



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL  
ESTADO DE MÉXICO**

**HOSPITAL JUÁREZ DE MÉXICO**



FACULTAD DE MEDICINA

***“Análisis y comparación de la dosis absorbida y  
calidad de imagen entre Mamografía Digital  
(FFDM) y Mamografía de Tomosíntesis (DBT) con  
reconstrucción 2D”***

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE  
MAESTRO EN FÍSICA MÉDICA

PRESENTA

**LUIS RAMÓN CADENA MARTÍNEZ**

**Comité de Tutores:** Dr. Enrique Gaona  
M. en C. Eleni Mitsoura  
Dr. en C. Alberto Ernesto Hardy Pérez



**TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO**

**2021**

## ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS .....	4
RESUMEN .....	7
ABSTRACT .....	8
ABREVIATURAS .....	9
ÍNDICE DE FIGURAS .....	11
ÍNDICE DE TABLAS .....	15
1. INTRODUCCIÓN .....	17
1.1. Planteamiento del Problema .....	18
2. ESTADO DEL ARTE.....	19
2.1. Mastografía .....	19
2.2. Pregunta investigación.....	20
2.3. Hipótesis .....	21
2.4. Objetivo General.....	21
2.5. Objetivos Específicos .....	21
3. MARCO TEÓRICO.....	22
3.1. Mastografía Digital (FFDM).....	23
3.2. Detectores digitales de conversión directa.....	23
3.3. Elementos de calidad de imagen FFDM.....	44
3.4. Dosis Glandular media (Dg) .....	50
3.5. Tomosíntesis digital de mama (DBT).....	53
3.6. Reconstrucción de Imagen DBT.....	55
3.7. Dosis glandular media en DBT.....	59
4. METODOLOGÍA .....	62
4.1. Materiales.....	62
4.2. Control de calidad FFDM y DBT .....	62
4.3. Dosis Glandular en FFDM y DBT.....	69
4.4. Selección de población .....	69
4.5. Imágenes FFDM y DBT .....	70
4.6. Estadísticas.....	71

5. RESULTADOS.....	72
5.1. Control de Calidad del Equipo de Mastografía Digital Hologic Selenia Dimension .....	72
5.2. Imágenes de FFDM y DBT .....	82
6. DISCUSIÓN.....	89
7. CONCLUSIONES .....	91
8. REFERENCIAS .....	92
9. ANEXOS.....	96

## RESUMEN

La mamografía digital de campo completo (FFDM) es el protocolo estándar en el tamizaje mamográfico en México, sin embargo, la FFDM tiene limitaciones cuando se tiene traslape de tejidos y para caracterizar algunos tipos de lesiones. En protocolos clínicos, dependiendo de los hallazgos encontrados en la imagen con FFDM el médico radiólogo puede pedir adicionalmente una tomosíntesis digital de mama (DBT) aumentando la dosis de radiación en el paciente. El objetivo de este estudio es reducir las dosis a los pacientes al sustituir la mamografía FFDM con SDM (DBT con reconstrucción en 2D) manteniendo una calidad de imagen óptima.

Se realizó un estudio retrospectivo y prospectivo con un total de 113 de pacientes sometidas a FFDM y DBT evaluando dosis glandular media (AGM) y calidad de imagen. La AGM fue determinada usando un dosímetro RadCal Accu-Gold y el protocolo de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM), la calidad de imagen fue evaluada con el maniquí recomendado por el Colegio Americano de Radiología (ACR) en un sistema de mamografía Hologic Selenia Dimensions. Se realizó una comparación de la AGM y calidad de imagen en estudios con FFDM y SDM.

Los resultados muestran que las AGM fueron en promedio menores en los estudios con DBT (mama izquierda  $2.20 \pm 0.5$  mGy, mama derecha  $1.82 \pm 0.5$  mGy) en comparación con valores de dosis determinados en FFDM (mama izquierda  $2.86 \pm 0.5$  mGy, mama derecha  $2.17 \pm 0.5$  mGy). Los resultados de la evaluación en función de la lesión mostrada arrojan un puntaje mayor para SDM (puntuación media 4.028) en comparación con FFDM (con puntuación de 3.816) Estudios anteriores han publicado valores de dosis que van de 1.74 a 2.85 mGy y para la calidad de imagen de 4.03 para SDM y 3.82 para FFDM, así nuestros resultados son congruentes con valores publicados. La mastografía SDM reduce la dosis al paciente y tiene una mejor calidad de imagen comparada con FFDM y SDM teniendo el potencial de sustituir a la FFDM.

## ABSTRACT

Full-field digital mammography (FFDM) is the standard protocol in mammographic screening in Mexico, however, FFDM has limitations when there is tissue overlap and to characterize some types of calcifications. In clinical protocols, depending on the findings found in the FFDM image, the radiologist may additionally request a digital breast tomosynthesis (DBT) by increasing the radiation dose to the patient. The objective of this study is to reduce the doses to patients by substituting FFDM mammography with SDM (DBT with 2D reconstruction) while maintaining optimal image quality.

A retrospective and prospective study was conducted with a total of 113 patients undergoing FFDM and DBT evaluating mean glandular dose (AGM) and image quality. The AGM was determined using a RadCal Accu-Gold dosimeter and the protocol of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM), the image quality was evaluated with the manikin recommended by the American College of Radiology (ACR) in a mammography system Hologic Selenia Dimensions. A comparison of AGM and image quality was made in studies with FFDM and SDM.

The results show that AGM were on average lower in the DBT studies (left breast  $2.20 \pm 0.5$  mGy, right breast  $1.82 \pm 0.5$  mGy) compared to dose values determined in FFDM (left breast  $2.86 \pm 0.5$  mGy, right breast  $2.17 \pm 0.5$  mGy). The results of the evaluation based on the lesion shown show a higher score for SDM (mean score 4,028) compared to FFDM (with a score of 3,816) Previous studies have published dose values ranging from 1.74 to 2.85 mGy and for quality image of 4.03 for SDM and 3.82 for FFDM, thus our results are congruent with published values. SDM mammography reduces the dose to the patient and has better image quality compared to FFDM and SDM, having the potential to replace FFDM.

## ABREVIATURAS

AAPM	Asociación Americana de Físicos Médicos (American Association of Physicists in Medicine, por sus siglas en inglés).
ACR	Colegio Americano de Radiología (American College of Radiology, por sus siglas en inglés).
C-View	Algoritmo de reconstrucción de imágenes 2D sintetizadas a partir de los datos adquiridos por DBT.
CHR	Capa Hemirreductora, medida del poder penetrante del haz de rayos x.
CLAHE	Ecualización de Histograma Adaptativo con Contraste Limitado (Contrast-Limited Adaptive Histogram EQ, por sus siglas en inglés).
CNR	Razón Contraste a Ruido (Carrier to Noise Ratio, por sus siglas en inglés).
DBT	Tomosíntesis Digital de Senos (Digital Breast Tomosynthesis, por sus siglas en inglés).
DFI	Distancia Foco Imagen.
DFO	Distancia Fuente Objeto.
Dg	Dosis Glandular Media.
DgN	Kerma en aire con el factor de conversión de dosis glandular media con unidades de dosis mGy/mGy.
DgNTomo	Dosis glandular que se normaliza para una adquisición en tomosíntesis completa.
DQE	Eficiencia de Detección Cuántica (Detective Quantum Efficiency, por sus siglas en inglés).
FFDM	Mastografía Digital de campo completo (Full-Field Digital Mammography, por sus siglas en inglés).
FBP	Retroproyección Filtrada (Filtered Back Projection, por sus siglas en inglés).
FDA	Administración de Medicamentos y Alimentos (Food and Drug Administration, por sus siglas en inglés).
FN	Frecuencia de Nyquis.

HIW	Ventana de intensidad basada en histograma (Histogram-based Intensity Window, por sus siglas en inglés).
mGy	Unidad internacional de medida de la radiación absorbida.
MIW	Ventana de intensidad manual (Manual Intensity Window, por sus siglas en inglés).
MMIW	Ventana de intensidad del modelo de mezcla (Mix Model Intensity Window, por sus siglas en inglés).
MTF	Función de Transferencia de Modulación (Modulation Transfer Function, por sus siglas en inglés).
NOM	Norma Oficial Mexicana.
NSP	Espectro de potencia de Ruido (Noise Spectrum Power, por sus siglas en inglés).
PACS	Sistema de Comunicación y Archivado de Imágenes (Picture Archiving and Communication System, por sus siglas en inglés).
PMMA	Polimetilmetacrilato (Polymethyl-methacrylate, por sus siglas en inglés).
ROI	Región de interés (Region Of Interest, por sus siglas en inglés).
RGD	Dosis Glandular Relativa (Relative Glandular Dose, por sus siglas en inglés).
RGN	Dosis Glandular Normalizada (Relative Glandular Dose Normalized, por sus siglas en inglés).
SNR	Razón Señal Ruido (Signal to Noise Ratio, por sus siglas en inglés).
SPECT	Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único (Single Photon Emission Computed Tomography, por sus siglas en inglés).
TC	Tomografía Computada (Computed Tomography, por sus siglas en inglés).
TFT	Transistores de Película Delgada (Thin-film Transistor, por sus siglas en inglés).

## ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
<b>Figura 1.</b> Esquema de un detector de conversión directa, los fotones de rayos X son capturados por un fotoconductor (selenio amorfo) que convierte los rayos X absorbidos directamente en un par de electrones. <sup>9</sup>	24
<b>Figura 2.</b> Los detectores de conversión directa utilizan un fotoconductor para absorber los rayos X y generar directamente la señal. <sup>9</sup>	25
<b>Figura 3.</b> No hay compensación entre la resolución espacial y la sensibilidad para los sistemas de conversión directa. <sup>9</sup>	25
<b>Figura 4.</b> El borde K para el selenio está justo debajo del rango de diagnóstico para la mamografía que se muestra en el área entre las dos líneas amarillas.	26
<b>Figura 5.</b> Ilustración de un detector digital de selenio amorfo utilizado en el sistema Selenia usado para FFDM y DBT. <sup>8</sup>	27
<b>Figura 6.</b> Representación de los arreglos numéricos que constituyen la intensidad de brillo en una imagen. <sup>7,10</sup>	27
<b>Figura 7.</b> Procesamiento de imágenes con HIW. a) Mamografía digital procesada con HIW, b) magnificación de una mamografía digital procesada con HIW que muestra la lesión amplificada. <sup>10</sup>	35
<b>Figura 8.</b> Procesamiento HIW. Se muestra el caso de una lesión (nódulo), se observa que los bordes de la lesión son mucho más nítidos en la mamografía digital (b) en comparación con la de la mamografía con película-pantalla (a). <sup>10</sup>	36
<b>Figura 9.</b> Histograma para una mamografía digital. El rango de valores de intensidad que representa el tejido mamario se ve a la derecha. Estos son reconocidos automáticamente por HIW. HIW luego elige un rango de visualización basado en este rango de tejido mamario. En este ejemplo, se elige un rango de 30% –100%. <sup>10</sup>	37

<b>Figura 10.</b> Uso de MMIW a mamografías digitales. (a) La mamografía digital oblicua medio lateral con tejido fibroglandular (D), grasa (F), músculo pectoral (M) y grasa no comprimida (UF). (b) La misma imagen que en una segmentación y recorte muestra las porciones de músculo, tejido denso, grasa comprimida y grasa no comprimida de la imagen como una diferencia en la escala de grises de la imagen. (c) El gráfico muestra cómo la intensidad registrada de las diferentes regiones de la imagen se asigna a las diferentes intensidades mostradas en d. (d) La misma mamografía que en una aplicación automática posterior de MMIW. <sup>10</sup>	39
<b>Figura 11.</b> Gráfico que muestra cómo CLAHE redistribuye las intensidades asignadas de los píxeles en una imagen. <sup>10</sup>	40
<b>Figura 12.</b> Proceso de enmascaramiento de enfoque, donde una imagen filtrada de paso bajo se sustrae de la imagen original. Para la coherencia en la visualización los datos se re escalan y se agrega un desplazamiento cuando es necesario. <sup>8</sup>	41
<b>Figura 13.</b> Efecto del grosor variado del tejido mamario comprimido. <sup>10</sup>	42
<b>Figura 14.</b> Ecuación periférica. (a) Representación suavizada de la imagen, $s(x, y)$ , operación de filtrado de paso bajo. (b) Descripción general de la técnica de procesamiento de ecualización de espesor. En cada punto del margen, la imagen suavizada se usa para determinar un factor de corrección. <sup>10</sup>	43
<b>Figura 15.</b> Perfil de brillo en función de la posición. Las líneas verticales identifican el margen. Observe la reducción en el rango de niveles en los datos corregidos como resultado del ajuste en el margen. <sup>10</sup>	43
<b>Figura 16.</b> Función de transferencia de modulación. <sup>25</sup>	45
<b>Figura 17.</b> Esquema de definición de contraste. <sup>7</sup>	46
<b>Figura 18.</b> Gráfica del rango dinámico de combinaciones de pantalla-película y detectores digitales. <sup>8</sup>	50
<b>Figura 19.</b> Proceso de adquisición de imágenes por DBT.	54

<b>Figura 20.</b> Esquema para el cálculo de la densidad de muestreo en el dominio de frecuencia espacial. <sup>16</sup>	56
<b>Figura 21.</b> Esquema de entrada de los rayos a lo largo del modelo de atenuación 3-D. <sup>16</sup>	58
<b>Figura 22.</b> Arreglo dosimétrico para cálculo de dosis glandular.	63
<b>Figura 23.</b> Imagen del maniquí de mastografía por la ACR.	65
<b>Figura 24.</b> Imagen del maniquí de mastografía por la ACR en consola para cálculo de SNR y CNR.	66
<b>Figura 25.</b> Procedimiento para adquisición de imágenes en la prueba de detección de fantasmas: a) imagen 1, acrílico de 4 cm de espesor colócalo a la mitad del detector digital (fotografía imagen superior), b) Imagen 2, acrílico de 4 cm colocado de forma que cubra todo el detector digital y colocando el espesor de aluminio de 0.1 mm encima de la paleta de compresión en una posición central del detector digital y del lado de la pared torácica de la paciente.	67
<b>Figura 26.</b> Regiones de interés (ROI) en la imagen para la prueba de detección de fantasmas: Región 1 fuera del espesor de Aluminio de 0.1 mm (donde en la imagen 1 no se colocó acrílico de 4 cm. Región 2 en la parte superior del espesor de aluminio donde en la imagen 1 no se colocó el acrílico de 4 cm. Región 3 en la parte inferior del espesor de aluminio (donde sí se colocó en la imagen 1 el espesor de acrílico).	68
<b>Figura 27.</b> Dosis Glandular media para FFDM y DBT en las proyecciones cráneo caudal.	83
<b>Figura 28.</b> Kerma en aire en la superficie de la entrada en función de las diferentes modalidades (FFDM y DBT).	83
<b>Figura 29.</b> Características de la imagen FFDM.	84
<b>Figura 30.</b> Características de la imagen SDM.	85

**Figura 31.** Gráfico de barras de frecuencia total de hallazgos en la imagen FFDM. 86

**Figura 32.** Evaluación de imágenes:

1. Proyección RCC Microcalcificación: a) FFDM, b) SDM. 88
2. Proyección RMLO: Asimetría: a) FFDM, b) SDM.
3. Proyección RCC Nódulo-distorsión: a) FFDM, b) SDM

## ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
<b>Tabla 1.</b> Dosis media glandular (en mGy) para una exposición de 1R (Blanco W/Filtro AL). <sup>7</sup>	51
<b>Tabla 2.</b> Dosis glandular (en mGy) para exposición de entrada de 1 roentgen. Combinación de filtro y blanco W/Rh con seno de 4.5 cm 50/50. <sup>7,15</sup>	52
<b>Tabla 3.</b> Dosis glandular (en mGy) para exposición de entrada de 1 roentgen. Combinación de filtro y blanco W/Ag con seno de 4.5 cm 50/50. <sup>7,15</sup>	53
<b>Tabla 4:</b> Valores de filtración para cálculo de CHR.	64
<b>Tabla 5:</b> Especificaciones del equipo de mastografía digital.	72
<b>Tabla 6:</b> Evaluación de la sala de rayos x.	73
<b>Tabla 7:</b> Alineación de la paleta de compresión y el detector de imagen.	74
<b>Tabla 8:</b> Coincidencia del campo luminoso-radiación.	74
<b>Tabla 9:</b> Alineación del campo de radiación con el receptor de imagen.	75
<b>Tabla 10:</b> Medición de tensión: técnica W/Rh.	76
<b>Tabla 11:</b> Medición de tensión: técnica W/Rh (modo automático).	76
<b>Tabla 12:</b> Reproducibilidad de kV: técnica W/Rh.	77
<b>Tabla 13:</b> Dosis en la glándula mamaria-técnica W/Rh.	77
<b>Tabla 14:</b> Tasa kerma-aire y reproducibilidad técnica W/Rh.	78
<b>Tabla 15:</b> Control automático de exposición: técnica W/Rh: modo auto-filter.	78
<b>Tabla 16:</b> Evaluación de artefactos en la imagen.	79
<b>Tabla 17:</b> Pruebas múltiples.	80
<b>Tabla 18:</b> Calidad de imagen FFDM.	81
<b>Tabla 19:</b> Calidad de imagen DBT: Tomosíntesis.	82

**Tabla 20:** Frecuencias y porcentajes obtenidos al elegir la mejor modalidad evaluando las características detalladas (masas, microcalcificaciones y asimetrías). 86

## 1. INTRODUCCIÓN

La tasa de mortalidad por cáncer de mama en México continúa incrementándose año con año, siendo este la primera causa de muerte en las mujeres mexicanas.<sup>1</sup> En otros países a diferencia de México se tienen implementados programas de garantía de calidad, se generan protocolos clínicos nuevos y se realiza investigación clínica especializada para mejorar el diagnóstico por imagen, permitiendo tener una mayor eficiencia en la detección temprana del cáncer de mama.<sup>2,3,4</sup>

Los programas de control de calidad para equipos de diagnóstico médico y las nuevas tecnologías proporcionan el mejoramiento de la calidad de imagen para el diagnóstico médico.<sup>4</sup>

La mamografía digital de campo completo (FFDM), es el protocolo estándar en el tamizaje mamográfico en México, sin embargo, la FFDM tiene limitaciones debido al ruido estructural de los tejidos y caracterización de algunos tipos de calcificaciones. En protocolos clínicos actuales primero pasa el paciente a un procedimiento con FFDM y dependiendo de los hallazgos encontrados en la imagen médico radiólogo puede pedir un estudio adicional con tomosíntesis digital de mama (DBT) y la dosis al paciente casi se duplica debido a los dos estudios de mamografía. El objetivo de este estudio es reducir las dosis a los pacientes al sustituir la mamografía FFDM con SDM (DBT con reconstrucción en 2D) con una calidad óptima.

Los estudios de mamografía digital con DBT ofrecen múltiples cortes mamográficas con baja dosis de radiación en la mama y con una posible exactitud diagnóstica mayor en comparación con solo FFDM.<sup>5</sup> El propósito de este estudio es mostrar que la calidad de imagen de la proyección SDM es comparable o superior en comparación con FFDM y la dosis será significativamente menor con SDM en comparación con FFDM + DBT. Se incluye estudio retrospectivo de pacientes que tuvieron mastografía FFDM + DBT para comparar calidad de imagen y dosis glandular media (AGM).

