta prueba se utilizan las imágenes preprocesadas. Se examinan las imágenes para determinar cuántas líneas del patrón se logran visualizar. Adicionalmente, con ayuda de un software de análisis de imagen, se debe trazar un perfil de la imagen de las barras para determinar cuántos picos se observan.

Los valores límites dependen de la frecuencia de Nyquist con la relación $1/2p$ donde p es el pitch¹⁴ del equipo [11].

En caso de que no se cumplan los requerimientos, la corrección debe de ser inmediata, antes de que se tomen imágenes de pacientes.

3.3.7. Función de respuesta

[EUREF [28] p. 127]

El objetivo principal de esta prueba es medir las características de respuesta del sistema, es decir, determinar la relación entre el kerma incidente en el detector y los valores de pixel que se obtienen en la imagen. Se recomienda que se realice anualmente y/o después de algún servicio al sistema.

Para realizar esta prueba es necesario contar con una cámara de ionización, o un dosímetro que permita determinar kerma, y placas de PMMA para formar un maniquí de 45mm de grosor.

Se coloca el maniquí sobre el detector y se obtienen, al menos, 10 imágenes variando el mAs, el rango de valores de mAs debe elegirse de modo que incluya un amplio rango de 1/10 a 5 veces lo obtenido en el modo automático. Seguido de esto se coloca la cámara de ionización (centrada, 4.0 cm del borde y 45 mm de altura sobre el soporte de la mama figura 29) y se determina el rendimiento para el haz en cuestión (mGy/mAs).

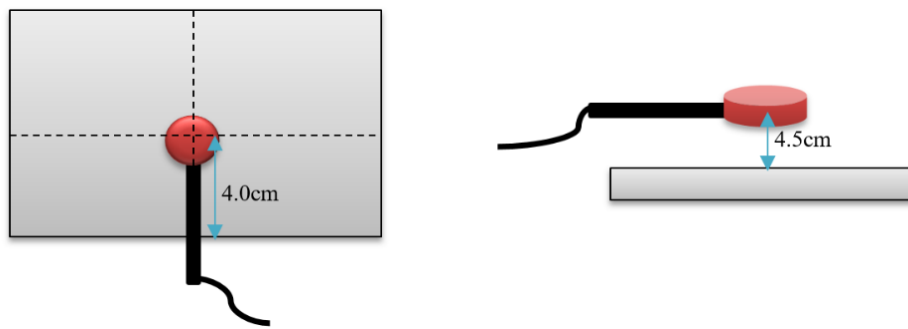


Figura 29: Colocación de la cámara de ionización para la prueba de función de respuesta.

Para el análisis de la prueba se exportan las imágenes preprocesadas de la prueba, y con una ROI de 1cm^2 en el punto de referencia (a 4 cm hacia el centro a partir del borde del tórax) evaluando el VMP y la STD.

Se grafica el VMP promedio para cada mAs en función del kerma en la superficie del detector, se determina la linealidad del sistema con un ajuste lineal de los puntos medidos se calcula el

¹⁴ Distancia física entre los centros de dos pixeles adyacentes. También se conoce como el espacio entre pixeles.

coeficiente de correlación (R^2). En caso de que el fabricante indique que el VMP en función del kerma tiene respuesta logarítmica, realice un ajuste de este tipo.

La función que se obtiene de los datos es la función de respuesta del equipo, y el coeficiente R^2 debe ser mayor que 0.99.

3.3.8. Evaluación del ruido

[EUREF [28] p. 127]

El objetivo de esta prueba es cuantificar la cantidad de ruido en función de la señal de las imágenes del equipo. Se recomienda que se realice de manera semestral.

Para el análisis de esta prueba es necesario contar con las imágenes de la prueba de la función de respuesta. Con ayuda de un software de análisis e imágenes se debe evaluar el SNR de cada una de las imágenes en una ROI de referencia la cual está definida como una ROI de 1 cm² centrada y a 6 cm de distancia del borde del tórax, con la siguiente expresión:

$$SNR = \frac{VMP - VMP_{offset}}{STD} \quad (18)$$

Donde el VMP_{offset} representa el valor medio de pixel constante que se le agrega a todos los pixeles por defecto, este valor lo proporciona el fabricante. Posteriormente, se grafica el SNR² en función del kerma en aire y se determina la linealidad, de esta función, con un ajuste.

La no-linealidad en los ajustes es un indicador de la presencia de fuentes de ruido diferentes al ruido cuántico.

3.3.9. Reproducibilidad a corto plazo del CAE

[EUREF [28] p. 75]

El objetivo de esta prueba es determinar la repetibilidad, es decir, qué tan bueno es el sistema para reproducir a corto plazo la misma técnica de exposición bajo las mismas condiciones del equipo. Se recomienda que esta prueba se realice semestralmente. Para la prueba es necesario contar con placas de PMMA para formar un bloque estándar.

El maniquí se coloca en el equipo y se obtienen 10 imágenes consecutivas (aproximadamente con un intervalo de 1 min entre las imágenes) en modo automático. Se deben registrar todas las técnicas obtenidas y también analizar las imágenes para determinar el kerma (utilizando la función de respuesta). La variación entre los valores de kerma debe ser menor que $\pm 5\%$ del promedio.

Se recomienda que, si el sistema no cumple con los parámetros propuestos, se realice una revisión por el ingeniero del sistema.

3.3.10. Reproducibilidad a largo plazo del CAE

[EUREF [28] p. 125]

El objetivo es determinar la reproducibilidad, es decir, qué tan bueno es el sistema en reproducir a largo plazo la misma técnica de exposición bajo las mismas condiciones. Se recomienda realizar esta prueba semanalmente. Para esta prueba es necesario contar con placas de PMMA para formar un maniquí que en conjunto tenga 45 mm de grosor.

Se coloca el maniquí en el equipo y se obtiene una imagen en modo automático. Se debe girar el maniquí 180° para excluir las inhomogeneidades propias del maniquí y se repite la metodología. Con las imágenes preprocesadas se debe calcular el VMP y el SNR en la ROI de referencia de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$\text{SNR} = \frac{\text{VMP} - \text{VMP}_{\text{offset}}}{\text{STD}} \quad (19)$$

La variación del SNR y el kerma semanalmente deben ser $<\pm 10\%$ del promedio. Se recomienda que, si el sistema no cumple con estos parámetros, se realice una revisión por el ingeniero del sistema.

3.3.11. Capa hemirreductora (CHR)

[OIEA [27] p. 109]

El objetivo de esta prueba es determinar la capa hemirreductora (CHR) para las cantidades de haz a las que se les quiera determinar la DGP. Para realizar esta prueba es necesario contar con una cámara de ionización y placas de aluminio de 99.99% de pureza y de 0.1 mm de grosor.

Para esta prueba se coloca el compresor lo más alejado posible del detector, además se debe de colocar una placa de metal para proteger al detector de radiación excesiva, y se debe colocar la

cámara de ionización en la misma posición que se colocó para la función de respuesta (centrado a 40 mm del borde del tórax y a 45 mm sobre el soporte para la mama, como se muestra en la figura 29).

Se realizan irradiaciones a la cámara en modo manual, con la calidad de haz que se quiere evaluar, y se van añadiendo placas de aluminio entre la fuente de radiación y la cámara. Se añaden placas hasta que la lectura de la cámara sea menor que la mitad del valor inicial. La CHR se determina por medio de una interpolación de los datos obtenidos.

Los resultados que obtenga de la CHR es información que utilizará durante las pruebas dosimétricas. Para calcular la CHR tenemos que usar la expresión (20)(22)

$$CHR = \frac{t_2 \ln\left(\frac{2M_1}{M_0}\right) - t_1 \ln\left(\frac{2M_2}{M_0}\right)}{\ln\left(\frac{M_1}{M_2}\right)} \quad (20)$$

Donde t_1 y t_2 son los grosores en mm de los filtros que se usaron, M_0 es el promedio de las lecturas sin filtros y M_1 , M_2 son las lecturas que están por arriba y debajo del 50% de la lectura M_0 .

Los límites aceptables están dados por la siguiente ecuación (23)

$$\frac{kV}{100} + 0.03 \leq HVL \leq \frac{kV}{100} + C \quad (21)$$

Donde C= 0.12 para Mo/Mo
 0.19 para Mo/Rh
 0.22 para Rh/Rh
 0.30 para W/Rh
 0.32 para W/Ag
 0.25 para W/Al

Y kV fue el seleccionado.

3.3.12. Factor de rejilla

[EUREF [28] p. 126]

El objetivo de esta prueba es medir directamente el desempeño de la rejilla de los sistemas mamográficos para un rango de grosores mamarios relevantes en la clínica. Para ésta se necesitan placas de PMMA para formar un maniquí que en conjunto tenga 45 mm de grosor. Se recomienda que esta prueba se realice a consideración del usuario o cuando el tiempo de exposición aumenta repentinamente.

Se debe colocar el maniquí en el equipo y obtener una imagen en modo automático. Se debe registrar la técnica elegida y obtener otras imágenes con valores de mAs diferentes. A continuación, se debe retirar la rejilla y tomar una serie de imágenes (utilizando los parámetros del modo automático) también variando el mAs.

Con ayuda de un software de análisis, se debe determinar el VMP de las imágenes preprocesadas y, por medio de la función de respuesta, obtener el kerma. Realizando una interpolación se debe determinar el valor de mAs para el que el kerma genere un valor de VMP idéntico entre la imagen con y sin rejilla.

Para calcular el factor de rejilla se obtiene de la división del kerma de entrada con rejilla entre el kerma sin rejilla. El valor límite del factor de rejilla debe ser < 3 , para que el sistema pase la prueba.

3.3.13. Detección de elementos defectuosos sin corregir

[EUREF [28] p. 129]

El objetivo de esta prueba es determinar el número y la posición de los elementos defectuosos (píxeles). Esta prueba se recomienda realizarla semanalmente y el análisis se puede realizar con las imágenes que se obtuvieron de la prueba de homogeneidad (ver sección 3.3.1).

Al igual que en la prueba de homogeneidad los bordes de la imagen no se consideran ya que en estos no se cumple la homogeneidad, por lo que se recomienda recortar 10 mm de cada borde de la imagen, excepto del borde donde se coloca el tórax de la paciente.

Se recorre toda la imagen utilizando una ROI de 1cm^2 y se determinan los píxeles cuyo valor se desvía más de 20% del VMP de la ROI. Este análisis se realiza en todas las imágenes de la prueba de homogeneidad.

Aún no se ha establecido un número límite aceptable de elementos defectuosos en los detectores.

3.3.14. Evaluación CAE

[OIEA [27] p. 88]

El objetivo de esta prueba es evaluar la habilidad del sistema para obtener imágenes en el rango de grosores clínicos esperados y asegurar que se produzcan imágenes con un nivel de SDNR¹⁵ y penetración adecuadas. Se recomienda realizar esta prueba anualmente y/o cuando se realice algún cambio o actualización del software de control de CAE.

Para esta prueba se necesitan maniquís de PMMA de diferentes grosores que cubran todo el detector de qué grosor o una placa de PMMA en forma de semicírculo de 18-20 cm de diámetro. También se requiere una placa cuadrada de aluminio de 10 mm de lado y 0.2 mm de grosor (placa SNR/CNR) en la que ya está insertada la plaquita de aluminio, un disco de PMMA con 25 mm de diámetro y 1 mm de grosor, así como espaciadores de distintos grosores.

Se coloca una placa de PMMA con 20 mm de grosor sobre el detector, sobre ésta una de 10 mm de grosor, y al final el objeto de aluminio de 100 mm², éste debe quedar centrado respecto al borde largo del detector y a 60 mm del borde del tórax. Hay que usar una configuración de manera que todo el detector sea expuesto.

Se coloca 8 mm de espaciadores en lo alto de la última placa, el compresor debe aplicar la misma fuerza para todas las pruebas, en los equipos que lo permitan el detector CAE debe colocarse a 1 cm del borde del tórax. Posteriormente hay que tomar una imagen en modo manual con la técnica de irradiación que obtuvo en la prueba de homogeneidad para el grosor de 50 mm.

Hay que repetir estos mismos pasos, pero para diferentes combinaciones de grosores y de espaciadores como se muestra en la tabla 6.

La placa SNR/CNR representa una placa de 20 mm de PMMA + lamina de aluminio de 100 mm² insertada.

Para el análisis de la prueba, se exportan las imágenes preprocesadas que se obtuvieron y con un software se seleccionan dos ROI de 45 mm² (o de 7.5mm de diámetro), una sobre el objeto de contraste (Al) y la otra a la misma altura pero fuera del aluminio, como se muestra en la figura 30 y se mide el VMP en la ROI 1 y el VMP y la SNR en la ROI 2.

¹⁵ El cociente de diferencia de señales a ruido es el cociente de la diferencia de valor medio de pixel de la región de interés menos el valor medio de pixel del fondo entre la desviación estándar del fondo.

Tabla 6: Grosor de espaciadores requeridos para los grosores equivalentes en mama. Tomado de la referencia [27]

Tipo de mama	Grosor eq. de mama [mm]	Grosor de PMMA [mm]	Combinación de placas de DMAM2	Grosor de espaciadores [mm]
Delgado	21	20	Placa de SNR/CNR	1
Estándar	53	45	20mm + 5mm + Placa SNR/CNR	8
Grueso	90	70	20mm+20mm+10mm+ Placa SNR/CNR	20

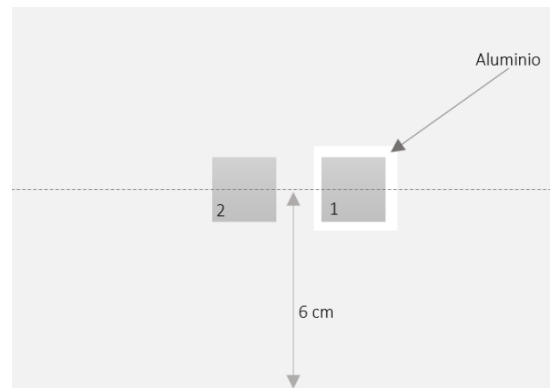


Figura 30: Definición de ROI para evaluación CAE.

