



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

CARACTERIZACIÓN DEL SISTEMA DE MASTOGRAFÍA
CONTRASTADA POR ENERGÍA DUAL DEL INCAN

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

FÍSICA

P R E S E N T A :

Diana Itzel Ramírez Gutiérrez



ASESOR DE TESIS:
M. en C. Jorge Patricio Castillo López

CIUDAD UNIVERSITARIA, CDMX. 2023



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

*A mis padres,
Maria del Carmen Gutiérrez y Ricardo Ramírez
por ser mi sostén, mi impulso y los pilares de mi vida.*

*A mi Jedi, porque por ti soy. A mi abuelito Gilberto por sus enseñanzas
A mis abuelitos Job y Flavia por su cariño.*

*A mi hermana Araceli por ser mi compañera vida, a mi hermano Ricardo y a
Marlene por su apoyo.*

Agradecimientos

A mi asesor, el M. en C. Jorge Castillo por su apoyo durante todo mi proceso de aprendizaje, su paciencia y acompañamiento, su disposición incondicional y sus enseñanzas, gracias por haber sido el guía que tanto necesité.

A la Dra. Maria Ester Brandan por su asesoría, apoyo, consejos e impulso a mi proyecto de tesis.

Al M. en C. Héctor Galván por su asesoría y por impulsarnos a cuestionarnos para mejorar nuestro aprendizaje.

Al comité sinodal por su disposición a la revisión de mi trabajo y su valiosa retroalimentación.

Al Proyecto **DGAPA-UNAM PAPIIT IN105622 "Parámetros cuantitativos, calidad y dosimetría de imágenes médicas"** por el apoyo económico que me otorgaron para la realización de este trabajo de tesis.

Al Proyecto **Conacyt Ciencia de Frontera CF2019- 1311307 "Imágenes radiológicas cuantitativas para la caracterización no invasiva del cáncer de mama"** por apoyar este trabajo. Este proyecto permitió la adquisición de algunos de los maniqués usados en esta tesis.

Al Instituto Nacional de Cancerología, por permitirme el uso de los equipos e instalaciones para la realización de este trabajo.

A Vanessa Flores, por acompañarme en este camino y seguir haciéndolo, por ser mi familia. A Aline Lerma por su apoyo incondicional, siempre agradeceré infinitamente habernos encontrado en este camino. A Gabriela Vidal por ser una amiga excepcional, por su cariño y apoyo en todo momento. A Wendy Guzmán por haber compartido conmigo tanto tiempo, por siempre haber estado para mí. Gracias por ser mis hermanas elegidas, son una parte fundamental de mí.

AGRADECIMIENTOS

A Gerardo Hernández, mi gran compañero, por su cálido apoyo, su cariño, su confianza y por impulsarme en los días bajos, gracias por siempre estar a mi lado.

A Luis Cortés por ser mi mejor amigo, mi hermano elegido. A Isaac Chávez por creer en mí y ser mi mejor equipo.

A Miriam Aquino, Gabriela Morales, Oriana Morales, Paula Vázquez, Magdalena Enríquez por ser increíbles amigas que atesoró en mi corazón. A mis amigos: Alexis Páez, Betty Santiago, Isaac Barrón, Héctor Díaz, Vanessa Vázquez, Luis Tamaya, Miguel Duarte, Carlos Joaquín, Carlos Jiménez porque mi experiencia universitaria no hubiera sido la misma sin ustedes.

A mis amigos del INCan, Juan Osnaya, Erika Muñoz, Estefania Pérez, Gustavo Pacheco, Manuel González, Sebastián Ordoñez, Uriel Gallaga y Erika N. por las pláticas, risas, desayunos, por toda nuestra increíble convivencia, el apoyo y retroalimentación durante todo este proceso.

A Odín, por acompañarme tantas madrugadas y quedarse a mi lado hasta que acabara mis tareas, por ser el compañero más fiel.

Nomenclatura

CAE- Control Automático de Exposición
CC-Cráneo-Caudal
CHR-Capa Hemirreductora
DGP- Dosis Glandular Promedio
DS- Diferencia de señal
MLO-Medio Lateral Oblicua
PMMA-Polimetilmetacrilato
VMP-Valor Medio de Píxel

Por sus siglas en inglés:

CEDM-Contrast Enhanced Digital Mammography
CESM-Contrast Enhanced Spectral Mammography
CNR-Contrast-to-Noise Ratio
DE-Dual Energy
DICOM- Digital Imaging and Communication
in Medicine
HE- High Energy
HQ- High Quality
IAEA- International Atomic Energy Agency
IEC-International Electrotechnical Commission
LE- Low Energy
MTF-Modulation Transfer Function
NNPS: Normalized Noise Power Spectrum
NPS-Noise Power Spectrum
PSF-Point Spread Function
QC-Quality Control
ROI- Region Of Interest
SID-Source to Image Distance
TASMICS-Tungsten Anode Spectral Model

Índice general

Agradecimientos

Nomenclatura

1. Introducción	1
2. Marco teórico	3
2.1. Mastografía digital	3
2.2. Indicadores dosimétricos	4
2.3. Indicadores de calidad de imagen	5
2.4. Aplicación en la clínica	8
2.5. Mastografía contrastada	10
2.6. Maniqués comerciales para control de calidad en mastografía contrastada	12
3. Metodología	15
3.1. Caracterización dosimétrica	15
3.2. Caracterización de indicadores de calidad de imagen	19

ÍNDICE GENERAL

3.3. Medición de indicadores de calidad de imagen en maniqués comerciales para control de calidad en mastografía contrastada	24
4. Resultados y discusión	29
4.1. Caracterización dosimétrica	29
4.2. Caracterización de indicadores de calidad de imagen	37
4.3. Establecimiento de valores y tolerancias para maniqués comerciales en mastografía contrastada	44
5. Conclusiones	57
6. Apéndice	58

Capítulo 1

Introducción

El cáncer de mama es una de las principales causas de muerte de mujeres en México [1]. La mastografía es una examinación radiográfica de mama y se divide principalmente en dos categorías: el *tamizaje* que busca identificar patologías en la mama en pacientes asintomáticas y la mastografía de *diagnóstico* que busca identificar lesiones o evaluar hallazgos en los que se tiene sospecha de la presencia de cáncer. Los rasgos característicos del cáncer de mama son masas con márgenes irregulares, cúmulos de microcalcificaciones y distorsión de tejido. Una mastografía proporciona bajas dosis de radiación y es útil para detectar cáncer de mama a etapa temprana donde el tratamiento es más efectivo [2]. El desarrollo de herramientas y mejoras a los equipos de mastografía es una pieza fundamental para optimizar la detección. En el campo de la física médica se han propuesto nuevas alternativas para obtener imágenes que faciliten la visualización de hallazgos de interés sin exponer a la paciente a altas dosis de radiación, una de ellas es la mastografía contrastada [3].

La mastografía contrastada es una modalidad de mastografía digital desarrollada recientemente. En este trabajo se evaluó el método de *sustracción por energía dual* que se caracteriza por utilizar un agente de contraste [3]. Se sabe que algunas neoplasias tienen como consecuencia la angiogénesis (generación de vasos sanguíneos) en los que principalmente se aloja el medio de contraste. Generalmente se utiliza el yodo debido a que a voltajes por encima de la capa K (33.2 keV) existe una mayor diferencia entre los coeficientes lineales de atenuación entre tejidos mamarios y las zonas de captación de contraste [4]. El estudio de mastografía por energía dual consiste en la sustracción de dos imágenes simultáneas de la mama adquiridas a diferentes voltajes. Las dos adquisiciones corresponden a la imagen de *baja energía*, que se obtiene a partir de un espectro de energía similar al de una mastografía convencional y a una de *alta energía*, generada por una diferencia de potencial de aproximadamente

45-49 kV. Posteriormente, el mastógrafo genera una tercera imagen correspondiente a la de *energía dual*. Esta imagen es resultado de la sustracción de las imágenes de alta y baja energía donde se multiplica una de las imágenes por un factor de peso con el fin de eliminar el *fondo* en la imagen final [5].

Actualmente existen maniqués comerciales para control de calidad en mastografía contrastada que consisten en placas que simulan tejido adiposo y tejido fibroglandular adicionados con placas o depósitos de yodo a diferentes concentraciones. Recientemente se introdujo la licencia de mastografía contrastada en el mastógrafo *Amulet Innovality* de la marca Fujifilm del Instituto Nacional de Cancerología (INCan). Sin embargo, aún no se habían establecido valores de referencia para los indicadores de calidad de imagen. Este trabajo buscó establecer valores de referencia y tolerancia para los indicadores de calidad de imagen en maniqués de la marca Gammex y CIRS en el mastógrafo Amulet Innovality con el fin de implementarlos para futuros controles de calidad.

La evaluación se realizó durante 30 semanas y comprendió primeramente una caracterización dosimétrica del mastógrafo y caracterización de indicadores de calidad de imagen. Finalmente, los valores de referencia y tolerancia fueron obtenidos tras la evaluación de las mediciones semanales respecto a cada arreglo de maniquí.

Capítulo 2

Marco teórico

2.1. Mastografía digital

Un estudio de radiografía se realiza con una fuente de rayos X, los rayos se emiten e interaccionan en la zona radiada del paciente y su distribución se modifica a medida que estos se dispersan o son absorbidos en los tejidos. La atenuación está directamente relacionada con el tipo de tejido, lo cual genera una distribución de los rayos X que alcanzan el detector y forman la imagen radiográfica. El estudio radiográfico de una mama es una mastografía y actualmente se realiza en equipos digitales [2].

La mastografía digital se caracteriza por adquirir la imagen con un detector digital. El detector intercepta los rayos X transmitidos por la mama y absorbe su energía. Posteriormente, convierte esa energía en señal electrónica, la cual es directamente proporcional a la intensidad de los rayos X transmitidos y la digitaliza [6]. La mastografía digital ofrece una imagen que se almacena en la memoria de una computadora y es procesada utilizando algoritmos que optimizan la visualización de estructuras con mayor detalle. En el análisis de la imagen se puede ajustar brillo, contraste y aumento en zonas de interés. Por último, las imágenes pueden transmitirse en dispositivos electrónicos [7]. En sistemas de mastografía digital, aquellos con detector integrado pueden dividirse en dos categorías: los de conversión indirecta y los de conversión directa. Los detectores modernos utilizan conversión directa pues elimina los problemas asociados con dispersión de luz que poseen los sistemas indirectos y tienen una mayor eficiencia de detección de rayos X [6].

Detector digital de conversión directa

En los sistemas de conversión directa se utiliza un fotoconductor, generalmente

selenio amorfo ($Z=34$). Debido a la interacción de rayos X con el selenio, electrones de la red molecular de la banda de conducción se excitan y se convierten en electrones libres que dejan *huecos* en la banda de valencia. De esta manera se produce un par electrón-hueco en cada caso. Bajo la influencia de un campo eléctrico los electrones se dispersan hacia la banda de conducción, lo que resulta en un movimiento de cargas que es proporcional a la energía depositada por los rayos X. Finalmente, la señal se transmite por líneas de lectura para su amplificación y digitalización [6].

Control Automático de Exposición

El Control Automático de Exposición (CAE) es un sistema que busca mantener la calidad de imagen homogénea entre las mamas de diferente grosor y densidad impartiendo una dosis de radiación aceptable. De esta manera el CAE selecciona los factores de exposición: combinación ánodo/filtro, voltaje en kV y corriente integrada en mAs. Esto se realiza para producir una imagen con suficiente señal en el detector en función de las características de la mama [2].

Función de respuesta y función de conversión del detector

La sensibilidad de un detector de imagen es determinada por la señal que produce en respuesta a la energía depositada por un haz incidente. La señal se puede estimar a través del Valor Medio de Píxel (VMP), el cual se relaciona con la energía depositada por unidad de masa (dosis en detector) [7]. La dosis en detector es representada a través del Kerma en aire a la entrada del detector. Estas dos magnitudes se relacionan por una constante que depende de la energía promedio del haz [8].

La función de respuesta es la relación entre el Kerma en aire en detector y la corriente integrada (mAs). La función de conversión se obtiene a partir de la función de respuesta y está dada por la relación entre el Kerma en aire a la entrada del detector y el VMP [9].

2.2. Indicadores dosimétricos

Los indicadores dosimétricos ayudan a caracterizar el haz de rayos X y su interacción con los materiales.