## **1.1. Planteamiento del Problema**

El tejido glandular de la mama es altamente sensible a los efectos estocásticos de la radiación que recibe durante el diagnóstico médico. En los protocolos clínicos utilizados en la mayoría de los centros de mamografía como primera indicación es el uso de la mamografía digital FFDM y si el médico radiólogo considera que los hallazgos en las imágenes requieren una opinión más por imagen, entonces pasa al paciente a un procedimiento con tomosíntesis (DBT) que es un protocolo FFDM+DBT y el tejido glandular recibe una dosis doble aproximadamente. Yoonmi Choi et al, han postulado que la mamografía DBT mostró dosis glandular media menor en comparación con la FFDM y el protocolo FFDM+DBT puede sustituirse por una mamografía SDM (DBT+2D) con una calidad de imagen igual o superior a FFDM y con una dosis menor. Entonces la mamografía SDM tiene potencial como alternativa a la FFDM.<sup>5</sup>

## 2. ESTADO DEL ARTE

### 2.1. Mastografía

La mastografía es una técnica de imagen que permite evaluar el tejido mamario por medio de rayos X, en pacientes asintomáticos o sintomáticos en la detección temprana del cáncer de mama o caracterizar patologías mamarias. Las patologías mamarias pueden ser microcalcificaciones, nódulos, distorsiones, asimetrías y tejidos de distintas densidades.<sup>1</sup>

Los equipos de mastografía digital de campo completo full-field digital mammography (FFDM) han evolucionado la adquisición de imágenes radiográficas aportando una mejor calidad de imagen y limitando las dosis de radiación al paciente.<sup>4,5</sup>

Los sistemas de FFDM requieren cumplir con algunos aspectos para la práctica clínica como:

- a) Dosis por proyección menores a 3 mGy, establecido por la Norma Oficial Mexicana NOM-041-SSA2-2011, *“Para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama”*.<sup>2</sup>
- b) Elementos de calidad de imagen como: resolución espacial, la relación contraste a ruido (CNR) y señal ruido (SNR), artefactos, eficiencia cuántica de detección, siguiendo los establecido y recomendado por el fabricante.<sup>4,6</sup>
- c) Observación de la composición anatomía mamaria y lesiones en sus diferentes proyecciones.<sup>2</sup>

Los principales problemas en imágenes de mastografía digital es la superposición de estructuras anatómicas (ruido estructural), impidiendo la visualización de tejido sano y lesiones en la mama. Las nuevas tecnologías se han basado en reducir la superposición de las estructuras anatómicas y tejido neoplásico, mejorando así la calidad de imagen mamográfica.<sup>1</sup> La mamografía FFDM es actualmente el estándar de oro para la detección eficaz del cáncer de mama en etapa temprana. Se utiliza como método de diagnóstico

principal, pero tiene importantes limitaciones para crear falsos positivos y negativos debido a la superposición del tejido mamario.<sup>5</sup> Pero con el desarrollo de la Tomosíntesis de mama Digital Breast Tomosynthesis (**DBT**) se ha utilizado como complemento a FFDM para caracterizar mejor las lesiones y una detección más temprana de cáncer de mama. Estudios previos en encontrado que la DBT puede ser igual o superior a la FFDM mejorado la detección temprana del cáncer de mama. La DBT fue aprobada por la Administración de Drogas y Alimentos de los Estados Unidos (FDA) para usarse en combinación con FFDM.<sup>5</sup>

La Tomosíntesis DBT es un sistema de rayos X que surgió en el mercado hace unos años y es básicamente una mamografía digital en 3D. En esta técnica el detector está fijo y el gantry gira alrededor de un centro de rotación ubicado generalmente en la parte superior de la mama. El plano de giro es perpendicular a la dirección ánodo-filtro; el arco descripto y la cantidad de proyecciones son pequeños, y los valores de dosis media glandular en cada proyección son bajos.<sup>5,6</sup> De acuerdo con Basic Safety Standards, es necesaria una adecuada calidad de imágenes y que la dosis media glandular sea lo más baja posible para asegurar un correcto diagnóstico de los estudios mamográficos. Esto involucra la realización de prácticas de controles de calidad y de optimización.<sup>6</sup> Para reducir la exposición a la radiación, varios proveedores han sugerido convertir los datos 3D obtenidos de DBT en imágenes de mamografía sintetizada bidimensional (DSM). Los datos DSM reconstruidos tienen una calidad de imagen prometedora, no inferior a FFDM.<sup>5</sup> La dosis de radiación aplicada al paciente ha sido motivo de creciente preocupación, pero ha sido difícil comparar cuantitativamente entre diferentes modalidades debido a las características de adquisición de las imágenes y procesamiento. Los estudios han comparado la calidad de la imagen entre las dos modalidades (FFDM y DBT) pero rara vez los autores compararon la dosis de radiación.<sup>5,6</sup>

## **2.2. Pregunta investigación**

¿El procedimiento de mamografía digital con DBT más reconstrucción 2D (SDM) ofrece una imagen con calidad diagnóstica con una dosis de radiación menor en comparación con el

protocolo clínico habitual de mamografía digital directa (FFDM) + DBT?, ¿Es posible sustituir FFDM con SDM?

### **2.3. Hipótesis**

Si se realizan el procedimiento DBT + 2D (SDM) y los resultados son imágenes con calidad diagnóstica y una reducción de la dosis glandular media entonces la (SDM) puede sustituir el procedimiento FFDM con una calidad de imagen diagnóstica y dosis menores en comparación con el protocolo clínico de mamografía (FFDM) + DBT.

### **2.4. Objetivo General**

Determinar la calidad de imagen y dosis glandular media en los protocolos clínicos de mamografía FFDM + DBT y mamografía DBT con reconstrucción 2D (SDM).

### **2.5. Objetivos Específicos**

- Realizar el control de calidad del equipo Lorad-Selenia Dimensions conforme al manual del fabricante y la Administración de Alimentos y Medicamentos de Estados Unidos de Norteamérica (FDA) en las modalidades FFDM y DBT.
- Llevar a cabo el estudio retrospectivo para evaluar la calidad de imagen y dosis de estudios realizados en los últimos 6 meses almacenados en el sistema PACS.
- Medir la dosis glandular media en la modalidad FFDM y DBT para calibrar las unidades monitor del sistema de mamografía digital.
- Determinar la calidad de imagen del sistema de mamografía en las modalidades FFDM y DBT con reconstrucción 2D.
- Llevar a cabo el estudio prospectivo para evaluar la calidad de imagen y dosis de estudios realizados en los próximos 6 meses almacenados en el sistema PACS

(Picture Archiving and Communication System) en las modalidades FFDM y DBT con reconstrucción 2D.

- Elaborar una base de datos para procesarla con el paquete estadístico SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) para obtener los resultados del estudio.

### **3. MARCO TEÓRICO**

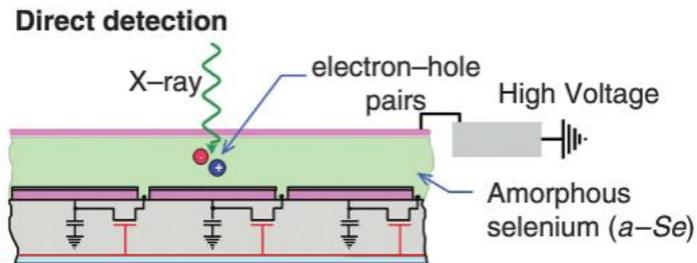
#### **3.1. Mastografía Digital (FFDM)**

En 1990 se empezaron a emplear dispositivos de adquisición digital en mamografía en forma de pequeños sistemas de biopsia digital con campo de visión, el cual es una técnica que permite ubicar la lesión en la estructura mamaria por medio de cálculos en tres coordenadas (ejes X,Y,Z), ubicación tridimensional (estereotáxica), posteriormente se toma una muestra de la lesión usando un dispositivo de gatillero que permite cortar cilindros del tejido mamario de grosor variable según la cánula utilizada (aguja de biopsia de 14 o 12 Gauge). Para el 2000, la FDA aprobó el primer sistema de mamografía digital de campo completo; consistía de un material centellador, un arreglo de fotodiodos y una matriz de transistores de película delgada (TFT), Cuando los fotones de rayos X alcanzan el material centellador la energía de los rayos X se convierte en luz visible, luego, la luz emitida se convierte en cargas eléctricas mediante una matriz de fotodiodos basados en silicio y esas cargas son recolectadas en la matriz TFT, la matriz de panel plano de detección indirecta de TFT contenía una área activa de  $18 \times 23$  cm.<sup>4,7</sup> Una matriz activa de transistores de película delgada recolecta la carga eléctrica generada durante el proceso de exposición, absorción y conversión de rayos X; almacena la carga en un condensador conectado a cada elemento detector. Los componentes clave en cada elemento detector incluyen un transistor que es el que sirve como un interruptor de "encendido-apagado", un electrodo de recolección de carga y un condensador de almacenamiento.<sup>7,8</sup>

#### **3.2. Detectores digitales de conversión directa**

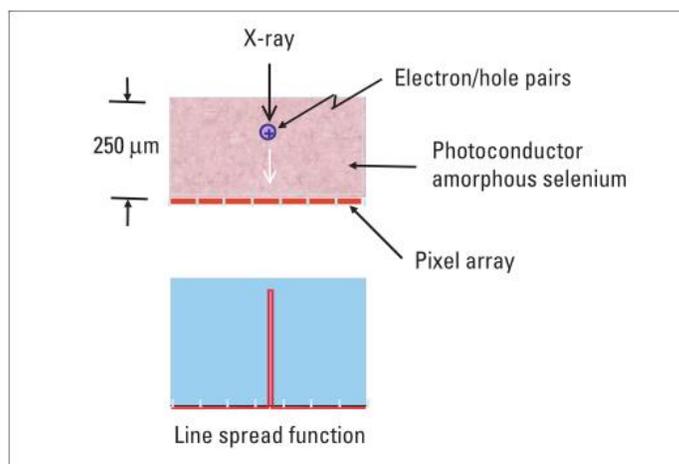
Los sistemas FFDM se clasifican según su sistema de captura (indirecta o directa). Los equipos de mastografía Selenia usan el proceso de conversión directa, el cual consiste en que los fotones de rayos X son capturados directamente por un fotoconductor como el selenio amorfo (a-Se), que convierte los rayos X absorbidos directamente en una señal eléctrica. Los

sistemas de captura directa eliminan las posibilidades de degradación de la resolución debido a la dispersión de la luz inherente, la resolución espacial con captura directa está limitada al tamaño de píxel, el tamaño de la matriz, el algoritmo de reconstrucción y no al grosor del fotoconductor,<sup>9</sup> Figura 1.



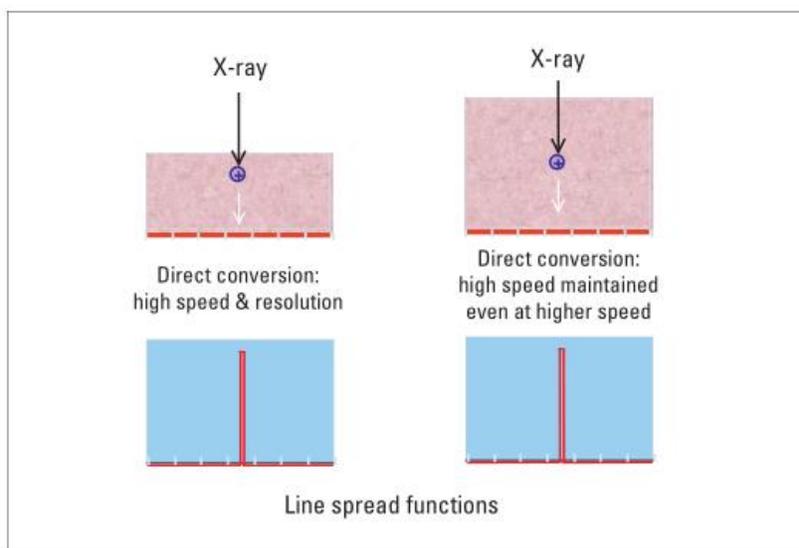
**Figura 1.** Esquema de un detector de conversión directa, los fotones de rayos X son capturados por un fotoconductor (selenio amorfo) que convierte los rayos X absorbidos directamente en un par de electrones.<sup>9</sup>

Los detectores digitales de conversión directa representan un avance tecnológico, ya que eliminan los problemas asociados con la dispersión de la luz inherente a los sistemas de conversión indirecta. Los sistemas de conversión directa contienen un fotoconductor que absorbe los rayos X y genera directamente la señal, Figura 2. Con la presencia de un campo eléctrico externo, los agujeros o electrones (dependiendo de la polaridad del campo aplicado), se dirigen hacia un electrodo (píxel), entonces los electrones y los agujeros viajan a lo largo de la dirección de las líneas del campo eléctrico, se mueven sin que se disperse la carga lateral. Esto da como resultado una respuesta de dispersión de punto excepcionalmente estrecha.<sup>9</sup>



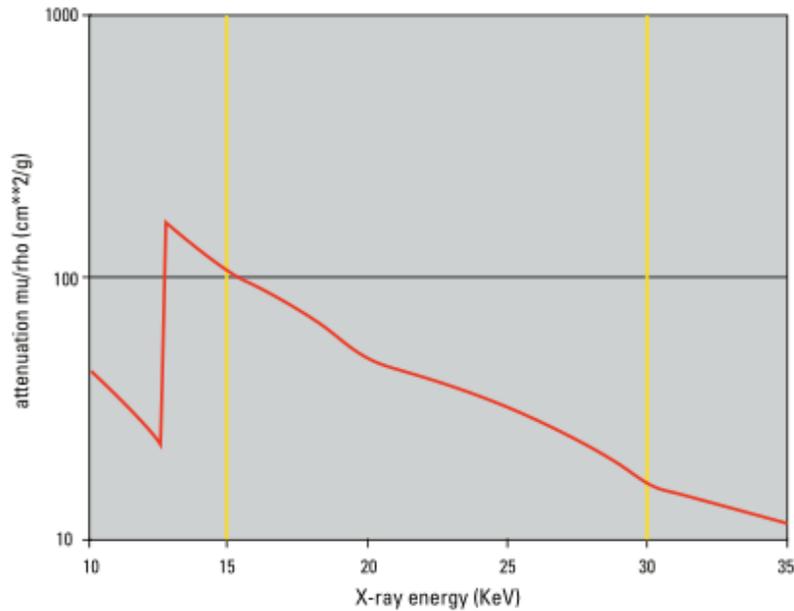
**Figura 2.** Los detectores de conversión directa utilizan un fotoconductor para absorber los rayos X y generar directamente la señal.<sup>9</sup>

El fotoconductor usado en sistemas de conversión directa en FFMD es el selenio amorfo (a-Se). En los detectores de conversión directa, la función de respuesta mantiene su distribución de dispersión incluso a medida que aumenta el grosor del fotoconductor, generando una compensación entre la eficiencia de detención de la radiación y la resolución espacial, Figura 3.<sup>9</sup>



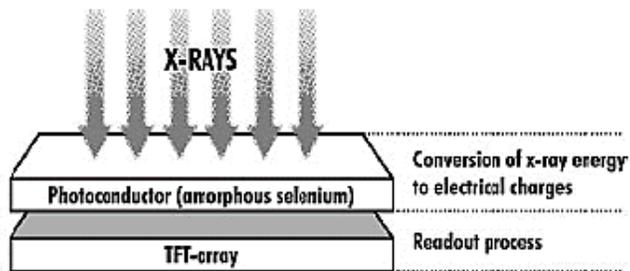
**Figura 3.** No hay compensación entre la resolución espacial y la sensibilidad para los sistemas de conversión directa.<sup>9</sup>

En los detectores el selenio amorfo como fotoconductor tiene un grosor de 250 micras que atenúa más del 95 por ciento del haz incidente en el rango de energía de mamografía. La Figura 4 muestra que los sistemas de selenio amorfo logran una eficiencia cuántica casi completa, que es la medida de la combinación del ruido y contraste y mide el desempeño de un sistema de imagen como una función del detalle del objeto.<sup>9</sup>



**Figura 4.** El borde K para el selenio está justo debajo del rango de diagnóstico para la mamografía que se muestra en el área entre las dos líneas amarillas.

El detector digital a-Se convierte directamente los rayos X que pasan a través del seno en señales electrónicas. Los pares de agujero-electrón creados en el proceso de interacción se dirigen hacia los electrodos polarizados y son colectados por los condensadores de almacenamiento de carga. En estos detectores la eficiencia cuántica es significativamente mayor que la combinación pantalla-película y una capa de selenio amorfo se deposita directamente sobre el sustrato TFT, Figura 5.<sup>8,9</sup>

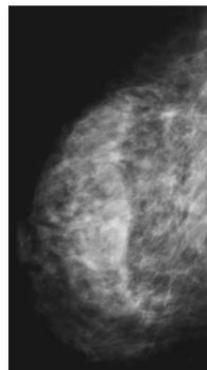


**Figura 5.** Ilustración de un detector digital de selenio amorfo utilizado en el sistema Selenia usado para FFDM y DBT.<sup>8</sup>

### 3.2.1. Procesamiento de la imagen digital

La imagen en Mastografía FFDM es representada con un arreglo matricial, en el cual las operaciones de la matriz son arreglos numéricos que constituyen una imagen. El arreglo la matriz representa la intensidad de brillo en la imagen. En una imagen digital 2D las coordenadas espaciales (píxeles) y la resolución de brillo ( $a_{ij}$ ) se representa de la siguiente manera:

$$A = \begin{pmatrix} a_{11} & \cdots & a_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{m1} & \cdots & a_{mn} \end{pmatrix} =$$



**Figura 6.** Representación de los arreglos numéricos que constituyen la intensidad de brillo en una imagen.<sup>7,10</sup>

El procesamiento de imágenes tiene la finalidad de mostrar una imagen anatómica con información útil para el diagnóstico o tratamiento, pero la imagen se puede procesar una infinidad de veces, siendo el procesamiento específico para cada tipo estudio caracterizado por un conjunto de parámetros de visualización.<sup>7,10</sup> El procesamiento de imágenes puede estar representado por operadores:

$$r(x, y) = T[f(x, y)] \quad (1)$$

- $F(x,y)$  es la imagen de entrada
- $R(x,y)$  es la imagen procesada
- $T$  operador de transformación de los valores numéricos de los píxeles en la matriz  
A la escala de grises:  $h = T[d]$ , con  $h$  y  $d$  los valores del píxel de entrada y salida.

### 3.2.2. Algoritmos de procesamiento de imágenes

El procesamiento de imágenes utiliza algoritmos (serie de instrucciones secuenciales que permiten realizar acciones o rutinas) que transforman una imagen en otra en donde se resalta cierta información de interés clínico. El trabajo de procesamiento de imágenes comprende eliminación de ruido, mejorar el contraste, eliminación de efectos no deseados en la captura como difuminaciones o distorsiones por efectos ópticos o de movimiento, mapeos geométricos etc. Las diferentes representaciones de imágenes permiten definir operaciones y relaciones básicas entre imágenes o entre píxeles.<sup>11</sup>

- a) Métodos de dominio espacial: Manipulación de los píxeles en la imagen.

Las vecindades de un píxel se definen en términos de distancias entre las posiciones a otros píxeles, donde la distancia se define como un operador binario entre las componentes espaciales:

$$d : X \times X \rightarrow \mathbb{IR} \quad (2)$$

Las operaciones espaciales se aplican directamente sobre los píxeles de una imagen. Utilizando la representación de conjuntos, se pueden plantear las siguientes transformaciones espaciales:

1. Operaciones sobre de valores de píxeles
2. Operaciones sobre los valores de vecindades
3. Operaciones geométricas

Una operación sobre los valores de los píxeles en una imagen A está definida como:

$$B = \{b \mid b = \langle \underline{y}, \underline{d} \rangle, \underline{d} = T(\underline{c}), a = \langle \underline{x}, \underline{c} \rangle \in A\} \quad (3)$$

Que es una modificación del valor de cada píxel en función únicamente del valor del píxel correspondiente en la imagen destino.<sup>11</sup> En una operación de vecindad, el valor de un píxel  $q = \langle \underline{x}, \underline{d} \rangle$  en la imagen destino B depende de los valores de los píxeles en una vecindad del píxel  $p$  en A con igual posición  $x$  que  $q$ .<sup>11</sup> Si  $N(\underline{p})$  denota una vecindad del píxel  $\underline{p}$ , es decir, un conjunto de píxeles que conservan una relación geométrica predefinida con respecto a  $\underline{x}$  entonces la transformación de vecindad se puede expresar matemáticamente como:

$$B = \{b \mid b = \langle \underline{x}, \underline{d} \rangle, \underline{d} = T(\text{val}(N(a))), a = \langle \underline{x}, \underline{c} \rangle \in A\} \quad (4)$$

Una operación geométrica de la imagen A hacia la imagen B está definida como:

$$B = \{b \mid b = \langle \underline{y}, \underline{c} \rangle, \underline{y} = T(\underline{x}), a = \langle \underline{x}, \underline{c} \rangle \in A\}$$

Donde los píxeles de la imagen original A mantienen su vector espectral  $\underline{c}$ , pero cambian su posición  $\underline{x}$  en la imagen destino B.<sup>11</sup> En la práctica, puesto que la imagen destino debe ser ubicada en una rejilla regular, es costumbre utilizar una transformación inversa junto con operaciones de interpolación:

$$A = \{a \mid a = \langle \underline{x}, \underline{c} \rangle, \underline{x} = T^{-1}(\underline{y}), b = \langle \underline{y}, \underline{c} \rangle \in B\} \quad (5)$$

b) Métodos de procesamiento de histogramas

El mejoramiento del contraste en imágenes, entendido como el proceso de optimización del uso del rango dinámico disponible, puede hacer uso de la información estadística contenida en histogramas de la imagen completa o de secciones en ella.<sup>11</sup> Sea R el intervalo de valores escalares que puede tomar un píxel en una imagen o canal:

$$R = [0, L - 1] \quad (6)$$

Dada una partición de dicho intervalo, regular o irregular, en K subintervalos tales que

$$R = [0, \dots, L - 1] = [r_0, r_1[ \cup [r_1, r_2[, \cup \dots [r_k, r_{k+1}[ \dots \cup [r_{K-1}, r_K] \quad (7)$$

El histograma se define como la función  $h(k) = n_k$  que asocia al k-ésimo subintervalo  $[r_k, r_{k+1}[$  el número de píxeles cuyo valor se encuentra contenido en él:

$$h(k) = |\{p \mid p = \langle x, r \rangle, r \in [r_k, r_{k+1}[ \}| \quad (8)$$

El histograma está ligado con la distribución de probabilidad para los valores de gris. Sea N el total de píxeles en la imagen:

$$N = \sum_{k=0}^{K-1} h(k) \quad (9)$$

La probabilidad de que un píxel tenga un valor dentro del k-ésimo intervalo está dada por

$$p(k) = h(k)/N \quad (10)$$

Obsérvese que

$$\sum_{k=0}^{K-1} p(k) = 1 \quad (11)$$

Se supone que un píxel debe adquirir cualquiera de los valores posibles. La función de distribución acumulativa

$$q(k) = N = \sum_{j=0}^k p(j) \quad (12)$$

Expresa la probabilidad de que un píxel adquiera el valor dentro del intervalo  $[0, r_{k+1}]$

c) Métodos de dominio de frecuencia

El proceso de filtrado es el conjunto de técnicas englobadas dentro del preprocesamiento de imágenes cuyo objetivo fundamental es obtener, a partir de una imagen origen, otra final cuyo resultado sea más adecuado para una aplicación específica mejorando ciertas características de la misma, que posibilite efectuar operaciones del procesado sobre ella.<sup>11</sup>

Los principales objetivos que se persiguen con la aplicación de filtros son:

- Suavizar la imagen: reducir la cantidad de variaciones de intensidad entre píxeles vecinos.
- Eliminar ruido: eliminar aquellos píxeles cuyo nivel de intensidad es muy diferente al de sus vecinos y cuyo origen puede estar tanto en el proceso de adquisición de la imagen como en el de transmisión.
- Realzar bordes: destacar los bordes que se localizan en una imagen.
- Detectar bordes: detectar los píxeles donde se produce un cambio brusco en la función intensidad.<sup>11</sup>

Por tanto, se consideran los filtros como operaciones que se aplican a los píxeles de una imagen digital para optimizarla, enfatizar cierta información o conseguir un efecto especial en ella. El proceso de filtrado puede llevarse a cabo sobre los dominios de frecuencia y/o espacio.<sup>11</sup> Los filtros de frecuencia procesan una imagen trabajando sobre el dominio de la frecuencia en la Transformada de Fourier de la imagen. Para ello, ésta se modifica siguiendo el Teorema de la Convolución correspondiente:

1. Se aplica la Transformada de Fourier,
2. Se multiplica posteriormente por la función del filtro que ha sido escogido,
3. Para concluir re-transformándola al dominio espacial empleando la Transformada Inversa de Fourier, donde tenemos como base el:

Teorema de convolución:

$$\text{Si } g(x, y) = h(x, y) * f(x, y) \quad (13)$$

Donde  $h(x,y)$  es un operador invariante de posición.