Posteriormente se calcula el SDNR con la siguiente fórmula:

$$SDNR = \frac{|VMP(1) - VMP(2)|}{STD(2)} \quad (22)$$

Se repiten estas mediciones para cada una de las imágenes que se obtuvieron. Los valores de SDNR para los grosores de 20, 45 y 70 mm de PMMA deben cumplir con los valores límites de la tabla 7.

Para las exposiciones de 45 mm y 70 mm se tiene que determinar el tiempo de exposición, midiéndolo directamente o dividiendo el mAs que se requiere para la exposición entre el mAs del proveedor de la información técnica del sistema.

Si el sistema no cumple con estos criterios para SDNR, se deberá determinar si el funcionamiento del detector no ha cambiado de acuerdo con los métodos que se describen en los manuales del OIEA [27].

Si el detector está operando correctamente, el CAE deberá ser ajustado a las técnicas o deberá de ser revisado.

Los tiempos de exposición que se obtuvieron no deben exceder 2 s para un grosor de 45 mm y 4 s para 70 mm. Si los tiempos de exposición exceden al máximo tiempo aceptable, se deberá investigar la razón por la cual es tubo tiene una salida menor. La corrección se debe realizar inmediatamente, antes de seguir con los pacientes.

Tabla 7: Valores aceptables y alcanzables de SDNR para la prueba CAE, para un objeto de contraste de aluminio de 0.2 mm de grosor. Tomado de la referencia [27].

SISTEMA	Grosor de PMMA [mm]					
	20		45		70	
	Aceptable	Alcanzable	Aceptable	Alcanzable	Aceptable	Alcanzable
Agfa CR (MM3.0)	13.8	20.1	12.4	18.0	10.8	15.8
Agfa CR(HM5.0)	10.2	15.0	8.9	13.0	8.0	11.7
Fuji CR	9.8	14.2	8.8	12.8	7.7	11.2
Fuji Amulet	6.1	8.7	5.5	7.8	4.8	6.8
GE 2000D	8.9	12.9	7.9	11.5	6.9	10.0
GE DS	8.9	12.9	7.9	11.5	6.9	10.0
GE Essential	12.7	18.4	11.3	16.5	9.9	14.4
Hologic Selenia	4.8	7.0	4.3	6.3	3.8	5.5
IMS Giotto	7.8	11.3	7.0	10.1	6.1	8.8
Carestream CR (M2 plate)	9.5	13.9	8.5	12.5	7.5	10.9
Carestream CR (M3 plate)	11.7	17.0	10.2	14.8	9.1	13.3
Konica CR (RP-6M)	11.4	16.6	10.2	14.8	8.9	13.0

(RP-7M)	8.7	12.8	7.8	11.4	6.8	10.0
(CP-1M)	6.6	9.5	5.9	8.5	5.1	7.5
Planmed Nuance	6.3	9.1	5.0	7.2	4.3	6.2
Sectra D40	3.6	5.3	3.2	4.7	2.8	4.1
Sectra L30	3.6	5.3	3.2	4.7	2.8	4.1
Siemens Novation DR	5.1	7.4	4.5	6.6	4.0	5.8
Siemens Inspiration	4.4	6.3	3.9	5.7	3.4	5.0

3.3.15. Dosimetría

[OIEA [27] p. 113]

El objetivo de esta prueba es determinar la dosis glandular promedio (DGP) que el equipo imparte para distintos grosores de PMMA. La frecuencia de esta prueba se recomienda que sea anual y/o después de algún cambio que modifique la obtención de la imagen en el equipo, como el cambio del tubo de rayos X, la calibración del detector, cambio o modificación de los colimadores, etc. Para ésta es necesario contar con placas de PMMA de distintos grosores, espaciadores y una cámara de ionización.

Se forman maniquís de distintos grosores y se añaden los espaciadores según los datos de la tabla 6. Se obtienen las técnicas que determina el equipo en modo automático. Después de esto la cámara de ionización se debe colocar centrada, 40 mm del borde del tórax y 45 mm de altura sobre el soporte de la mama como se muestra en la figura 29.

La DGP se calcula utilizando la expresión:

$$DGP = g_t c_t s k_{i,t} \quad (23)$$

Donde:

- ⊕ $k_{i,t}$: Es el kerma en aire en la superficie de las placas de PMMA con un grosor t.
- ⊕ g_t : es el factor que convierte el kerma en aire a dosis glandular para una mama compuesta por un 50% de tejido fibroglandular y 50% de grasa, para el grosor t.
- ⊕ c_t : es el factor que corrige la glandularidad de la mama simulada, para un grosor t.

- ⊕ s: es el factor que corrige por combinación ánodo/filtro.
- ⊕ El valor de t en mm.

Los valores de estos factores se muestran en la tabla 9. Se debe realizar una corrección por el inverso del cuadrado de la distancia para los grosores diferentes (t) en donde se determinó la técnica utilizada.

Los valores orientativos de DGP se muestran en la tabla 10.

Tabla 8: Valores del producto de la conversión de los factores g y c para el cálculo de Dg para una mama estándar con distintos grosores de PMMA, Tomado de la referencia [27], p. 114

Grosor de PMMA [mm]	Grosor de mama equivalente [mm]	Porcentaje fibroglandular equivalente de mama (%)	Producto de los factores g y c						
			CHR (mm Al)						
			0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
20	21	97	0.336	0.377	0.415	0.450	0.482	0.513	0.539
30	32	67	0.245	0.277	0.308	0.338	0.368	0.399	0.427
40	45	41	0.196	0.217	0.271	0.296	0.296	0.322	0.351
45	53	29	0.172	0.196	0.218	0.269	0.269	0.297	0.321
50	60	20	0.157	0.179	0.198	0.245	0.245	0.269	0.296
60	75	9	0.133	0.151	0.168	0.187	0.203	0.230	0.253
70	90	4	0.112	0.127	0.142	0.157	0.173	0.194	0.215
80	103	3	0.097	0.110	0.124	0.136	0.150	0.169	0.188

Tabla 9: Factor s para las combinaciones ánodo/filtro. Tomado de la referencia [27]

Combinación ánodo-filtro	Grosor del filtro (μm)	Factor s
Mo/Mo	30	1.00
Mo/Rh	25	1.017
Rh/Rh	25	1.061
W/Rh	50-60	1.042
W/Ag	50-75	1.042

Tabla 10: Valores aceptables y alcanzables para la dosis glandular promedio (DGP). Tomado de la referencia [27], p. 115

Grosor de PMMA [mm]	Grosor de mama equivalente [mm]	Nivel aceptable para DGP para mama equivalente [mGy]	Valor alcanzable para DGP para mama equivalente [mGy]
20	21	1.0	0.6
30	32	1.5	1.0
40	45	2.0	1.6
45	53	2.5	2.0
50	60	3.0	2.4

Los valores presentados no son límites estrictos ya que lo que se quiere lograr es tener una buena calidad de imagen. Si la calidad de imagen es adecuada, pueden optimizarse los valores de dosis, pero si al bajar la dosis se pierde calidad de imagen ya no sería válido, ya que no se tendría una imagen de interés diagnóstico.

3.3.16. Tiempo de exposición

[EUREF [28] p. 124]

El objetivo de la prueba es evaluar el tiempo de exposición para las distintas técnicas de irradiación. Se recomienda realizar la prueba anualmente. Para esta prueba es necesario contar con placas de PMMA que en conjunto formen un grosor de 45 mm y un medidor de tiempo de exposición.

El tiempo de exposición se define como el tiempo durante el cual los rayos X primarios alcanzan una parte individual de la imagen del objeto [28]. En algunos modelos este puede ser medido con detectores de exposición que se encuentran a la salida del tubo. Si el equipo no cuenta con uno debe contar con un medidor de tiempo de exposición especializado.

Los valores recomendados para el tiempo de exposición para un grosor de 45 mm son los siguientes:

- Aceptable: < 2 s
- Alcanzable: < 1.5 s

Si el sistema no alcanza los valores propuestos se debe investigar la causa y solucionar inmediatamente.

3.3.17. Detección de pixeles malos

[EUREF [28] p. 129]

El objetivo principal de esta prueba es evaluar el número y posición de pixeles malos en el detector. Se recomienda realizar semestralmente.

Para esta prueba es necesario consultar el mapa de pixeles malos que ofrece el proveedor. Este mapa define las posiciones de todos los pixeles en los cuales el valor de pixel no se basa en su propia lectura. Se evalúa la información proporcionada y se compara con los datos obtenidos en la prueba de elementos defectuosos.

Hasta el momento no se tienen límites establecidos, por lo que se recomienda aplicar los límites que propone el proveedor del mastógrafo.

3.3.18. Sistema de colimación

[OIEA [27] p. 116]

El objetivo de esta prueba es determinar la cantidad de tejido mamario en la pared torácica que se excluye de la imagen debido a la geometría de la imagen o al diseño del detector. Además, se verifica que el borde de la pared torácica y el borde de la paleta de compresión se alineen con el borde de la pared torácica del receptor de imagen.

Se recomienda realizar esta prueba anualmente y para realizarla es necesario contar con 2 reglas radiopacas, 5 pantallas fotosensibles, un objeto opaco (por ejemplo, una moneda) lo suficientemente ancho para cubrir las pantallas fotosensibles dentro de la zona aceptable y placas de PMMA que en conjunto formen un maniquí de 45 mm de grosor.

Las pantallas fotosensibles se colocan en el soporte para la mama, una en cada lado como se muestra en la figura 31. Una más se coloca en el centro del campo de rayos X.

Use láminas o monedas de metal para cubrir la parte de las pantallas fotosensibles que están dentro del soporte de la mama

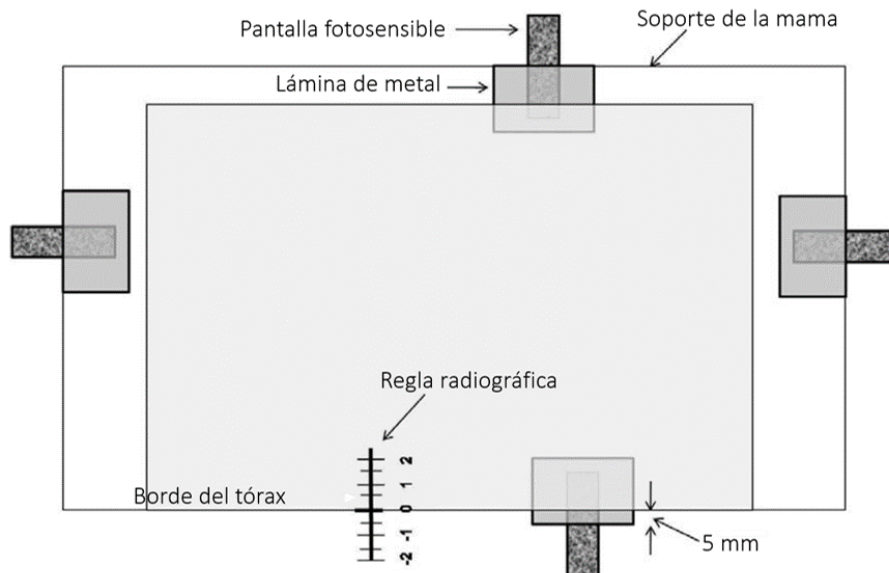


Figura 31: Colocación de las plantillas fosforescentes y regla radiopaca para evaluar la alineación del campo de radiación con el tejido faltante, la placa de compresión no se muestra. Modificada de [27].

Se debe realizar una exposición manual de 28 kV y 100 mAs con las luces del cuarto apagadas. Si cualquiera de las pantallas fotosensibles de los bordes brilla, implica que el campo de radiación se extiende más allá de los límites del soporte. Si esto ocurre es necesario reubicar las láminas de metal con el fin de encontrar la posición donde ya no ocurra esto. Esta prueba se debe de realizar para todos los campos de radiación posibles. La pantalla fotosensible central va a representar la referencia para comparar las otras.

Posteriormente, se deben colocar las placas de PMMA de 45 mm de grosor, y sobre éstas colocar una de las reglas radiopacas perpendicular al borde del tórax, de manera que la regla permita determinar la medida del tejido perdido (ver figura 31).

Se debe adherir la otra regla en la parte inferior del compresor, de manera que permita medir si están alineadas respecto a la otra regla. Esta regla nos proporciona una medida de la posición del compresor respecto al receptor de la imagen.

Para el tejido faltante de la pared torácica, los valores recomendados son los siguientes:

- Aceptable: ≤ 7 mm
- Alcanzable: ≤ 5 mm

Para la coincidencia entre el área activa del detector y el campo de radiación:

- Aceptable: El área activa del detector debe ser irradiada completamente pero el haz de rayos X no se debe extender más allá del soporte de la mama, excepto para el borde del soporte de la mama que colinda con el tórax, donde se puede extender, como máximo 5 mm.
- Alcanzable: El área activa del detector es irradiado completamente pero el haz de rayos X no se debe extender más allá del soporte de la mama.

Si el equipo no cumple con esto es necesario que se realice la corrección en un periodo máximo de 30 días.

3.3.19. Uniformidad del detector

[OIEA [27] p. 102]

El objetivo de esta prueba es evaluar que la imagen sea uniforme en términos de nivel de ruido, para establecer la técnica de imagen y los parámetros de visualización que se utilizarán para la verificación mensual de artefactos de campo completo.