Kerma en aire

El KERMA (Kinetic Energy Released per unit Mass) es la cantidad de energía transferida por unidad de masa. La energía proviene de radiación indirectamente ionizante: partículas no cargadas (fotones y neutrones) a materia. El Kerma en aire K_{air} es la cantidad de energía transferida por unidad de masa a partículas cargadas en el aire y su unidad de medida es el gray (Gy). La dosis absorbida es la cantidad

de energía impartida por radiación ionizante en la materia por unidad de masa [8].

Dosis glandular promedio

La dosis glandular promedio (DGP) es el descriptor principal de la dosis absorbida por la mama, asume que la mama es una mezcla homogénea de tejido fibroglandular y tejido adiposo. La DGP es la dosis promedio que recibe el tejido fibroglandular de la mama y se estima a partir de factores de conversión calculados por simulaciones Monte Carlo. Los factores son dependientes del grosor de la mama, la glandularidad (porcentaje de tejido fibroglandular de la mama) y la calidad del haz. La capa hemirreductora (CHR) es el parámetro de cuantificación de la calidad del haz de rayos X de un tubo de rayos X y se define como el grosor de un material que disminuye el Kerma en aire a la mitad de su valor inicial [2].

Método de Dance

El método de Dance y cols. utiliza la siguiente ecuación para estimar DGP:

$$DGP = K g c s \quad (2.1)$$

donde K es el Kerma en aire a la entrada de la mama, el factor g convierte Kerma en aire a DGP para una mama de 50 % de glandularidad, c es un factor de corrección para glandularidades diferentes a 50 % y s depende de la combinación ánodo/filtro. La unidad de medida de la DGP es el gray (Gy) [10].

2.3. Indicadores de calidad de imagen

En una imagen médica, la calidad de imagen representa qué tan bien se transmite la información anatómica para ser interpretada y que se realice un buen diagnóstico. La imagen debe poseer una calidad adecuada aplicando una dosis aceptable de radiación [11].

Detectar cáncer en una mastografía requiere que la imagen posea una alta resolución espacial, alto contraste y bajo ruido [2]. Un alto contraste ayuda a distinguir entre el tejido fibroglandular y el canceroso, lo cual está relacionado directamente con la energía del haz de rayos X. Esto se ejemplifica en la Figura 2.1 donde se muestran las gráficas de los coeficientes lineales de atenuación para el tejido fibroglandular, adiposo y carcinoma. Por otra parte, una alta resolución espacial permite observar detalles en la imagen como las microcalcificaciones ($100 \mu\text{m} - 300 \mu\text{m}$). Por último, un bajo ruido proporciona una observación con mayor claridad. Es importante con-

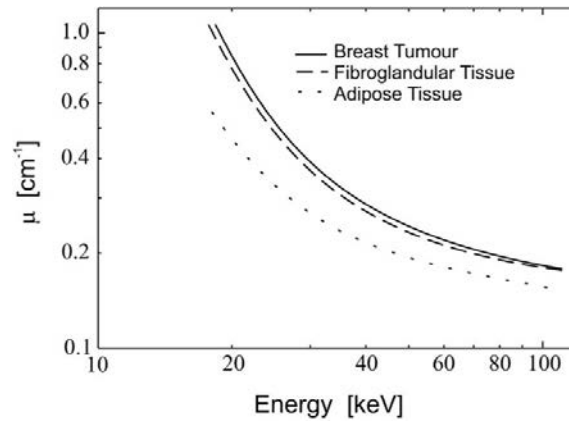


Figura 2.1: Gráfica de los coeficientes lineales de atenuación de tejidos mamarios y carcinoma en función de la energía. Tomado de [12] Yaffe, M.J. Mammographic density. Measurement of mammographic density. Breast Cancer Res 10, 209 (2008). <https://doi.org/10.1186/bcr2102>

siderar que valores bajos en la exposición (kV, mAs) originan imágenes con mayor ruido, mientras que valores altos de exposición aumentan la DGP [7].

Contraste

La resolución de contraste es la habilidad de detectar cambios sutiles en la escala de grises y distinguirlos del ruido de la imagen. En imágenes de transmisión de rayos X el contraste es producido por las diferencias en los coeficientes lineales de atenuación de los rayos X, los cuales dependen de la composición de los tejidos. El contraste se puede reportar como la diferencia relativa entre los valores medios de píxel de un objeto de interés y el fondo [2].

Ruido

El ruido es una característica intrínseca a cualquier medición, incluyendo la formación de imágenes médicas. El ruido disminuye la detectabilidad de los hallazgos de interés médico y la claridad con la que pueden observarse los objetos en una imagen. La producción de rayos X y su interacción con la materia ocurre de manera aleatoria, es decir, el promedio de rayos X que interaccionan para formar una imagen fluctúa. A este fenómeno se le llama ruido cuántico [6]. Cuando el número de electrones, fotones de rayos X o fotones ópticos que llegan al detector es suficientemente grande, visualmente no hay ruido en la imagen. Esto ocurre a expensas de aumentar la DGP. La métrica más sencilla para reportar el ruido es la desviación estándar en una región homogénea [2].

Resolución espacial

La resolución espacial describe el nivel de detalle que puede verse en una imagen, es decir, el tamaño del objeto más pequeño que podemos visualizar. Ésto último corresponde al límite de resolución espacial. Adicionalmente existen múltiples métricas de resolución espacial como la máxima cantidad de pares de líneas por milímetro que se puede visualizar, el ancho a la semialtura de la función de dispersión puntual y la MTF [2].

MTF

La función de transferencia de modulación, Modulation Transfer Function (MTF) es una métrica que caracteriza la relación del contraste conforme aumenta la frecuencia espacial, es decir, conforme aumenta el número de pares líneas en el espacio. La reducción de contraste es el resultado de la pérdida de resolución en el sistema de imagen. La MTF es considerada una de las métricas más exhaustivas para caracterizar resolución espacial.

La MTF se define como la transformada de Fourier de la función de dispersión puntual, Point Spread Function (PSF).

$$MTF(f) = \left| \int_{-\infty}^{\infty} PSF(x) e^{-2\pi i f x} dx \right| \quad (2.2)$$

La PSF es una medida primaria que muestra la respuesta de un detector a un impulso puntual en el espacio. La PSF se puede estimar a partir de la derivada de la función de respuesta a un borde [2]. Existen varios algoritmos para determinar la MTF en imágenes médicas. En este proyecto se utiliza el estándar IEC 62220-1-2, implementado en el código *SACBÉ* por Ayala L. [9].

En la práctica, la MTF se mide utilizando dos imágenes de un objeto de prueba sobre la superficie del detector. El intervalo de muestra p o *pitch* es de considerable importancia para determinar la frecuencia Nyquist ($1/2p$), la cual delimita superiormente las frecuencias que pueden ser transferidas sin pérdida de información. Las frecuencias espaciales superiores al valor de la frecuencia de Nyquist serán submuestreadas y agregadas al espectro de bajas frecuencias originando *aliasing* que se traduce en artefactos sobre la imagen de mastografía [12], [7].

NPS

El espectro de potencia de ruido, Noise Power Spectrum (NPS) caracteriza la correlación espacial del ruido. Se define como la transformada de Fourier:

$$NPS(f_x, f_y) = \left| \int_x \int_y [I(x, y) - \bar{I}] e^{-2\pi i (x f_x + y f_y)} dx dy \right|^2 \quad (2.3)$$

donde $I(x,y)$ es la imagen de un objeto homogéneo, \bar{I} es el valor medio de intensidad, f_x es la frecuencia en la dirección x y f_y es la frecuencia en la dirección y . La integral de la NPS es igual a la desviación estándar en la región homogénea. La NPS describe la variación de la intensidad del VMP de la imagen dividida a lo largo de sus componentes de frecuencia. Se calcula utilizando imágenes de campo plano (sin objeto de prueba), el cual es determinado por el tamaño de píxel del detector [2].

CNR

La relación contraste-ruido, Contrast to Noise Ratio (CNR) es la medida del nivel de la señal en presencia de ruido. Se define como:

$$CNR = \frac{VMP_{ROI} - VMP_f}{\sigma_f} \quad (2.4)$$

Donde el contraste es la diferencia entre el VMP de la región de interés (VMP_{ROI}) y el VMP de la ROI del fondo (VMP_f). En la ecuación, σ_f es la desviación estándar de VMP_f [2].

Resolución de bajo contraste

Una disolución es una mezcla homogénea de dos o más sustancias. El soluto es la sustancia presente en menor cantidad y el disolvente es la sustancia presente en mayor cantidad [13]. La dilución es el proceso de preparar una solución de menor concentración a partir de una solución más concentrada tal que un volumen conocido de una solución es transferido a un nuevo contenedor y disuelto en un nuevo volumen. Dado que la cantidad de soluto es el mismo antes y después de la dilución, se cumple que:

$$C_0 \cdot V_0 = C_d \cdot V_d \quad (2.5)$$

donde C_0 es la concentración de la solución y V_0 es su volumen. Por otro lado, C_d es la concentración de la solución diluida y V_d es su volumen [14].

2.4. Aplicación en la clínica

Las diferencias morfológicas entre tejido sano y tejido canceroso requieren el uso de un equipo de rayos X diseñado específicamente para adquisición de imágenes de mama. En este sentido el equipo debe proveer una buena adquisición, procesamiento y visualización de la imagen.

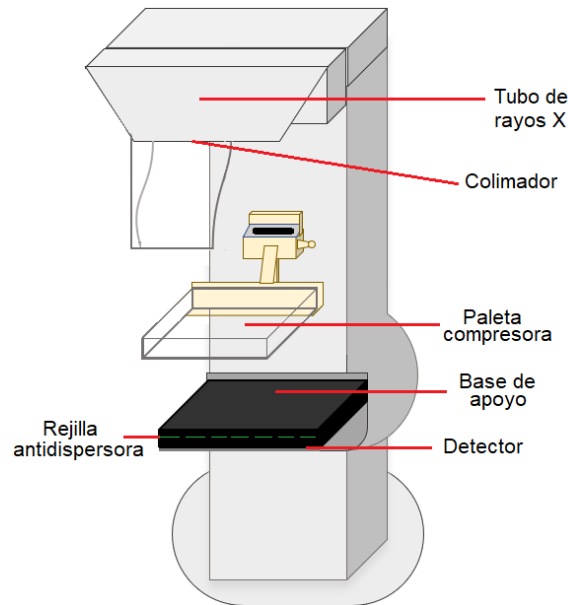


Figura 2.2: Componentes principales de un mastógrafo

Mastógrafo

El mastógrafo es el equipo diseñado para la realización de mastografías, sus componentes principales se ilustran en la Figura 2.2. Los rayos X se generan a partir de la conversión de la energía cinética de los electrones a radiación electromagnética cuando son desacelerados por la interacción a un material. El tubo de rayos X en mastografía se caracteriza por producir voltajes menores a 49 kV. Dentro se encuentra el cátodo (fuente de electrones) y el ánodo rotor (el blanco donde impactan los electrones) comúnmente hecho de molibdeno (Mo), rodio (Rh) o tungsteno (W). Los filtros adicionales forman el espectro de rayos X mejorando la distribución de energía transmitiendo los rayos X de energías deseadas, esto resulta en un mayor contraste entre los tejidos. En una mastografía convencional una energía efectiva adecuada se encuentra entre 15 - 20 kV por lo que se utilizan filtros de Rh, Mo y Ag que incrementan la absorción de rayos X en la capa K en un mismo rango de energía. Por otro lado, para visualizar yodo se utiliza un filtro de Cu [2].

La alineación del tubo de rayos X y el colimador generan que el haz de rayos X sea perpendicular al plano receptor de la imagen. La colimación se consigue ajustando la aperturas de placas de metal que ajustan en tamaño y forma el campo de rayos X. De esta manera disminuye la dispersión y se protege a la paciente de recibir radiación hacia el torso y pulmones. La paleta compresora es paralela al plano receptor y se utiliza para comprimir la mama sobre la base de apoyo. Una compresión firme reduce el grosor y la superposición anatómica, así como el movimiento involuntario. Adicionalmente, resulta en una menor cantidad de rayos X dispersados, reduce borrosidad y menor dosis de radiación en los tejidos mamarios. La rejilla antidispersora

está colocada entre el detector y la mama de la paciente, su función es disminuir la cantidad de rayos X dispersados que alcanzan el receptor de imagen disminuyendo la degradación de objetos de contraste. Finalmente, en el detector se encuentra el sistema del CAE. En el detector se genera la imagen capturada a través de la señal generada por los rayos X. La distancia de la fuente al detector, Source-to-Image Distance (SID) es de aproximadamente 65 cm [2].