Entonces:

$$G(u,v) = H(u,v)F(u,v) \quad (14)$$

Donde G, H y F son las transformadas de Fourier de g, h y f

La convolución está definida por la integral:

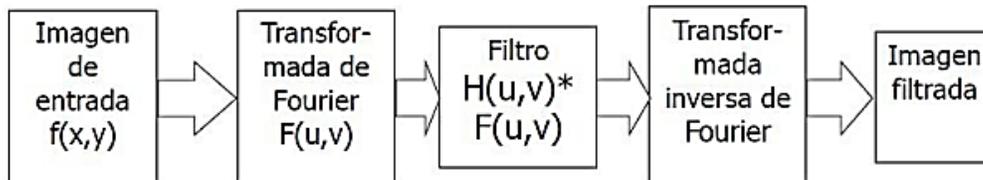
$$f(x) * h(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(\alpha)h(x-\alpha)d \alpha \quad (15)$$

Donde  $\alpha$  es una variable de integración

$H(u, v)$  es la función de transferencia elegida para mejorar una característica específica de la imagen (filtro atenuador de frecuencias).<sup>11</sup> La imagen final  $g(x, y)$  es simplemente la Transformada de Fourier inversa del producto de  $H(u, v)$  y  $F(u, v)$ :

$$g(x, y) = F^{-1}[H(u, v)F(u, v)] \quad (16)$$

Como la multiplicación en el espacio de Fourier es idéntica a la convolución en el dominio espacial, todos los filtros podrían, en teoría, ser implementados como un filtro espacial.



El análisis de Fourier de una señal permite determinar sus frecuencias, pero a cambio de perder la información de tipo temporal. (No dice cuando aparece cada frecuencia) En el caso de las imágenes, las “señales” corresponden a los niveles de gris o intensidad de las diferentes filas o columnas de la matriz imagen.<sup>11</sup> Existen básicamente tres tipos distintos de filtros que pueden aplicarse:

**Filtro paso bajo:** atenúa las frecuencias altas y mantiene sin variaciones las bajas. El resultado en el dominio espacial es equivalente al de un filtro de suavizado, donde las altas frecuencias que son filtradas se corresponden con los cambios fuertes de intensidad. Consigue reducir el ruido suavizando las transiciones existentes.<sup>11</sup>

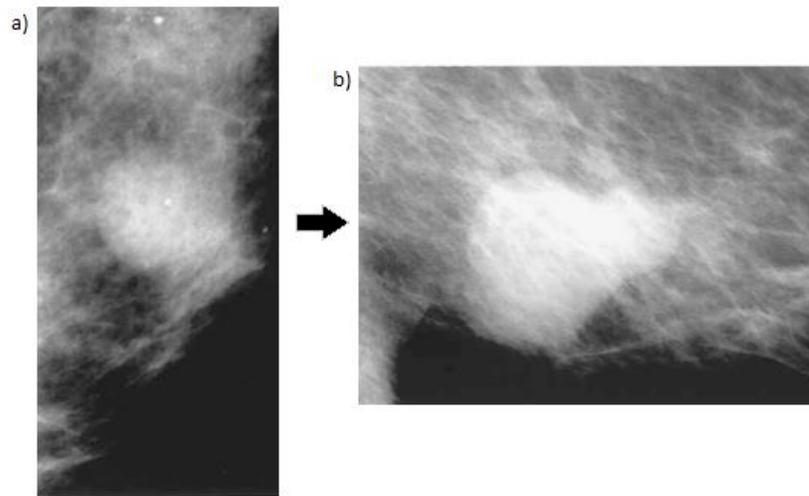
**Filtro paso alto:** atenúa las frecuencias bajas manteniendo invariables las frecuencias altas. Puesto que las altas frecuencias corresponden en las imágenes a cambios bruscos de densidad, este tipo de filtros es usado, porque entre otras ventajas, ofrece mejoras en la detección de bordes en el dominio espacial, ya que estos contienen gran cantidad de dichas frecuencias. Refuerza los contrastes que se encuentran en la imagen.<sup>11</sup>

**Filtro paso banda:** atenúa frecuencias muy altas o bajas manteniendo una banda de rango medio.<sup>11</sup>

Los algoritmos en los sistemas de FFDM permiten la manipulación de pequeñas diferencias en el contraste de la imagen. Los algoritmos de ventanas de intensidad actúan sobre píxeles individuales en una imagen, se selecciona una pequeña porción del rango completo de intensidad de una imagen y se reasigna al rango completo de intensidad del dispositivo de visualización. El proceso permite la selección de valores de intensidad específicos de interés. Las versiones más usadas de ventanas de intensidad son: Ventana de intensidad manual (MIW), Ventana de intensidad basada en histograma (HIW) y Ventana de intensidad del modelo de mezcla (MMIW) (los algoritmos difieren en cómo se seleccionan los valores de intensidad de interés).<sup>10</sup>

#### **3.2.2.1. Ventana de intensidad manual (MIW)**

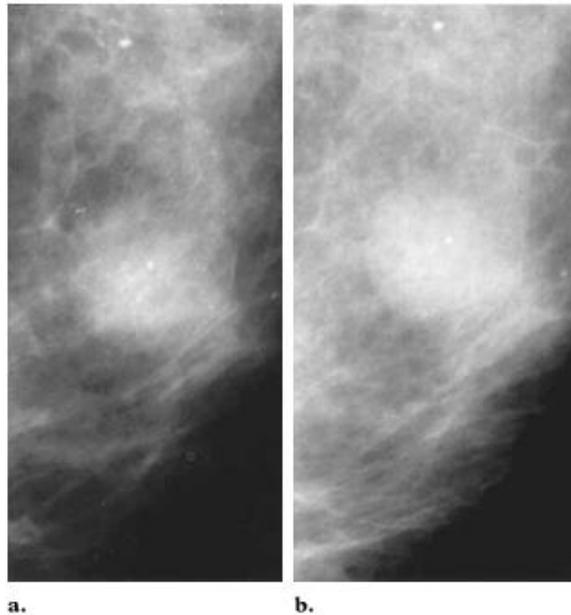
Las FFDM procesadas con MIW son similares a las mamografías convencionales de película de pantalla. La Figura 7 (a) muestra que el centro de masa más grande es muy blanco en la imagen procesada con MIW, una selección de ventana (Magnificación) permitió la visualización de ambas lesiones como se muestra en la Figura 7 (b).<sup>10</sup> Este caso señala la limitación obvia de este algoritmo de ventana interactiva que depende del operador. Un operador con menos experiencia podría elegir diferentes ventanas que podrían ocultar algunas de las enfermedades visibles.<sup>10</sup>



**Figura 7.** Procesamiento de imágenes con HIW. a) Mamografía digital procesada con HIW, b) magnificación de una mamografía digital procesada con HIW que muestra la lesión amplificada.<sup>10</sup>

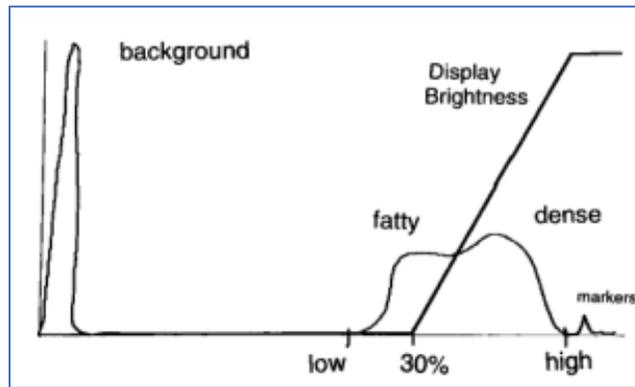
#### **3.2.2.2. Ventana de intensidad basada en histograma (HIW)**

HIW es un procesamiento con una ventana de intensidad que permite que un subrango seleccionado de valores de intensidad de imagen reciba el contraste completo del dispositivo de visualización. Las partes de la imagen con valores fuera del rango de ventana de intensidad se configuran en negro (valores por debajo del valor mínimo del rango de ventana de intensidad) o en blanco (valores por encima del valor máximo del rango de ventana de intensidad), Figura 8.<sup>10</sup>



**Figura 8.** Procesamiento HIW. Se muestra el caso de una lesión (nódulo), se observa que los bordes de la lesión son mucho más nítidos en la mamografía digital (b) en comparación con la de la mamografía con película-pantalla (a).<sup>10</sup>

El HIW personaliza la ventana de intensidad estándar seleccionando individualmente el rango de ventana de intensidad para cada imagen analizando estadísticamente el histograma de cada imagen, localizando los modos del histograma y determinando qué modos representan los diferentes tipos de tejido mamario (graso, fibroglandular, músculo) u otras partes de la imagen (fondo, etiquetas). De estos modos conocidos en el histograma, se selecciona automáticamente un rango de ventana de intensidad sobre la base de la posición del percentil dentro de la clase de tejido mamario compuesto (graso, fibroglandular y muscular) que permite la ventana sobre el tejido mamario general presente en ese paciente, Figura 9.<sup>10</sup>



**Figura 9.** Histograma para una mamografía digital. El rango de valores de intensidad que representa el tejido mamario se ve a la derecha. Estos son reconocidos automáticamente por HIW. HIW luego elige un rango de visualización basado en este rango de tejido mamario. En este ejemplo, se elige un rango de 30% –100%.<sup>10</sup>

### 3.2.2.3. Ventana de intensidad del modelo de mezcla (MMIW)

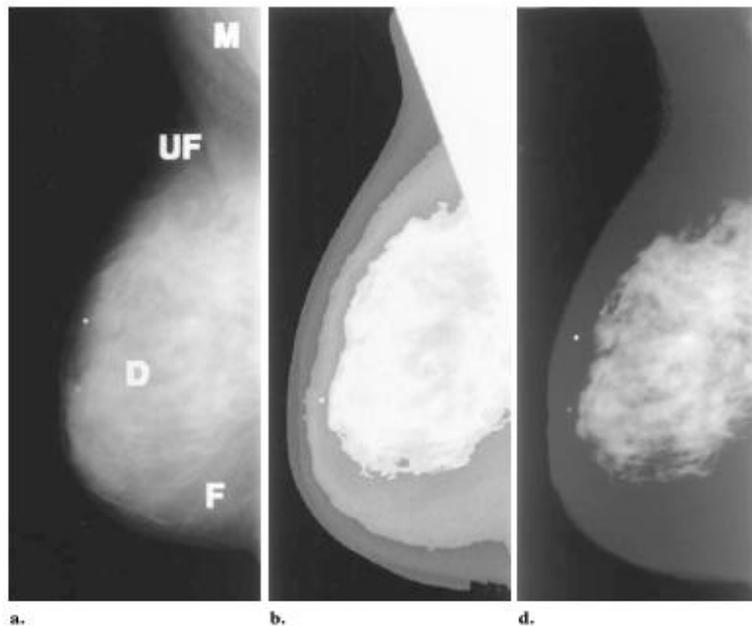
La MMIW proporciona configuraciones de ventana en intensidad específicas de la región para mamografías. La MMIW identifica automáticamente las cinco regiones principales en una mamografía (grasa no comprimida, grasa comprimida, tejido fibroglandular y músculo). La identificación de las regiones se debe al uso de una combinación de técnicas geométricas y estadísticas como el gradiente de cruce de cresta de magnitud y el modelo de mezcla gaussiana respectivamente. Después de la identificación de las regiones, los histogramas se analizan selectivamente para determinar la configuración de ventana de intensidad específica de la región.<sup>10</sup>

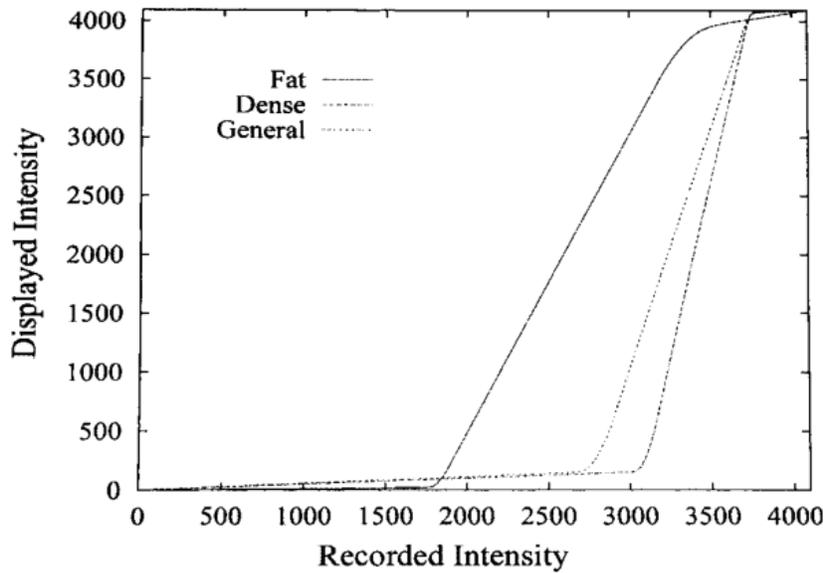
Los pasos realizados durante MMIW son los siguientes:

- Las regiones principales de una mamografía están etiquetadas (Figura 10a). Dado que las mamografías se forman por medio de la proyección, estas etiquetas de región reflejan el tejido prominente presente en esa ubicación, no las cantidades

absolutas de los múltiples tejidos que afectaron la absorción de rayos X en cada punto.

- Las regiones se segmentan y la imagen se recorta automáticamente para reducir la porción de fondo (Figura 10b).
- Con la identificación de las regiones se calcula el histograma de intensidad de cada región. La desviación media y estándar de las intensidades en cada región se utilizan para parametrizar una función de ventana de intensidad sigmoideal. Las funciones mapean la intensidad registrada a la intensidad mostrada para cada región (Figura 10c).
- La aplicación de la función de ventana de intensidad específica de región densa a toda la imagen y genera la imagen procesada final (Figura 10d).<sup>10</sup>



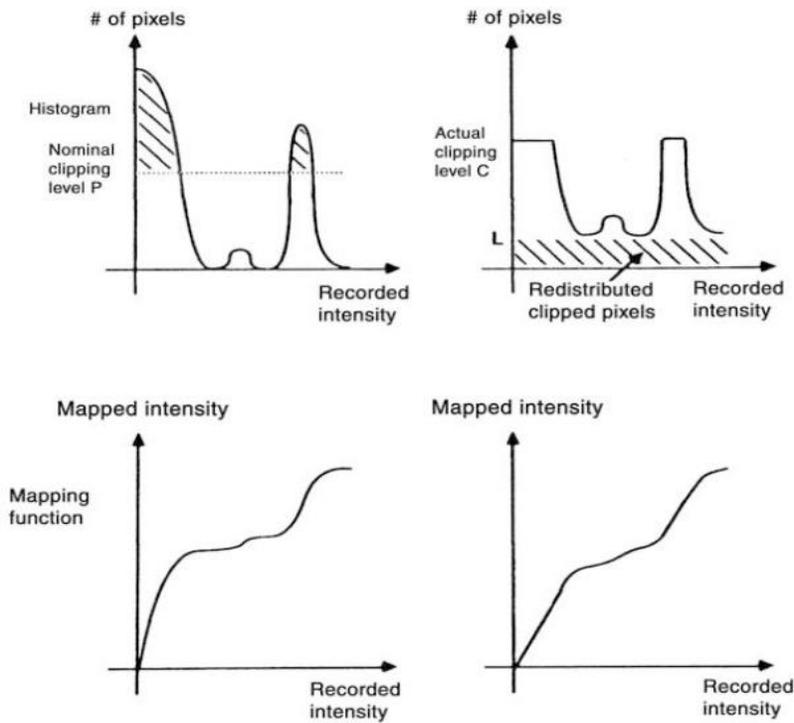


c.

**Figura 10.** Uso de MMIW a mamografías digitales. (a) La mamografía digital oblicua medio lateral con tejido fibroglandular (D), grasa (F), músculo pectoral (M) y grasa no comprimida (UF). (b) La misma imagen que en una segmentación y recorte muestra las porciones de músculo, tejido denso, grasa comprimida y grasa no comprimida de la imagen como una diferencia en la escala de grises de la imagen. (c) El gráfico muestra cómo la intensidad registrada de las diferentes regiones de la imagen se asigna a las diferentes intensidades mostradas en d. (d) La misma mamografía que en una aplicación automática posterior de MMIW.<sup>10</sup>

### 3.2.3. Ecuación de histograma adaptativo con contraste limitado (CLAHE)

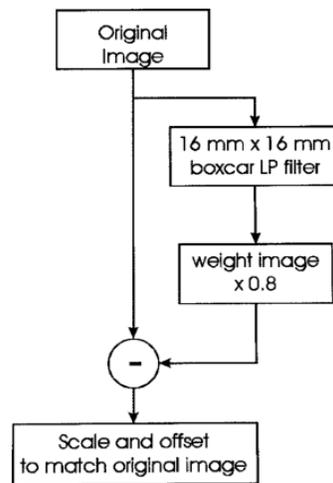
La CLAHE es una ecuación de histograma adaptativa que maximiza y mejora el contraste en una imagen mejorando de forma adaptativa el contraste de cada píxel en relación con su vecindario local. Para que la ecuación adaptativa del histograma mejore el contraste local, los histogramas se calculan para pequeñas áreas regionales de píxeles, produciendo histogramas locales. CLAHE limita el ajuste de contraste máximo que se puede hacer a cualquier histograma local, Figura 11.<sup>10</sup>



**Figura 11.** Gráfico que muestra cómo CLAHE redistribuye las intensidades asignadas de los píxeles en una imagen.<sup>10</sup>

### 3.2.3.1. Enmascaramiento de enfoque

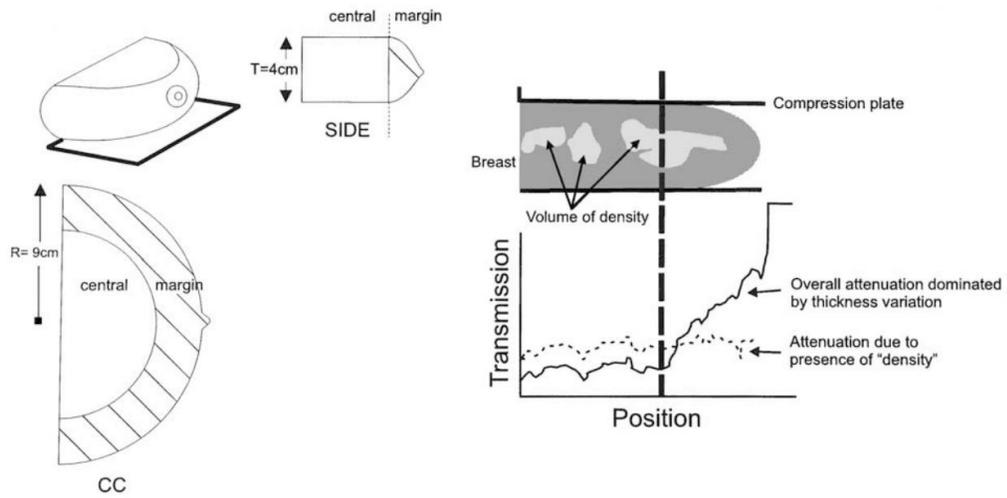
El enmascaramiento de enfoque crea una versión filtrada de paso bajo de la imagen original y los valores de la imagen que resultan se multiplican por un factor de ponderación que se restan de la imagen original, Figura 12. La imagen obtenida conserva parte de los detalles de la imagen original, pero las estructuras grandes se presentan con menos contraste, esto reduce el rango dinámico requerido para mostrar la imagen.<sup>10</sup>



**Figura 12.** Proceso de enmascaramiento de enfoque, donde una imagen filtrada de paso bajo se sustrae de la imagen original. Para la coherencia en la visualización los datos se re escalan y se agrega un desplazamiento cuando es necesario.<sup>8</sup>