Se recomienda realizar esta prueba anualmente y/o después de un servicio en el tubo de rayos X o en el detector, o modificaciones en la adquisición de la imagen o una corrección del software. Para esta prueba se requiere de placas de PMMA para un bloque estándar, o un filtro de aluminio de 2-3 mm de grosor, el cual no debe tener estructuras radiográficas visibles.

Se debe colocar el filtro de aluminio, o las placas de PMMA, suspendidas del conjunto del tubo, de manera que se extiendan más allá de los bordes indicados de los campos de la imagen. La paleta de compresión debe estar lo más alejada del soporte de la mama posible. La imagen se debe tomar en modo manual, con la técnica de irradiación que se obtuvo para un grosor de 45mm de PMMA en la prueba de homogeneidad (3.3.1).

Para el análisis de la prueba, es necesario exportar las imágenes preprocesadas y con algún software de visualización y procesamiento examinar la imagen visualmente para verificar si existe algún artefacto, si es así es necesario repetir la prueba girando el filtro o las placas 90°.

No deben existir píxeles malos visibles, líneas y/o columnas perdidas, y no debe existir ruido estructurado visible.

3.3.20. Kerma en aire incidente en la superficie de entrada

[OIEA [27] p. 111]

El objetivo de esta prueba es estimar el kerma en aire incidente (sin retrodispersión) en la superficie de entrada de las placas de PMMA de varios grosores. Se recomienda hacer esta prueba anualmente y/o después de algún cambio o mantenimiento del tubo de rayos X y/o sistema de colimación. Para esta prueba es necesario contar con una cámara de ionización, una placa de metal para cubrir el detector y unas reglas.

Para esta prueba es necesario conocer la distancia del foco del tubo de rayos X hacia el soporte de la mama, este valor lo determina el proveedor del mastógrafo. El detector del sistema debe protegerse de las exposiciones excesivas durante toda la prueba, para esto hay que cubrirlo con la placa de metal.

La cámara de ionización se debe colocar centrada, a 40 mm a partir del borde del tórax; el punto efectivo de la misma se debe colocar a 45 mm sobre el soporte de la mama.

La técnica de exposición que se tiene que reproducir es la que se obtuvo en la prueba de evaluación del CAE para el grosor de 45 mm. Si no es posible seleccionar el mAs exacto, el kerma (M_{CAE}) deberá ser estimado con una extrapolación a partir de una medición con el ajuste manual de mAs más cercano disponible (M_1) con la siguiente expresión:

$$M_{CAE} = \frac{mAs_{CAE}}{mAs_{M1}} M_1 \quad (24)$$

Donde.

- M_{CAE} : Kerma en el CAE.
- mAs_{CAE} : mAs exacto que se obtuvo de la técnica de irradiación.
- mAs_{M1} : mAs más cercano posible disponible en el mastógrafo.

Para obtener el valor del kerma incidente, k_{i45} (para una altura de 45 mm por encima del soporte de la mama), se usan las siguientes ecuaciones:

$$k_{i45} = M_{CAE} * N_{mammo} * k_{TP} \quad (25)$$

$$k_{TP} = \frac{273.2 + T}{273.2 + T_0} * \frac{P_0}{P} \quad (26)$$

Donde k_{TP} : Es el factor de corrección de la cámara de ionización por la temperatura T y presión ambientales en el momento de la medición.

N_{mammo} : Es el factor de calibración por la calidad del haz.

T_0 y P_0 : Son los valores de temperatura y presión con los cuales se calibró la cámara de ionización (si es que aplica).

T y P : Son los valores de temperatura y presión en los cuales se tomaron las mediciones.

Se recomienda realizar estas mediciones con las técnicas de exposición de los grosores entre 20 mm y 70 mm. Para estos valores, es necesario realizar la corrección por distancia con las siguientes relaciones.

(27)

$$k_{i,20} = k_{i,45} \left(\frac{d_T - 45}{d_T - 20} \right)^2$$

$$k_{i,70} = k_{i,45} \left(\frac{d_T - 45}{d_T - 70} \right)^2 \quad (28)$$

Donde d_T es la distancia de la fuente al detector, y $k_{i,45}$ es el kerma incidente medido a 45 mm del detector.

3.3.21. Función de transferencia modulada (MTF)

[OIEA [27] p. 105, EUREF [28], p. 132]

El objetivo de esta prueba es determinar la MTF asociada con el detector y la mancha focal del sistema. Se recomienda realizar esta prueba anualmente y/o después de algún cambio o servicio en el detector o en el tubo de rayos X.

Para esta prueba es necesario contar con una lámina metálica con borde muy recto de 20-50 mm de lado, la cual puede estar hecha de una variedad de materiales, idealmente, independientemente del material utilizado, el grosor de esta lámina debe proporcionar una gran atenuación de los rayos X para el rango de energías mamográficas, de modo que se obtenga una diferencia de señal confiable dentro y fuera de la lámina en la imagen mamográfica. Adicional a esto, se necesitan placas de PMMA que en conjunto formen un grosor de 45 mm, y un software de análisis para MTF.

Las placas de PMMA se colocan de manera que cubra todo el detector y sobre estas se coloca la lámina de metal. Ésta debe de formar a un ángulo entre 2°-5° respecto al borde del tórax.

La exposición deberá ser en modo manual, para la técnica que se obtuvo para 45 mm en la prueba de homogeneidad. Esto se repite girando la lámina 90°, de manera que se obtienen dos análisis, uno para la dirección x y otro para la dirección y, como se muestra en la figura 32.

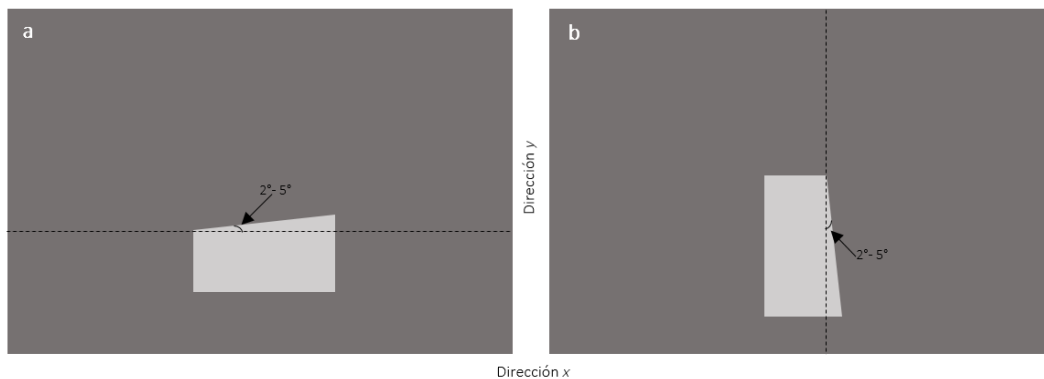


Figura 32: Colocación de la lámina para la prueba de MTF, a) respecto al borde largo, b) respecto al borde corto.

Para el análisis de las imágenes es necesario contar con un software de procesamiento para la prueba, se necesitan las imágenes preprocesadas, y a partir del análisis se deben registrar las frecuencias en las cuales la MTF haya caído de 50 a 20% en las direcciones x y y. También se deben registrar los valores de MTF para 2.5, 5 y 7 ciclos/mm en cada imagen.

Las frecuencias espaciales en las que el MTF ha caído al 50% y 20% no deben ser menores que los valores especificados en la tabla 11 dependiendo del modelo. Los valores de ciclos/mm no deben cambiar más del 10% del valor establecido dependiendo, de cada equipo.

Tabla 11: Frecuencias aceptables a los cuales el MTF cae de 50% a 20% (ciclos/mm) (valor vertical/valor horizontal). Tomado de la referencia [27], p.107

SISTEMA	50%	20%
Agfa CR (MM3.0)	2.0/2.0	4.5/3.5
Agfa CR(HM5.0)	2.5/2.0	5.5/4.5
Carestream CR (EHR-M3)	2.0/2.0	4.5/4.0
Carestream CR (EHR-M2)	1.5/1.5	3.5/3.0
Konica CR (RP-6M)	2.5/2.0	5.0/3.5
(RP-7M)	3.0/2.0	6.0/4.0
(CP-1M)	3.5/2.0	7.5/4.0
Fuji Amulet	4.5/4.5	7.5/4.5
Fuji Profect (HR-BD)	3.0/2.0	6.0/4.0
GE 2000D	2.5/2.5	5.0/5.0

GE DS	3.5/3.5	6.0/6.0
GE Essential	2.5/2.5	45/4.5
Hologic Selenia	6.5/6.5	9/9
IMS Giotto	4,0/4.0	6.5/6.5
Philips PCR Eleva	5.0/5.0	9.0/8.0
Planmed Nuance	4.5/5.5	9.0/8.0
Sectra L30	4.0/5.5	6.0/8.0
Siemens Inspiration	5.0/5.0	8.0/8.0
Siemens Novation	5.0/5.0	9.0/8.0

Si el equipo no cumple con los valores propuestos es necesario que se dé servicio al equipo.

3.4. Evaluación del desempeño del conjunto

Para cada prueba se utilizó el material proporcionado por el DMAM2 y en los casos en que hizo falta material, como en las pruebas donde se necesita medir kerma, se recurrió al material de la Sala de Irradiación con rayos X del grupo DOSIFICAME del IFUNAM.

Cada prueba se repitió al menos 2 veces. Del material que proporciona el DMAM2 se consideró la eficiencia y reproducibilidad para realizar las pruebas.

3.4.1. Desarrollo de optimización

Durante la evaluación de las pruebas se consideró el desempeño del sistema el DMAM2, en lo que se refiere al manual como el material que presenta. A partir de estos resultados se desarrolló una propuesta de optimización para ambos factores, esto se hizo para cada prueba evaluada.

Dicha optimización también se puso a prueba para determinar la eficiencia de la misma.

3.4.2. Software

De acuerdo con los manuales referidos la evaluación de algunas pruebas se debe realizar de forma visual. Sin embargo, este resultado puede variar, ya que va a depender de factores como las condiciones de iluminación del lugar donde se realice la evaluación, la experiencia de la persona que realiza el análisis, entre otras cosas. Tal es el caso de la prueba de resolución espacial y homogeneidad del detector.

El tiempo de análisis de algunas pruebas se puede reducir al realizar una evaluación semi-automática, ya que los parámetros de evaluación están predeterminados, como en el caso de imagen remanente, la prueba de espesor y compensación y la detección de elementos defectuosos.

Se desarrolló un software en Python para la evaluación de las pruebas. Este tiene una interfaz de usuario (figura 33), en la cual se muestran las pruebas que se pueden evaluar; las cuales son: homogeneidad del detector, imagen remanente, detección de elementos defectuosos, compensación y espesor y resolución espacial (patrón de barras).



Figura 33: Interfaz de usuario del software desarrollado.

El usuario sólo debe esconder la prueba deseada y se abrirá una ventana de selección de archivo (figura 34). En esta ventana se debe seleccionar la imagen, en formato DICOM, correspondiente a la prueba elegida. El programa obtiene de la cabecera de la imagen los parámetros con los que fue determinada la imagen.

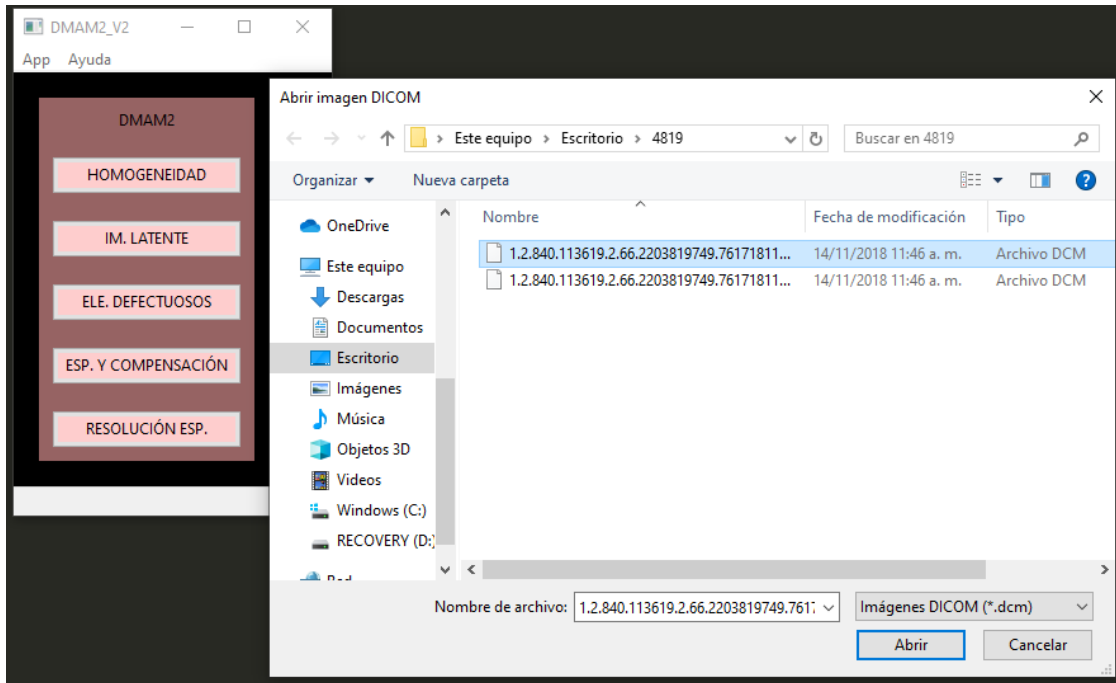


Figura 34: Interfaz de usuario, selección de archivo DICOM.

La salida del software depende de cada prueba; en algunos casos proporciona el valor numérico del parámetro que se está evaluando. En el caso de la prueba de homogeneidad, presenta una imagen en donde se muestran los valores de VMP y SNR de las regiones analizadas.