Un estudio de mastografía convencional consiste en comprimir cada mama de la paciente sobre la base de apoyo. Generalmente, el CAE selecciona los factores de exposición (ánodo/filtro, kV, mAs) dependiendo de las características de la mama. Dichos factores también pueden seleccionarse manualmente. Por lo general se adquieren dos proyecciones: cráneo-caudal (CC) y medio-lateral oblicua (MLO) con el fin de ubicar espacialmente las lesiones en caso de que se presenten. A continuación se realiza la exposición, se obtiene la imagen y se almacena para su interpretación [2]. En los últimos años se han desarrollado nuevas técnicas para adquisición de imágenes en mastografía con el fin de ubicar lesiones de manera menos invasiva, tal es el caso de la mastografía contrastada [15].

2.5. Mastografía contrastada

La mastografía contrastada digital, Contrast Enhanced Digital Mammography (CEDM), también conocida como Contrast Enhanced Spectral Mammography (CESM), es una relativamente nueva aplicación de mastografía digital que utiliza un agente de contraste yodado en conjunto con una examinación de mastografía [15]. Un estudio de CEDM puede producirse utilizando un sistema de mastografía digital con mínimas adaptaciones [4]. En la actualidad la modalidad que se encuentra disponible en varios sistemas de mastografía comerciales es la sustracción por energía dual [15].

La sustracción de imagen en energía dual, aprovecha las diferencias entre la dependencia energética de los coeficientes lineales de atenuación del tejido fibroglandular, el tejido adiposo y el yodo. En la Figura 2.3 se muestran las gráficas de esta relación. La importancia de utilizar un medio de contraste yodado radica en que éste se concentra en zonas de irrigación de la sangre, las cuales son características de lesiones. Para incrementar el contraste del yodo en una imagen de mastografía el espectro de rayos X debe formarse tal que la energía promedio de los rayos X esté por arriba de la capa K del yodo (33.2 keV), pues existe mayor diferencia entre los coeficientes lineales de atenuación del yodo y los tejidos mamarios [4]. Los rayos X con energías por encima de la capa K del yodo son fácilmente absorbidos por los electrones de los átomos de yodo, mientras que aquellos con energías por debajo de la capa K son

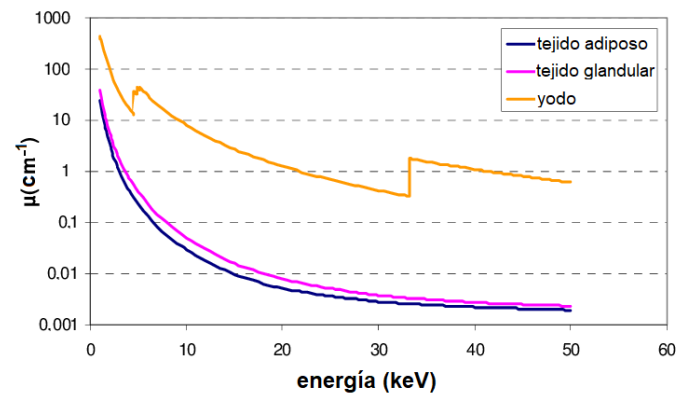


Figura 2.3: Gráfica de los coeficientes lineales de atenuación del tejido adiposo, tejido glandular y yodo. Tomado de [16] Puong, Iordache S, Bouchevreau R., Xavier & Muller, Serge. (2009). Dual-Energy Contrast Enhanced Digital Mammography: theoretical and experimental study of optimal monoenergetic beam parameters using synchrotron radiation. Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE. 7258. 10.1117/12.811596.

difícilmente absorbidos [15].

En una examinación de energía dual se inyecta de forma intravenosa el agente de contraste yodado y se adquieren cuatro proyecciones mamográficas. Estas corresponden a las proyecciones cráneo-caudal (CC) y medio-lateral oblicua (MLO), ambas para cada mama. En el mastógrafo se comprime la mama y se adquieren dos imágenes, una de baja energía (Low Energy: LE) con voltajes de 28 - 31 kV similar a una mastografía convencional (con energía de rayos X por debajo de la capa K del yodo) y enseguida se toma la imagen de alta energía (High Energy: HE) en la que suministra un voltaje de 45 - 49 kV. Por último, el mastógrafo realiza una sustracción de las imágenes previas que resulta en la imagen de energía dual (Dual Energy: DE) [4]. Esta última se caracteriza por eliminar el fondo (tejido adiposo y tejido fibroglandular). De esa manera lo que resalta únicamente son las áreas de captación de contraste yodado [15].

Actualmente existen maniqués comerciales para control de calidad en mastografía contrastada. Particularmente sobresalen dos marcas de carácter comercial: CIRS y GAMMEX distribuidos por Sun Nuclear Corporation.

2.6. Maniqués comerciales para control de calidad en mastografía contrastada

En esta sección se presentan las características de tres maniqués comerciales que pueden ser utilizados para control de calidad en CEDM.

Mammo CESM

El maniqué *Mammo Contrast Enhanced Spectral Mammography* (Mammo CESM) modelo 2376 de Gammex está compuesto por dos tipos de placas: placa con contraste de yodo y placas que simulan tejido adiposo y glandular, las cuales tienen dimensiones de $181 \times 100 \text{ mm}^2$. En la Figura 2.4 se muestran las placas que componen el maniqué. Se compone de cuatro bloques de 2 cm de grosor y un bloque de 1 cm que simulan zonas de tejido adiposo y tejido glandular. La placa de contraste de yodo es de 1 cm de grosor. El maniqué puede representar mamas comprimidas de grosores entre 1 cm a 9 cm.

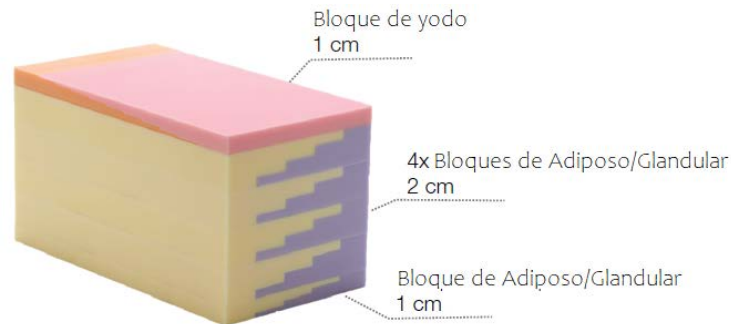


Figura 2.4: Maniqué Gammex. Tomado de [17] Gammex Inc. (2020), Users Guide, Mammo CESM Phantom Model 2376. EUA. Dx Diagnostic.

Los colores del maniqué corresponden a: amarillo= tejido adiposo, morado=tejido glandular, rosa=mama 50/50, anaranjado= yodo.

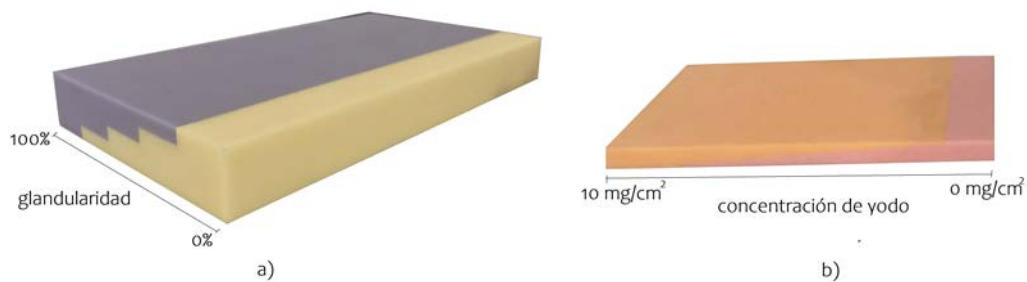


Figura 2.5: a) Placa de tejido Adiposo-Glandular. b) Placa de contraste de yodo

En la Figura 2.5 a) se muestra la composición de cada bloque equivalente a tejido adiposo-glandular donde se observan cinco regiones a lo largo de su eje menor (0 %, 25 %, 50 %, 75 % y 100 % de glandularidad). En la Figura 2.5 b) se muestra el bloque de contraste de yodo de 1 cm de grosor, compuesto de material equivalente a una mama con 50 % de glandularidad. Se divide a lo largo de su eje mayor en 11 secciones con concentraciones de yodo de 0 - 10 mg/cm^2 [17].

Maniquí CIRS 022

El maniquí *Contrast Enhanced Spectral Mammography* modelo 022 de CIRS está diseñado para control de calidad en mastografía contrastada. Dicho maniquí demuestra la presencia o ausencia de yodo en los tejidos, representando una mama promedio en forma y tamaño. En la Figura 2.6 se muestran las placas que componen el maniquí: A) Placa de depósitos de 1 cm de grosor constituida por material equivalente a una mama con 50/50 tejido glandular y tejido adiposo. La placa contiene dos conjuntos de cinco depósitos de 1 cm de diámetro. En cada conjunto se tienen cuatro depósitos a concentraciones de yodo de 0.2, 0.5, 1.0 y 2.0 mg/cm^2 y un depósito de material equivalente a 100 % tejido glandular. B) Placa de 2.5 cm compuesta por una mitad de material equivalente a 100 % tejido adiposo (amarillo) y otra mitad equivalente a 100 % tejido glandular (café). Las placas C) y D) tienen un grosor máximo de 1 cm que disminuye en los bordes para representar una mama comprimida. Su composición es equivalente a tejido 100 % adiposo [18].



Figura 2.6: Maniquí CIRS. La imagen de la izquierda muestra el conjunto de placas que contiene el maniquí. La imagen derecha muestra la distribución de los depósitos con sus respectivas concentraciones.

Las placas son de 18 cm \times 11 cm aproximadamente. En conjunto, el maniquí alcanza un grosor de 5.5 cm que disminuye en los bordes. La base negra del maniquí contiene

un imán para un mejor ajuste de las placas.

Maniquí BR3D

El maniquí *BR3D Breast Imaging* modelo 020 de CIRS está compuesto por seis placas con distribuciones heterogéneas de material equivalente a tejido adiposo y tejido glandular. Sus dimensiones son de $100 \times 180 \times 10 \text{ mm}^3$. En la Figura 2.7 se muestran los componentes del maniquí. Cada placa contiene material equivalente a tejido 100% adiposo y tejido 100% glandular mezclados en forma de remolino en aproximadamente una proporción de 50/50, cada una con un patrón único. El maniquí cuenta con una placa que contiene material que simula grupos de microcalcificaciones, masas y fibras. Dicha placa demuestra cómo los objetivos pueden ser oscurecidos variando la glandularidad [19]. En la Figura 2.8 se muestran las placas que se utilizaron en este trabajo.



Figura 2.7: Maniquí BR3D



Figura 2.8: Placas utilizadas del maniquí BR3D en este trabajo

Capítulo 3

Metodología

En este capítulo se describen los materiales y procedimientos utilizados para la caracterización dosimétrica y de indicadores de calidad de imagen. Posteriormente, se describe la adquisición y el análisis de las imágenes obtenidas utilizando maniqués comerciales para control de calidad en mastografía contrastada.

Las mediciones se realizaron en el mastógrafo *Amulet Innovality* de la marca Fujifilm ubicado en el INCAN con número de serie: 83641-N4 (Figura 3.1). El mastógrafo cuenta con una distancia fuente-detector (SID) de 65 cm, un detector de conversión directa de selenio amorfo de 240 mm × 300 mm y tamaño de pixel de 50 μm . El tubo de rayos X proporciona voltajes en el intervalo de 22 kV - 49 kV y la corriente integrada es de 2 mAs - 450 mAs. Los filtros integrados son: Rh (0.05 mm), Al (0.7 mm) y Cu (0.25 mm).

3.1. Caracterización dosimétrica

La caracterización dosimétrica incluyó la selección de técnicas radiológicas y su rendimiento, medición de la capa hemirreductora, estimación de la dosis glandular promedio y determinación de la función de conversión del detector.



Figura 3.1: Mastógrafo *Amulet Innovality*, Fujifilm del INCan

3.1.1. Selección de técnicas radiológicas de referencia

En esta sección se identificaron técnicas de referencia para mastografía contrastada utilizando espesores representativos de mamas comprimidas. Esto se realizó considerando los grosores que indica la IAEA en *Quality Assurance Programme for Digital Mammography* [11]. La selección de técnicas se realizó para CEDM en la proyección cráneo-caudal (CC), nivel de exposición normal y por el control automático de exposición. Para las mediciones se utilizaron nueve placas de PMMA de dimensiones $24\text{ cm} \times 29\text{ cm} \times 1\text{ cm}$ y una placa de tamaño $24\text{ cm} \times 29\text{ cm} \times 0.5\text{ cm}$.