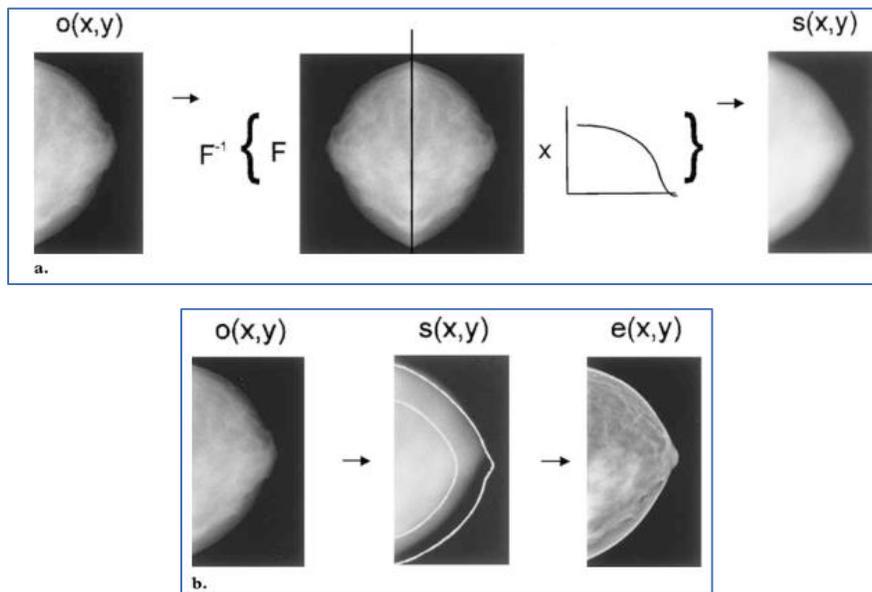
### 3.2.3.2. Ecuación Periférica

Debido a las variaciones del grosor del tejido mamario bajo compresión, los bordes exteriores del seno, que son más delgados que el interior, regularmente están sobre penetrados por rayos X durante la adquisición de la imagen. Un sistema de adquisición digital debe tener un rango dinámico adecuado para registrar la información con exactitud, la latitud limitada de la película láser que requiere un compromiso en la visualización de la imagen. Si el parénquima central se presenta con alto contraste, entonces el tejido periférico aparecerá muy negro en la película y puede ser difícil de distinguir visiblemente del fondo de la película negra, en la Figura 13, se muestran los esquemas del seno comprimido de dos regiones: una región central de grosor aproximadamente uniforme y un margen donde el grosor varía. En el margen, la variación en la fluencia de rayos X transmitida ocurre debido a cambios tanto en el grosor de los senos como en la composición. CC = cráneo-caudal, R = radio, T = espesor.<sup>10</sup>

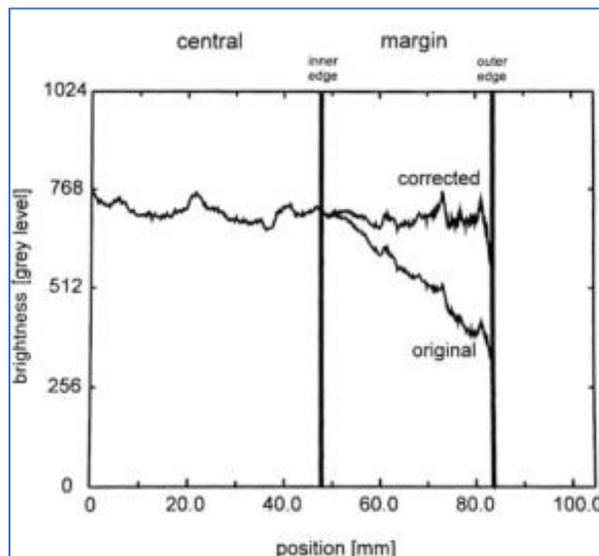


**Figura 13.** Efecto del grosor variado del tejido mamario comprimido.<sup>10</sup>

La ecualización periférica mejora la observación del tejido que está ubicado cerca de la periferia del seno. En la ecualización periférica se aplica un filtro espacial con paso bajo a la imagen para crear una "máscara" borrosa, la cual representa las variaciones más gruesas en la señal, relacionadas con las variaciones en el grosor del seno. La máscara se escala de 0 a 1, y la mamografía se divide por medias de los valores de la máscara de píxel por píxel, Figura 14a, 14b, 15.<sup>10</sup>



**Figura 14.** Ecuación periférica. (a) Representación suavizada de la imagen,  $s(x, y)$ , operación de filtrado de paso bajo. (b) Descripción general de la técnica de procesamiento de ecualización de espesor. En cada punto del margen, la imagen suavizada se usa para determinar un factor de corrección.<sup>10</sup>



**Figura 15.** Perfil de brillo en función de la posición. Las líneas verticales identifican el margen. Observe la reducción en el rango de niveles en los datos corregidos como resultado del ajuste en el margen.<sup>10</sup>

### **3.3. Elementos de calidad de imagen FFDM**

El procesamiento de imágenes digitales por medio de algoritmos de reconstrucción modifica los elementos de la calidad de imagen. En FFDM el objetivo principal es obtener una buena calidad de imagen y diagnosticar la patología de la paciente con alta probabilidad de éxito. Los elementos principales que engloban para tener una buena calidad de imagen son: Resolución Espacial, Contraste y ruido (razón contraste ruido (CNR) y Razón Señal Ruido (SNR), artefactos).<sup>12</sup>

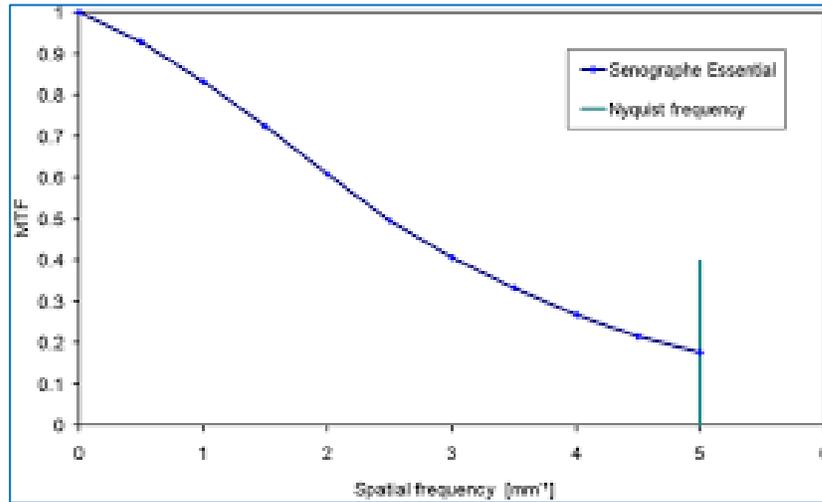
#### **3.3.1. Resolución espacial**

La resolución espacial es capacidad para observar y definir estructuras pequeñas o bordes de las estructuras. En mastografía se requiere una resolución espacial de alta para visualizar microcalcificaciones. La resolución espacial es función del tamaño del punto focal efectivo, distancia foco-objeto (DFO), distancia objeto-imagen (DOI), Distancia foco imagen (DFI), tamaño de los píxeles, Función de transferencia de modulación y otros parámetros.<sup>13,14</sup> La resolución espacial depende del tamaño de píxel, expresado en pares de líneas/mm (pl/mm) y se obtiene de la siguiente relación:

$$f = \frac{1}{2d} \quad (17)$$

Donde  $d$  es el tamaño del objeto y  $f$  es la frecuencia espacial en pares de líneas por unidad de longitud. La frecuencia de muestreo espacial es determinada por el tamaño de matriz y la resolución del sistema se determina con el tamaño de píxel.<sup>13,14</sup> La frecuencia Nyquist (FN) describe la resolución máxima posible en un sistema de imágenes digital.<sup>7</sup> Los factores que afectan la resolución del sistema están determinados por las características del detector digital (tamaño de píxel, función de transferencia de modulación (MTF)), geometría del haz y movimientos del paciente.<sup>7</sup> EL MTF en la resolución del sistema es la habilidad de un sistema

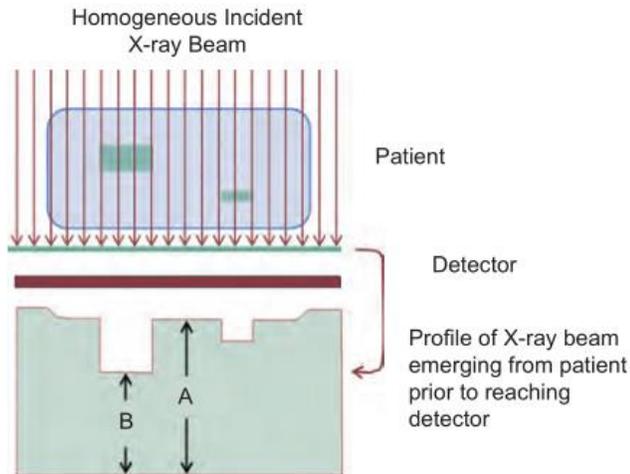
de imagen para mostrar fielmente la modulación de la señal (contraste del objeto), Figura 16. Los sistemas de mastografía dependen de la tecnología de los detectores usados como receptores de imagen.<sup>14</sup>



**Figura 16.** Función de transferencia de modulación.<sup>25</sup>

### 3.3.2. Contraste

El contraste permite distinguir estructuras anatómicas que corresponden a diferentes densidades físicas de las estructuras anatómicas observadas en imagen. El contraste está en función de los coeficientes de atenuación, Figura 17.<sup>7</sup>



**Figura 17.** Esquema de definición de contraste.<sup>7</sup>

Cuando un haz de rayos X incide en un paciente se modula mediante procesos de atenuación en el paciente, lo que resulta en un patrón heterogéneo de rayos X que pasa a través del paciente y luego inciden sobre el detector de rayos x.<sup>15</sup> El contraste del sujeto se define como las diferencias en la fluencia del haz de rayos X a través del paciente que incide sobre el detector, ecuaciones 18 y 19.<sup>15</sup>

$$I_B = I_0 e^{-my} \quad (18)$$

$$I_A = I_0 e^{-m(y+x)} \quad (19)$$

Donde  $I_0$  es la intensidad del haz de rayos X en la entrada y  $I_A$  e  $I_B$  son las atenuaciones del haz en sus diferentes trayectos (trayectorias  $x$ ,  $y$ ).<sup>14</sup> Por lo cual el contraste expresado en términos de los coeficientes de atenuación viene dado como:

$$\text{Contraste} = \frac{I_B - I_A}{I_B} = 1 - e^{-\mu x} \quad (20)$$

Las imágenes de radiografía analógica se medía el contraste por medio de la densidad óptica en la radiografía impresa y se realizada con un densitómetro, en los sistemas digitales se realizan directamente en la pantalla por medio de un ROI.<sup>12</sup> En FFDM el contraste se mide con el maniquí de acreditación ACR, que contiene un disco de polimetilmetacrilato (PMMA) que sirve como una diferencia en la atenuación del haz de rayos X. Los valores relativos del contraste de la imagen del disco (C) se obtienen de la diferencia entre la intensidad promedio del disco (disco I) y la intensidad de fondo promedio circundante (fondo I), y se normalizaron por la intensidad de fondo promedio,<sup>12</sup> de modo que

$$C = \frac{I_{fondo} - I_{disco}}{I_{fondo}} \quad (21)$$

El valor de C en la ecuación siempre da un valor positivo, ya que la intensidad en la región de fondo es mayor que la del disco. La región de interés ROI se usa para determinar las intensidades de señal promedio en las regiones de fondo y en el disco. El ROI se ubica en el centro del disco para determinar el valor del disco I, y 5 mm por debajo del disco para determinar el fondo I.<sup>12,14</sup> En el área de fondo con una exposición uniforme, el valor de la intensidad media es  $I_{fondo}$ , y la desviación estándar medida es  $\sigma$ .<sup>11</sup> El nivel de ruido relativo, N, viene dado por:

$$N = \frac{\sigma}{I_{fondo}} \quad (22)$$

La *relación de contraste a ruido (CNR)* se obtiene a partir de la relación de contraste medido y el ruido correspondiente. El CNR es dado como:

$$CNR = \frac{I_{fondo} - I_{disco}}{\sigma} \quad (23)$$

El CNR es la relación del contraste de la imagen con las fluctuaciones aleatorias sobre el valor de intensidad de fondo medido usando la misma escala. La ecuación del CNR es

independiente del diámetro del disco de la lesión y no predice el rendimiento de la imagen para la "detección" de este tipo de disco en un fondo uniforme.<sup>12,14</sup>

### 3.3.3. Ruido

El ruido en la imagen son las variaciones aleatorias de las intensidades en las imágenes digital que afectan la visibilidad de las estructuras. El ruido en la imagen es debido a los fotones los cuales surgen de la interacción de los rayos X con la materia, y también se debe al ruido electrónico por los detectores de los sistemas.<sup>13</sup> La *razón señal ruido (SNR)* es un indicador de la visibilidad de una estructura en una imagen que relaciona el contraste, detalle y ruido, para FFDM la SNR está dado por la siguiente relación:

$$SNR = \frac{I_{fondo-DCcomp.}}{\sigma} \quad (24)$$

Donde DC es una compensación agregada a la señal del detector.<sup>14</sup>

#### 3.3.3.1. Espectro de potencia del ruido (NPS)

El NPS es denotado como espectro de Weiner que es una medición del ruido en función de la frecuencia y se determina al medir la variación de la señal en una imagen uniforme, repitiendo las mediciones y tomando el promedio de la transformada de Fourier, tomando el cuadrado de la transformada de Fourier de cada frecuencia,<sup>12</sup> expresada de la forma siguiente:

Para un NPS 2D digital se calcula con la siguiente formula:

$$NPS = \lim_{N_x N_y \rightarrow \infty} \lim_{M \rightarrow \infty} \frac{1}{M} N_x \Delta x N_y \Delta y \sum_{m=1}^M [FT(f)]^2 \quad (25)$$

Donde  $N_x$  y  $N_y$  son el tamaño del registro de direcciones x e y,  $\Delta x$  y  $\Delta y$  son los diferentes tamaños de los pixeles x e y, con M el número de registros utilizados en el promedio del conjunto y FT denota la operación de la Transformada de Fourier.<sup>13</sup>

### 3.3.3.2. Eficiencia de Detección cuántica (DQE)

El DQE es la medida de la combinación del ruido y contraste, expresada en el desempeño de un sistema de imagen como una función del detalle del objeto.<sup>13</sup> Los detectores en mastografía digital con alta DQE son más eficientes y requieren de menos dosis para una adecuada SNR, el DQE se expresa conforme a la siguiente ecuación:

$$DQE = \frac{(SNR_{salida})^2}{(SNR_{entrada})^2} \quad (26)$$

La velocidad relativa en un detector indica la respuesta promedio a una señal de entrada estándar.<sup>13</sup> El DQE es usado para caracterizar el desempeño de un sistema de imagen y se calcula de mediciones experimentales de la MFT y la NPS una función de la frecuencia espacial:

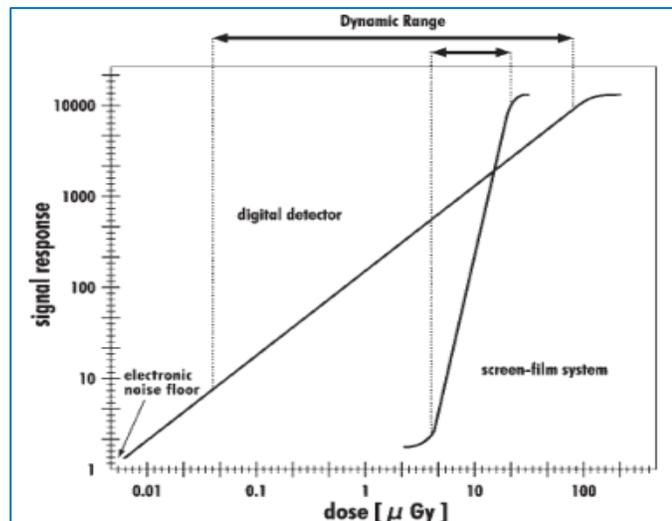
$$DQE(f) = \frac{k[MTF(f)]^2}{q NPS(f)} \quad (27)$$

Donde:

- k es un factor de conversión del valor del píxel a la exposición.
- q es el cuadrado de la SNR del espectro de energía del haz de rayos x.
- MFT altos genera una imagen más nítida con un detalle superior del contraste.
- DQE alto logra una imagen de calidad mayor con una menor dosis.

### 3.3.3.3. Rango dinámico

Para los detectores digitales, el rango dinámico es el rango de exposición a los rayos X sobre el cual se puede obtener una imagen significativa. Los detectores digitales tienen un rango dinámico más amplio y lineal, que, en la práctica clínica, prácticamente elimina el riesgo de una exposición fallida, Figura 18. Otro efecto positivo de un amplio rango dinámico es que las diferencias entre las absorciones específicas de pueden mostrarse en una imagen sin la necesidad de imágenes adicionales. Por otro lado, debido a que la función del detector mejora a medida que aumenta la exposición a la radiación, se debe tener especial cuidado de no sobreexponer al paciente aplicando más radiación de la necesaria para obtener una imagen diagnóstica suficiente.<sup>8</sup>



**Figura 18.** Gráfica del rango dinámico de combinaciones de pantalla-película y detectores digitales.<sup>8</sup>

### 3.4. Dosis Glandular media (Dg)

La DgN define la dosis media absorbida en el tejido glandular mamario, y en dosimétrica se usa para caracterizar el riesgo carcinogénico por radiación. Estimar las dosis recibidas por

estudios es parte de un programa de control de calidad. La dosis glandular promedio,  $D_g$ , se calcula a partir de la ecuación:

$$D_g = D_{gN} * X_{esak} \quad (28)$$

Donde  $X_{esak}$  es el kerma de aire de la piel de entrada en mGy, y  $D_{gN}$  es el kerma en aire con el factor de conversión de dosis glandular media con unidades de dosis de mGy/mGy de aire incidente. El cálculo de dosis glandular media se realiza usando una cámara de ionización de aire para medir el kerma de aire para un kV, mAs y calidad de haz específicos.<sup>15</sup>

Los factores de conversión de dosis dependen de la capa hemirreductora CHR, el espesor de la mama y de otros factores en como filtro, material del ánodo, tipo de tejido de la mama y valor de kVp. Estos factores se encuentran tabulados por la ACR, como se muestran en la Tabla 1.<sup>3,7,15</sup>

**Tabla 1.** Dosis media glandular (en mGy) para una exposición de 1R (Blanco W/Filtro AL).<sup>7</sup>

CHR	kVp											BLANCO-FILTRO W/AI
	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	
0.23	116											
0.24	121	124										
0.25	126	129	122									
0.26	130	133	135	138								
0.27	135	138	140	142	143							
0.28	140	142	144	146	147	149						
0.29	144	146	148	150	151	153	154					
0.30	149	151	153	155	156	157	158	159				170
0.31	154	156	157	159	160	161	162	163	164			175
0.32	158	160	162	163	164	166	167	168	168	170	171	180
0.33	163	165	166	168	169	170	171	173	173	174	175	185
0.34	168	170	171	172	173	174	175	176	177	178	179	190
0.35		174	175	176	177	178	179	180	181	182	183	194
0.36			179	181	182	183	184	185	185	186	187	199
0.37				185	186	187	188	189	190	191	191	204
0.38					190	191	192	193	194	195	195	208
0.39						196	197	198	198	199	200	213
0.40							201	202	203	204	204	217
0.41								206	207	208	208	221
0.42									211	212	212	225
0.43										215	216	230
0.44											220	234
0.45												238

El factor de conversión  $D_{gN}$  determina por métodos de simulación Monte Carlo y depende de la calidad de la radiación (kV, CHR), el blanco del tubo de rayos X, el filtro, el grosor del seno y la composición del tejido.<sup>7</sup>

Para equipos como Selenia Dimensions tenemos combinaciones de blanco/filtro de W/Rh y W/Ag. En las Tablas 2 y 3 mostramos los  $D_{gN}$  para arreglos W/Rh y W/Ag:

**Tabla 2.** Dosis glandular (en mGy) para exposición de entrada de 1 roentgen. Combinación de filtro y blanco W/Rh con seno de 4.5 cm 50/50.<sup>7,15</sup>

HVL	X-ray Tube Voltage (kVp)											
	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33
0.300	152	157	163	166	170	173	175	177	179	182	184	187
0.325	163	169	174	177	181	183	186	188	190	192	195	197
0.350	175	180	185	188	191	194	196	198	200	202	205	207
0.375	186	191	196	199	202	205	207	209	211	213	215	218
0.400	198	203	207	210	213	215	217	219	221	223	226	228
0.425	209	214	218	221	224	226	228	230	232	234	236	238
0.450	221	226	230	232	235	237	238	240	242	244	246	248
0.475	233	237	241	243	245	247	249	251	253	254	256	258
0.500	244	248	252	254	256	258	260	261	263	265	267	269
0.525	256	260	263	265	267	269	270	272	273	275	277	279
0.550	267	271	274	276	278	279	281	282	284	285	287	289
0.575	279	282	285	287	288	290	291	292	294	296	297	299
0.600	290	293	296	297	299	300	301	303	304	306	308	310
0.625	301	304	306	308	309	310	312	313	315	316	318	320
0.650	312	314	317	318	320	321	322	323	325	326	328	330
0.675	322	325	327	328	330	331	332	333	335	336	338	340
0.700	333	335	337	339	340	341	342	343	345	346	348	350
0.725	342	345	347	348	349	351	352	353	354	356	358	360
0.750	352	355	357	358	359	360	361	363	364	366	368	369
0.775	361	365	367	368	369	370	371	372	374	375	377	379
0.800	369	374	376	377	378	379	380	382	383	385	387	389