3.4.3. Placas de PMMA

Adicional al material que proporciona el DMAM2 se diseñaron 4 placas de PMMA. Con éstas se planea lograr que la colocación del maniquí para las pruebas de MTF y resolución espacial sea haga de forma correcta cada que se evalúe la prueba, para que se cumpla con lo establecido en los protocolos referidos. Lo que se busca con estas placas es que las pruebas se realicen de manera óptima y reproducible.

CAPÍTULO 4: RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos de la evaluación del DMAM2. Dentro de esta evaluación se consideró el manual y el material incluido en el conjunto. Así mismo se presentan los resultados de la evaluación de las mejoras propuestas. También se incluyen los resultados obtenidos con las placas de PMMA diseñadas y con el software para el análisis semiautomático.

4.1. Evaluación de las pruebas del manual

Se realizaron todas las pruebas que propone el manual y se encontró que el DMAM2 cuenta con deficiencias, tanto en su manual como en el material proporcionado. Para algunas pruebas, el manual no proporciona la información suficiente para poder realizarlas, y el material incluido en el conjunto no es suficiente o adecuado.

A continuación, se muestran detalladamente resultados de la aplicación de cada prueba. Se señalan las limitaciones del manual y del material incluido.

4.1.1. Homogeneidad del detector

Respecto al material que se proporciona, la cantidad de placas de PMMA que contiene el DMAM2 no es suficientes para realizar la prueba para todos los grosores que se recomiendan en los protocolos [28] [27]. Con las placas proporcionadas se puede formar un grosor de hasta 55 mm, y en los protocolos referenciados se recomienda realizar la prueba hasta 70 mm.

El manual no está adaptado para el material que se proporciona en el DMAM2 ya que no se especifica que es necesario contar con placas adicionales de PMMA para realizar la prueba con todos los grosores especificados.

Para el Senographe 2000D se obtuvieron las técnicas de irradiación presentadas en la tabla 12. En el análisis visual, no se detectaron inhomogeneidades en las imágenes. Para el análisis del barrido de la ROI sobre toda la imagen, se realizó un análisis con el software ImageJ sin embargo resultó muy complejo realizar el análisis sobre toda la imagen de forma manual ya que existe la posibilidad de considerar pixeles en dos ROI diferentes, además que el tiempo de análisis fue de aproximadamente 90 minutos. De acuerdo con estos resultados el sistema de mamografía evaluado sí pasa la prueba.

Tabla 12: Técnicas radiográficas para distintos grosores, para el Senographe 2000D.

Grosor [mm]	Combinación ánodo/filtro	kV	mAs
20	Mo / Mo	25	22.8
30	Mo / Mo	27	33.3
40	Mo / Mo	28	56.8
45	Mo / Rh	28	66.3
50	Rh / Rh	28	64.3
60	Rh / Rh	32	54
70	Rh / Rh	32	93.7

Sin embargo, cuando se realizó el análisis de la imagen con el software propuesto (ver sección 3.4.2) se encontraron regiones donde no se cumplen estos valores límites. El software propuesto toma una ROI de 1 cm² sobre toda la imagen, calcula el VMP y la STD de cada una, y lo representa como una matriz. De acuerdo con los protocolos la desviación máxima en el VMP debe ser $< \pm 15\%$ del VMP de toda la imagen recortada, y la desviación máxima en SNR debe ser $< \pm 15\%$ de la SNR media en todas las ROI. En la figura 35 se muestra la salida del programa, la cual permite identificar las ROI donde los valores establecidos no se cumplen. Una de las principales ventajas es el tiempo que se invirtió en el análisis de la prueba, ya que realizarlo de forma manual resulta muy tardado, y con este código el tiempo se optimizó.

La imagen de salida (figura 35) proporciona todas las regiones evaluadas con un código de color el cual visualmente resulta más sencillo identificar las regiones que no cumplen con los parámetros establecidos.

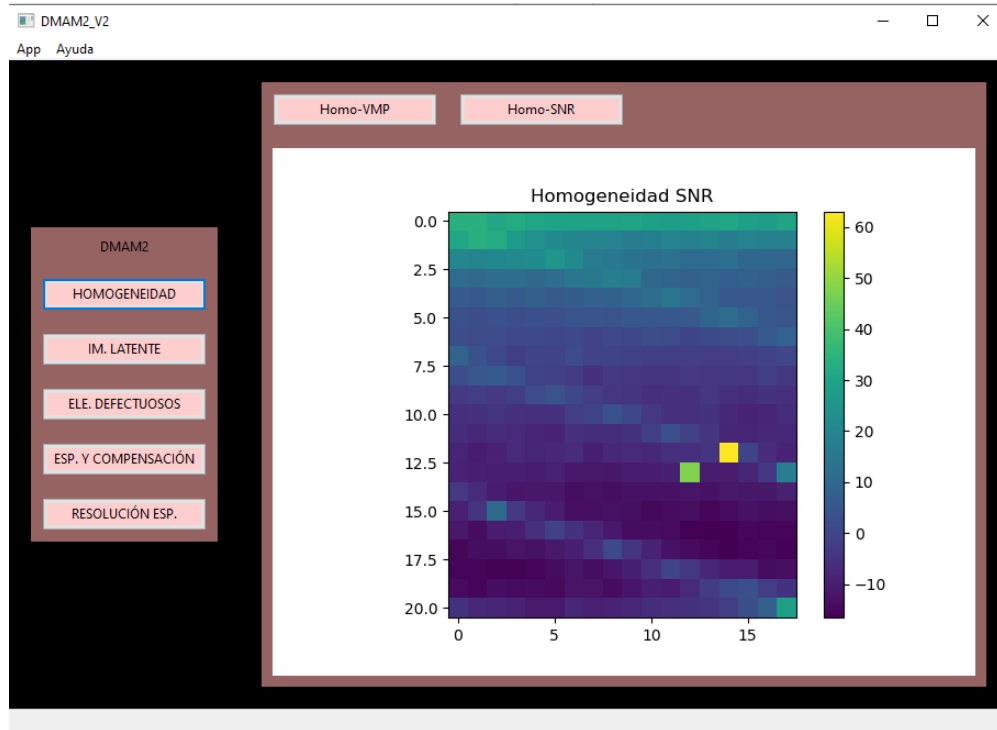


Figura 35: Análisis de prueba de homogeneidad del Senographe 2000D.

4.1.2. Distorsión geométrica y evaluación de artefactos

Para esta prueba, el material proporcionado sí cumplió con los requerimientos del manual. El único inconveniente de la malla es que al ser de mayor tamaño que el detector, se puede caer si no se maneja con cuidado.

El manual no es claro, ya que no especifica que es necesario colocar placas de PMMA. Para algunos equipos, como el Senographe 2000D, es necesario tener un grosor mínimo para tomar la imagen, y el grosor de la malla no es suficiente. Fue necesario recurrir a los protocolos referenciados para entender el procedimiento de la prueba de forma más clara.

Para el Senographe 2000D se obtuvo la figura 36. El análisis se hizo en el software ImageJ. De cada imagen se midieron 15 líneas horizontales y 15 verticales y con estas medidas se realizó una comparación con las medidas de las especificaciones de la malla.

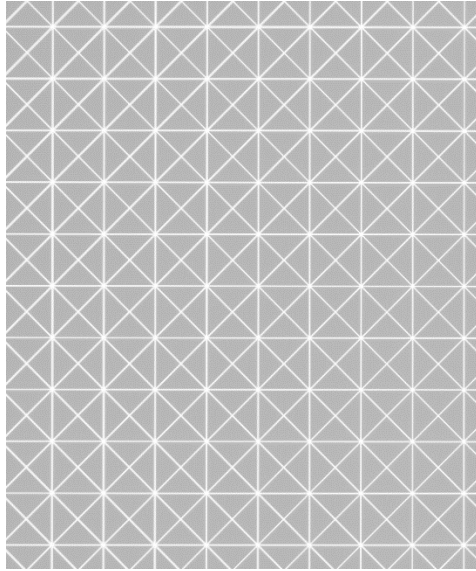


Figura 36: Imagen radiográfica de la malla radiopaca.

De acuerdo con los valores límites propuestos, el sistema sí pasa la prueba. En el análisis visual no se observaron distorsiones ni artefactos.

4.1.3. Imagen fantasma / remanente

Para esta prueba no se contaba con el material necesario, ya que se necesita una placa de Al de 0.1 mm de espesor y de 10 x 10 cm de lado, por lo que se tiene que considerar como material extra.

El manual del DMAM2 hace referencia al manual de la EUREF [37], sin embargo, siguiendo este protocolo el material proporcionado no es suficiente. El protocolo del OIEA [27] propone otra forma de realizar la prueba con la cual no es necesario contar con la placa de aluminio, por lo que es posible evaluar con el material proporcionado por el DMAM2. La prueba se realizó siguiendo ambos protocolos para realizar una comparación.

Para el análisis en el Senographe 2000D, las imágenes que se obtuvieron siguiendo el protocolo del DMAM2 se muestran en la figura 37. Mientras que las que se obtuvieron siguiendo el protocolo del OIEA se muestran en la figura 38.

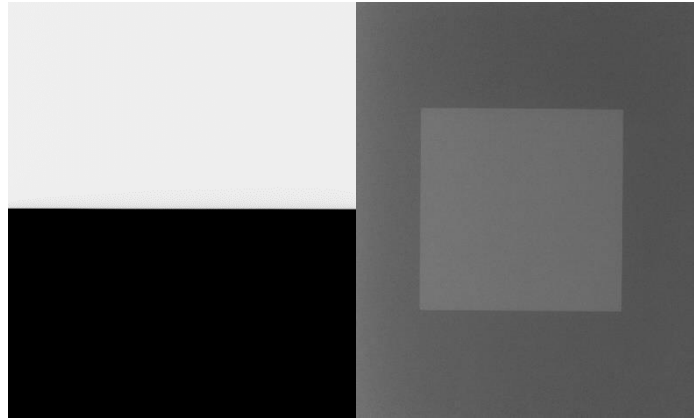


Figura 37: Imágenes radiográficas para la prueba de imagen remanente, siguiendo el protocolo del DMAM2

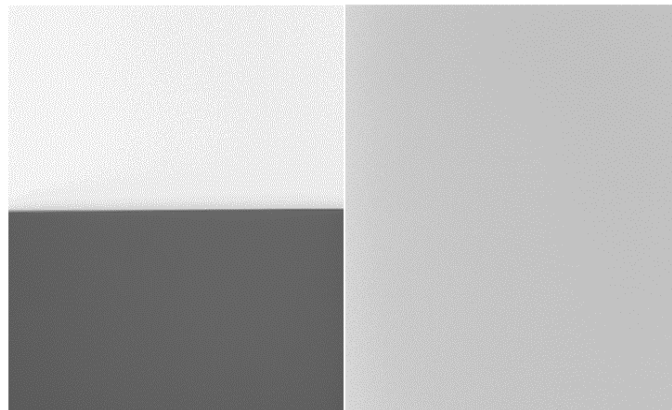


Figura 38: Imágenes radiográficas para la prueba de imagen remanente, siguiendo el protocolo del OIEA.

El análisis de las imágenes se realizó en ImageJ. Siguiendo el protocolo de la EUFEF se obtuvo un factor de latencia de 0.013, el cual está dentro de los límites propuestos, por lo que se considera que el sistema de mamografía sí pasó la prueba.

De la evaluación de las imágenes que se obtuvieron siguiendo al protocolo del OIEA, se obtuvo un $SDNR=0.98$, el cual está dentro de los valores límites, por lo que se considera que el sistema pasa la prueba.

Al no haber una diferencia en los resultados de la prueba, se propone que la mejor manera de realizar la prueba es siguiendo el protocolo del OIEA, ya que no es necesario contar con material extra.

Para realizar el análisis semi-automático (considerando las imágenes que obtenemos siguiendo el protocolo del OIEA) se implementó un código en Python que forma parte del software creado.

El software proporciona el valor del factor de latencia como se muestra en la figura 39, que se calcula a partir de dos ROI (como se definió en la sección 3.3.3). Estas ROI están siempre en la misma región en todas las imágenes.

El código considera la lateralidad de la imagen y su tamaño y a partir de estos datos calcula la posición de las ROI, y mide el VMP y la STD, para hacer el cálculo.

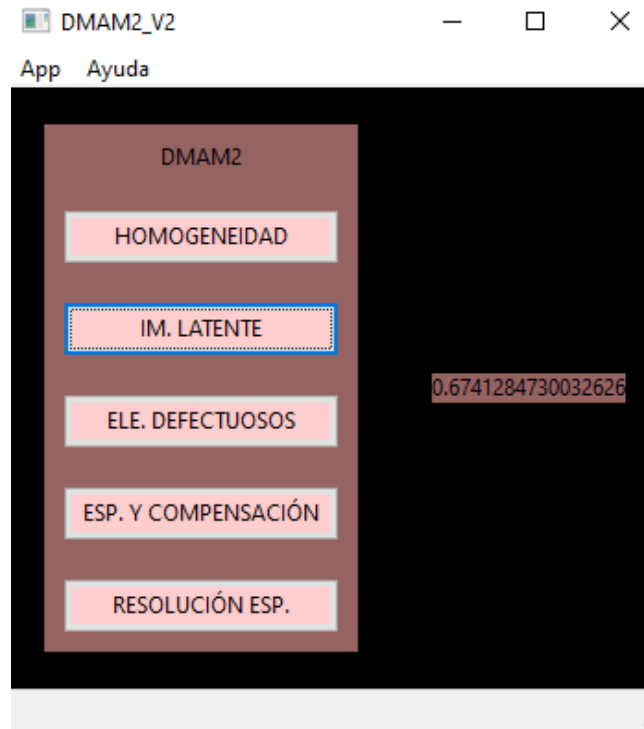


Figura 39: Resultados del software de imagen remanente

4.1.4. Visibilidad de contraste umbral

Para esta prueba, el DMAM2 cuenta con la placa especial DMAM Gold. Uno de los inconvenientes de esta placa es que, al ser de menor tamaño que el resto de las placas (DMAM Gold: 294 mm x 188 mm, placas de PMMA: 300 mm x 240 mm), su colocación y alineación con el resto de las placas se complicó. Entre cada imagen es necesario mover ligeramente el DMAM Gold, pero la diferencia en tamaños de las placas limita el control del movimiento, por lo que se pueden obtener imágenes con mucho desplazamiento.