Tabla 3.1: Relación entre el grosor de mama comprimida y el espesor de PMMA

Espesor de PMMA (cm)	Grosor de mama de referencia (cm)
2	2.1
4.5	5.3
7	9

Las placas de PMMA se apilaron sobre la base de apoyo del mastógrafo para formar grosores de 2 cm, 4.5 cm y 7 cm, se colocaron centradas lateralmente y al borde del tórax. En la tabla 3.1 se muestra la relación entre el espesor de PMMA y su grosor equivalente a una mama comprimida estipulado por la IAEA [11]. Los grosores de las mamas de referencia se utilizaron para ubicar la posición de la paleta compresora en cada caso. Posteriormente, se realizó la exposición seleccionada por el CAE y se reportaron las técnicas obtenidas para las imágenes de baja y alta energía, las cuales incluyeron la combinación ánodo/filtro, el kV y el mAs. Posteriormente se seleccionaron técnicas manuales tomando como referencia las técnicas seleccionadas

por el CAE. Estas se reportaron con la misma combinación ánodo/filtro y tomando los valores más cercanos en kV y mAs. Las técnicas manuales se seleccionaron para realizar las mediciones correspondientes a la caracterización dosimétrica del mastógrafo.

Adicionalmente se obtuvieron las técnicas radiológicas en mastografía convencional para los mismos grosores. Las imágenes se tomaron en la proyección cráneo-caudal y por el CAE. Se ubicó el arreglo de placas en el detector y se realizó la exposición en cada caso. Finalmente, se reportó la combinación ánodo/filtro, kV y mAs para las tres técnicas obtenidas.

3.1.2. Medición de la CHR y rendimiento

En la medición de la capa hemirreductora y rendimiento se utilizó la cámara de ionización Radcal, modelo *10X6-6M*, un electrómetro Radcal modelo *AGT-P-AG* (ambos calibrados en octubre 2020) y una placa de plomo de 3 mm de grosor para protección del detector. La exposición se realizó para mastografía convencional y las técnicas se seleccionaron de modo manual.

Capa hemirreductora

Para esta medición se utilizaron filtros de aluminio de 0.1 mm, 0.5 mm, 1 mm y 2 mm de espesor y se colocó un portafiltros a la salida del haz para un acomodo más óptimo. Se retiró la paleta compresora del mastógrafo y se cubrió el detector con la placa de plomo para su protección. A continuación se colocó la cámara de ionización en el punto de referencia (a la altura de 4.5 cm, centrada lateralmente y a 4 cm respecto al tórax) siguiendo la metodología recomendada por la IAEA [11].

La CHR se midió para las técnicas de referencia manuales obtenidas. Para estimar un valor aproximado de la CHR y disminuir el número de exposiciones en el mastógrafo, se utilizó *Tungsten Anode Spectral Model using Interpolating Splines* (TASMICS). Esta herramienta calcula la CHR a partir de un espectro de energía dado. Primero se seleccionó la técnica manual, se realizó la exposición y se midió el Kerma en aire. De dicho valor se obtuvo la mitad del Kerma ($K_{1/2}$). A continuación se colocaron filtros de aluminio a la salida del haz con un espesor cercano al estimado por TASMICS. El espesor se incrementó 0.5 mmAl cada vez hasta obtener un valor del Kerma en aire menor y más cercano a $K_{1/2}$. Se registró el espesor total de los filtros y el valor del Kerma obtenido. Posteriormente se adicionaron más filtros hasta obtener un valor de Kerma por arriba de $K_{1/2}$. Finalmente se calculó la CHR por el método de interpolación lineal. La interpolación se realizó tomando los valores del grosor de aluminio y su respectivo Kerma en aire obtenido.

Rendimiento

El rendimiento corresponde a la pendiente de la relación entre el Kerma en aire y la corriente integrada. Para evaluar el rendimiento de las técnicas radiológicas se cubrió el detector con la placa de plomo para su protección y sobre ella se posicionó la cámara de ionización en el punto de referencia. A continuación se colocó la paleta compresora en contacto con la cámara de ionización. Se tomó la técnica manual de referencia W/Rh 29 kV - 71 mAs y se midió el Kerma en aire para 32 mAs, 71 mAs y 140 mAs.

Se sabe que la relación entre el Kerma en aire y la corriente integrada deber ser lineal [8]. Esta relación se verificó con la técnica de referencia W/Rh 29 kV - 71 mAs. De esta manera, para obtener el rendimiento para las técnicas de referencia restantes sólo se necesitó obtener un valor de Kerma en aire respecto a su corriente integrada. En este caso se utilizó un diodo Radcal, modelo *10X6-6M* calibrado en octubre de 2020. Se colocó el diodo sobre la placa de plomo en el detector en el punto de referencia, se seleccionó la técnica y la paleta compresora se posicionó en contacto con el diodo. Para cada técnica se realizó la exposición y se midió el Kerma en aire. El rendimiento se obtuvo al evaluar el cociente: $K_{air}/$ corriente integrada.

3.1.3. Determinación de la función de conversión del detector

En este trabajo se utilizó la definición de función de conversión que relaciona el valor medio de píxel (VMP) y el Kerma en aire a la entrada del detector. Esto se realizó para ser consistentes en la evaluación de MTF y NPS con el código SACBÉ implementado por Ayala L. [9]. El mastógrafo *Amulet Innovality* de la marca Fujifilm tiene función de conversión logarítmica.

Para obtener la función de conversión del equipo primero se midió la función de respuesta. La función de respuesta es la relación entre el Kerma en aire en detector respecto a la corriente integrada. Para esto se retiró la paleta compresora y la rejilla antidispersora del mastógrafo siguiendo la metodología descrita por Ayala L.[9] Se colocaron los filtros de aluminio correspondientes a cada técnica según la estimación de TASMICS (Tabla 3.2). Estos se colocaron para que la calidad del haz fuese similar en cada técnica. Posteriormente, se tomaron imágenes de campo plano (sin objeto sobre la base de apoyo) variando la corriente integrada para cinco valores en el intervalo 12 mAs - 140 mAs. La evaluación de las imágenes se realizó en el programa Image J en el que se midió el VMP para cada imagen utilizando una ROI de 2×2 cm a 6 cm del borde del tórax y centrada lateralmente.

Tabla 3.2

Técnica	Atenuador
W/Rh 26 kV	1 mmAl
W/Rh 29 kV	2.3 mmAl
W/Rh 31 kV	3.6 mmAl
W/Cu 45 kV	1 mmAl
W/Cu 45 kV	2.3 mmAl
W/Cu 45 kV	3.6 mmAl

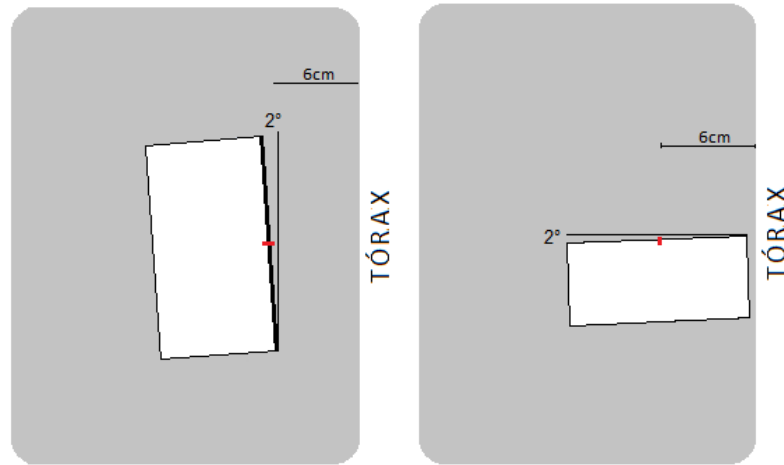
Para medir la función de conversión se colocó la cámara de ionización *Radcal* modelo AGT-P-AG a 4.5 cm sobre el detector en el punto de referencia. Se seleccionó la técnica de referencia y se adicionaron los filtros correspondientes. Posteriormente, se realizó la exposición variando la corriente integrada análogamente al procedimiento anterior y se midió el Kerma en aire a la entrada de la cámara de ionización. El Kerma en aire a la entrada del detector se calculó utilizando la ley del inverso cuadrado de la distancia (en este caso $[65 \text{ cm} - 4.5 \text{ cm} / 65 \text{ cm} - 6 \text{ cm}]^2$). Finalmente, se relacionó el VMP obtenido con el Kerma en aire en detector.

3.2. Caracterización de indicadores de calidad de imagen

De forma general, la calidad de imagen se caracteriza a través de tres métricas: resolución espacial, ruido y contraste. En las imágenes de mastografía contrastada, la resolución espacial y el ruido están directamente relacionadas con los valores de mastografía convencional. En consecuencia, las mediciones de MTF y NPS se realizaron sobre imágenes convencionales de mastografía. Por otro lado, la resolución de bajo contraste con muestras yodadas se evaluó en las imágenes de mastografía contrastada.

3.2.1. Medición de MTF y NPS

Para medir MTF y NPS se retiró la paleta compresora y la rejilla antidispersora del mastógrafo siguiendo la metodología descrita por Ayala L.[9]. En la medición de MTF se utilizó como objeto de prueba una placa de acero de 12 cm \times 6 cm y de 0.8 mm de grosor. La placa cuenta con un borde rectificado pulido a 5 μm . Para la medición se tomó el centro del borde como el punto de referencia.



(a) Placa respecto al eje horizontal (b) Placa respecto al eje vertical

Figura 3.2: Orientación del objeto de prueba (placa de acero) en las direcciones horizontal y vertical para la medición de MTF

En la Figura 3.2 se muestra la orientación de la placa sobre el detector para la medición de MTF en el borde rectificad. Se tomaron dos imágenes: una respecto al eje horizontal (orientación tórax-pezón) y otra respecto al eje vertical (perpendicular al tórax). Las imágenes se adquirieron para la técnica W/Rh 29 kV - 71 mAs correspondiente a la técnica de referencia para una mama promedio de 5.3 cm. En la imagen respecto al eje horizontal se colocó la placa sobre el detector con el punto de referencia centrado lateralmente y a una distancia de 6 cm respecto al tórax, se inclinó 2° y se realizó la exposición. En la imagen respecto al eje vertical se rotó la placa tal que el borde se posicionó en dirección perpendicular al tórax, se inclinó 2° y se realizó la exposición. En ambas configuraciones el centro del borde rectificad quedó en la misma posición.

En la evaluación de NPS se obtuvieron cuatro imágenes de campo plano (sin la placa de acero sobre la base de apoyo). Las imágenes se adquirieron para la misma técnica utilizada previamente (W/Rh 29 kV - 71 mAs), se descargaron con tamaño de píxel de 50 μm y en modo *para procesamiento*. Para la evaluación de MTF y NPS se utilizó el código SACBÉ.

Evaluación de MTF y NPS en el código SACBÉ

El código SACBÉ es una herramienta de procesamiento de imágenes para medir MTF y NPS, es un software implementado y diseñado en Matlab por Ayala L. [9]. Para obtener la MTF en el código es necesario definir la imagen del borde inclinado, la imagen de campo plano, los coeficientes de la función de conversión, el tamaño

de píxel, las dimensiones de la ROI, el modo de selección de la ROI (manual o automática) y la dirección de la medición de MTF (horizontal o vertical). El código SACBÉ considera que la función de conversión del mastógrafo es lineal. En este trabajo la función de conversión del mastógrafo es logarítmica tal que:

$$VMP = mln(K_{air}) + n \quad (3.1)$$

donde m y n son los coeficientes de la función de conversión y dependen de la técnica seleccionada. Para introducir los coeficientes de la función de conversión del mastógrafo se modificó el código siguiendo la ecuación 3.2.

$$VMP = aK_{air} + b \longrightarrow VMP = mln(K_{air}) + n \quad (3.2)$$

Adicionalmente, la linealización de las imágenes se modificó de la forma:

$$Ilin = \frac{double(I) + 1 - b}{a} \longrightarrow Ilin = exp\left(\frac{double(I) - n}{m}\right) \quad (3.3)$$

$$Rlin = \frac{double(R) + 1 - b}{a} \longrightarrow Rlin = exp\left(\frac{double(R) - n}{m}\right) \quad (3.4)$$

Para la evaluación de MTF se definió la imagen de borde, es decir, la placa orientada respecto al borde horizontal o vertical. Se seleccionó una imagen de campo plano (sin la placa de acero) y se especificaron los coeficientes de la función de conversión. Manualmente se centró la ROI de 2.5 cm \times 5 cm en el punto de referencia de la placa. Finalmente, se seleccionó la dirección de medición de MTF según la orientación del borde.