**Tabla 3.** Dosis glandular (en mGy) para exposición de entrada de 1 roentgen. Combinación de filtro y blanco W/Ag con seno de 4.5 cm 50/50.<sup>7,15</sup>

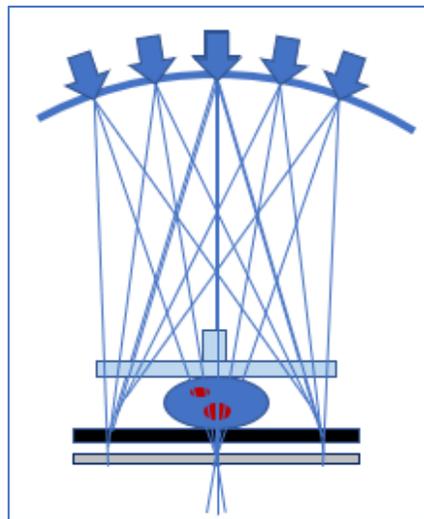
HVL	X-ray Tube Voltage (kVp)												
	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39
0.400	222	226	229	231	234	236	239	241	244	246	248	250	252
0.425	233	236	239	242	244	246	248	251	253	256	258	260	262
0.450	244	247	249	252	254	256	258	260	263	265	267	269	271
0.475	254	257	260	262	264	266	268	270	273	275	277	279	281
0.500	265	267	270	272	274	276	278	280	282	284	286	288	290
0.525	275	278	280	282	284	286	288	290	292	294	296	298	300
0.550	286	288	290	292	294	296	298	299	301	303	305	307	309
0.575	296	298	300	302	304	305	307	309	311	313	315	317	318
0.600	306	308	310	312	313	315	317	319	320	322	324	326	328
0.625	316	318	320	322	323	325	326	328	330	332	333	335	337
0.650	326	328	330	331	333	334	336	338	339	341	343	344	346
0.675	336	338	339	341	342	344	345	347	349	350	352	354	355
0.700	346	348	349	350	352	353	355	356	358	359	361	363	364
0.725	356	357	358	360	361	362	364	365	367	368	370	372	373
0.750	365	367	368	369	370	372	373	375	376	378	379	381	382
0.775	374	376	377	378	379	381	382	383	385	386	388	390	391
0.800	384	385	386	387	388	390	391	392	394	395	397	398	400
0.825	393	394	395	396	397	399	400	401	403	404	406	407	408
0.850	402	403	404	405	406	407	409	410	411	413	414	416	417
0.875	410	411	412	413	415	416	417	418	420	421	423	424	425
0.900	419	420	421	422	423	424	425	427	428	429	431	432	434

### 3.5. Tomosíntesis digital de mama (DBT)

Los principales problemas en imágenes de mastografía digital es la superposición de estructuras anatómicas, impidiendo la visualización correcta de la mama. Las nuevas tecnologías se han basado en reducir la superposición de las estructuras anatómicas y tumorales, mejorando así la calidad de imagen mamográfica. El modelo para mejorar la calidad de imagen es adquirir múltiples imágenes de bajas dosis en varias posiciones angulares, y a medida que el tubo de rayos X se mueve en un arco alrededor de la mama, la imagen proyecta el volumen de la mama en diferentes proyecciones variando la distancia de las estructuras y el detector. Hoy en día las innovaciones en la radiología digital permiten adquirir una imagen en menos de 10s aproximadamente, procesándolas con algoritmos de reconstrucción específicos para cada plano enfocado a cada profundidad de seno y ángulo de rotación del tubo. Las imágenes de bajas dosis obtenidas y representadas por profundidades

dentro del volumen con los planos enfocados en la mama ayudan a mejorar la detección de patologías reducir la superposición de las estructuras anatómicas.<sup>7</sup>

El sistema DBT contiene arreglos electrónicos de TFT de lectura rápida en sus detectores digitales, con adquisición de imágenes secuenciales de proyecciones angulares que van de los 7.5° a 50 ° con tiempos cortos. La cantidad de imágenes obtenidas varían dependiendo la marca del equipo (Lorad Selenia, General Electric (GE), Siemens, etc.) y el proceso de adquisición angular. Se calcula que se adquieren 15 imágenes por proyección de mama comprimida, una por cada grado angular, con un tiempo de 270 ms por imagen. Los sistemas de mastografía usan de blanco el W (tungsteno) por su producción de rayos X de alta energía y su punto de fusión alto (4000° C), el haz de rayos X producido es filtrado (filtro de Aluminio de 7.5 mm), con energías de 32 a 38 kV, sin rejilla anti dispersora (el uso de la rejilla genera borrosidad y artefactos en la imagen por las diferentes proyecciones angulares y la dispersión de la radiación).<sup>7</sup> El proceso de adquisición de imágenes se muestra en la Figura 19.



**Figura 19.** Proceso de adquisición de imágenes por DBT.

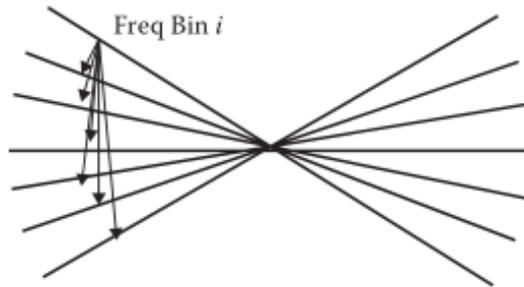
La dosis total en tomosíntesis es aproximadamente de 2 mGy en un maniquí acreditado por la FDA, recordando que las dosis varían dependiendo el espesor de la mama. Las imágenes obtenidas de la mama son cortes estimados de 1 mm dependiendo de la ubicación del corte, el algoritmo de reconstrucción y la cantidad de imágenes.<sup>7</sup>

### **3.6. Reconstrucción de Imagen DBT**

#### **3.6.1. Retroproyección filtrada**

El algoritmo más comúnmente conocido para la reconstrucción de la tomosíntesis es la retroproyección filtrada (FBP) que normalmente se utiliza en la tomografía computarizada (TC), de la misma manera que en la TC, la elección de los filtros aplicados a los datos de proyección antes de realizar la retroproyección puede afectar drásticamente la calidad de la reconstrucción. Una teoría general para FBP aplicada a DBT con movimiento lineal (o de arco) de tubo de rayos X, introduce un filtro de espesor de corte que amortigua el impacto del incompleto muestreo del espacio de frecuencia debido al rango angular limitado utilizado en la tomosíntesis, controlando así el impacto de los artefactos fuera del plano en la calidad de la imagen. Derivando, validando y utilizando un modelo de sistema lineal en cascada tridimensional (3D) para DBT, se determinó que el uso de este filtro de grosor de corte reduce el *aliasing* y mejora 3D DQE.<sup>16</sup>

Otro filtro usado en los algoritmos FBP, son los filtros de rampa están diseñados en función de la densidad de muestreo de frecuencia, este puede calcularse con el inverso de la distancia más corta desde un punto muestreado en el espacio de Fourier a los puntos muestreados desde otra vista.<sup>17</sup>



**Figura 20.** Esquema para el cálculo de la densidad de muestreo en el dominio de frecuencia espacial.<sup>16</sup>

La Figura 20 muestra un concepto de filtro de rampa diseñado en base a la densidad de muestreo, el algoritmo FBP que usa filtros de rampa implica el seguimiento de los siguientes pasos.<sup>16</sup> para el procesamiento de la imagen se aplica:

- Transformada de Fourier para mapear las imágenes de proyección originales en espacio de frecuencia.
- Multiplicar los filtros de rampa de densidad de muestreo inverso con la Transformada de Fourier de las imágenes de proyección.
- Aplicar otros filtros para reducir el ruido de alta frecuencia.
- Transforma Fourier inversa de las imágenes de proyección filtradas.
- Volver a proyectar la proyección filtrada en el dominio espacial para la reconstrucción.
- Procesamiento posterior a la imagen

### 3.6.2. Algoritmos de reconstrucción iterativa

La retroproyección filtrada fue el método principal para reconstruir imágenes durante muchas décadas; sin embargo, los avances en el diseño de algoritmos junto con el rápido hardware de la computadora han llevado al uso de algoritmos de reconstrucción iterativos clínicamente útiles para imágenes de DBT. La reconstrucción iterativa es numéricamente intensiva y se ha

utilizado clínicamente para conjuntos de datos más pequeños, como en aplicaciones de medicina nuclear, como la tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT) durante muchos años.<sup>17</sup>

Un método de reconstrucción iterativa con la velocidad de FBP, estima la respuesta al impulso de la reconstrucción SIRT en DBT y se usa para desarrollar un filtro en el dominio de la frecuencia que podría combinarse con los otros filtros utilizados para preprocesar las proyecciones adquiridas antes de la retroproyección en FBP.<sup>16</sup> Este filtro se encontró que dependía débilmente del ángulo de proyección, podía ajustarse a un polinomio de cuarto orden, proporcionando una función suave. Mientras que las imágenes FBP presentan una reducción del contraste de baja frecuencia, las imágenes con este filtro basado en iteraciones tienen una sensación general más similar a las mamografías estándar.<sup>16</sup>

### **3.6.3. Método iterativo de maximización de la expectativa de máxima probabilidad (MLEM)**

El método iterativo de MLEM demuestra ser efectivo en la reconstrucción de la información tridimensional de los senos. La función de probabilidad  $L$  para de obtener el valor de proyección en el examen, es el objetivo que debe maximizarse durante las iteraciones. El espacio del objeto tridimensional se expresa como modelo de coeficiente de atenuación tridimensional  $\mu$ .<sup>17</sup> La probabilidad de obtener las proyecciones  $Y$  en el experimento se expresan como:

$$L = P(Y | \mu) \quad (29)$$

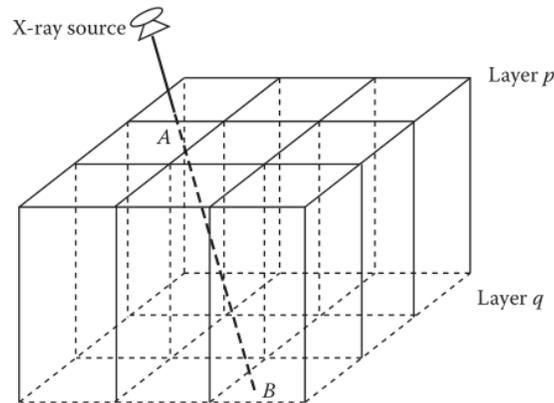
En base a la distribución de Poisson, donde  $Y_i$  es la cantidad de fotones de rayos  $X$  en el píxel de proyección  $i$  en la imagen,  $\lambda$  es el valor medio de la distribución, que representa el número de fotones basado en el modelo de atenuación  $\mu$ .<sup>16</sup> La probabilidad conjunta de todos los píxeles involucrados se puede expresar como:

$$L = \prod_i \left\{ \frac{e^{-\lambda} \cdot \lambda^{Y_i}}{\lambda!} \right\}, \quad \lambda = D_i \cdot e^{-\langle l, \mu \rangle_i}, \quad \langle l, \mu \rangle_i = \sum_j l_{i,j} \cdot \mu_j \quad (30)$$

Donde:

- $j$  es el voxel individual en el modelo  $\mu$  de atenuación 3-D.
- $\langle L, \mu \rangle_i$  representa la atenuación total a lo largo del rayo de proyección al píxel  $i$ .
- $l_{i,j}$  es la intersección de la línea de proyección  $i$  que pasa por el voxel individual  $j$ .
- $D_i$  es el número de fotones de rayos X incidentes antes de la atenuación en el píxel  $i$ , o el número de fotones incidentes en las imágenes de "superficie plana".

Cuando una línea de proyección de rayos X pasa a través del modelo de atenuación tridimensional, se generan dos puntos de intersección A y B en dos capas vecinas de  $p$  y  $q$ , Figura 21. Para calcular la atenuación total a lo largo de una línea de proyección individual, se debe calcular la intersección  $l_{i,j}$  entre el haz de proyección  $i$  y cada voxel  $j$ .<sup>17</sup>



**Figura 21.** Esquema de entrada de los rayos a lo largo del modelo de atenuación 3-D.<sup>16</sup>

### 3.6.4. Reconstrucción 2D (C-VIEW)

La empresa Hologic recibió la aprobación de la FDA (Administración de Medicamentos y Alimentos) en 2013 para su módulo de software C-VIEW, que se utiliza para generar una imagen 2D sintetizada (C-VIEW) a partir de los datos DBT adquiridos. C-VIEW es una proyección de intensidad máxima (MIP) de reconstrucciones ponderadas en frecuencia creadas al contraer el conjunto de imágenes de tomosíntesis en una sola imagen 2D. Esta disposición ha permitido a las clínicas considerar la eliminación de la adquisición de 2D FFDM separada, reduciendo así la dosis glandular promedio de los exámenes 2D + 3D en aproximadamente un 45%. Las características operativas del receptor han indicado además que C-VIEW proporciona un rendimiento clínico comparable al de la FFDM.<sup>19</sup>

El aspecto de reducción de dosis potencial de C-VIEW es ventajoso, pero se debe tener precaución al determinar el alcance de su utilidad clínica. El procesamiento MIP de C-VIEW ofrece una visualización ventajosa de objetos grandes de alto contraste. Sin embargo, este beneficio disminuye para (todos) los objetos de bajo contraste. Aunque las especificaciones físicas de C-VIEW no coinciden con FFDM, solo un ensayo clínico de estudios de imágenes puede determinar si la tomosíntesis más C-VIEW es equivalente a la tomosíntesis más FFDM o FFDM solo.<sup>19</sup>

### 3.7. Dosis glandular media en DBT

En la tomosíntesis tenemos que considerar las variaciones en la dosimetría debido a la geometría de cada proyección que se adquiere. Considerando el cambio en la rotación del tubo de rayos X y en algunos casos es acompañado con el giro del detector, se implementó una nueva terminología para el cálculo de la  $D_gN$  en tomosíntesis, la dosis glandular relativa (RGD).<sup>20</sup> El RGD es el cambio de la dosis glandular media en función de la adquisición de proyección entre grado cero y una adquisición de proyección en ángulo diferente de cero, con el mismo blanco, filtro, voltaje de tubo, corriente de tubo y tiempo de exposición, donde:

$$RGD_{\alpha} = \frac{D_g N_{(\alpha)}}{D_g N_{(0)}} \quad (31)$$

**RGD** es función del ángulo de proyección y dimensiones del seno, siendo independiente del espectro de rayos x y fracción glandular del seno. Considerando el cálculo de **D<sub>g</sub>N** en tomosíntesis, usamos los valores de **RGN** considerando el producto de voltaje y tiempo de adquisición por imagen constantes, de tal forma que tenemos:

$$D_g N_{Tomoo} = D_g N_{Masto} \left( \frac{\sum_{\alpha=\alpha_{MIN}}^{\alpha_{MAX}} RGN_{(\alpha)}}{N_{(\alpha)}} \right) \quad (32)$$

**D<sub>α</sub>N<sub>Tomoo</sub>** es la dosis glandular que se normaliza para una adquisición de tomosíntesis completa en función de la **D<sub>α</sub>N<sub>Masto</sub>** que es la dosis glandular normalizada en mastografía y **RGN<sub>(α)</sub>** la dosis glandular relativa por ángulo de proyección.<sup>20</sup>

En casos de sistemas con números de proyecciones fijo en posiciones angulares determinados por los fabricantes, se puede reescribir la ecuación de la siguiente forma.<sup>19</sup>

$$D_g N_{Tomoo} = D_g N_{Masto} \times \overline{RGN} \quad (33)$$

Donde  $\overline{RGN}$  es el valor medio del **RGD** en el total de proyecciones adquiridas en el **DBT**.

Podemos considerar sistemas sofisticados donde el producto del tiempo de exposición varía entre cada proyección, por tanto:

$$D_g N_{Tomoo} = D_g N_{Masto} \left( \frac{\sum_{\alpha=\alpha_{MIN}}^{\alpha_{MAX}} \frac{mAs_{\alpha}}{mAs_0} RGN_{(\alpha)}}{N_{(\alpha)}} \right) \quad (34)$$

Donde los  $\mathbf{mAs}_\alpha$  son el producto del tiempo por los mA utilizados, que consideran el tiempo de exposición del tubo en el ángulo de proyección  $\alpha$  y  $\mathbf{mAs}_0$  es el tiempo de exposición del tubo en el ángulo de proyección  $0^\circ$ .<sup>20</sup>

## **4. METODOLOGÍA**

Para la determinación de la dosis glandular media en DBT, se usó la metodología del ACR (American College of Radiology) y de la AAPM (American Association of Physicists in Medicine) del Report of AAPM Tomosynthesis Subcommittee Task Group 223.<sup>19</sup> Se siguió el mismo procedimiento que se usa para determinar  $D_g$  en FFDM para la obtención de datos en DBT considerando la combinación ánodo/blanco W/AI. Así la dosis glandular media  $D_{gN_{Mamo}}$  y  $D_{gN_{Tomo}}$  se determinó a partir de la dosis glandular medio  $D_g$ , usando el dosímetro PTW Nomex, el maniquí del ACR y el sistema de mamografía Lorad-Selenia Dimensions.<sup>17,20</sup>

### **4.1. Materiales**

El equipamiento usado es:

- Sistema de mamografía digital Lorad-Selenia Dimensions con modalidad FFDM y DBT (Hospital Juárez).
- Estación de trabajo, cuarto azul de interpretación diagnóstica de Mastografía Digital (Hospital Juárez).
- Maniqués de acreditación de la ACR para evaluar calidad de imagen (UAM-X).
- Dosímetro PTW modelo Nomex calibrado con trazabilidad al NIST con accesorios para determinar Dosis Glandular Media (UAM-X).
- Paquete estadístico IBM SSPS.

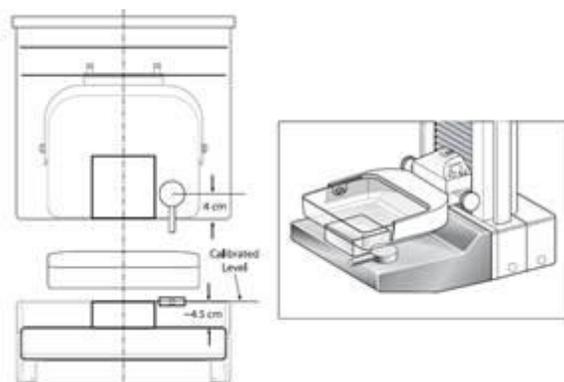
### **4.2. Control de calidad FFDM y DBT**

Se realizó el servicio de control de calidad del equipo de Mastografía Digital Directa Hologic Selenia Dimensions para el diagnóstico médico en cumplimiento de las normas oficiales

mexicanas NOM-229-SSA1, NOM-041-SSA2-2011 y siguiendo las recomendaciones de la AAPM y ACR, junto con las especificaciones del fabricante.

### **Determinación de la dosis glandular media en FFDM**

La determinación de la dosis glandular media se hizo con el protocolo del ACR, recomendada por el fabricante del equipo Lorad-Selenia Dimensions. Las exposiciones en el equipo Lorad-Selenia Dimensions se hicieron siguiendo el manual de operación y con la ayuda del personal técnico, el arreglo experimental se realizó conforme a los protocolos del ACR, usando el dosímetro PTW y el maniquí del ACR.



**Figura 22.** Arreglo dosimétrico para cálculo de dosis glandular.

Se verifica el CAE (control automático de exposición), para esta prueba se revisa que la desviación del píxel seleccionado en pantalla con respecto a la medida este entre los límites de <10% de la variación del espesor de mama que comprende de 2 a 8 cm, recordando que el promedio de una mama para la dosis glandular media está establecido de 4.5 cm según la ACR y AAPM.

Para la evaluación de artefactos en la imagen se realizaron varias pruebas de exposición con el maniquí de 4.5 cm de espesor de acrílico, variando la dimensión de la paleta de compresión de mama (24x29 W/Rh, 24x29 W/Ag, 18x24 W/Rh, 18x24 W/Ag), verificando que no se encuentre ningún artefacto o anomalía en la imagen.

## Pruebas Múltiples

- a) Capa Hemirreductora CHR: para equipos de mastografía digital debe estar en 0.5 mmAl, se verifico realizando 7 exposiciones colocando la filtración indicada en la siguiente tabla 4 y apuntando el valor medido en cada una de ellas (mR).

**Tabla 4:** Valores de filtración para cálculo de CHR.

$E_0 = (E_{0a} + E_{0b}) / 2$	No aluminum filtration, $E_{0a}$
$E_{1/2} = E_0 / 2$	0.2 mm of added aluminum, $E_{0.2}$
Exposure greater than $E_{1/2}$ : $E_a$	0.3 mm of added aluminum, $E_{0.3}$
Al thickness at $E_a$ : $t_a$	0.4 mm of added aluminum, $E_{0.4}$
Exposure less than $E_{1/2}$ : $E_b$	0.5 mm of added aluminum, $E_{0.5}$
Al thickness at $E_b$ : $t_b$	0.6 mm of added aluminum, $E_{0.6}$
Calculated HVL (mm Al)	No aluminum filtration, $E_{0b}$

Se calculó la capa hemirreductora de acuerdo con la siguiente ecuación, proporcionada por el fabricante.

$$HVL = \frac{t_b \ln[2E_a/E_0] - t_a \ln[2E_b/E_0]}{\ln[E_a/E_b]} \quad (35)$$

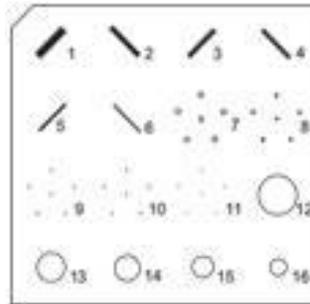
- b) Se verificó la resolución del sistema que este >7 pl/mm para equipo de mastografía digital.
- c) La compresión de la mama en modo manual y automática se verificó estuviera en 11 a 21 kg (20 N).