La información que proporciona el manual es suficiente para poder realizar la prueba, sin embargo, hay algunas especificaciones que no son del todo claras. Se menciona que, para tomar las imágenes, la placa del DMAM Gold equivale (en atenuación) a 50 mm de PMMA.

Experimentalmente se obtuvo que esto no es así, la técnica más parecida que se pudo obtener en el Senographe 2000D se obtuvo al colocar un conjunto de 20 mm de PMMA + DMAM Gold + 20 mm de PMMA, la cual también es una técnica muy parecida a la de 55 mm de PMMA como se muestra en la tabla 13.

Tabla 13: Técnicas de irradiación para combinaciones de PMMA y DMAM Gold

Combinación de placas	Técnica de irradiación
20 mm de PMMA + DMAM Gold + 20 mm de PMMA	Rh/Rh- 31 kV-44 mAs
50 mm de PMMA	Rh/Rh-28 kV-65 mAs
55 mm de PMMA	Rh/Rh- 31 kV-50 mAs

El manual propone que la evaluación la realicen 3 personas expertas en la técnica, las cuales tendrán que determinar el contraste umbral en, al menos, dos imágenes. Sin embargo, este requerimiento no necesariamente se puede cumplir en todas las instalaciones, además que la literatura reporta que puede haber discrepancias en los resultados de evaluadores humanos [38].

El DMAM Gold cuenta con 6 grupos de fibras ordenadas en forma de “pata de pollo”, 3 a cada lado de los discos, sin embargo, no se menciona nada sobre éstos, por lo que en principio no es posible evaluarlos.

Para la evaluación en el Senographe 2000D, se tomaron varias imágenes. La primera fue en modo automático, de 50 mm de PMMA, y las siguientes en modo manual reproduciendo la técnica que se obtuvo (figura 40). El análisis visual lo realizó la autora de este trabajo en un monitor no clínico, y también se realizó un análisis en el software AutoPIA [39](Leeds test proyect) en su versión de prueba y se compararon ambos análisis.

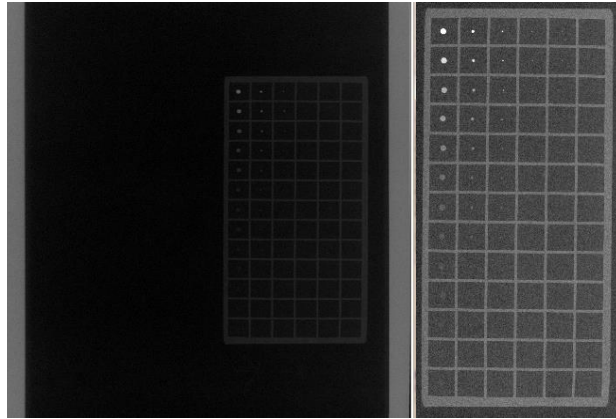


Figura 40: Imagen radiográfica del DMAM Gold. En la parte derecha se muestra un zoom de la parte que contiene los discos de oro.

Se realizó el análisis de las imágenes en el software AutoPIA y de forma visual, los resultados de las imágenes se muestran en la tabla 14. Con estos datos se obtuvo la tabla 15 donde se obtuvo el contraste mínimo y se realizó la comparación con los valores límite.

Tabla 14: Resultados del análisis de las imágenes en AutoPIA y de forma visual.

Grosor del disco [nm]	Análisis visual						Análisis AutoPia					
	Porcentaje de detección en los diámetros del disco [%]											
	2 mm	1 mm	0.5 mm	0.25 mm	0.16 mm	0.10 mm	2 mm	1 mm	0.5 mm	0.25 mm	0.16 mm	0.10 mm
30	19	0	0	0	0	0	100	56	0	0	6	0
45	31	0	0	0	0	0	100	75	0	0	6	0
60	38	0	0	0	0	0	100	75	6	0	13	0
90	75	6	0	0	0	0	100	100	6	6	19	0
120	100	19	0	0	0	0	100	100	50	19	25	0
180	100	81	0	0	0	0	100	100	94	25	31	0
250	100	100	13	0	00	0	100	100	100	63	44	0
350	100	100	44	0	0	0	100	100	100	75	69	0
500	100	100	100	0	0	0	100	100	100	94	88	0
700	100	100	100	19	0	0	100	100	100	94	100	0
1000	100	100	100	69	13	0	100	100	100	94	100	6
1400	100	100	100	88	50	0	100	100	100	94	100	6
2000	100	100	100	100	56	6	100	100	100	94	100	44

Tabla 15: Resultados de prueba de visualización

Diámetro del disco [mm]	Visual		AutoPIA	
2	1.95	No pasa la prueba	0.48	Si pasa la prueba
1	4	No pasa la prueba	1.46	Si pasa la prueba
0.5	7.83	No pasa la prueba	4	No pasa la prueba
0.25	27.56	No pasa la prueba	0	No pasa la prueba
0.16	0	No pasa la prueba	10.84	No pasa la prueba
0.10	0	No pasa la prueba	0	No pasa la prueba

De los dos análisis se obtuvieron resultados diferentes, cuando se realizó en análisis visual el sistema no cumplió con el valor límite para ningún diámetro, mientras que con el software AutoPIA se logra pasar en los dos diámetros mayores.

Actualmente en el Instituto de Física de la UNAM, el M. en C Eduardo López Pineda está trabajando en un software de análisis para dicha placa, el cual permita obtener una curva de umbral de detalle para realizar una mejor evaluación de los equipos. Se encontró que el grupo de fibras pertenece a otro maniquí de la misma empresa, el TORMAM, sin embargo, como no se cuenta con el manual de ese maniquí no se sabe cuál es la evaluación que se debe de realizar.

4.1.5. Espesor del objeto y compensación del tubo

El DMAM2 contiene una placa especial para esta prueba, sin embargo, la lámina de aluminio que tiene incrustada no cumple estrictamente con las especificaciones de los manuales referenciados ya que tiene 2 cm de lado y se especifica que debe ser de 1 cm.

La información proporcionada por el manual es suficiente para poder realizarla y evaluar las imágenes.

El área de la placa especial es mayor que la base (soporte de la mama) del Senographe 2000D. Esto presenta un problema ya que, al colocar la placa, la lámina de aluminio no se encuentra en la posición indicada para tomar la imagen (es decir, centrado a 60 mm sobre el borde del tórax). Sin embargo, en un mastógrafo que cuente con un detector con las mismas dimensiones que la placa la prueba se podría realizar sin ninguna complicación. Es decir, esta placa no está pensada/optimizada para ser usada en todos los mastógrafos existentes.

Para poder comparar si hay algún inconveniente con la posición y tamaño de la placa de aluminio se tomó una imagen con la placa del DMAM2 (figura 41A) y otra con un maniquí del IFUNAM el cual cumple con las características especificadas para la prueba (figura 41B).

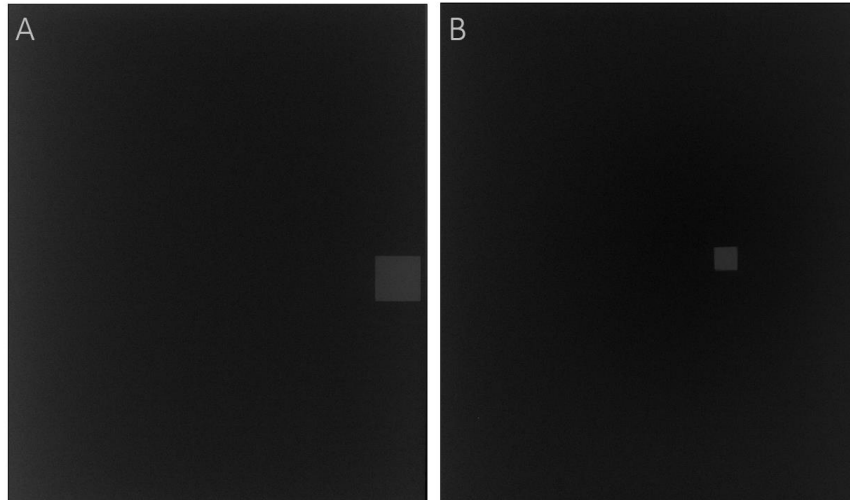


Figura 41: Placa para prueba de SNR y CNR. A: Imagen tomada con el DMAM2, B: Imagen con maniquí del IF el cual cumple con los requerimientos del manual.

El análisis de las imágenes se realizó con ImageJ, para el maniquí del DMAM2 se obtuvo un CNR de 8.46 mientras que para el maniquí del IFUNAM se obtuvo un CNR de 10.3.

Para el análisis semi-automático se utilizó el software que se desarrolló en Python. Para el análisis de esta prueba el software determina la lateralidad de la imagen, posterior a esto mide la imagen y toma una ROI dentro del aluminio y otra fuera para hacer una comparación. Muestra los valores de VMP y STD de las ROI que considera, además del SDNR el cual es el valor que se espera al final de la prueba (figura 42).

La ventaja que brinda el software es el reducido tiempo de análisis que se invierte en cada imagen. Adicionalmente, las ROI siempre se van a evaluar en el mismo punto en todas las imágenes.

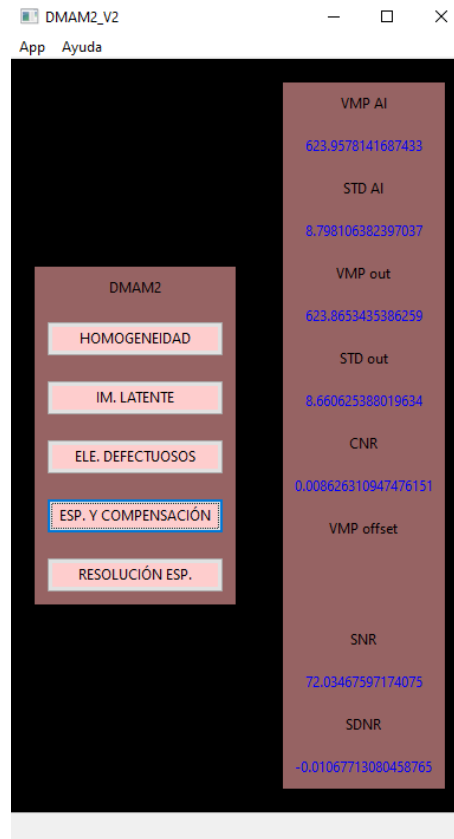


Figura 42: Resultados del análisis de Espesor y compensación.

4.1.6. Resolución espacial

Esta prueba se puede realizar con la placa de MTF que contiene el DMAM2, ya que ésta contiene incrustada un patrón de barras.

Sin embargo, en el manual del DMAM2 no se incluye la prueba, aun proporcionando el material, por lo que se buscó en los protocolos para poder realizar la prueba e incluirla en el manual.

El patrón de barras se encuentra incrustado a un ángulo de 45° respecto al borde largo de la placa, pero en los protocolos referenciados [OIEA [27] p. 108] se menciona que el patrón se debe de colocar a 0° y a 90° respecto del borde del tórax. Para realizar esta prueba es necesario hacer una rotación de la placa en 45° antes de tomar las imágenes.

En la figura 43 se muestra la imagen radiográfica que se obtiene del patrón de barras después de realizar la rotación de la placa, para que se encuentre en la posición que se requiere.

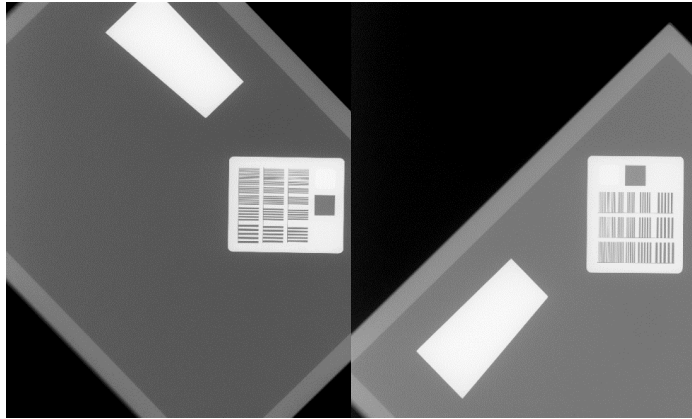


Figura 43: Imagen radiológica del maniquí MTF, colocado para la prueba de resolución espacial.

Debido a la rotación, se pierden las referencias de alineación con las otras placas de PMMA, lo cual lo hace poco reproducible. Para solucionar esto se fabricaron unas placas especiales de PMMA. Estas placas tuvieron como finalidad ayudar a la reproducibilidad y facilidad de colocación de algunos de los maniqués que requieren rotaciones y traslaciones como el caso de la prueba de resolución espacial. Estas placas toman en cuenta la forma de la placa MTF y son un molde para tener una referencia adecuada para su colocación (figura 44).



Figura 44: Placas de PMMA para colocación de la placa MTF.

Se desarrollaron dos placas extras, una para el patrón orientado verticalmente (figura 45) y otro horizontalmente (figura 46).

Las placas extra no representaron ningún inconveniente en su manejo, por lo que se consideró que ésta propuesta sí logró optimizar la colocación de la placa de MTF para las pruebas.