Para obtener el espectro de potencia de ruido fue necesario definir el número de imágenes a analizar, nombre de las imágenes, los coeficientes de la función de conversión, el tamaño de píxel, las dimensiones de la ROI y el punto donde se centró la ROI. En este trabajo se tomaron cuatro imágenes para evaluar, el tamaño de la ROI se seleccionó de 5 cm \times 5 cm y se ubicó en el centro de la imagen. Finalmente se definieron los coeficientes de la función de conversión, en este caso la única modificación en el código fue reemplazar las constantes $a, b \longrightarrow m, n$ siguiendo la ecuación 3.2.

Medición de resolución de bajo contraste con muestras yodadas

La medición de resolución de bajo contraste se realizó para evaluar la relación de la señal de yodo medida en una imagen DE en función de la concentración de yodo para un maniquí no comercial. Para esto se utilizó un maniquí de PMMA de 10 cm \times 10 cm \times 1 cm que contiene 28 depósitos cilíndricos de 7 mm de diámetro ubicados en un arreglo de 4 filas \times 7 columnas. El objetivo fue rellenar los pozos con siete concentraciones de yodo y evaluar el contraste en la imagen de energía dual para los distintos conjuntos de depósitos. Se utilizó una micropipeta Dlab con capacidad de 20 - 200 μ l, puntas para micropipeta, jeringa de 10 ml, 7 frascos de vidrio, agua y una solución inyectable de medio de contraste no iónico *Ultravist 300* de Bayer AG. La solución es transparente e incolora con un contenido de yodo de 15 g. Cada 100 ml contienen en solución acuosa 62.3 g Ioprimida, 100 mL Vehículo cbp y 300 mg I/ml.

En cada frasco se depositaron 10 ml de agua utilizando la jeringa. A continuación, se colocó la punta a la micropipeta y se extrajo el volumen de agua correspondiente a la concentración deseada. En la Tabla 3.3 se muestra la relación del volumen de agua depositada. Posteriormente, con una punta nueva se añadió el volumen de yodo correspondiente a cada frasco. En todos los casos la relación se calculó a partir de la ecuación 2.5. Se obtuvieron 7 mezclas correspondientes a las 7 concentraciones de yodo.

Tabla 3.3

Volumen de agua (ml)	Volumen de yodo (μ l)	Concentración volumétrica (mg/ml)	Concentración proyectada (mg/cm^2)
10	0	0	0
9.975	25	0.75	0.28
9.950	50	1.5	0.57
9.925	75	2.25	0.86
9.90	100	3	1.14
9.85	150	4.5	1.71
9.80	200	6	2.8

En la Figura 3.3 a) se muestra el arreglo del maniquí utilizado. Dado que el maniquí cuenta con 7 columnas, en cada columna se vertió una cierta concentración respectivamente. El llenado consistió en verter 150 μ l de la dilución en cada depósito. En cada cada columna se utilizó una punta diferente para que no se contaminaran las mezclas. En la primera columna de depósitos se colocó agua para representar una concentración de 0 mg/ml de yodo. Las seis columnas restantes se rellenaron de la menor a mayor concentración tomando la dirección de izquierda a derecha del

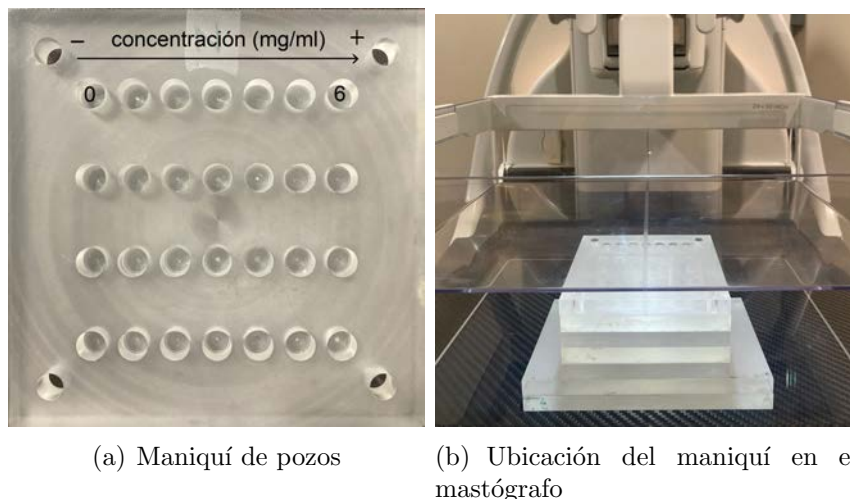


Figura 3.3

maniquí de pozos.

Posteriormente se colocó el maniquí sobre el detector del mastógrafo centrado lateralmente y a 1 cm respecto el borde del tórax como se muestra en la Figura 3.3 b). El acomodo del maniquí se realizó con mucho cuidado debido a que ligeras variaciones en el llenado afectan la imagen. A continuación, se colocaron placas de PMMA debajo del maniquí para representar diferentes grosores de mama. Los grosores utilizados fueron 2 cm, 5 cm, 6 cm y 8 cm. Esto se realizó con el fin de observar si existían diferencias que fueran resultado del grosor utilizado. La paleta compresora se colocó en contacto con el maniquí, las adquisiciones se tomaron en CEDM, N-mode y por el CAE. Finalmente, las imágenes DICOM se descargaron en el modo *para procesamiento*.

Evaluación de las imágenes

La evaluación se realizó en el programa *Image J*. Se tomaron cuatro ROIs de 6 mm de diámetro correspondientes a cada conjunto de depósitos de la misma concentración, se midió el VMP y la desviación estándar en cada caso. Esto se realizó para cada columna en la que se promedió el VMP de los cuatro depósitos. Posteriormente se obtuvo la diferencia de señal (DS) tomando el VMP de la ROI de yodo menos el VMP de la ROI de agua. Finalmente se graficó la relación de la diferencia de señal respecto a la concentración proyectada. Adicionalmente se graficó la relación contraste-ruido (CNR) respecto a la concentración proyectada, esta última se calculó siguiendo la ecuación 2.4.

3.3. Medición de indicadores de calidad de imagen en maniqués comerciales para control de calidad en mastografía contrastada

En esta sección se presenta la metodología utilizada en la medición de tres arreglos de maniqués comerciales. Las mediciones se realizaron semanalmente durante 30 semanas con el objetivo de establecer valores de referencia y tolerancia para los indicadores de calidad de imagen en maniqués comerciales para control de calidad en mastografía contrastada. Las imágenes se tomaron para CEDM, nivel de exposición normal y por el CAE. Los maniqués comerciales utilizados se encuentran en el INCAN, usados en convenio con el Instituto de Física de la UNAM. Dichos maniqués corresponden a: *Mammo CESH Phantom* modelo 2376 de Gammex, *CEM Phantom* modelo 022 de CIRS y maniqué BR3D modelo 020 de CIRS. En cada medición semanal de control de calidad se siguió lo siguiente: registro del “paciente”, selección de modalidad CEDM y elección de 9 imágenes en CEDM, DCHA, CC. Posteriormente se colocó el arreglo del maniqué correspondiente.

Maniqué Gammex

El primer arreglo se realizó con el maniqué *Mammo CESH* de Gammex. En la Figura 3.4 se muestra el arreglo del maniqué que consistió en colocar la placa de contraste de 1 cm centrada lateralmente y al borde del tórax sobre la base de apoyo, de modo que el incremento de la concentración de yodo fuera en dirección izquierda-derecha tomando el mastógrafo de frente. Posteriormente se colocaron las dos placas de 2 cm de material equivalente a tejido glandular y tejido adiposo sobre la placa de contraste. La región de 100 % glandularidad se ubicó al borde del tórax simulando un mama comprimida de 5 cm. Finalmente, la paleta compresora se ubicó a 5 cm respecto al detector y se realizó la exposición seleccionada por el CAE.

Maniqué CIRS 022

El segundo arreglo se realizó con el maniqué *CEM* modelo 022 de CIRS. El orden de las placas se muestra en la Figura 3.5. A partir de la placa referente a tejido 100 % adiposo unida a la base negra se apilaron las placas adicionales. Se colocó la placa 50/50 adiposo-glandular, posteriormente se añadió la referente a los depósitos de yodo y finalmente se agregó la placa de material equivalente a tejido 100 % adiposo. A continuación el maniqué se ubicó sobre la base de apoyo centrado lateralmente con la base negra al borde del tórax. El arreglo simula una mama comprimida en forma y tamaño. La región correspondiente a tejido 100 % adiposo de la placa 50/50 se ubicó en la parte derecha, tomando la ubicación de frente al mastógrafo. Finalmente

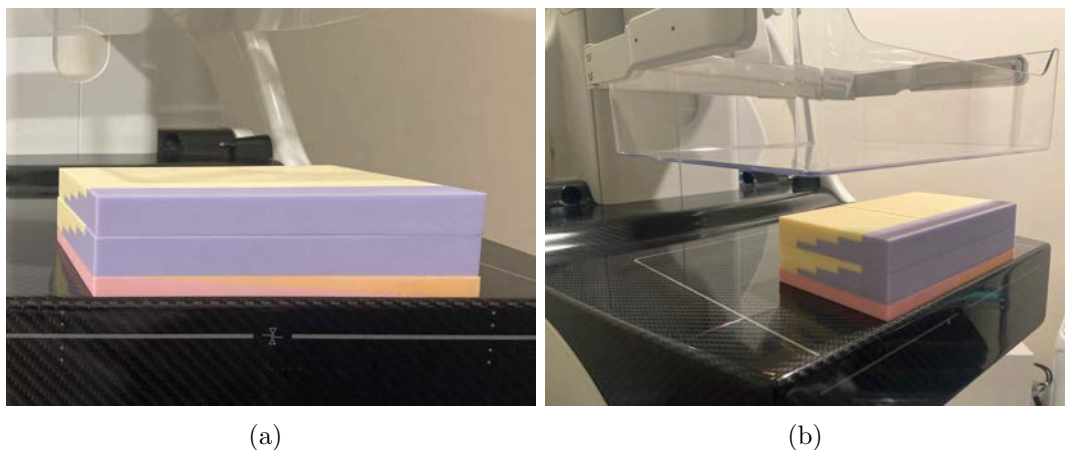


Figura 3.4: Maniquí Gammex en detector



Figura 3.5: Arreglo del maniquí CIRS

la paleta compresora se ubicó a 5 cm y se realizó la exposición seleccionada por el CAE.

Maniquí CIRS + BR3D

Para el tercer arreglo se utilizó el maniquí *CESM* modelo 022 de CIRS y placas del maniquí BR3D modelo 020 de CIRS. A partir del segundo arreglo se retiró la placa 50/50 adiposo-glandular del maniquí *CESM*. En su lugar se colocaron dos placas del maniquí BR3D correspondientes a material equivalente a tejido adiposo-glandular en un fondo heterogéneo distribuidos en una proporción 50/50. La placa de depósitos de yodo quedó ubicada sobre las placas heterogéneas como se muestra en la Figura 3.6 b). Las características en los patrones de las placas heterogéneas se utilizaron



(a) Placas para el arreglo del maniquí (b) Maniquí CIRS + BR3D en detector

Figura 3.6

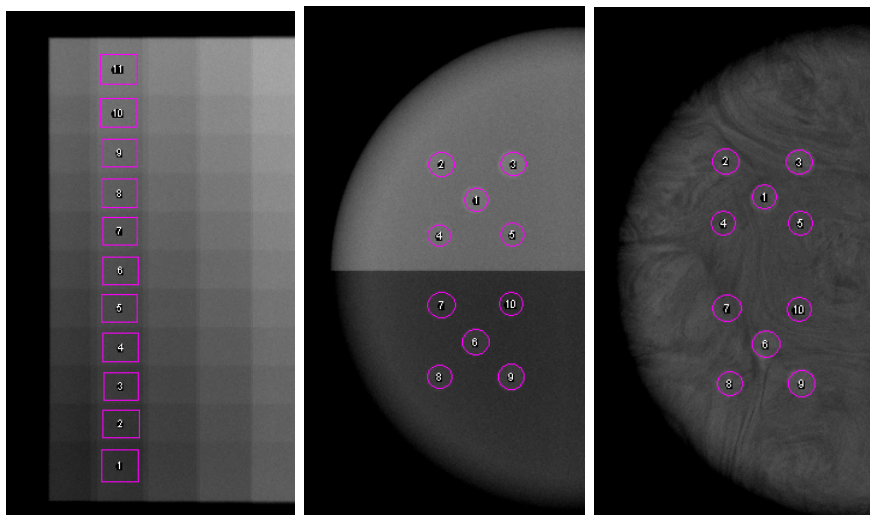
para reconocer su orientación al momento de ubicarlas en el arreglo. En la Figura 3.6 c) se muestra el arreglo del maniquí centrado lateralmente y con la base negra al borde del tórax. La paleta compresora se ubicó a 5 cm respecto al detector y se realizó la exposición seleccionada por el CAE.