- d) La intensidad del campo de luz mayor a 160 luxes, esta prueba se midió con un luxómetro en los cuatro cuadrantes del campo de luz en el equipo de mastografía.

### Calidad de imagen

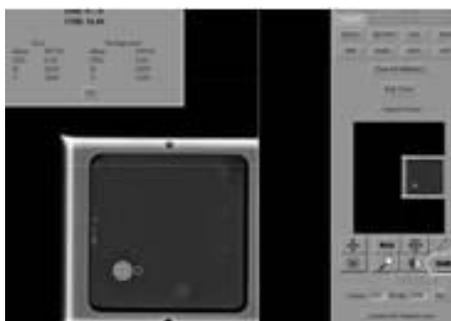
Para esta prueba se usó el Maniquí de acreditación ACR, se comprimo a 4.5 cm y se colocó el disco de acrílico sobre la paleta de compresión dentro del área del maniquí (evitando superponerla en alguna fibra, grupo o masa), se seleccionó una vista de Maniquí (phantom) y se usando la técnica clínica que tienen establecida en el hospital. Posteriormente se verificó el uso del CAE y el control de densidades, al realizar la exposición se registraron el número de fibras, masas y grupos observados.

Nota: Las 5 fibras más gruesas deben ser visibles, 4 grupos y 4 masas también deben ser visibles. Si se registran 4.5 fibras o 3.5 masas entonces se revisa el valor de SNR y la resolución del sistema, si los dos están dentro del criterio recomendado entonces 4.5 fibras, 4.0 grupos y 3.5 masas es aceptable.



**Figura 23.** Imagen del maniquí de mastografía por la ACR.

Para determinar el valor de SNR (>40) y CNR, durante la prueba de calidad de imagen se oprimió el botón de SNR en la consola y automáticamente nos da un ROI en el disco de acrílico y otro fuera del disco.



**Figura 24.** Imagen del maniquí de mastografía por la ACR en consola para cálculo de SNR y CNR.

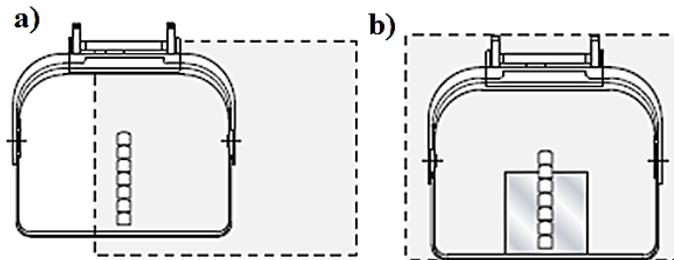
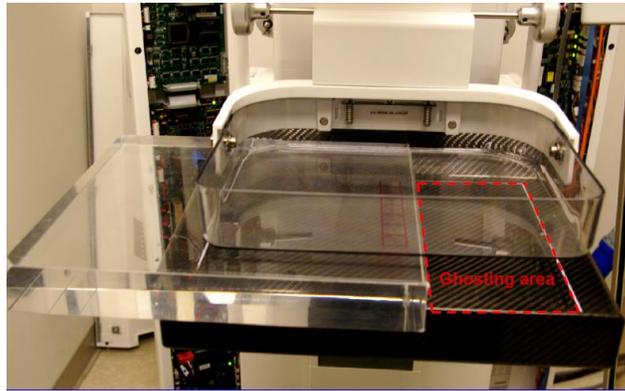
El equipo te otorga los valores del SNR y CNR. Esta prueba nos certifica la calidad de la imagen mamográfica para la detección de las anomalías en la mama, cabe recordar que hablamos de microcalcificaciones y masas por ello es muy importante verificar esta prueba.

### **Detección de fantasmas (Ghost Imagen Factor)**

El objetivo es asegurar que el nivel de imagen “fantasma” en el detector no interfiera con la visualización de las estructuras de la mama y calidad de imagen, es una prueba que se realiza en el caso de aparición o sospecha de anomalías en el procesamiento de la imagen.

Para esta prueba se utilizó un espesor de acrílico de 4 cm de espesor de tal tamaño que cubra todo el detector digital, una lámina de aluminio de 0.1 mm de espesor, como el que se usa para medir la CHR y una paleta de compresión de 24x30 cm.

El procedimiento fue seleccionas un paciente de prueba para las adquisiciones en mastografía, seleccionamos la prueba de calidad para físicos médicos en el equipo, se instaló la paleta de compresión de 24x30 cm, se colocó encima del detector el acrílico de 4 cm a la mitad del receptor como se observa en la Figura 25, comprimimos hasta total el acrílico.



**Figura 25.** Procedimiento para adquisición de imágenes en la prueba de detección de fantasmas: a) imagen 1, acrílico de 4 cm de espesor colócalo a la mitad del detector digital (fotografía imagen superior), b) Imagen 2, acrílico de 4 cm colocado de forma que cubra todo el detector digital y colocando el espesor de aluminio de 0.1 mm encima de la paleta de compresión en una posición central del detector digital y del lado de la pared torácica de la paciente.

Se realizó una adquisición de imagen el CAE usado clínicamente (auto-filter), compensación del CAE en 2 y los valores de kV y en valores clínicamente usados, se obtuvo la imagen y posteriormente se realizó otra adquisición con los mismos parámetros anteriores, sólo que ahora se colocó el acrílico de 4 cm que cubriera todo el detector digital, se comprimió al contacto del acrílico y se colocó la lámina de aluminio de 0.1 mm encima de la paleta de compresión al centro del detector y cerca del borde de la pared torácica como de observa en la Figura 25b, esta segunda adquisición se debe realizar antes de 1 mm después de la primera adquisición.

Posteriormente en la segunda imagen se realizan 2 ROI cuadrados en las regiones donde se encuentra el aluminio de 0.1 mm como se muestra en la Figura 26, y un 3er ROI en la parte

del acrílico donde en la primera imagen no hubo contribución del acrílico de 4 cm, Figura 26.



**Figura 26.** Regiones de interés (ROI) en la imagen para la prueba de detección de fantasmas:

**Región 1** fuera del espesor de Aluminio de 0.1 mm (donde en la imagen 1 no se colocó acrílico de 4 cm.

**Región 2** en la parte superior del espesor de aluminio donde en la imagen 1 no se colocó el acrílico de 4 cm.

**Región 3** en la parte inferior del espesor de aluminio (donde sí se colocó en la imagen 1 el espesor de acrílico).

Posteriormente se calculó el Factor fantasma con la ecuación 36, verificando que el valor estuviera dentro de  $\pm 3$ .

$$Factor\ fantasma = \frac{Región\ 3 - Región\ 2}{Región\ 1 - Región\ 2} \quad (36)$$

- Ghost Imagen Factor: Factor de fantasmas en la imagen.
- Región (1,2,3): medición de las regiones de interés.

### 4.3. Dosis Glandular en FFDM y DBT

En la determinación de las dosis de radiación se usaron los conceptos de kerma aire en la superficie de entrada de la mama y la dosis glandular media (AGM) aplicando la metodología del American College of Radiology (ACR) y de American Association of Physicists in Medicine del Report of AAPM Tomosynthesis Subcommittee Task Group 223.<sup>20</sup> La dosis glandular media AGD en DBT se determinó a partir de la AGD en FFDM considerando la combinación ánodo/filtro para FFDM (W/Ag) y DBT (W/Al), La dosis glandular media ( $D_g$ ) en FFDM usando la notación de la referencia se calculó utilizando la siguiente ecuación:

$$D_g = D_{gN} X_{esak} \quad (37)$$

Donde  $X_{esak}$  es el kerma de aire en la superficie de entrada en mGy, y  $D_{gN}$  es el factor de conversión a dosis glandular media.<sup>7</sup> El factor de conversión  $D_{gN}$  son determinados por simulación Monte Carlo y depende del espectro del haz (kV, CHR) y la combinación ánodo/filtro.<sup>7</sup> Para el cálculo de dosis glandular en tomosíntesis DBT se usó la ecuación:

$$D_g N_{DBT} = D_g N_{FFDM} \left( \frac{\sum_{\alpha=\alpha_{MIN}}^{\alpha_{MAX}} RGD_{(\alpha)}}{N(\alpha)} \right) \quad (38)$$

$D_g N_{DBT}$  es la dosis glandular que se normaliza para una adquisición de tomosíntesis completa en función de la  $D_g N_{FFDM}$  que es la dosis glandular normalizada en FFDM y  $RGD_{(\alpha)}$  la dosis glandular relativa por Angulo de proyección y  $N(\alpha)$  número de proyecciones angulares.<sup>20</sup>

### 4.4. Selección de población

Se realizó un estudio retrospectivo de los expedientes radiológicos de mastografía que se encuentran en el sistema PACS del sistema de mamografía digital de los últimos 6 meses. Se evaluó la calidad de imagen y dosis glandular media en la modalidad FFDM y DBT con reconstrucción 2D. Por otra parte, se realizó un estudio prospectivo de estudios radiológicos

de mama que serán realizados en los próximos 6 meses que tengan las dos modalidades FFDM y DBT con reconstrucción 2D (SDM), evaluando calidad de imagen y dosis glandular media. EL tamaño de la muestra se planifico por conveniencia por la poca frecuencia de estudios FFDM + DBT, con un total de 113 pacientes a estudio que se comprende en un periodo de enero 2020 a diciembre de 2020 del Hospital Juárez de México. Los criterios de inclusión y exclusión fueron que tuvieran mastografías de ambas modalidades y aquellos pacientes que no lo tuvieran o en su caso tuvieran problemas en la adquisición, procesamiento y desplegado de la imagen.

#### **4.5. Imágenes FFDM y DBT**

En FFDM se obtuvieron imágenes en proyecciones CC (cráneo caudal) y MLO (medio lateral oblicua) y en DBT las imágenes obtenidas mediante 15 proyecciones de dosis baja a lo largo de un arco de 15 grados, las imágenes fueron reconstruidas como una imagen sintética en 2D (SDM) para cada grupo de imágenes. Con la reconstrucción de las imágenes SDM fueron obtenidas las proyecciones convencionales CC y MLO para comparar con FFDM. En la primera etapa fue realizado un análisis de las imágenes FFDM y SDM en términos de nitidez, contraste y ruido en la región de la lesión mostrada en las imágenes por dos médicos radiólogos especializados en mastografía y en el uso FFDM y DBT a quienes se les dio instrucciones de como calificar las imágenes en una escala de 5 (1 muy indistinto; 2 indistinto, 3 regular; 4 claro, 5 muy claro), con los puntajes fue elaborada una base de datos, posteriormente en la imagen mamográfica se realizó el análisis de las imágenes en base a tres categorías: contraste(Aceptable (1), No aceptable (2)), ruido (Si (1), No (2)) y Nitidez (Aceptable (1), No aceptable (2)). En la segunda etapa los médicos radiólogos evaluaron diferentes características clínicas de las lesiones mostradas en las imágenes (masas, calcificaciones y asimetrías) en FFDM y DBT en una escala (0 FFDM mejor; 1 iguales FFDM y SDM, 2 SDM mejor)

#### **4.6. Estadísticas**

Los parámetros de las dosis de radiación (dosis de entrada, dosis glandular media) para las dos modalidades se compararon mediante la prueba de rango con signo de Wilcoxon. La similitud entre las actuaciones inter-observador se obtuvo utilizando valores kappa. La selección de la mejor modalidad, se utilizó la prueba de chi-cuadrado para determinar qué modalidad se eligió significativamente para características específicas. El análisis estadístico se realizó con IBM SPSS, con un valor de  $p < 0,05$ .

## 5. RESULTADOS

### 5.1. Control de Calidad del Equipo de Mastografía Digital Hologic Selenia Dimension

El control de calidad de la sala de Mastografía digital en cumplimiento de las normas oficiales mexicanas NOM-229-SSA1, NOM-041-SSA2-2011 y siguiendo las recomendaciones de la AAPM y ACR, junto con las especificaciones del fabricante, se muestran en las tablas 5 a la 19.

**Tabla 5:** Especificaciones del equipo de mastografía digital.

<b>MARCA:</b>	HOLOGIC	<b>MODELO:</b>	SELENIA DIMENSIONS		
<b>GENERADOR:</b>	HOLOGIC	<b>MODELO:</b>	ASY-05788	<b>SERIE:</b>	811081812138
<b>TUBO RX:</b>	VAREX	<b>MODELO:</b>	M-113T	<b>SERIE:</b>	35410-U8
<b>TIPOS DE ESTUDIOS:</b>	MAMOGRAFÍA Y TOMOSÍNTESIS	<b>BLANCO /FILTRO</b>	W/Rh, W/Ag W/Al		

En la Tabla 5 se muestran los datos del equipo de mastografía digital, haciendo referencia al tipo, modelo y marca de equipo, junto a los blancos y filtros usados para la adquisición de imágenes mamográficas.

Los resultados de la evaluación de la sala de rayos x se muestran la Tabla 6, donde observamos que el cumplimiento de los requisitos mecánicos y técnicos del equipo, se encuentran en buen estado para el funcionamiento adecuado del sistema proporcionando así la autorización para el trabajo clínico.

**Tabla 6:** Evaluación de la sala de rayos x.

EVALUACIÓN	RESULTADO	OBSERVACIONES
LA UNIDAD ES MECÁNICAMENTE ESTABLE	PASA	NINGUNA
TODAS LAS PARTES QUE REQUIEREN MOVIMIENTO LO REALIZAN DE MANERA SUAVE Y SIN OBSTRUCCIÓN	PASA	
TODOS LOS PAROS DE EMERGENCIAS FUNCIONAN CORRECTAMENTE	PASA	
EL DETECTOR DE IMAGEN SE ENCUENTRA LIBRE DE CUALQUIER VIBRACIÓN	PASA	
LA ESCALA DE COMPRESIÓN TIENE UNA PRECISIÓN DE $\pm 0.5$ cm Y UNA REPRODUCIBILIDAD DE $\pm 2$ mm	PASA	
EL OPERADOR Y EL PACIENTE NO ESTÁN EXPUESTOS A ESQUINAS PUNZANTES, ÁSPERAS U OTROS PELIGROS DURANTE LA EXPOSICIÓN	PASA	
LA SALA CUENTA CON MANUAL DE PROCEDIMIENTOS VISIBLE	PASA	
EL POE SE ENCUENTRA PROTEGIDO DE LA RADIACIÓN IONIZANTE DURANTE LA EXPOSICIÓN	PASA	
LOS INDICADORES VISUALES Y AUDIBLES DE RADIACIÓN FUNCIONAN CORRECTAMENTE	PASA	
LA DESCOMPRESIÓN AUTOMÁTICA PUEDE DESHABILITARSE PARA MANTENER LA COMPRESIÓN (Y EL ESTADO ES MOSTRADO EN PANTALLA)	PASA	
LA LIBERACIÓN DE COMPRESIÓN DE EMERGENCIA FUNCIONA AÚN SI EL SISTEMA DE ALIMENTACIÓN FALLA	PASA	

### 5.1.2. Evaluación de la paleta de compresión y coincidencia del campo de radiación

La Tabla 7 muestra los resultados de la alineación de la paleta de compresión y el detector de la imagen, las desviaciones aceptables están comprendidas dentro 1% D.F.I. que es

aproximadamente 0.65 cm, la paleta de compresión de 25x29 cm se encuentra aceptable junto con la de 18x24 al tener desviaciones de 0.5 cm y 0.6 cm respectivamente, obteniendo así la aceptación de la alineación del detector de imagen.

**Tabla 7:** Alineación de la paleta de compresión y el detector de imagen.

RESULTADOS DE LAS DESVIACIONES, cm (campo 24x29)		LÍMITES DE ACEPTACIÓN	ACCIONES A DESARROLLAR
PALETA =	0.5	< 0.65 cm (1 % D.F.I.= 65 cm)	NINGUNA
RESULTADOS DE LAS DESVIACIONES, cm (campo 18x24)		LÍMITES DE ACEPTACIÓN	ACCIONES A DESARROLLAR
PALETA =	0.6	< 0.65 cm (1 % D.F.I.= 65 cm)	NINGUNA

La coincidencia del campo luminoso de radiación y la alineación con el receptor de imagen se encuentran dentro de los límites de aceptación (2% D.F.I) menores a 1.3 cm, las Tablas 8 y 9 muestra las desviaciones para las paletas de compresión 24x29 cm y 18x24 cm, observando que cada lado de la pared costal de campo luminoso se encuentra por debajo de los 1.3 cm, la sumatoria de los lados opuesto como se establece en el manual del fabricante se encuentra dentro del límite.

**Tabla 8:** Coincidencia del campo luminoso-radiación.

RESULTADOS DE LAS DESVIACIONES, cm (campo 24x29)		LÍMITES DE ACEPTACIÓN	ACCIONES A DESARROLLAR
LADO 1 =	0.6	SUMA BORDES OPUESTOS < 1.3 cm (2 % D.F.I.= 65 cm)	NINGUNA
LADO 3 =	0.4		
SUMA 1+3 =	1.0		
LADO 2 =	0.2		
LADO 4 =	0.3		
SUMA 2+4 =	0.5		
RESULTADOS DE LAS DESVIACIONES, cm (campo 18x24)		LÍMITES DE ACEPTACIÓN	ACCIONES A DESARROLLAR
LADO 1 =	0.8	SUMA BORDES OPUESTOS < 1.3 cm (2 % D.F.I.= 65 cm)	NINGUNA
LADO 3 =	0.2		
SUMA 1+3 =	1.0		
LADO 2 =	0.6		

LADO 4 =	0.6		
SUMA 2+4 =	1.2		

**Tabla 9:** Alineación del campo de radiación con el receptor de imagen.

RESULTADOS DE LAS DESVIACIONES, cm (campo 24x29)		LIMITES DE ACEPTACIÓN	ACCIONES A DESARROLLAR
LADO 1 =	0.3	DESVIACIÓN DE CUALQUIER LADO < 1.3 cm (2 % D.F.I.= 65 cm)	NINGUNA
LADO 3 =	0.4		
LADO 2 =	0.2		
LADO 4 =	0.3		
RESULTADOS DE LAS DESVIACIONES, cm (campo 18x24)		LIMITES DE ACEPTACIÓN	ACCIONES A DESARROLLAR
LADO 1 =	1.0	DESVIACIÓN DE CUALQUIER LADO < 1.3 cm (2 % D.F.I.= 65 cm)	NINGUNA
LADO 3 =	0.3		
LADO 2 =	0.6		
LADO 4 =	0.6		

Las mediciones de la alineación, coincidencia del detector y receptor de imagen están favorablemente en los límites de aceptación como lo marcan las especificaciones del equipo, permitiendo la funcionalidad para la obtención de calidad de imagen adecuada en mastografía.

### 5.1.3. Mediciones de tensión

Para determinar la desviación aceptable de los kVp seleccionados en el equipo, se utilizó el dosímetro PTW calibrado para mastografía digital con las especificaciones de blanco y filtro usados por el equipo, los resultados se muestran en las Tablas 10 a la 12.

**Tabla 10:** Medición de tensión: técnica W/Rh.

<b>kVp (SELECCIONADOS),</b>	<b>kVp (MEDIDOS),</b>	<b>DESVIACIÓN ACEPTABLE 5%</b>	<b>ACCIONES A DESARROLLAR</b>
25	24.8	DESVIACIÓN MÁXIMA = 1.7 %	NINGUNA
26	25.7		
27	26.6		
28	27.6		
29	28.7		
30	29.5		
31	30.7		
32	31.7		
33	32.8		
34	33.9		
35	35.1		

Observamos en la Tabla 10 la medición del kVp seleccionado se encuentra dentro del 5% de la desviación aceptable con un máximo por kVp de desviación de 1.7 %, mencionando que se verifican los kVp más usados clínicamente y en su modo de operación manual.

**Tabla 11:** Medición de tensión: técnica W/Rh (modo automático).

<b>KVp (EN LA CONSOLA)</b>	<b>KVp (MEDIDO)</b>	<b>DESVIACIÓN ACEPTABLE 5%</b>	<b>ACCIONES A DESARROLLAR</b>
29.0	28.5	DESVIACIÓN MÁXIMA = 1.7 %	NINGUNA
29.0	28.5		

El modo automático de los kVp se verifica en la técnica más usada clínicamente y se recomienda por el fabricante los 29 kVp, en la Tabla 11 se puede ver la medición de la tensión en 29 kVp en su modo automático con una desviación máxima de 1.7 % aceptable dentro del 5%.

**Tabla 12:** Reproducibilidad de kV: técnica W/Rh.

kV	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	DESVIACIÓN ACEPTABLE $\pm 2\%$	OBS.
kV(medido)	27.6	27.6	27.6	27.6	27.6	27.6	27.6	27.6	27.6	27.6	0.0 %	NINGUNA

El control de calidad establece la verificación de la reproductividad del kV para evitar la variación de la tensión seleccionada, obteniendo para un mejoramiento de la calidad de imagen y control de la dosis glandular en mama. La Tabla 12 muestra las diferentes mediciones de los 28 kV seleccionados que es el recomendado por el fabricante para esta prueba. La desviación resultante fue menor al 2% de la desviación aceptable.