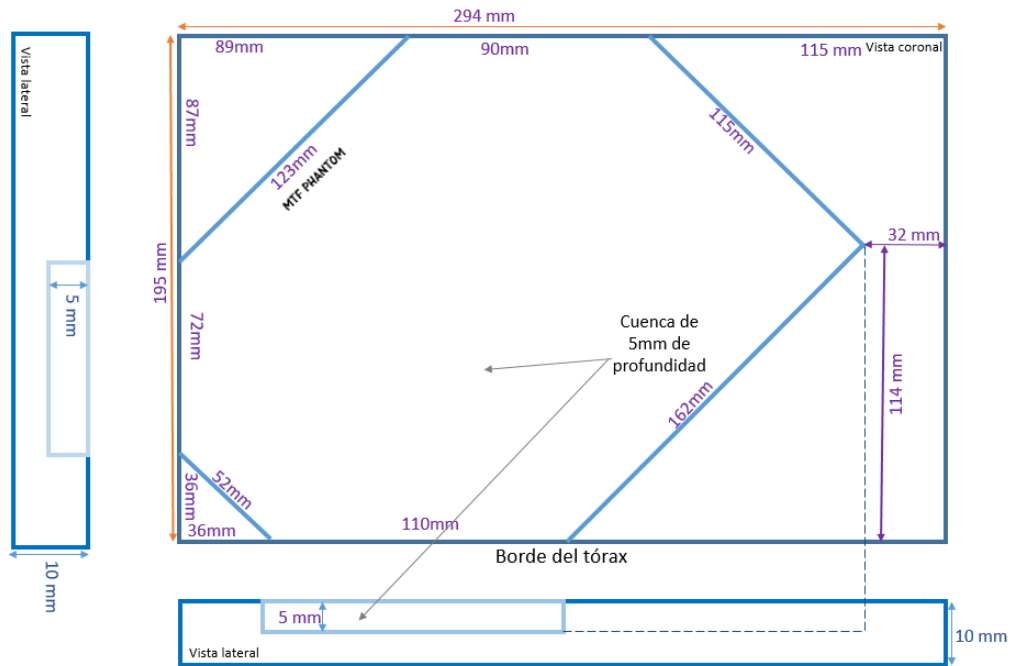


Figura 45: Placa extra para colocación de placa para Resolución espacial verticalmente

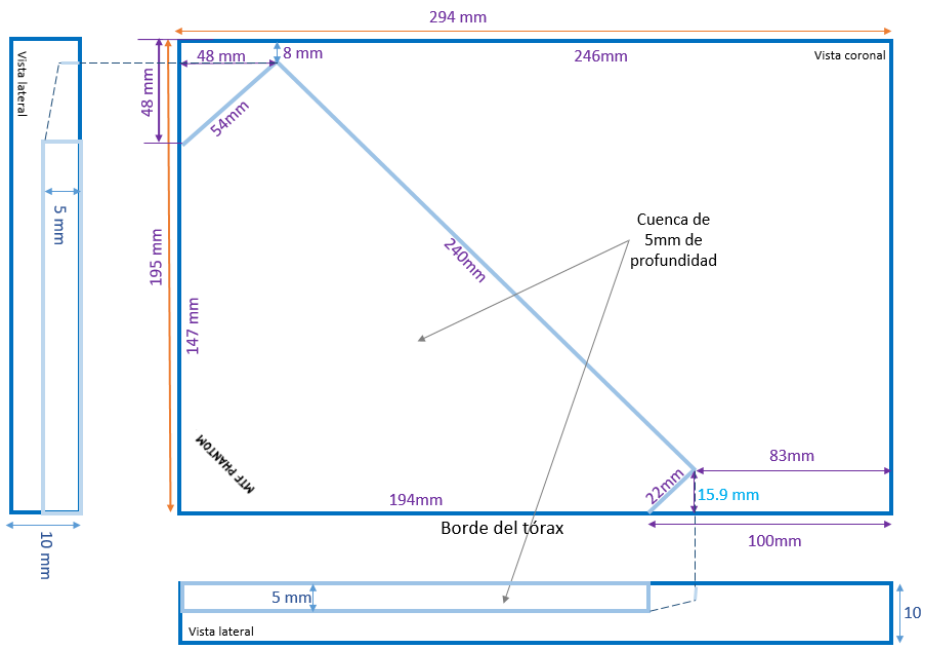


Figura 46: Placa extra para colocación de placa extra para resolución espacial horizontalmente.

El análisis de las imágenes se realizó en dos partes, visualmente y con el software de análisis ImageJ. Con éste, se trazaron perfiles sobre el patrón de barras y así se pudo determinar las líneas por milímetro que se podían visualizar. Los datos que se obtuvieron se muestran en la tabla 16.

Tabla 16: Datos comparativos entre el análisis visual y con ImageJ para resolución espacial.

Imagen	Visual	ImageJ
Horizontal	2.0 Lp/mm	2.0 Lp/mm
Vertical	1.8 Lp/mm	2.0 Lp/mm

Adicional a esto con el semi-automático desarrollado en Python para la evaluación de esta prueba, para optimizar el tiempo de análisis de las imágenes. De la imagen seleccionada el software busca el patrón de barras, además de la orientación del mismo, para después lanzar los perfiles (figura 47).

El software proporciona perfiles de los distintos patrones de barras y cuenta de los picos que encuentra para que se pueda determinar la resolución espacial.

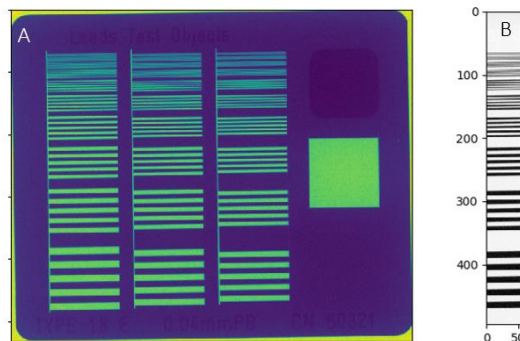


Figura 47: A: Selección de la región con el patrón de barras. B: Selección del perfil

El software está programado para que determine la orientación del patrón de barras y a través de este resultado lanza tres perfiles sobre las distintas líneas. El perfil considera la mitad del grosor de las barras y con estos valores determina el número de picos, el cual despliega en una gráfica (figura 48).

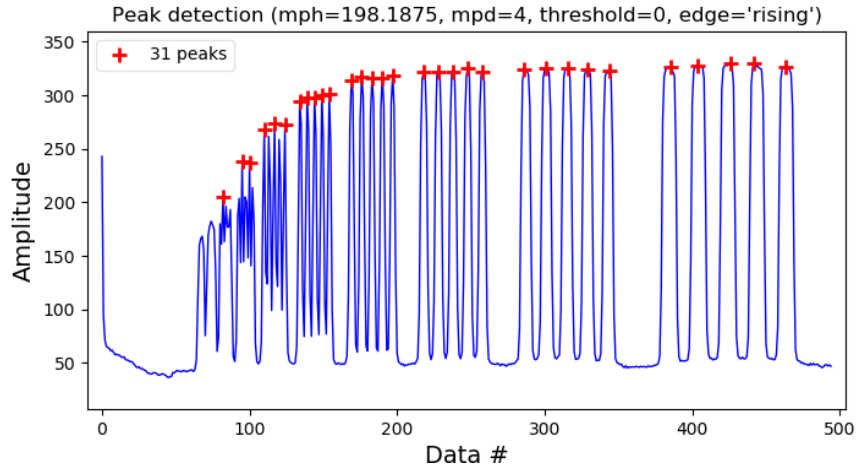


Figura 48: Grafica con los picos que se encontraron en cada línea

Una de las ventajas de este análisis es que no depende de las condiciones de iluminación, ni del monitor donde se realice el análisis, ya que al ser automático siempre se van a evaluar bajo los mismos parámetros. Además, ya tiene establecida la posición de los perfiles, por lo que ya no dependerá del usuario.

4.1.7. Función de respuesta

Para la evaluación de la prueba es necesario contar con una cámara de ionización la cual no está incluida dentro del material proporcionado.

El manual del DMAM2 no es lo suficientemente claro sobre la colocación la cámara de ionización para realizar las mediciones, por lo que se siguieron las recomendaciones del protocolo del OIEA [27] (p.111). Además, en el manual se menciona que en un apéndice se encuentra información extra sobre la prueba, sin embargo, dicho apéndice no existe.

El resultado de esta prueba es importante para pruebas posteriores por lo que debe realizarse. Resulta indispensable que el manual especifique que se necesita contar con material extra.

Para el Senographe 2000D se obtuvo la siguiente función de respuesta (29):

$$Kerma [mGy] = (8.16 \times 10^{-3} \pm 4.80 \times 10^{-6})VMP + 2.4 \times 10^{-2} \pm 1.86 \times 10^{-3} \quad (29)$$

Con un coeficiente de correlación $R^2=1$, por lo que se puede considerar que el sistema sí cumple con la linealidad.

4.1.8. Evaluación del ruido

Para la prueba de evaluación de ruido se requirió, como la prueba anterior, de una cámara de ionización.

Si bien el manual hace referencia al protocolo del OIEA [27] para esta prueba, la información que se proporciona es suficiente para realizar la prueba.

Para el equipo se obtuvieron los datos mostrados en la figura 49 con un coeficiente de correlación $R^2=0.9998$, por lo tanto, se considera que el sistema sí cumple la prueba.

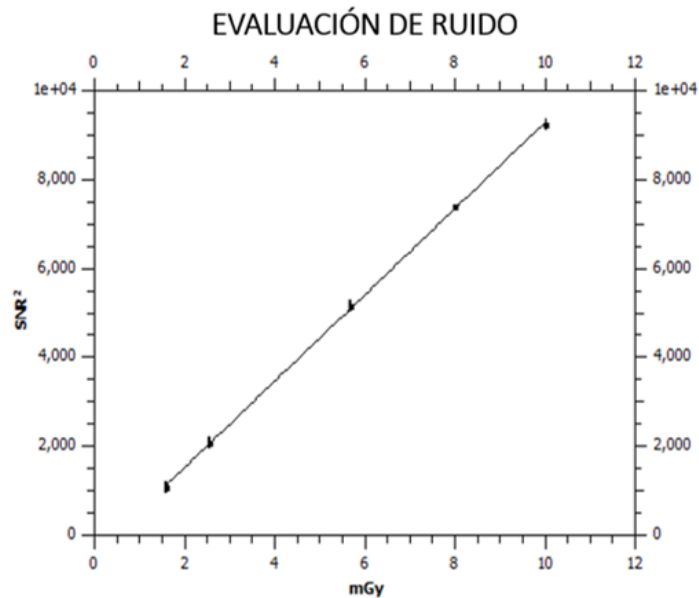


Figura 49: Resultados de evaluación de ruido para el Senographe 2000D

4.1.9. Reproducibilidad a corto plazo del CAE

El DMAM2 sí cuenta con el material necesario para poder realizar esta prueba.

La información que se proporciona en el manual no es clara, por lo que es necesario acudir a los protocolos referenciados.

Los resultados del Senographe 2000D se muestran en la tabla 17, de acuerdo con los valores de referencia el sistema cumple con esta prueba.

Tabla 17: Técnicas de irradiación para reproducibilidad a corto plazo.

Técnica de irradiación				Kerma en aire [mGy]	Diferencia respecto al promedio [%]
Ánodo/filtro	kV	mAs			
1	Mo/Rh	28	66	4.537 ± 0.088	1.24
2	Mo/Rh	28	66.3	4.557 ± 0.089	0.77
3	Mo/Rh	28	66.3	4.556 ± 0.089	0.69
4	Mo/Rh	28	66.3	4.555 ± 0.089	0.59
5	Mo/Rh	28	66.3	4.555 ± 0.089	0.62
6	Mo/Rh	28	66.3	4.553 ± 0.089	0.36
7	Mo/Rh	28	66.3	4.550 ± 0.089	0.09
8	Mo/Rh	28	66.3	4.550 ± 0.089	0.08
9	Mo/Rh	28	66.3	4.551 ± 0.089	0.18
10	Mo/Rh	28	66	4.527 ± 0.088	2.16
		Promedio		4.549 ± 0.0062	

4.1.10. Reproducibilidad a largo plazo del CAE

Con el material que se proporciona sí es posible realizar esta prueba.

El manual omite información, que sí se encuentra en las referencias, sobre cómo realizar la prueba.

De acuerdo con los datos que se obtuvieron del Senographe tabla 18 se tuvo una variación del kerma menor que 10%, por lo que el sistema cumple con los límites propuestos.

Tabla 18: Resultado de las imágenes a largo plazo del CAE

Técnica de irradiación			Kerma en aire [mGy]
	Ánodo/filtro	kV	
1	Mo/Rh	28	4.57 ± 0.089
2	Mo/Rh	28	4.57 ± 0.089

4.1.11. Capa hemirreductora (CHR)

Para esta prueba se requiere una cámara de ionización y placas de aluminio y este material no está incluido en el DMAM2, por lo que fue necesario recurrir a material extra.

Esta prueba no se propone en el manual del DMAM2, sin embargo, es necesaria para el cálculo de la dosis glandular promedio, por lo que se propone que se agregue al manual de éste.

En el Senographe 2000D se evaluó la técnica Mo/Rh con 28 kV, en la tabla 19 se muestran las mediciones de exposición para los distintos grosores

Tabla 19: Medidas de exposición para distintos grosores de aluminio.