Se obtuvieron tres imágenes para cada arreglo del maniquí correspondientes a las adquisiciones de baja energía, alta energía y la imagen de energía dual obtenida por el mastógrafo. Las imágenes se guardaron en el modo *para procesamiento* y en alta calidad ($50 \mu\text{m}$).

Evaluación de las imágenes

Se evaluaron las imágenes de energía dual para cada maniquí en el programa Image J. En el caso del maniquí Gammex se tomaron once ROIs de $15 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ sobre el eje de 25% de glandularidad para las concentraciones de yodo de 0 - 10 mg/cm^2 . En la Figura 3.7 a) se muestran las ROIs medidas para este arreglo del maniquí indicadas por los rectángulos en la imagen. La elección del eje de 25% de glandularidad se realizó debido a que es el valor más cercano a 29% de glandularidad, correspondiente al de una mama promedio de 53 cm [20]. En cada ROI se midió el VMP y se obtuvo la diferencia de señal (DS) al restar el VMP de la ROI menos el VMP del fondo. En este caso el fondo se tomó como la ROI de 0 mg/cm^2 .

Para el arreglo de maniquí CIRS y el arreglo maniquí CIRS + BR3D se tomaron diez ROIs de 8 mm de diámetro. Estas se ubicaron sobre los depósitos de yodo correspondientes a las concentraciones de 0.1, 0.5, 1.0 y 2.0 mg/cm^2 y sobre el



(a) ROI's evaluadas en el maniquí Gammex (b) ROI's evaluadas en el maniquí CIRS 022 (c) ROI's evaluadas en el maniquí CIRS+BR3D

Figura 3.7

depósito de material 100 % glandular. En la Figura 3.7 b) y c) se muestran las ROIs seleccionadas en cada arreglo. En cada caso se midió el VMP y se calculó la DS tomando la ROI de fondo como el depósito 100 % glandular en cada conjunto. En ambos arreglos, se midieron los dos conjuntos de depósitos de cada maniquí.

Finalmente, se comparó la relación de diferencia de señal en función de la concentración de yodo para cada arreglo. Los valores de referencia se calcularon a partir de la diferencia de señal promedio a lo largo de las 30 semanas. Las tolerancias se obtuvieron tomando tres veces el valor de la desviación estándar de las mediciones.

Evaluación del maniquí Gammex

El maniquí Gammex se utilizó para evaluar la estabilidad en la cuantificación de yodo y medición de CNR.

La medición de estabilidad consistió en evaluar la relación del VMP respecto a la concentración de yodo para las concentraciones de 0 - 10 mg/cm^2 a lo largo de las 30 semanas. Posteriormente se aproximó a una recta y se tomó la pendiente en cada caso. Finalmente se graficó el valor de la pendiente a lo largo de las 30 semanas. De esta manera se evaluó la variabilidad del VMP que se traduce en la señal de yodo detectada en cada medición.

La medición de la relación contraste-ruido se realizó para cinco grosores de mamas comprimidas: 30 mm, 40 mm, 50 mm, 60 mm y 70 mm. En cada caso se colocó el

número de placas correspondientes a cada grosor y se obtuvieron imágenes siguiendo la misma metodología utilizada al evaluar el primer arreglo del maniquí (Figura 3.4). La evaluación de las imágenes se realizó en el programa Image J y consistió en la medición del VMP para las ROIs en las concentraciones de 0 - 10 mg/cm^2 sobre el eje de 25 % de glandularidad. La ROI se tomó de 15 mm \times 10 mm como se muestra en la Figura 3.7 a) y adicionalmente se midió la desviación estándar de la ROI en cada caso. El cálculo de la CNR se realizó tomando la ecuación 2.4 y se graficó en función del grosor del maniquí para diferentes concentraciones.

Capítulo 4

Resultados y discusión

En este capítulo se presentan los resultados de la caracterización dosimétrica en la que se seleccionaron las técnicas radiológicas de referencia y su rendimiento, la evaluación de la CHR y la estimación de la DGP. La DGP se calculó utilizando el método de Dance. Posteriormente se presentan los resultados de la caracterización de indicadores de calidad de imagen: medición de MTF y NPS. Para estas mediciones se calculó la función de conversión del equipo y se utilizó el código SACBÉ. Adicionalmente se presenta la medición de resolución de bajo contraste con muestras yodadas. Finalmente se obtuvieron valores de referencia y tolerancia para indicadores de calidad de imagen en maniqués comerciales para control de calidad en mastografía contrastada.

4.1. Caracterización dosimétrica

Técnicas radiológicas

En la Tabla 4.1 se muestran las técnicas seleccionadas por el CAE en función del grosor de la mama. Adicionalmente se muestran las técnicas manuales que se tomaron como referencia en el resto del proyecto.

Se obtuvieron dos técnicas de referencia seleccionadas por el CAE para cada grosor de mama comprimida. Estas corresponden al resultado de la exposición para baja energía y alta energía. Las técnicas obtenidas con alta energía se caracterizan por la combinación ánodo/filtro de W/Cu y un voltaje de operación de 45 kV. Por otro lado, las técnicas de baja energía corresponden a aquellas de combinación W/Rh y

Tabla 4.1: Técnicas radiológicas de referencia para CEDM

Grosor de PMMA (cm)	Grosor de mama de referencia (cm)	Técnica CAE	Técnica de referencia (manual)
2	2.1	W/Rh 26 kV 32 mAs	W/Rh 26 kV 32 mAs
2	2.1	W/Cu 45 kV 12 mAs	W/Cu 45 kV 12.5 mAs
4.5	5.3	W/Rh 29 kV 68 mAs	W/Rh 29 kV 71 mAs
4.5	5.3	W/Cu 45 kV 22 mAs	W/Cu 45 kV 22 mAs
7	9	W/Rh 31 kV 147 mAs	W/Rh 31 kV 140 mAs
7	9	W/Cu 45 kV 42 mAs	W/Cu 45 kV 42 mAs

con voltajes operación de 26 kV - 31 kV. A mayor grosor de mama comprimida, el CAE proporciona mayor corriente integrada. Las técnicas manuales se seleccionaron con la misma combinación ánodo/filtro y kV. El mAs obtenido se tomó como el valor más cercano que proporcionó el mastógrafo. En todos los casos los parámetros de exposición son iguales a excepción de la corriente integrada que difiere en algunos casos con diferencias de 0.5 mAs - 7 mAs.

En la Tabla 4.2 se muestran las técnicas obtenidas por el CAE para mastografía convencional. En comparación con las técnicas de CEDM en baja energía, los valores de kV para los grosores de PMMA de 2 cm y 4.5 cm son iguales. Para el grosor de 7 cm de PMMA la técnica de mastografía convencional proporciona 2 kV más que en CEDM. En los tres grosores las técnicas de mastografía convencional tienen una corriente integrada mayor con diferencias de 15 mAs - 51 mAs.

Tabla 4.2: Técnicas radiológicas seleccionadas por el CAE para mastografía convencional

Grosor de PMMA (cm)	Grosor de mama de referencia (cm)	Técnica CAE
2	2.1	W/Rh 26 kV 47 mAs
4.5	5.3	W/Rh 29 kV 99 mAs
7	9	W/Rh 33 kV 191 mAs

Evaluación del rendimiento y la CHR

El rendimiento de las técnicas corresponde a la pendiente de la relación entre el Kerma en aire en detector y la corriente integrada (mAs). En la Tabla 4.3 se presenta el rendimiento para las técnicas de referencia. En el caso de las técnicas de baja energía se observa que el rendimiento aumenta para mamas de mayor grosor. Por otro lado, el rendimiento de las técnicas de alta energía es parecido pues sus diferencias se encuentran dentro de la incertidumbre asociada. De esta manera se puede afirmar que el rendimiento es el mismo.

El cálculo de CHR se realizó por interpolación lineal. En la Tabla 4.3 se presentan los resultados. La CHR promedio para las técnicas de baja energía es de 0.50 ± 0.005 mmAl. El incremento de su valor se puede asociar al aumento del kV. En el caso de las técnicas de alta energía las diferencias en los valores registrados se encuentran dentro de las incertidumbres. Su CHR promedio es de 3.14 ± 0.036 mmAl. La CHR para las técnicas de alta energía es aproximadamente seis veces mayor respecto a la de baja energía. Esto confirma que la CHR depende de la combinación ánodo/filtro.

Tabla 4.3: Rendimiento de las técnicas de referencia y CHR

Grosor de mama de referencia (cm)	Técnica manual	Rendimiento ($\mu\text{Gy/mAs}$)	CHR (mmAl)
2.1	W/Rh 26 kV 32 mAs	29.56 ± 1.48	0.485 ± 0.005
2.1	W/Cu 45 kV 12.5 mAs	6.1 ± 0.30	3.170 ± 0.037
5.3	W/Rh 29 kV 71 mAs	41.89 ± 2.09	0.511 ± 0.006
5.3	W/Cu 45 kV 22 mAs	6.3 ± 0.31	3.125 ± 0.035
9	W/Rh 31 kV 140 mAs	48.31 ± 2.41	0.522 ± 0.005
9	W/Cu 45 kV 42 mAs	6.4 ± 0.32	3.118 ± 0.036

Tabla 4.4: Rendimiento y CHR para los diferentes sistemas en CEDM. Datos del mastógrafo Essential extraídos de [22], datos del mastógrafo Selenia Dimensions extraídos de [21]. Los datos reportados del mastógrafo Amulet Innovality son los resultados de la evaluación realizada en este trabajo

Sistema	Ánodo/Filtro kV	Rendimiento ($\mu\text{Gy/mAs}$)	CHR (mmAl)
Essential	Mo/Cu 45kV	1.09	3.24
	Mo/Cu 46kV	1.25	3.24
	Rh/Cu 45kV	1.21	3.27
Selenia Dimensions	W/Cu 45kV	2.4	3.16
	W/Cu 49kV	3.71	3.75
Amulet Innovality	W/Cu 45kV	6.2 ± 0.31	3.14 ± 0.036

El rendimiento de las técnicas y la CHR se comparó con dos sistemas de mastografía contrastada, Essential de General Electric y Selenia Dimensions de Hologic. En la Tabla 4.4 se presentan los datos registrados en su ficha de evaluación [21] y el promedio de los datos obtenidos para el Amulet Innovality. La comparación se realizó para la técnica de alta energía. Se observa que el mastógrafo Amulet Innovality tiene un rendimiento cinco veces mayor que el mastógrafo Essential. Esta diferencia puede ser resultado de que la combinación ánodo/filtro es diferente. Para la técnica W/Cu 45 kV el mastógrafo Selenia Dimensions tiene un rendimiento 1.6 veces menor que el del equipo Amulet Innovality, el cual puede estar relacionado a que el grosor del

filtro de cobre para el mastógrafo Selenia Dimensions es 0.05 mm mayor que el del sistema Amulet Innovality, es decir, el haz del mastógrafo Selenia está más filtrado. Por otro lado, la CHR reportada por el mastógrafo Selenia correspondiente a la técnica W/Cu 45 kV está en concordancia con la obtenida en el mastógrafo Amulet Innovality. En todos los casos la CHR es del mismo orden de magnitud.

Estimación de la DGP

En la Tabla 4.5 se presentan los resultados de la DGP otorgada en CEDM y en una mastografía convencional para tres mamas de referencia. La DGP total impartida tiene una mayor contribución de la adquisición de baja energía pues la DGP en la imagen de alta energía es aproximadamente seis veces menor respecto a la de baja energía. En los tres casos el mastógrafo Amulet Innovality imparte menor DGP en una mastografía contrastada a comparación de la mastografía convencional. Las diferencias son de hasta un 39 %. Cabe mencionar que la mastografía convencional se obtiene con el control automático exposición configurado en alta dosis, conduciendo a corrientes integradas (mAs) mayores para una misma mama.