#### 5.1.4. Dosis glandular

Para la dosis glandular mamaria se obtuvieron los resultados a partir la técnica automática y usando blanco y filtro de W/Rh, se pueden ver en la Tabla 13.

La dosis de aceptación por proyección no debe exceder de 3 mGy, lo que muestra que la dosis de 1.14 mGy es aceptable.

**Tabla 13:** Dosis en la glándula mamaria-técnica W/Rh.

DOSIS ACEPTACIÓN	DOSIS MEDIDA						ACCIONES A DESARROLLAR
No debe exceder 3 mGy.	Dosis = 1.14 mGy						NINGUNA
	kV =	29	mAs=	106	mR=	426.4	

La tasa de kerma en aire y su reproductividad es de 4.16 mGy/s con una desviación del 0.01, estando por debajo de los 2 mGy/s con valores de desviación de 0.05, como se tiene en la Tabla 14.

**Tabla 14:** Tasa kerma-aire y reproducibilidad técnica W/Rh.

TASA KERMA-AIRE (28 kVp)	MEDICIÓN	ACCIONES A DESARROLLAR
$\geq 2$ mGy/s (230 mR/s)	4.16 mGy/s (478.2 mR/s)	NINGUNA
CV $\leq 0.05$	0.01	NINGUNA

Una de las pruebas importantes en mastografía es la verificación del control automático de exposición CAE y su reproducibilidad, la Tabla 15 tiene los resultados de esta prueba con un 7.7% del valor de desvían del píxel en los diferentes espesores que van de 2 cm a 8 cm, mostrando estar por debajo del límite de 10%. El compensador de densidades realizado con un espesor de 4 cm, se realizó midiendo el valor del píxel por cada densidad (de -3 a 4), normalizando en 0, observamos que la razón resultante está dentro de los valores permitidos para cada densidad.

**Tabla 15:** Control automático de exposición: técnica W/Rh: modo auto-filter.

REPRODUCIBILIDAD CAE	MEDICIÓN		ACCIONES A DESARROLLAR
Valor de la desviación del Pixel respecto a la media. LÍMITE $\leq 10\%$ de 2 a 8 cm	7.7 %		NINGUNA
COMPENSADOR DENSIDAD, 4cm, 28 kV	VALOR PIXEL MEDIDO	RAZÓN	ACCIONES A DESARROLLAR
-3 (0.50 - 0.61)	191.17	0.61	NINGUNA
-2 (0.63 - 0.77)	226.83	0.72	NINGUNA
-1 (0.77 - 0.94)	267.77	0.86	NINGUNA
<b>0</b>	<b>313.15</b>	<b>1.00</b>	NINGUNA
1 (1.04 - 1.27)	358.16	1.14	NINGUNA
2 (1.17 - 1.43)	413.02	1.32	NINGUNA
3 (1.31 - 1.60)	475.76	1.52	NINGUNA
4 (1.44 - 1.76)	547.32	1.75	NINGUNA

### 5.1.5. Calidad de Imagen

Los resultados de la evaluación de artefactos en la imagen están contenidos en la Tabla 16, se observa que, para las diferentes paletas de compresión del seno, la composición homogénea de la imagen no se vio interrumpida o alterada por algún artefacto, la verificación de la imagen en pantalla de la estación trabajo y la impresión del CD, se observan sin alguna alteración. En la evaluación de fantasmas de la imagen el factor de  $\pm 0.3$  se encontró aceptable al obtener un 0.02.

**Tabla 16:** Evaluación de artefactos en la imagen.

EVALUACIÓN DE ARTEFACTOS EN PANTALLA (28kV)	EVALUACIÓN	ACCIONES A DESARROLLAR
24x29 W/Rh	SIN ARTEFACTOS	NINGUNA
24x29 W/Ag	SIN ARTEFACTOS	
18x24 W/Rh	SIN ARTEFACTOS	
18x24 W/Ag	SIN ARTEFACTOS	
EVALUACIÓN DE ARTEFACTOS IMPRESORA	EVALUACIÓN	ACCIONES A DESARROLLAR
PATRÓN SIMPLE	SIN ARTEFACTOS	NINGUNA
EVALUACIÓN DE FANTASMAS EN DETECTOR	EVALUACIÓN	ACCIONES A DESARROLLAR
FACTOR $\pm 0.3$ (1 min entre imágenes)	0.02	NINGUNA

Las pruebas de CHR, resolución del sistema, factor rejilla, compresión y campo de luz se tienen en la Tabla 17, observamos que para equipos convencionales de mastografía digital se requiere una CHR mínima de 0.33 mmAl para filtros de molibdeno, en el caso de mastografía con filtro de Rodio la CHR se encuentre por los 0.5 mmA, lo cual nos muestra que nuestra capa hemirreductora es aceptable con 0.49 mmAl. La resolución del sistema con blanco/filtro de W/Rh es de 8 pl/mm como lo establece el límite aceptación. La compresión del seno en modo manual y automático está en 18.7 kg y 19.0 kg respectivamente y se encuentran dentro del intervalo de 11 kg a 21 kg.

**Tabla 17:** Pruebas múltiples.

<b>CHR, 30 KV, LÍMITES DE ACEPTACIÓN</b>	<b>CHR, MEDIDA (W/Rh)</b>	<b>ACCIONES A DESARROLLAR</b>
CHR $\geq$ 0.33 mmAl	0.49 mmAl	NINGUNA
<b>RESOLUCIÓN DEL SISTEMA W/Rh, 28 kV, 100mAs</b>	<b>RESOLUCIÓN MEDIDA</b>	<b>ACCIONES A DESARROLLAR</b>
LÍMITE $>$ 7 pl/mm	8 pl/mm	NINGUNA
<b>FACTOR REJILLA</b>	<b>MEDICIÓN</b>	<b>ACCIONES A DESARROLLAR</b>
$\leq$ 3.0	1.6	NINGUNA
<b>COMPRESIÓN</b>	<b>MEDICIÓN</b>	<b>ACCIONES A DESARROLLAR</b>
MANUAL (11 A 21 Kg)	18.7 kg	NINGUNA
AUTOMÁTICA (11 A 21 Kg)	19.0 kg	NINGUNA
<b>CAMPO DEL LUZ</b>	<b>MEDICIÓN</b>	<b>ACCIONES A DESARROLLAR</b>
Mínimo 160 luxes	205 luxes	NINGUNA

La calidad de imagen del sistema de mastografía fue determinada con el maniquí de mama recomendada por la ACR y con la técnica recomendada por las especificaciones del fabricante, los resultados se muestran en la Tabla 18.

**Tabla 18:** Calidad de imagen FFDM.

<b>PROYECCIÓN: CCD</b>		<b>AEC MODE: AUTO FILTER</b>
<b>LIMITES DE ACEPTACIÓN</b>	<b>OBJETOS OBSERVADOS</b>	<b>ACCIONES A DESARROLLAR</b>
5 fibras, 4 grupos, 4 masas	5 Fibras, 4 grupos, 4 masas	NINGUNA
<b>TENSIÓN</b>	<b>KV MEDIDOS</b>	<b>ACCIONES A DESARROLLAR</b>
<b>KV</b> = 28 ± 1	28	NINGUNA
<b>mAs</b>	<b>mAs MEDIDOS</b>	<b>ACCIONES A DESARROLLAR</b>
155 ± 5% [147.3, 162.7]	148	NINGUNA
<b>DOSIS (DGM)</b>	<b>DGM MEDIDA</b>	<b>ACCIONES A DESARROLLAR</b>
LÍMITE < 3.0 mGy	1.67 mGy	NINGUNA
<b>AEC SENSOR</b>	<b>MEDIDAS</b>	<b>ACCIONES A DESARROLLAR</b>
AUTOMÁTICO	AUTOMÁTICO	NINGUNA
<b>AEC COMP</b>	<b>MEDIDAS</b>	<b>ACCIONES A DESARROLLAR</b>
+ 2	+2	NINGUNA
<b>COMPRESIÓN</b>	<b>MEDIDAS</b>	<b>ACCIONES A DESARROLLAR</b>
5.0 - 6.0 Lb	6.0	NINGUNA
<b>MEDICIONES ROI PANTALLA</b>	<b>MEDIDA</b>	<b>ACCIONES A DESARROLLAR</b>
MEDIA ROI DISCO =	322.59	NINGUNA
SD ROI DISCO =	5.09	
MEDIA ROI FONDO	389.39	
SD ROI FONDO =	5.65	
<b>RAZÓN SEÑAL-RUIDO (SNR)</b>	<b>SNR MEDIDA</b>	<b>ACCIONES A DESARROLLAR</b>
SNR ≥ 40	60.03	NINGUNA
<b>RAZÓN CONTRASTE-RUIDO (CNR)</b>	<b>CNR MEDIDA</b>	<b>ACCIONES A DESARROLLAR</b>
Referencia 12.0 ± 10% [10.5, 13.2]	11.81	NINGUNA

Observamos en la Tabla 18 que los resultados obtenidos en la imagen de mastografía son: 5 fibras, 4 grupos y 4 masas, la tensión se encuentra en 28 kV con 148 mAs y una compresión de 6.0 libras, estando así en los parámetros de límites de aceptación. Los valores del CNR y SNR son 60.03 y 11.81 respectivamente. Para la evaluación de la imagen en Tomosíntesis se usa la técnica automática de adquisición en los parámetros clínicos usados, como vemos en la Tabla 19 los resultados están dentro de los límites de aceptación.

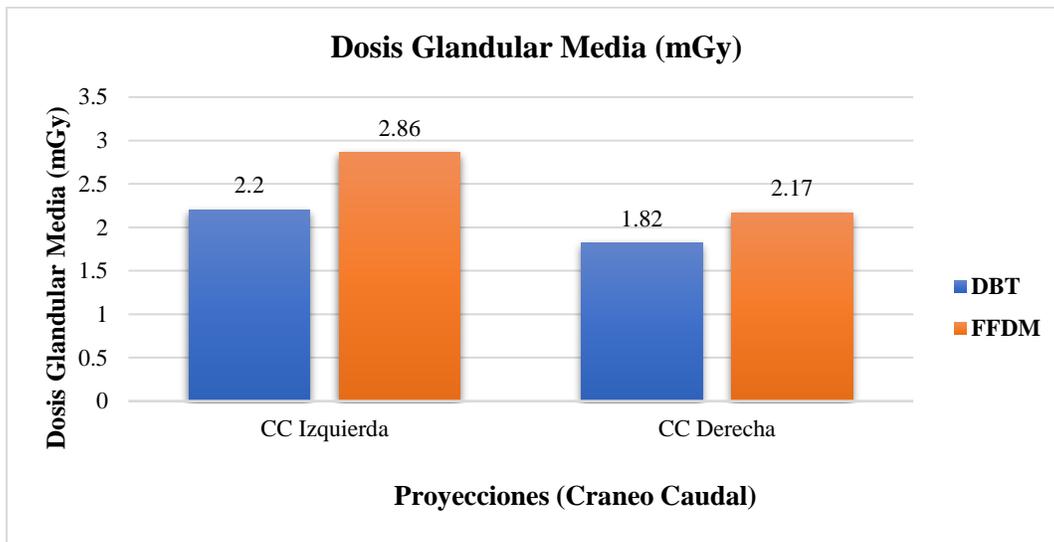
**Tabla 19:** Calidad de imagen DBT: Tomosíntesis.

LIMITES DE ACEPTACIÓN	OBJETOS OBSERVADOS	ACCIONES A DESARROLLAR
4 Fibras, 3 grupos, 3 masas	4 Fibras, 3 grupos, 3.5 masas	NINGUNA
TENSIÓN	KV MEDIDOS	ACCIONES A DESARROLLAR
<b>KV</b> = $29 \pm 1$	29	NINGUNA
mAs	mAs MEDIDOS	ACCIONES A DESARROLLAR
$61 \pm 5\%$ [58.0, 64.1]	59	NINGUNA
DOSIS	DOSIS MEDIDA	ACCIONES A DESARROLLAR
LÍMITE < 3.0 mGy	1.56 mGy	NINGUNA

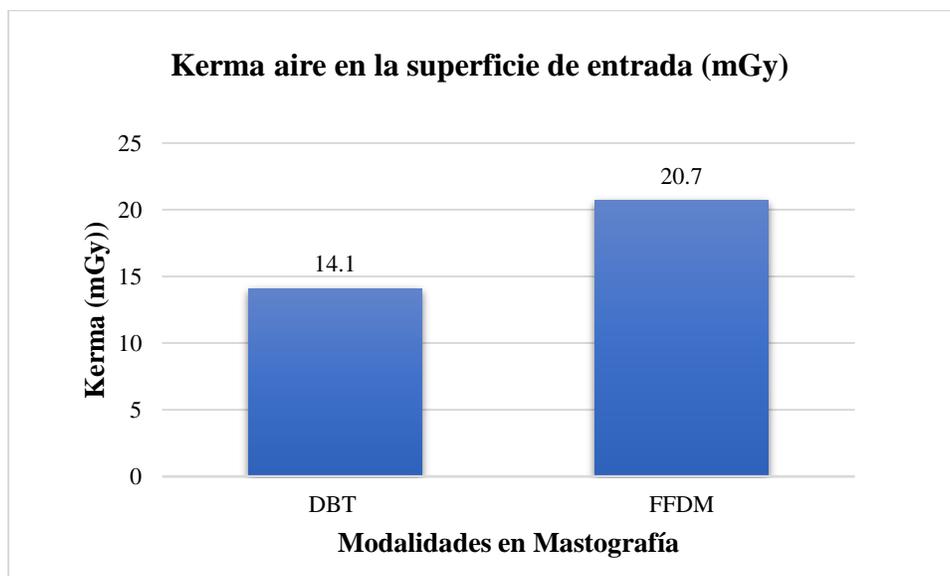
## 5.2. Imágenes de FFDM y DBT

El resultado del análisis de las imágenes en busca de lesiones en la mama de las pacientes se encontró 61 pacientes con masas, 22 con calcificaciones, 30 con asimetrías, quedaron incluidas 17 masas con calcificaciones y 7 asimetrías con calcificaciones, en total 113 pacientes. Con los resultados de patología se encontró que la sensibilidad diagnóstica para SDM fue del 95.6% y para FFDM fue del 92.3%, mientras que la especificidad para SDM fue de 98% y para FFDM fue 95.5%.

Los resultados de las dosis de radiación se calcularon utilizando el arreglo experimental como se mosto en la Figura 22, donde mostraron que Kerma aire en la superficie de entrada para DBT fue de  $14.1 \pm 0.5$  mGy y en FFDM fue de  $20.7 \pm 0.5$  mGy y la dosis glandular media para DBT (CC izquierda) fue  $2.20 \pm 0.4$  mGy y para (CC derecha) de  $1.82 \pm 0.5$  mGy y para FFDM (CC izquierda) fue  $2.85 \pm 0.5$  mGy y para (CC derecha) fue  $2.17 \pm 0.5$  mGy) como se muestra en la Figura 27 y 28. Los valores de kerma en aire calculados se usaron para normalizar el cálculo de dosis glandular media en las dos modalidades FFDM y DBT al usar las metodologías anteriormente mencionadas de la AAPM y ACR.



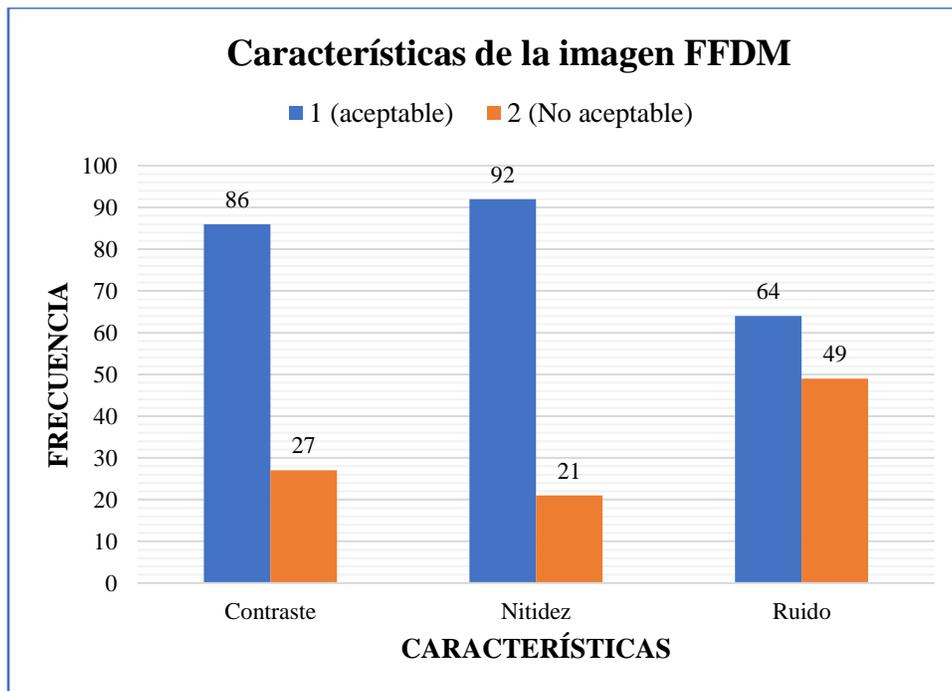
**Figura 27.** Dosis Glandular media para FFDM y DBT en las proyecciones cráneo caudal.



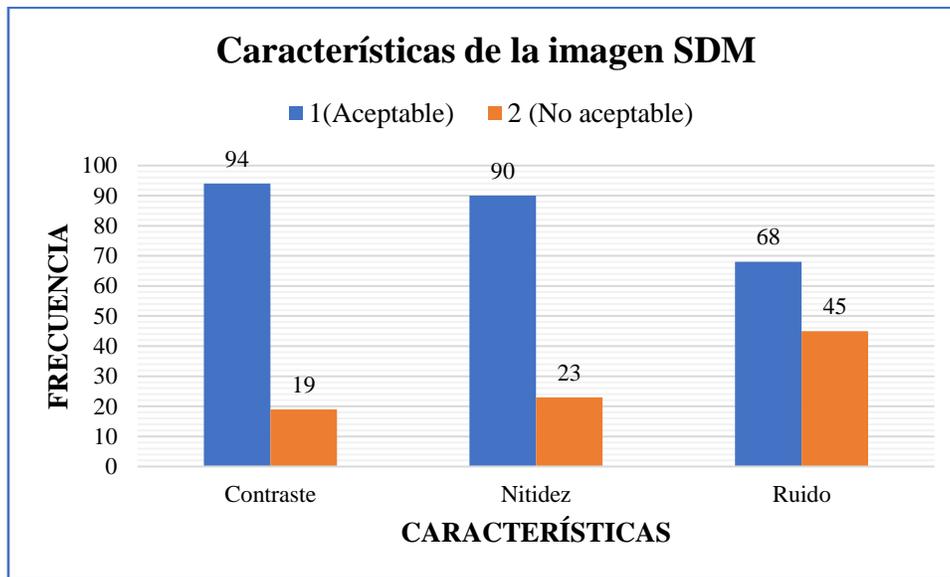
**Figura 28.** Kerma en aire en la superficie de la entrada en función de las diferentes modalidades (FFDM y DBT).

Se evaluó la concordancia entre observadores que determina el grado de acuerdo y controla la variabilidad en el fenómeno observado, obteniendo un valor kappa entre los observadores de 0,799 que es aproximadamente 0.8, lo que determina un nivel de concordancia muy bueno. Posteriormente se asignó una puntuación en función de la región de la lesión mostrada (1-5),

donde SDM obtuvo una puntuación más alta en la prueba de visibilidad de la lesión (puntuación media aproximada de 4.03) en comparación con FFDM (3.82 aproximadamente con un valor de  $p < 0.001$ ), para el análisis de las imágenes en base a tres categorías: contraste (Aceptable, No aceptable), ruido (Si, No) y Nitidez (Aceptable, No aceptable), se obtuvo un resultado que muestra a SDM con valores equiparables a FFDM, como se observan en las Figuras 29 y 30.