Mo/Rh a 28 kV				
Grosor de Al [mm]	Exposición [mR]			
				Promedio normalizado
0	836 ± 0.5	835 ± 0.5	836 ± 0.5	1 ± 0.333
0.3 ± 0.15	508 ± 0.5	507 ± 0.5	507 ± 0.5	0.607 ± 0.333
0.4 ± 0.10	437 ± 0.5	436 ± 0.5	436 ± 0.5	0.522 ± 0.333
0.5 ± 0.25	376 ± 0.5	376 ± 0.5	376 ± 0.5	0.449 ± 0.5
0.6 ± 0.30	327 ± 0.5	326.8 ± 0.5	326.8 ± 0.5	0.391 ± 0.066

Con los datos obtenidos y, se calculó la CHR:

Capa hemirreductora

Técnica de irradiación	CHR [mm de aluminio]
Mo/Mo 25 kV	0.34 ± 0.01

4.1.12. Factor de rejilla

Para esta prueba no se presentó ningún problema con el material proporcionado.

El manual del DMAM2 no es claro, ya que la información que presenta es muy ambigua por lo que es necesario recurrir a los protocolos del OIEA o la EUREF.

Para el equipo evaluado se obtuvieron los resultados mostrados en la tabla 20.

Tabla 20: Resultados para factor de rejilla

Factor de rejilla para 45 mm de PMMA

Imagen	VMP	Kerma en aire [mGy]
Con rejilla	541.015	5.193 ± 0.025
	513.523	4.929 ± 0.023
Sin rejilla	1160.639	11.134 ± 0.054
	1460.495	14.009 ± 0.067
	811.230	7.784 ± 0.037

Con esos se encontró que para la imagen sin rejilla el factor de rejilla que se obtiene es 0.94, por lo que se considera que el sistema sí cumple con los límites establecidos.

4.1.13. Detección de elementos defectuosos sin corregir

Se consideró que la información proporcionada por el manual sí es la necesaria para realizar la prueba, además que el material requerido sí se proporciona en el DMAM2.

Para la evaluación de esta prueba se tomó una ROI de 1 cm² por la imagen pero no se encontró una diferencia entre los VMP de las distintas regiones.

Como el tiempo de evaluación de la prueba fue muy largo, y no se pudo detectar ningún elemento defectuoso, se decidió evaluar la prueba por otro método el cual se implementó en el software semi-automático.

Para la evaluación de esta prueba el software de análisis proporciona las coordenadas de los pixeles que no corresponden a la distribución normal de la matriz total del detector en una imagen homogénea.

Se toman todos los valores y se les ajusta una distribución normal, después con los valores más alejados se hace una prueba estadística T para ver la probabilidad de que pertenezcan a la función [27], los pixeles que no se incluyan el programa los arroja como pixeles malos [27].

4.1.14. Evaluación CAE

Respecto al material, ocurre algo similar que en la prueba de homogeneidad ya que no es posible realizarla para el grosor de 70 mm de PMMA. Los espaciadores se proporcionan sí son suficientes para la prueba. Considerando esto para realizar la prueba completa es necesario conseguir una placa extra de PMMA de 10 mm de grosor.

Esta prueba no está explicada en el manual del DMAM2, solo se hace referencia al manual del OIEA.

En la evaluación del Senographe 2000D se obtuvieron los resultados de la tabla 21. De acuerdo los valores límite, el sistema sí cumple con la prueba.

Tabla 21: Evaluación del Senographe 2000D, para evaluación CAE.

Grosor de PMMA [mm]	Combinación de placas de DMAM2	SDNR
20	Placa de SNR/CNR	15.78
45	20mm + 5mm + Placa SNR/CNR	9.73
70	20mm+20mm+10mm+ Placa SNR/CNR	7.42

4.1.15. Dosimetría

Para la prueba de dosimetría se requirió de una cámara de ionización, la cual no viene incluido en el DMAM2.

En referencia al manual, no es lo suficientemente claro, ya que no cuenta con los valores de las constantes que se necesitan hacer los cálculos, por lo que hay que acudir a los manuales referenciados [27, 28].

Los resultados de la prueba para los distintos grosores de PMMA se muestran en la tabla 22 y se calcularon con la ecuación (23).

Tabla 22: Resultados de la prueba de dosimetría

Grosor de PMMA [mm]	ánodo/filtro	kV	mAs	s	g*c	k_dist	DGP [mGy]	
							DGP obtenida	Valores aceptables
20	Mo/Mo	25	23	1	0.3701	1.48913	0.551	1.0
30	Mo/Mo	27	33	1	0.283	2.81945	0.799	1.5
40	Mo/Mo	28	57	1	0.243	6.72648	1.637	2.0
45	Mo/Rh	28	66	1.017	0.239	5.214	1.267	2.5
50	Rh/Rh	28	65	1.061	0.213	5.35462	1.211	3.0
60	Rh/Rh	32	54	1.061	0.197	6.81951	1.426	-
70	Rh/Rh	32	94	1.061	0.167	12.2912	2.174	-

De la tabla 22 se puede observar que todos los grosores estudiados cumplen con los valores recomendados para DGP (ver sección 3.3.15).

Comparando los valores obtenidos en la tabla 22 con los valores límite mostrados en la tabla 10, se observó una gran diferencia entre ellos ya que los valores medidos son en promedio la mitad de los límites. En este caso es conveniente recordar que valores bajos en la dosis pueden comprometer la calidad de la imagen.

4.1.16. Tiempo de exposición

El DMAM2 no cuenta con todo el material necesario para realizarla, ya que es necesario tomar mediciones con un medidor de exposición.

Su manual sí contiene la información necesaria para realizar la prueba.

Una particularidad de esta prueba es que no es posible realizarla en todos los equipos, ya que no se cuenta con un medidor de tiempo de exposición, por lo que no se tienen resultados de esta prueba.

4.1.17. Sistema de colimación

Las reglas radiopacas y las pantallas fotosensibles que proporciona el DMAM2 son suficientes para realizar esta prueba.

El manual del DMAM2 no contiene información sobre esta prueba, sin embargo, hace referencia al manual del OIEA [27].

Para el caso del Senographe 2000D debido a la posición en la que se encuentra dentro de la sala de irradiación no fue posible realizar la prueba con las tiras fosforescentes.

Para el caso del análisis con las reglas radiopacas se obtuvo una imagen radiográfica como la que se muestra en la figura 50, con una regla alineada al borde del tórax y otra alineada al borde del compresor. Para el caso del Senographe 2000D se tuvo una pérdida de tejido de 3 mm, con lo cual está dentro de los valores propuestos en los protocolos.

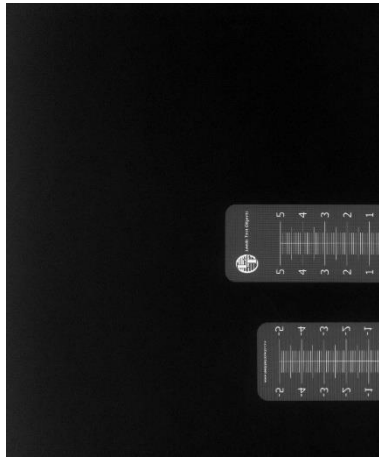


Figura 50: Imagen radiográfica de las reglas radiopacas.

4.1.18. Uniformidad del detector

El material que proporciona es el necesario, sin embargo, esta prueba ofrece la misma información que la prueba de homogeneidad, por lo que no es necesario realizar ambas pruebas.

Para la prueba de uniformidad el manual del DMAM2 hace referencia al manual del OIEA [27], por lo que es necesario recurrir a éste para realizar la prueba.

Para el análisis de las imágenes ocurre algo similar para la prueba de homogeneidad, ya que es necesario contar con un software especializado para optimizar el tiempo.

4.1.19. Función de transferencia modulada MTF

El DMAM2 cuenta con una placa especial para realizar esta prueba, sin embargo, la posición y el ángulo de la placa (6°) que tiene incrustada no cumplen con lo especificado en las referencias. Esto genera la necesidad de colocar la placa en una posición para corregir las deficiencias. Dicha colocación es complicada y usualmente requiere aproximaciones sucesivas.

Para corregir esto, se diseñaron y construyeron placas extras de acrílico. Estas placas tuvieron como finalidad ayudar a la reproducibilidad y facilidad de colocación de la placa. Se construyeron 2 placas, una para colocar el borde de forma vertical (figura 51) y la otra para la posición horizontal (figura 52).

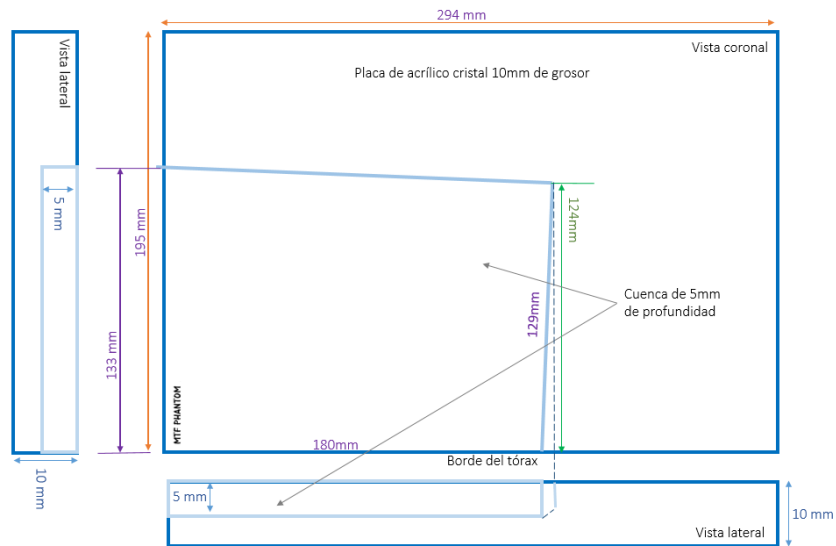


Figura 51: Esquema de placa extra para MTF vertical.

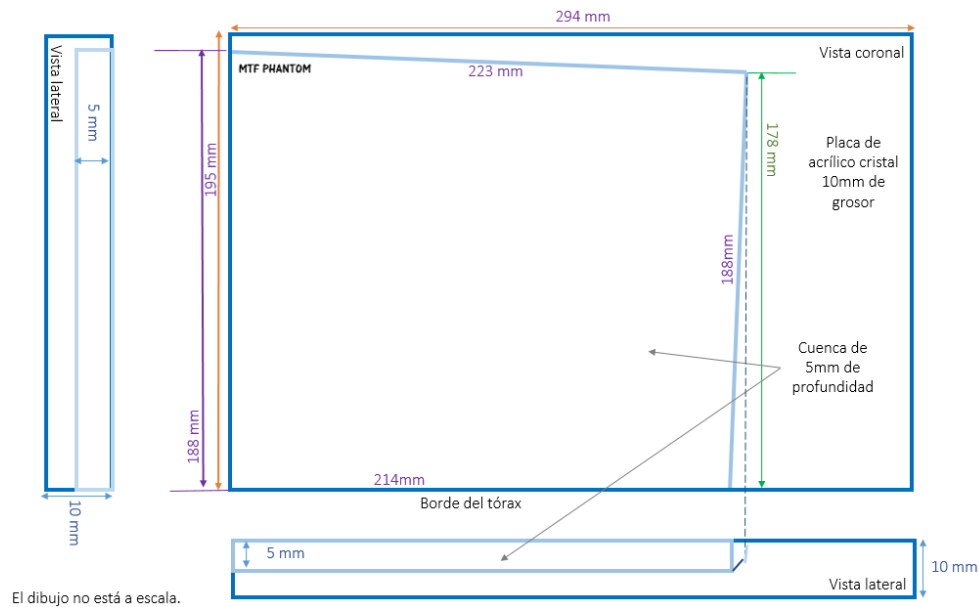


Figura 52: Esquema de las placas extra para MTF horizontal

Las imágenes radiográficas que se obtuvieron con el uso de estas placas extras se muestran en la figura 53, las cuales cumplen con las características que se pide en los protocolos.



Figura 53: Imagen radiográfica para MTF

Respecto al manual, no se cuenta con información para realizar la prueba por lo que hay que recurrir a los protocolos referenciados.

Para el análisis de las imágenes se realizaron en dos programas diferentes. Primero se realizó en ImageJ, donde se obtuvieron los datos mostrados en la figura 54.

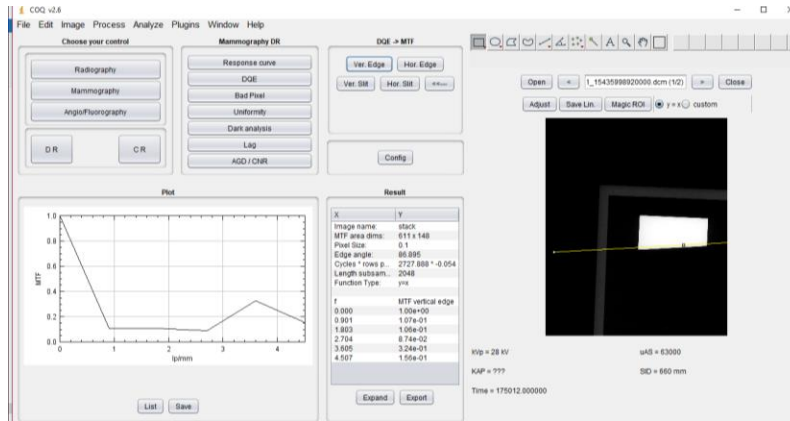


Figura 54: Resultados mostrados en imageJ para MTF.

También se realizó el análisis de las imágenes con la versión de prueba AutoPIA [39] y se obtuvieron los resultados mostrados en la figura 55, ya que de este software no se contaba con mucha información. No se sabe bien cómo interpretar los resultados mostrados ya que no presentan la gráfica como lo muestra ImageJ y esto no se sabe si se deba a que es la versión de prueba.