Tabla 4.5: DGP impartida en CEDM y en una mastografía convencional por el mastógrafo Amulet Innovality del INCan

Grosor de mama de referencia (cm)	DGP (mGy)			
	Mastografía contrastada			Mastografía convencional
	LE	HE	TOTAL	
2.1	0.5	0.08	0.58	0.82
5.3	1.0	0.14	1.14	1.55
9	1.7	0.23	1.93	2.88

Posteriormente se evaluó la exactitud del mastógrafo en el cálculo de la DGP. Se comparó de la DGP proporcionada por el mastógrafo y la DGP estimada midiendo el Kerma en aire. Esto se realizó para ocho espesores equivalentes a mamas comprimidas. La DGP se estimó utilizando el método de Dance a partir del Kerma en el punto de referencia. El Kerma en aire a la entrada de la mama ($K_{air,ent.mama}$) fue calculado por la ley del inverso cuadrado de la distancia a la fuente de radiación. Los factores c y g se obtuvieron a partir de los factores de Dance en [20] correspondientes a su CHR (Tabla 4.3).

En la Tabla 4.6 se presentan los resultados. La DGP aumenta a mayor grosor de mama en ambas adquisiciones. En la mayoría de los casos los valores registrados son los mismos al considerar las incertidumbres en las mediciones, con diferencia de hasta 0.01 mGy. En todos los casos se puede concluir que la dosis registrada por el mastógrafo es consistente con la estimada.

Tabla 4.6: Comparación de la DGP estimada y la calculada por el mastógrafo

Grosor de mama de referencia (cm)	DGP (mGy)			
	LE		HE	
	Estimada	Mastógrafo	Estimada	Mastógrafo
2.1	0.49 ± 0.02	0.49	0.07 ± 0	0.08
3.2	0.66 ± 0.10	0.65	0.09 ± 0.04	0.10
4.5	0.88 ± 0.14	0.84	0.12 ± 0.06	0.13
5.3	1.0 ± 0.05	0.95	0.15 ± 0	0.14
6.0	1.17 ± 0.19	1.11	0.19 ± 0.07	0.16
7.5	1.37 ± 0.07	1.45	0.20 ± 0.07	0.19
9.0	2.0 ± 0.09	1.95	0.25 ± 0.02	0.23

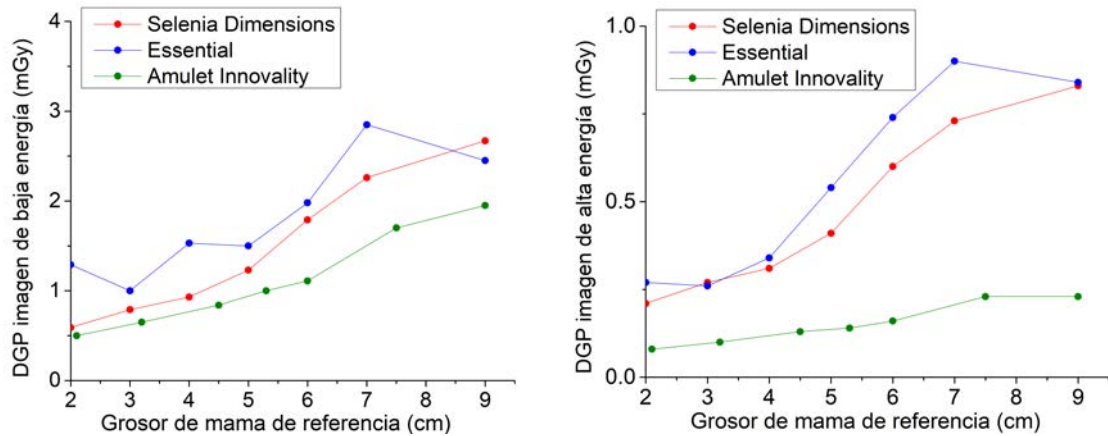
Posteriormente se comparó la DGP impartida por el mastógrafo Amulet Innovality con los dos mastógrafos de CEDM (Essential y Selenia Dimensions). Estos equipos realizaron la caracterización con un maniquí CEM. Por otro lado, en el mastógrafo Amulet Innovality se utilizaron placas de PMMA. En la Tabla 4.7 se muestra la DGP que otorga cada mastógrafo en función del grosor. El equipo Amulet Innovality imparte menor DGP respecto a los demás mastógrafos. Su DGP total es hasta 1.88 veces menor que la del mastógrafo Selenia y hasta 1.94 veces menor que la del mastógrafo Essential.

En la adquisición de alta energía las diferencias son de hasta 72% con mayor DGP del mastógrafo Selenia y de 78% respecto al mastógrafo Essential, mientras que en las adquisiciones de baja energía la diferencia es hasta de 40% con el mastógrafo Selenia y hasta 27% respecto al mastógrafo Essential.

Tabla 4.7: DGP para tres sistemas de CEDM

Grosor del maniquí (cm)	DGP(mGy)						Grosor de mama de referencia (cm)	DGP (mGy)		
	Selenia Dimensions			Essential				Amulet Innovality		
	LE	HE	TOTAL	LE	HE	TOTAL		LE	HE	TOTAL
2.0	0.59	0.21	0.8	1.29	0.27	1.56	2.1	0.49	0.08	0.58
3.0	0.79	0.27	1.06	1.0	0.26	1.26	3.2	0.65	0.10	0.75
4.0	0.93	0.31	1.24	1.53	0.34	1.87	5.0	0.84	0.13	0.97
5.0	1.23	0.41	1.64	1.50	0.54	2.04	5.3	1.0	0.14	1.14
6.0	1.79	0.60	2.39	1.98	0.74	2.72	6.0	1.11	0.16	1.27
7.0	2.26	0.73	3.0	2.85	0.90	3.75	7.5	1.7	0.19	1.93
9.0	2.67	0.83	3.20	2.45	0.84	3.29	9.0	1.95	0.23	2.18

A continuación se muestran las gráficas de la DGP en función del grosor de la mama para los tres mastógrafos. En la Figura 4.1 a) se muestra la gráfica de la DGP impartida en la imagen de baja energía en función de grosores de mama de referencia. La DGP impartida por el mastógrafo Amulet Innovality es menor respecto a los demás equipos, presenta un comportamiento creciente que aumenta constantemente



(a) DGP impartida en la imagen de baja energía (b) DGP impartida en la imagen de alta energía

Figura 4.1

hasta los 6 cm. La pendiente incrementa en el intervalo posterior hasta los 7.5 cm. Finalmente la DGP aumenta para la mama de 9 cm con menor pendiente. En la Figura 4.1 b) se muestra la DGP impartida en la imagen de alta energía. La DGP es menor en el mastógrafo Amulet Innovality. Esta diferencia es muy evidente en comparación con los dos mastógrafos restantes pues se mantiene en un intervalo de 0.08 - 0.23 mGy, es creciente y tiene un comportamiento análogo al caso de baja energía. En ambas adquisiciones a mayor grosor de mama el mastógrafo Amulet Innovality limita la DGP, particularmente en la adquisición de alta energía. La DGP aumenta rápidamente para el grosor de 7.5 cm donde alcanza un valor que se mantiene constante para la mama de 9 cm.

Considerando que la DGP otorgada por el mastógrafo está relacionada con la calidad de la imagen, se puede caracterizar la imagen de baja energía al evaluar la manera en la que el mastógrafo prioriza su adquisición respecto a la adquisición total. En la Figura 4.2 se muestra la fracción de la DGP de la imagen de baja energía respecto a la DGP total impartida en función del grosor de la mama. Se observa que la gráfica correspondiente al mastógrafo Amulet Innovality se aproxima a una constante, es decir, se prioriza la adquisición de baja energía para todo grosor de mama. Esto se relaciona a mantener una misma calidad de imagen en las adquisiciones. El mastógrafo Selenia Dimensions tiene un comportamiento similar al equipo Amulet Innovality pero en menor proporción. Finalmente el mastógrafo Essential sí muestra una dependencia respecto al grosor. Esta diferencia es evidente para grosores mayores a 4 cm, que podría resultar en una mayor presencia de ruido en las imágenes.

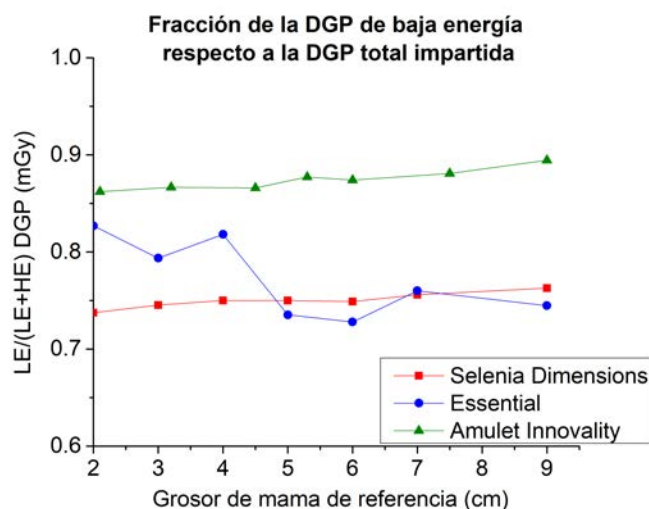


Figura 4.2

Por último, se comparó la DGP impartida en una mastografía convencional por dos mastógrafos Amulet Innovality. Los equipos evaluados corresponden al mastógrafo del INCan y un mastógrafo en Burnley, Inglaterra. La información de este último se tomó de su ficha de evaluación técnica ([23]). En la Tabla 4.8 se presentan los datos correspondientes a cada mastógrafo. Se muestran las técnicas de adquisición para seis espesores de PMMA equivalentes a mamas comprimidas. Las técnicas seleccionadas por el CAE en ambos equipos son las mismas en la combinación ánodo/filtro y en kV. El mastógrafo de Burnley genera mayor corriente integrada respecto al mastógrafo del INCan, sin embargo, este último imparte una mayor DGP para todos los grosores con diferencias de hasta el 13.8%. Esto último podría ser resultado de que el mastógrafo de Burnley posiblemente tenga un menor rendimiento respecto al mastógrafo del INCan.

Tabla 4.8: Técnicas del CAE y DGP para dos sistemas Amulet Innovality en mastografía convencional

Espesor de PMMA (cm)	Amulet Innovality Burnley		Amulet Innovality INCan	
	Técnica	DGP (mGy)	Técnica	DGP (mGy)
2	W/Rh 26 kV 48 mAs	0.71	W/Rh 26 kV 47 mAs	0.82
4	W/Rh 28 kV 96.2 mAs	1.18	W/Rh 28 kV 91 mAs	1.22
4.5	W/Rh 29 kV 108 mAs	1.35	W/Rh 29 kV 99 mAs	1.55
5	W/Rh 30 kV 122.5 mAs	1.58	W/Rh 30 kV 113 mAs	1.63
6	W/Rh 31 kV 165.7 mAs	2.08	W/Rh 31 kV 152 mAs	2.17
7	W/Rh 33 kV 215 mAs	2.73	W/Rh 33 kV 191 mAs	2.88

En la Figura 4.3 se muestra la DGP en función del espesor de PMMA para los dos mastógrafos Amulet Innovality. Se graficó la DGP en mastografía convencional para

ambos equipos y la DGP otorgada en la imagen de baja energía para el mastógrafo del INCan. En mastografía convencional, el incremento de la DGP es similar en ambos mastógrafos. Por otro lado, la DGP en la imagen de baja energía es menor. Adicionalmente, la manera en la que el equipo aumenta la DGP en función de la mama es diferente en cada modalidad. En el caso de la imagen LE se observa un comportamiento aproximadamente lineal hasta los 6 cm, mientras que en el mismo intervalo la DGP en mastografía convencional aumenta más rápidamente. La diferencia entre la DGP en ambas modalidades aumenta conforme al espesor de PMMA.