**Figura 29.** Características de la imagen FFDM.

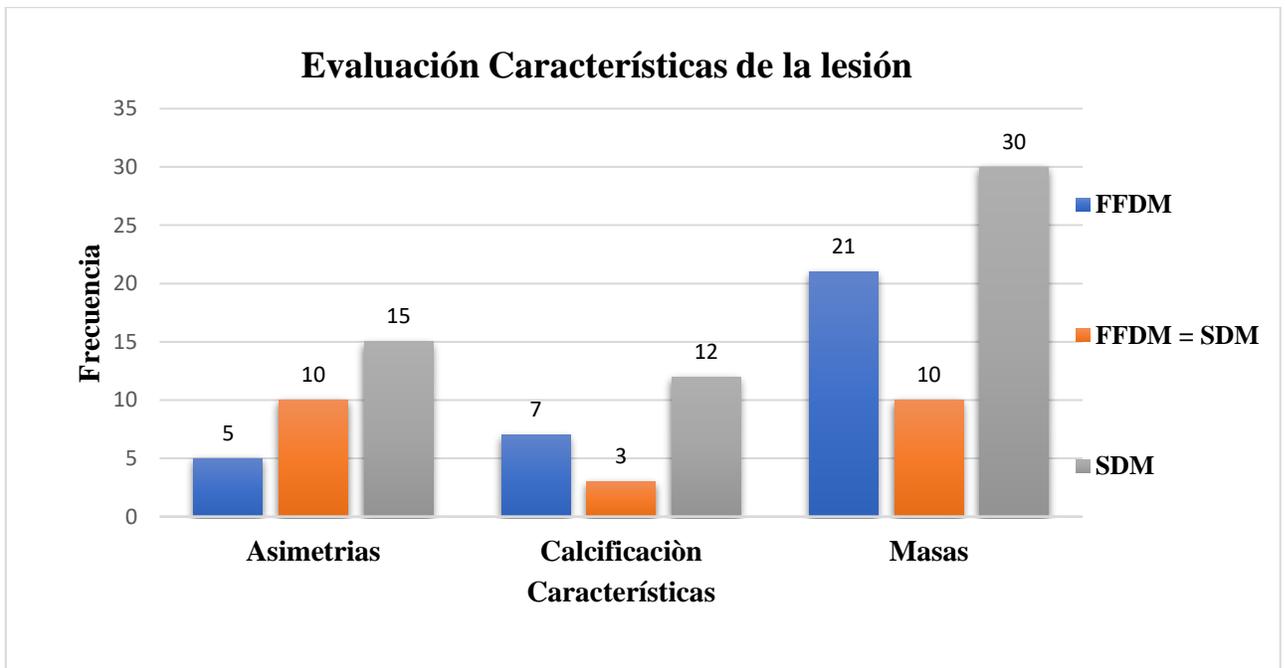


**Figura 30.** Características de la imagen SDM.

Para elegir la mejor modalidad y evaluar características detalladas como masa, calcificación y asimetría, se eligió a SDM para ser igual o mejor que FFDM. Los porcentajes del número asignado por los lectores para cada categoría son; en el caso de masas que corresponde un total de 54% (61 pacientes), se eligió como mejor modalidad SDM con 26.6% (30 pacientes) mientras que FFDM obtuvo 18.6% (21 pacientes) y un 8.9% (10 pacientes) para ser iguales, para calcificaciones con un total de 19.5% (22 pacientes) DBT obtuvo un 10.6% (12 pacientes) como mejor modalidad y dejando a FFDM con un 6.2% (7 Pacientes) y para un resultado igual con 2.7% (3 pacientes), finalmente para asimetrías que equivalen al 26.6% (30 pacientes) SDM obtuvo un 13.3% (15 pacientes) como mejor modalidad, mientras que FFDM un 4.4% (10 pacientes) y un 8.9% (10 pacientes) para la igualdad, Tabla 20 y Figura 31. EL valor de chi-cuadrado fue de 0.021 usando un valor  $p < 0.05$ , que indica una concordancia muy buena entre las frecuencias observadas y esperadas.

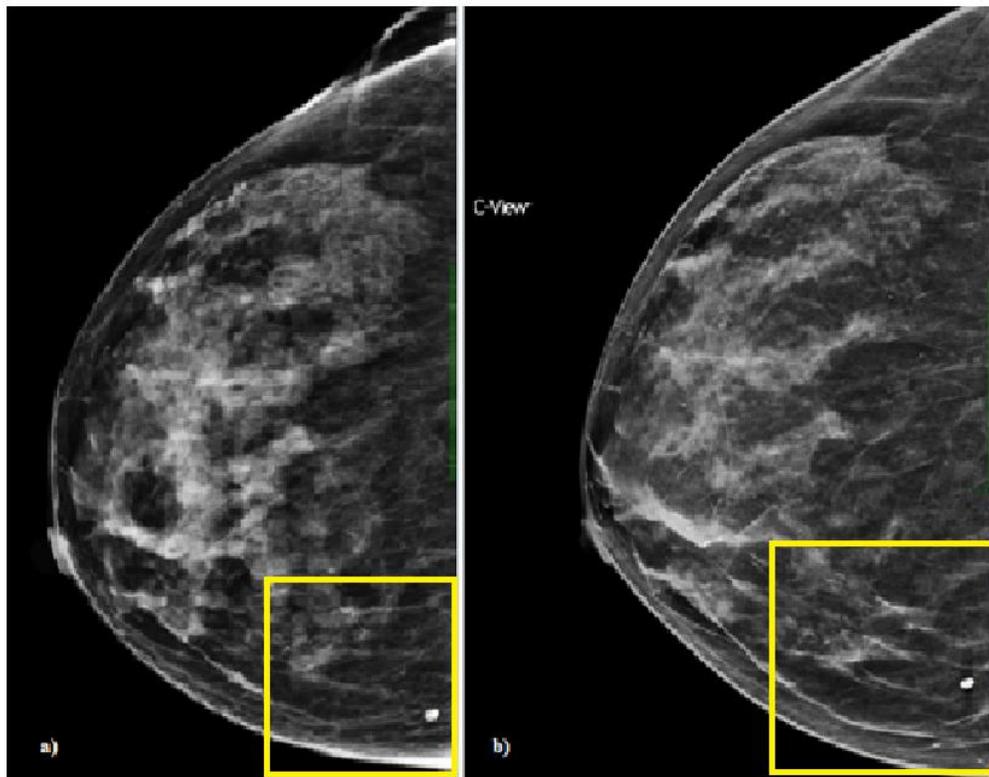
**Tabla 20:** Frecuencias y porcentajes obtenidos al elegir la mejor modalidad evaluando las características detalladas (masas, microcalcificaciones y asimetrías).

<b>Frecuencias</b>				
<b>Modalidad/Características</b>	<b>FFDM</b>	<b>FFDM = SDM</b>	<b>SDM</b>	<b>No. Imágenes</b>
<b>Asimetrías</b>	5	10	15	30
<b>Calcificación</b>	7	3	12	22
<b>Masas</b>	21	10	30	61
			<b>Total:</b>	<b>113</b>
<b>Porcentajes por frecuencia</b>				
<b>Modalidad/Características</b>	<b>FFDM</b>	<b>FFDM = SDM</b>	<b>SDM</b>	<b>% Imágenes</b>
<b>Asimetrías</b>	4.42 %	8.85 %	13.27 %	26.55 %
<b>Calcificación</b>	6.19 %	2.65 %	10.62 %	19.47 %
<b>Masas</b>	18.58 %	8.85 %	26.55 %	53.98 %
			<b>% Total:</b>	<b>100.00 %</b>

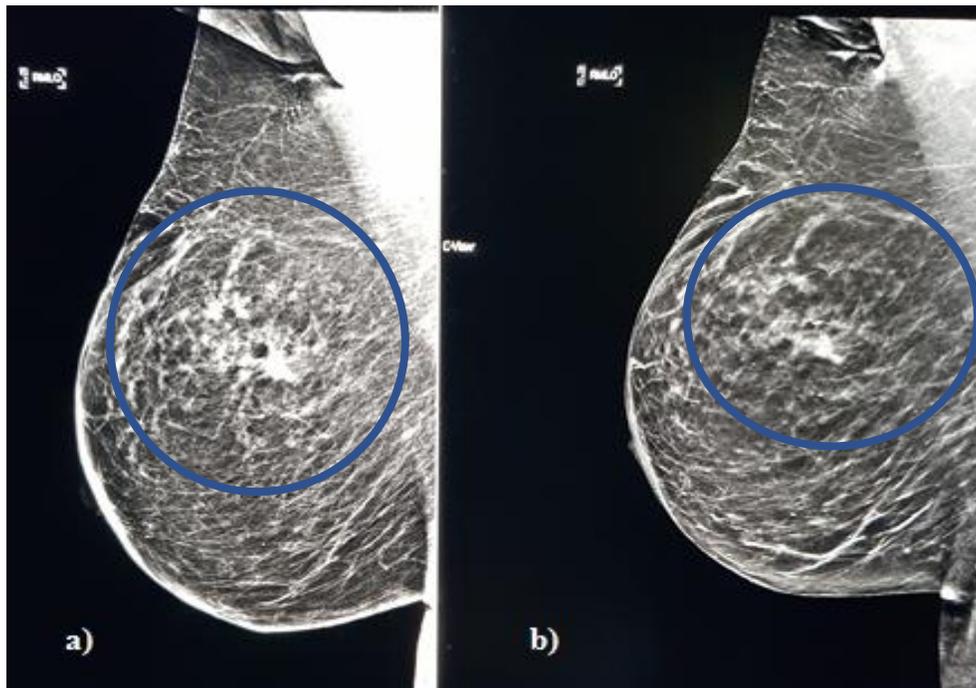


**Figura 31.** Gráfico de barras de frecuencia total de hallazgos en la imagen FFDM.

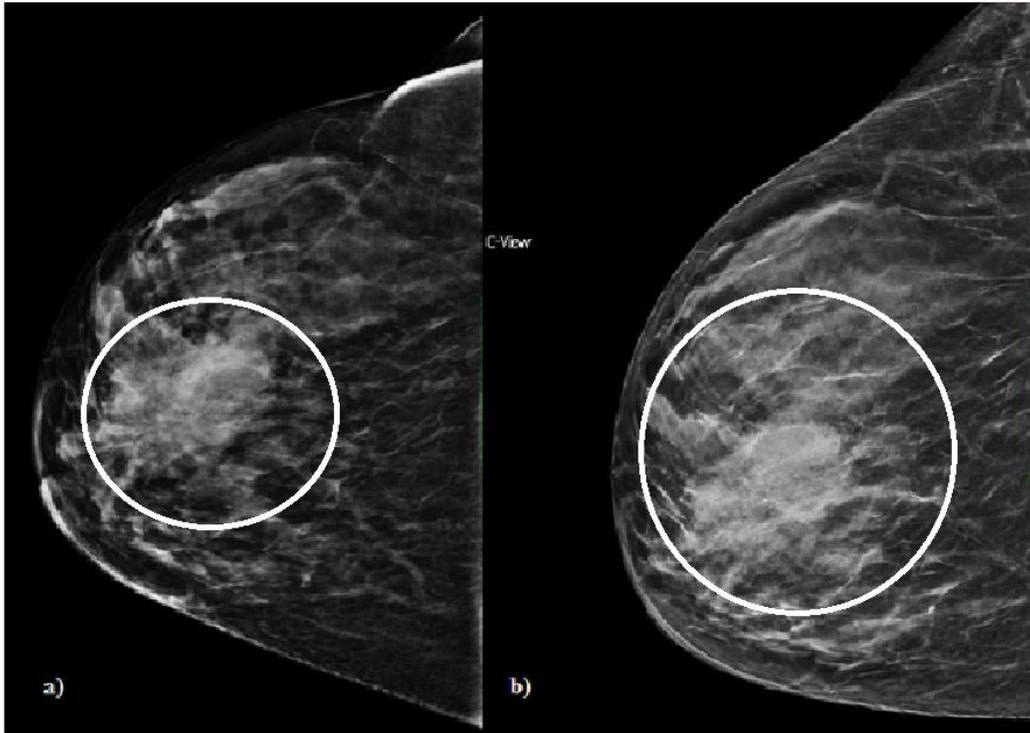
1)



2)



3)



**Figura 32.** Evaluación de imágenes:

- 1) Proyección RCC Microcalcificación: a) FFDM, b) SDM.
- 2) Proyección RMLO: Asimetría: a) FFDM, b) SDM.
- 3) Proyección RCC Nódulo-distorsión: a) FFDM, b) SDM.

## 6. DISCUSIÓN

Los resultados expresan que la SDM es igual o mejor que la FFDM en caracterizar los hallazgos clínicos en las imágenes de la mama en tamizaje y en diagnóstico con dosis menores. Los resultados son similares a los encontrados por otros autores.<sup>4</sup> Para reducir la exposición a la radiación varios proveedores han implementado convertir los datos 3D obtenidos de DBT en imágenes 2D donde las imágenes reconstruidas en 2D tienen una calidad de imagen prometedora, no inferior a FFDM.<sup>5</sup>

Aunque los tiempos en revisar un estudio DBT es prácticamente el doble de un estudio FFDM, este factor de tiempo afecta de manera importante poder implementar rutinariamente la SDM por la carencia de médicos radiólogos especialistas en mama, el factor de tiempo se podría superar usando inteligencia artificial en la lectura de las mamografías.

Al comparar las dos modalidades de imagen, la SDM mostró una dosis de entrada y dosis glandular media más baja para ambas mamas que están por debajo del límite de 3mGy por proyección establecido por la normativa mexicana.<sup>2</sup>

La mastografía SDM presentó valores de especificidad mayores en comparación con la FFDM, presentando mayor precisión diagnóstica. La SDM mostró puntuaciones más altas para la visibilidad de la lesión y fue elegida como mejor modalidad para distinguir masa, calcificaciones y asimetrías, En el análisis de imágenes en base a tres características como contraste, nitidez y ruido, SDM obtuvo una puntuación similar a FFDM. Al evaluar las características detalladas como masa, calcificación y asimetría, se eligió a SDM para ser igual o mejor que FFDM y se eligió SDM por mejor visualización de asimetrías, calcificaciones y masas.

Nuestro estudio sugiere que SDM tiene una mayor visibilidad no solo por las características previamente conocidas en las publicaciones (masa, asimetrías), sino también en la descripción clara de las calcificaciones. En la Figura 32 se muestran ejemplos de SDM

comparada con FFDM para la evaluación de elección de la mejor modalidad, y en la Figura 7 se muestra la comparación de gráficos de las diferentes características de la lesión con una superioridad en SDM. Este estudio es consistente con estudios previos similares que compararon SDM versus FFDM, apoyando así que SDM no es inferior en la detección del cáncer y exposición a la radiación.<sup>5</sup>

## **7. CONCLUSIONES**

La mamografía SDM mostro ser igual o mejor que la FFDM para caracterizar lesiones y tejido normal de la mama y es una buena opción la sustitución de FFDM por DBT con reducción de la dosis, pero con tiempos de lectura mayores que puede ser un inconveniente en nuestro país por la carencia de médicos radiólogos con especialidad en mamografía.

## 8. REFERENCIAS

1. Gaona E. Optimización de la calidad de imagen en la mamografía analógica y su comparación con la mamografía digital [tesis doctoral]. México: Instituto Politécnico Nacional; 2012. 108 p.
2. Secretaría de Salud. NORMA Oficial Mexicana NOM-041-SSA2-2012 Para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama. Diario Oficial la Federación. 9 de junio de 2011; primera sección. p. 20-48.
3. Secretaria de salud. NORMA Oficial Mexicana 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. Diario oficial de la federación. 15 de septiembre de 2006; primera sección. p. 33-73.
4. Hofvind S, Hovda T, Holen ÅS, Lee CI, Albertsen J, Bjørndal H, et al. Digital breast tomosynthesis and synthetic 2D mammography versus digital mammography: Evaluation in a population-based screening program. *Radiology*. 2018; 287(3): 787-794.
5. Yoonmi Choi, Ok-hee Woo, Hye-sun Shin, et al. Quantitative analysis of radiation dosage and image quality between digital breast tomosynthesis (DBT) with two-dimensional synthetic mammography and full-field digital mammography (FFDM). *Clinical Imaging*. 2019; 55: 12–17.
6. Pichio, R., Delrieux, C., & Rodríguez, E. (2020). Parámetros de calidad de imagen de tomosíntesis mamaria: Estudios con fantasmas antropomórficos deformables. 2020; 5: 1-6.
7. Bushberg JT. *The Essential Physics of Medical Imaging*, Third Edition. Philadelphia: Medical Physics; 2012. p. 238-281.
8. Körner M, Weber CH, Wirth S, Pfeifer KJ, Reiser MF, Treitl M. Advances in digital radiography: Physical principles and system overview. *Radiographics*. 2007; 27(3): 675-689.

9. Smith A. Fundamentals of digital mammography: Physics, technology and practical considerations. *Radiology Management*. 2003; 25(5): 18-24, 26-31.
10. Pisano E, Cole EB, Yaffe MJ, et al. Image Processing Algorithms for Digital Mammography: A Pictorial Essay. *Radiographics*. 2000; 20(5): 1479-91.
11. Alvarado J. *Procesamiento y Análisis de Imágenes Digitales*, [tesis doctoral]. Costa Rica: Instituto de Costa Rica; 2012. 166p
12. Huda W, Sajewicz AM, Ogden KM, Dance DR. Experimental investigation of the dose and image quality characteristics of a digital mammography imaging system. *Medical Physics*. 2003; 30(3): 442–8.
13. Marshall NW. A comparison between objective and subjective image quality measurements for a full field digital mammography system. *Phys. Med. Bio.* 2006; 51(10): 2441–63.
14. Rivetti S, Lanconelli N, Bertolini M, Borasi G, Golinelli P, Acchiappati D, et al. Physical and psychophysical characterization of a novel clinical system for digital mammography. *Medical Physics*. 2009; 36(11): 5139–48.
15. Aminah M, Ng KH, Abdullah BJJ, Jamal N. Optimal beam quality selection based on contrast-to-noise ratio and mean glandular dose in digital mammography. *Australas Phys Eng Sci Med*. 2010; 33(4): 329–34.
16. Sechopoulos I. A review of breast tomosynthesis. Part II. Image reconstruction, processing and analysis, and advanced applications. *Medical Physics*. 2013; 40(1): 1–17.
17. Markey MK. *Physics of mammographic imaging*. First Edition. New York.: A Taylor y Francis Book; 2013. 287 p.
18. Gaona E, Gerardo PC, Casian CG, Azorín NJ, Díaz GJA, Arreola M. Utilidad clínica de los programas de control de calidad en mamografía. *Anales de Radiología*. 2005; 2: 133-140.
19. Nelson JS, Wells JR, Baker JA, Samei E. How does c - View image quality compare with conventional 2D FFDM? *Medical Physics*. 2016; 43(5): 2538–47.

20. Sechopoulos I, Sabol JM, Berglund J, Bolch WE, Brateman L, Christodoulou E, et al. Radiation dosimetry in digital breast tomosynthesis: Report of AAPM Tomosynthesis Subcommittee Task Group 223. *Medical Physics*. 2014; 41(9): 1–10.
21. Vecchio S, Albanese A, Vignoli P, Taibi A. A novel approach to digital breast tomosynthesis for simultaneous acquisition of 2D and 3D images. *Eur Radiol*. 2011; 21(6): 1207–13.
22. Friedewald SM, Rafferty EA, Rose SL, Durand MA, Plecha DM, Greenberg JS, et al. Breast cancer screening using tomosynthesis in combination with digital mammography. *JAMA - J Am Med Assoc*. 2014; 311(24): 2499-2507.
23. Sechopoulos I, Suryanarayanan S, Vedantham S, D’Orsi C, Karellas A. Computation of the glandular radiation dose in digital tomosynthesis of the breast. *Medical Physics*. 2007; 34(1): 221–32.
24. Lim YY, Maxwell AJ. Digital breast tomosynthesis. In: *Digital Mammography: A Holistic Approach* [internet]. Springer; 2015 [consulted: 23 June 2020]. 241-246. Available in: [https://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-319-04831-4\\_30#citeas](https://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-319-04831-4_30#citeas). DOI: 10.1007/978-3-319-04831-4\_30.
25. Kopans DB. Digital breast tomosynthesis from concept to clinical care. *AJR*. 2014; 202: 299-308.
26. Gennaro G, Toledano A, Di Maggio C, Baldan E, Bezzon E, La Grassa M, et al. Digital breast tomosynthesis versus digital mammography: A clinical performance study. *Eur Radiol*. 2010; 20(7): 1545–53.
27. Maldera A, De Marco P, Colombo PE, Origgi D, Torresin A. Digital breast tomosynthesis: Dose and image quality assessment. *Medical Physics*. [internet]. 2017 Jan [consulted: 24 June 2020]; 33: 56–67. Available in: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28010921/>. DOI: 10.1016/j.ejmp.2016.12.004.
28. Pattacini P, Nitrosi A, Rossi PG, Iotti V, Ginocchi V, Ravaioli S, et al. Digital mammography versus digital mammography plus tomosynthesis for breast cancer screening: The Reggio Emilia tomosynthesis randomized trial. *Radiology*. 2018; 288(2): 375–385.

29. Zuckerman SP, Conant EF, Keller BM, Maidment ADA, Barufaldi B, Weinstein SP, et al. Implementation of synthesized two-dimensional mammography in a population-based digital breast tomosynthesis screening program. *Radiology*. 2016; 281(3), 730–736.
30. Leyton F, Nogueira MDS, Dantas M, Duran MP, Ubeda C. Mean glandular dose in six digital mammography services in Santiago, Chile: Preliminary reference levels. *Radiat Prot Dosimetry*. 2015;165(1–4): 115–20.
31. Gennaro G. Physics and radiation dose of digital breast tomosynthesis. In: *Digital Breast Tomosynthesis: A Practical Approach*. [internet]. Springer; 2016 [consulted: 25 June 2020]. 1–10. Available in: [https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-28631-0\\_1#citeas](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-28631-0_1#citeas). DOI: 10.1007/978-3-319-28631-0\_1.
32. Scaduto D, Goodsitt M, Chan H-P, Olafsdottir H, Das M, Fredenberg E, et al. WE-DE-207B-05: Measuring Spatial Resolution in Digital Breast Tomosynthesis: Update of AAPM Task Group 245. *Medical Physics*. 2016; 43(6 Part 40): 3818–3818.
33. Fischmann A, Siegmann-luz KC, Centre DB, Cancer B, Brandenburg S, Claussen C. Comparison of full-field digital mammography and film – screen mammography: image quality and lesion detection. *British Journal of Radiology*. 2005; 78(928): 312-15.