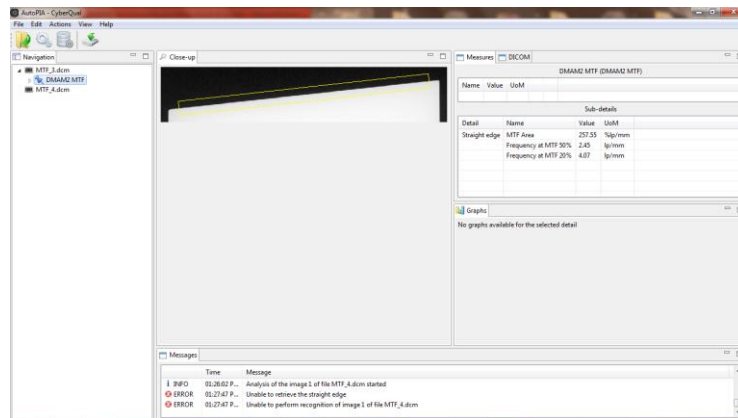


Figura 55: Resultados mostrados en AutoPIA para MTF

De acuerdo con las dos evaluaciones que se realizaron, es necesario rotar las placas para poder hacer la evaluación ya que sin esta rotación no es posible hacer el análisis.

4.2. Resumen de resultados

A continuación, se presenta una tabla (tabla 23) a manera de resumen de todos los resultados de las pruebas.

Tabla 23: Resumen de resultados. En la columna de material se representa con una ✓ si el material que proporciona el DMAM2 es suficiente para realizarla, en caso contrario se representa con una X. En caso de que el material que proporciona el DMAM2 es insuficiente se representa con ✓*. En la columna de manual, ese evalúa la información que proporciona el manual. Si el manual presenta toda la información necesaria para realizar la prueba se presenta una ✓, si la información es insuficiente se presenta un X.

Prueba	Material	Manual	Prueba	Material	Manual
Tiempo de exposición	X	✓	Visibilidad de contraste umbral	✓	✓
Función de respuesta	X	X	Kerma incidente en la superficie de entrada	X	X
Reproducibilidad a largo plazo	✓	✓	Homogeneidad del detector	✓*	✓
Espesor del objeto y compensación del tubo	X	✓	Evaluación CAE	✓	X
Factor de rejilla	X	X	Imagen fantasma/remanente	X	✓
Evaluación de ruido	X	✓	Detección de elementos defectuosos sin corregir	✓	✓
Uniformidad del detector	✓	X	Distorsión geométrica y evaluación de artefactos	✓	X
Capa hemirreductora (CHR)	X	X	Reproducibilidad a corto plazo	✓	X
MTF	✓*	X	Detección de pixeles malos	✓*	✓
Sistema de colimación	✓	✓	Dosimetría	X	X
Resolución espacial	X	X			

Se encontró que, de las 21 pruebas, 8 se pueden realizar con el material que proporciona el DMAM2. Con la información que presenta el manual se pueden realizar 10. Las pruebas que no presentan ni material ni información en el manual son 6.

CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES

Se evaluó el desempeño del conjunto DMAM2 para control de calidad en mamografía, y se encontró que el material proporcionado y el manual son insuficientes para realizar todas las pruebas.

A partir de los resultados, se redactó un nuevo manual, se diseñaron placas adicionales para optimizar el desempeño del DMAM2 para las pruebas que así lo requirieran, y se desarrolló un software de análisis semiautomático para el análisis de 5 de las pruebas. Adicionalmente, se anexó una lista del material faltante para realizar todas las pruebas.

Se determinó que con la información proporcionada en el manual sólo es posible realizar el 50% de las pruebas propuestas. En general, la información del manual es poco clara y ambigua y en algunas pruebas la redacción es una copia del protocolo europeo, por lo que no está pensada para usar el material del DMAM2. También hay problemas de pruebas repetidas, falta de pruebas necesarias, y hace referencia a anexos inexistentes.

El material proporcionado no es suficiente para todas las pruebas, ya que sólo se pueden realizar el 55% de las mismas, se añadió una prueba necesaria y que no venía en el manual. En varias de las pruebas no se indica, de forma clara, cómo usar el material del DMAM2. La evaluación y los valores de referencia para algunas pruebas no son claras, por lo que es necesario buscar las pruebas en los manuales referenciados. Algunos de los maniquís proporcionados no cumplen con las especificaciones de los protocolos de control de calidad referenciados, como por ejemplo la placa MTF y la de CNR/SNR. También se detectó material faltante, que según el proveedor se incluía, y la necesidad de un dosímetro y un medidor de tiempo de exposición.

Las placas de PMMA extra que se implementaron funcionan a manera de “adaptación” de los maniquís existentes. Sin embargo, se consideró que un mejor diseño serían proporcionar los elementos de las pruebas (borde MTF, patrón de barras, cuadro de aluminio para contraste, etc.) incrustados, de manera individual, en placas de PMMA más pequeñas. De esta manera se podría usar una placa del tamaño del detector que contenga un nicho en la cual se puedan montar los elementos específicos de alguna prueba, y así mejorar la evaluación de estas pruebas.

En general, el manual es confuso con el orden en el que presentan las pruebas. Para algunas personas con poca experiencia, la información que presenta puede ser muy ambigua al momento de realizar las pruebas. Para el caso de la prueba de resolución espacial, el DMAM2 cuenta con un patrón de barras incrustado en una placa, sin embargo, en su manual no viene propuesta la prueba. Mientras que, para otras pruebas, como la de distorsión geométrica el manual la presenta dos veces. También se presentan pruebas que proporcionan la misma información del equipo, como la prueba de homogeneidad del detector y la de uniformidad del detector.

Partiendo de esto, se tomaron como base los protocolos referenciados en el manual del DMAM2, además de la experiencia obtenida al utilizar el material incluido, para modificar el manual. Este nuevo manual se adaptó para corresponder con material que se incluye en el DMAM2, y pone de manera explícita todas las consideraciones que se tienen que tomar al utilizar este conjunto. Se espera que este manual sea suficiente para realizar las pruebas propuestas.

El software semiautomático que se desarrolló redujo el tiempo de evaluación de las pruebas, además que se elimina algunos factores humanos, como la experiencia, la iluminación y el tipo de monitor en el cual se visualizan las imágenes.

Dentro de los planes inmediatos del grupo está ampliar el software desarrollado en este trabajo para que se puedan analizar más pruebas y así usar el DMAM2 de manera completa.

CAPÍTULO 6: Referencias

- [1] International Agency for Research on Cancer, «Cancer today,» GLOBOCAN, 2018. [En línea]. Disponible en: <http://gco.iarc.fr/today/data/factsheets/populations/904-latin-america-and-the-caribbean-fact-sheets.pdf>. [Último acceso: 30 01 2020].
- [2] INEGI, «Estadísticas a propósito del día internacional contra el cáncer de mama,» 2 Febrero 2018. [En línea]. Disponible en: http://www.beta.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/aproposito/2018/cancer2018_Nal.pdf. [Último acceso: 07 Diciembre 2018].
- [3] OMS, «Cáncer de mama: prevención y control,» [En línea]. Disponible en: <https://www.who.int/topics/cancer/breastcancer/es/>. [Último acceso: 07 Diciembre 2018].
- [4] M. E. Brandan y Y. Villaseñor Navarro, «Detección del cáncer de mama: Estado de la mamografía en México,» *Cancerología*, vol. 1, nº 6, pp. 147-162, 2006.
- [5] OIEA, Control de Calidad en Mamografía, TECDOC-1517, Viena, 2006.
- [6] Artinis, «CDMAM 4.0 & Analyser, The Next Generation Contrast-Detail Phantom,» Artinis Medical Systems, 2000-2018. [En línea]. Disponible en: <https://www.artinis.com/cdmam-40/>. [Último acceso: 04 Febrero 2019].
- [7] Leeds Test Objects, «Mammography, PIXMAM 3D,» Leeds Test Objects, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.leedstestobjects.com/index.php/phantom/pixmam-3d-phantom/>. [Último acceso: 04 Febrero 2019].
- [8] CIRS, Tissue Simulation & Phanto Technology, «BR3D BREAST IMAGING PHANTOM,» 2019, Computerized Imaging Reference System,. [En línea]. Disponible en: <http://www.cirsinc.com/products/all/51/br3d-breast-imaging-phantom/>. [Último acceso: 04 Febrero 2019].
- [9] Leeds Test Objects, «Leeds Test Objects, medical imaging phantoms,» 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.leedstestobjects.com/index.php/phantom/autopia-software/>. [Último acceso: 02 01 2019].
- [10] M. Chevalier y R. Torres, «Mamografía digital,» *Revista de Física Médica*, vol. 11, nº 1, pp. 11-26, 2010.

- [11] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. J. Leidholdt y J. M. Brone, *The essential physics of medical imaging*, Tercera edición ed., Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [12] M. Rodríguez Villafuerte y A. Martínez Dávalos , «El uso de los rayos X en la medicina,» *Sociedad Mexicana de Física*, [En línea]. Disponible en: <http://www.smf.mx/boletin/Oct-95/ray-med.html>. [Último acceso: 10 Diciembre 2018].
- [13] E. Podgorsak , *Radiation Physics for Medical Physicists*, Berlin: Springer Heidelberg, 2010.
- [14] A. Baltazar Raigosa y H. R. Vega Carrillo, «Las radiaciones ionizantes, sus efectos y aplicación,» *Revista de divulgación científica del COZCyT*, vol. 5, nº 4, p. 5 y 6, 2016.
- [15] J. R. Manzano Hernández, «Generación de maniquís mamográficos utilizando tinta radiopaca y una impresora de inyección de tinta,» Tesis de licenciatura en Física, Facultad de Ciencias, Universidad Nacional Autónoma de México, México, 2018.
- [16] F. H. Attix, *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*, Alemania: John Wiley & Sons, Inc., 2004.
- [17] J.-P. D. y. E. Moerschel, *Manual Para Técnicos Radiólogos Cuando la Teoría Enriquece la Práctica*, Buenos Aires: Ediciones Journal, 2012.
- [18] L. Olivetti, *Atlas of imaging Anatomy*, Nueva York: Springer, 2015.
- [19] A. Moreno Ramírez, «Control de calidad en radiografía computarizada (CR) para mamografía,» Tesis de maestría en Ciencias (Física Médica), Posgrado en Ciencias Físicas, Universidad Nacional Autónoma de México, México, 2011.
- [20] L. R. Domínguez Ayala, «Herramientas para evaluar la calidad de la imagen producida por detectores digitales en mamografía,» Tesis de maestría en Ciencias (Física Médica), Posgrado en Ciencias Físicas, Universidad Nacional Autónoma de México, México,, 2010.
- [21] E. Gaona, *Los rayos X en mamografía: cáncer, física y control de calidad*, México: DISTRIBUIDORA Y EDITORA MEXICANA S.A DE C.V , 2002.
- [22] A. Smith, B. Chen y A. Semine, «Minimizing Dose in digital Mammography,» [En línea]. Disponible en: http://www.hologic.com/wh/pdf/WP-00005_Tungsten_01-08.pdf. [Último acceso: 2020 03 Marzo].
- [23] Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud, «Inventario nacional EMAT,» Secretaría de Salud, 2016.

- [24] Gobierno de México, «El INCan, encargado de ejecutar el programa integral de prevención y control de cáncer en México,» 19 08 2016. [En línea]. Disponible en: <https://www.gob.mx/insalud/articulos/el-incan-encargado-de-ejecutar-el-programa-integral-de-prevencion-y-control-de-cancer-en-mexico?idiom=es>. [Último acceso: 12 06 2020].
- [25] Instituto Nacional de Cancerología, «Programa Integral de Prevención y Control del Cáncer en México,» Ciudad de México, 2016.
- [26] OIEA, Control de Calidad en Mamografía, Viena: OIEA, 2006.
- [27] OIEA, Quality Assurance Programme for Digital Mammography, Austria: IAEA, 2011.
- [28] European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis, European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening, 2011.
- [29] D. IA., Applied Linear-Systems Theory, in handbook of medical imaging, Bellingham, WA: SPIE Press, 2000.
- [30] D. Dance, K. Young y R. Van Engen, «Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kindom, European and IAEA breast dosimetry protocols.,» *Physics in Medicine & Biology*, vol. 54, nº 14, p. 4361, 2009.
- [31] W. Barista y L. Souza dos Santos, «Control de calidad y dosis glandular media en mamografía con sistema de radiografía computarizada,» de *X Congreso Regional Latinoamericano IRPA de Protección y Seguridad Radiológica*, Buenos Aires, 2015.
- [32] Secretaria de Salud, «X Congreso Regional Latinoamericano IRPA de Protección y Seguridad Radiológica,» 2011. [En línea]. Disponible en: http://dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=5194157&fecha=09/06/2011.
- [33] Radiology, American College of, «Digital Mammography Quality Control Manual,» ACR, 2018.
- [34] Salud, Secretaría de, «NOM.229.SSA1-2002, Salud ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X.,» Diario Oficial, México, 2006.
- [35] GE Healthcare, Sistema de adquisición Senographe 2000D, Manual del operador, General Electric Company inc., 2006.

- [36] Leeds Tests Objects , «Mammography: TOR MAM,» Leeds Tests Objects , [En línea]. Disponible en: <https://www.leedstestobjects.com/index.php/phantom/tor-mam/>. [Último acceso: 2020 03 27].
- [37] European guidelines for quality assurance in breast, Belgica: European Communities, 2006.
- [38] V.-M. Sundell, T. Mäkela, A. Meaney, T. Kaasalainen y S. Savolainen, «Automated daily quality control analysis for mammography in a multi-unit imagen center,» *The foundatin Acta Radiológica*, pp. 1-9, 2018.
- [39] Objects, Leed Test, «AtoPIA,» LEEDS TEST OBJECTS LTD, [En línea]. Disponible en: <https://www.leedstestobjects.com/index.php/phantom/autopia-software/>. [Último acceso: 2019 06 21].