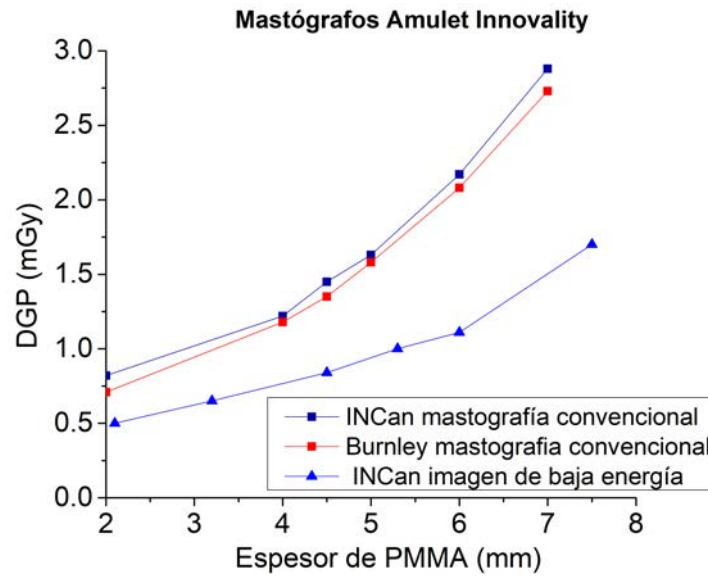


Figura 4.3: DGP impartida en mastógrafos Amulet Innovality

4.2. Caracterización de indicadores de calidad de imagen

Función de conversión

La función de conversión es la relación del Kerma en aire en detector con el VMP. Para obtenerla primero se evaluó la función de respuesta del detector. Esta corresponde a la relación de mAs respecto al Kerma en aire en el detector. La función de respuesta se calculó para cinco valores de corriente integrada: 12.5 mAs, 22 mAs, 32 mAs, 71 mAs, 140 mAs. En la Figura 4.4 se muestra que la relación es lineal. Esto se esperaba pues el detector del mastógrafo es de conversión directa.

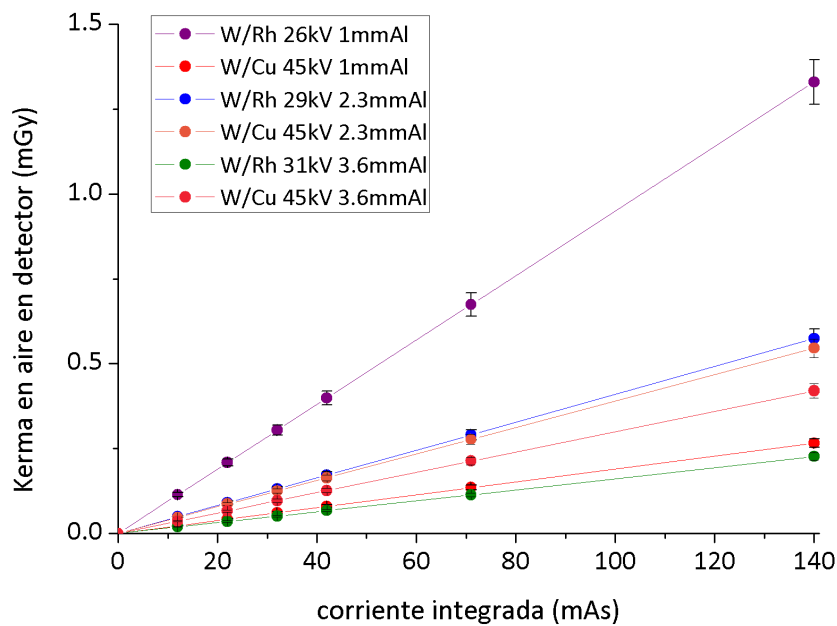


Figura 4.4: Función de respuesta del equipo

Posteriormente, se relacionó el kerma en aire en detector y el VMP para las técnicas de referencia. Se sabe que la función de conversión del detector del equipo Fujifilm es logarítmica. La relación está dada de la siguiente forma

$$VMP = m \cdot \ln(K_{air}) + n \quad (4.1)$$

Las constantes m y n son los *factores de conversión* [6]. En la Tabla 4.9 se muestran dichos factores correspondientes a las técnicas. El valor promedio del factor m para las técnicas de baja energía es 1804 con $\sigma=2$. Para las técnicas de alta energía el valor promedio es 1783 con $\sigma=32$. El valor promedio del factor n es 12677 con $\sigma=497$ y 15989 con $\sigma=909$ respectivamente.

Tabla 4.9: Factores de conversión de las técnicas de referencia obtenidos en este trabajo

Técnica	m	n
W/Rh 26 kV 1 mmAl	1802	12197
W/Cu 45 kV 1 mmAl	1747	17038
W/Rh 29 kV 2.3 mmAl	1805	12646
W/Cu 45 kV 2.3 mmAl	1796	15451
W/Rh 31 kV 3.6 mmAl	1805	13189
W/Cu 45 kV 3.6 mmAl	1806	15478

En la Figura 4.5 se muestra la relación del VMP en función del Kerma en aire en el detector para cada técnica. El VMP aumenta de forma logarítmica a mayor Kerma en aire en el detector. Las técnicas de baja energía proporcionan menor señal a comparación de las técnicas de alta energía. En este último caso la señal es mayor para el haz menos filtrado (1 mmAl).

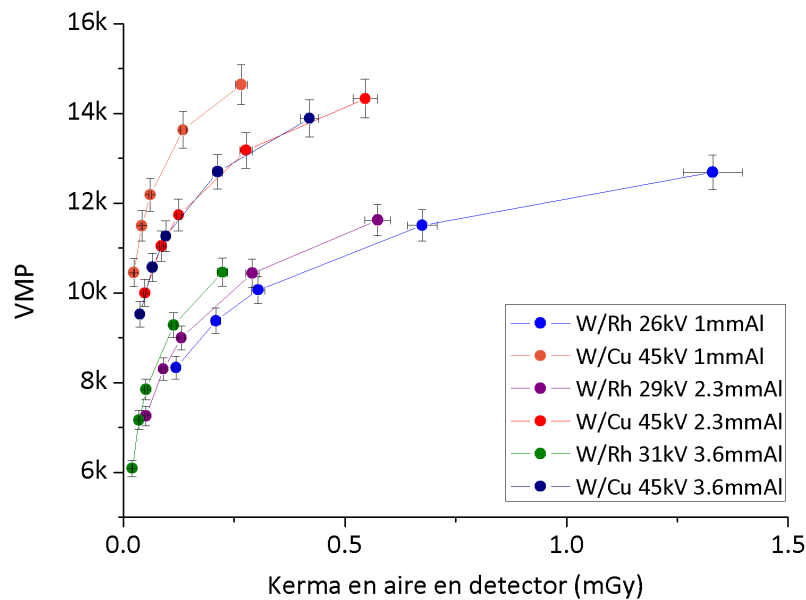


Figura 4.5: Función de conversión del equipo

MTF

En la Figura 4.6 se muestra la MTF correspondiente al promedio de la MTF en la dirección horizontal y vertical. La evaluación se realizó tomando la técnica de referencia W/Rh 29 kV 71 mAs. Para evitar la presencia de *aliasing*, la gráfica se presenta hasta la frecuencia de Nyquist. Dado que el sistema cuenta con un tamaño de píxel de $50 \mu\text{m}$, la frecuencia de Nyquist corresponde a 10 mm^{-1} . El límite de resolución espacial se alcanza al cruzar el nivel del 10 % de MTF, el cual se encuentra a la frecuencia de 8.91 mm^{-1} . En la tabla 4.10 se reporta el valor de MTF para 10 %, 20 % y 50 %.

Tabla 4.10: MTF

MTF	Frecuencia espacial (mm^{-1})
10 %	8.91
20 %	7.92
50 %	3.63

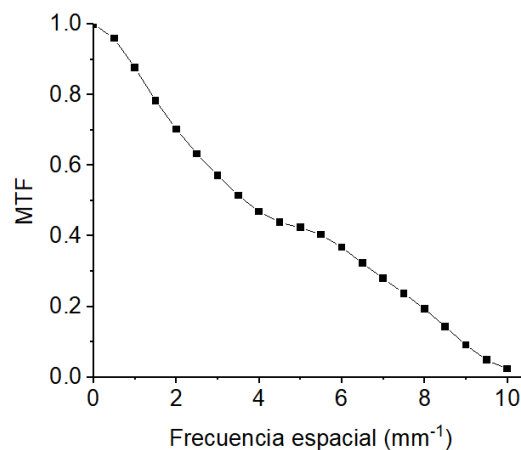


Figura 4.6: MTF

La Figura 4.6 muestra el promedio de los valores horizontal y vertical obtenida por el código SACBÉ. La MTF calculada en este equipo se comparó con la reportada para doce sistemas Amulet Innovality en [24]. El mínimo valor de resolución espacial reportado es 8.89 mm^{-1} y el máximo fue de 9.0 mm^{-1} , por lo que el límite de resolución espacial se encuentra dentro de los valores reportados. Cabe mencionar que el equipo Amulet Innovality del INCAN fue manufacturado en 2014 y los equipos en comparación fueron manufacturados en el periodo 2015 - 2020.

NPS

En la Figura 4.7 a) se muestra el espectro de potencia de ruido (NPS) para el equipo Amulet Innovality del INCAn. Se observa que existe una disminución del ruido conforme aumenta la frecuencia espacial. Esto se traduce en que objetos más pequeños pueden visualizarse más claramente.

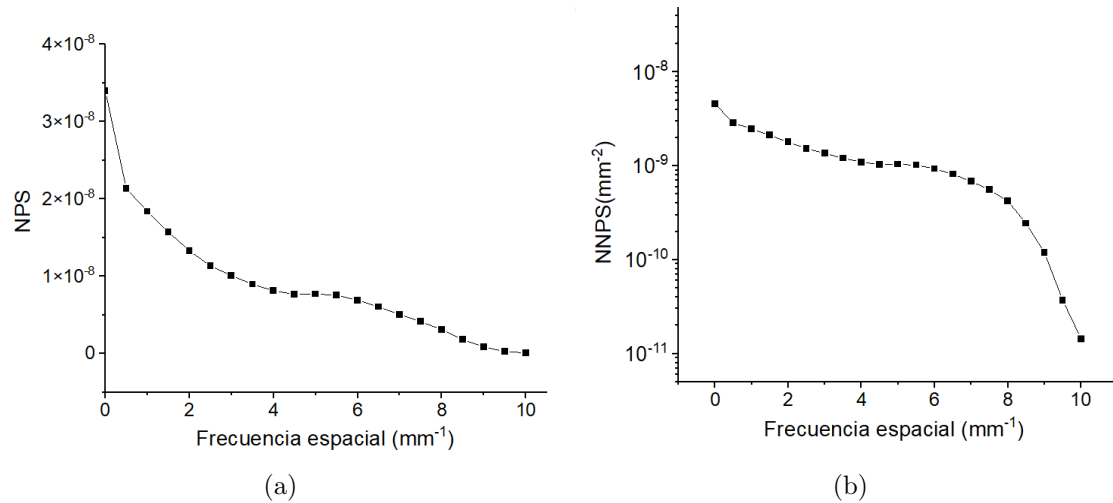
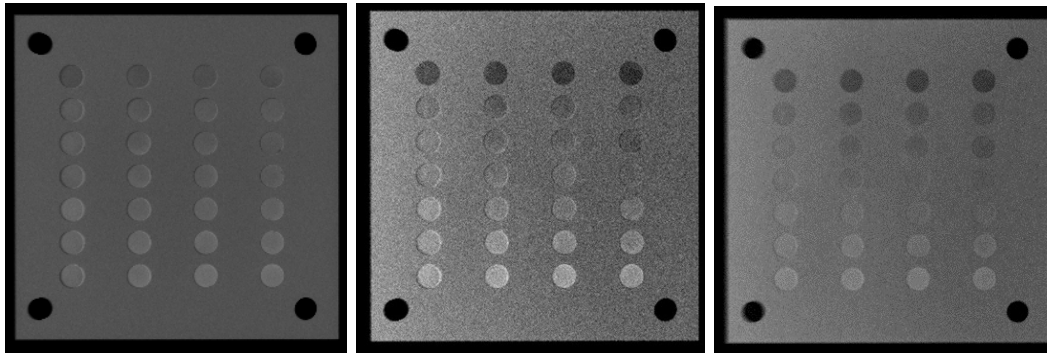


Figura 4.7

En la Figura 4.7 b) se muestra la NPS normalizada (NNPS). La normalización se realizó tomando el cuadrado del VMP de la ROI. La gráfica se presenta en escala logarítmica en el eje y. Se comparó la NNPS con los doce sistemas Amulet Innovality en [24]. En todos los casos se observa el mismo comportamiento de la gráfica. Sin embargo, en el equipo Amulet Innovality del INCAn los valores de NNPS son menores respecto al resto de los equipos con una diferencia de hasta tres órdenes de magnitud. De esta manera se puede concluir que el equipo del INCAn tiene valores de NNPS dentro de los reportados por mastógrafos Amulet Innovality.

Resolución de bajo contraste con muestras yodadas

En la Figura 4.8 se muestra un ejemplo de las imágenes obtenidas con el maniquí de pozos. Las imágenes corresponden a las adquisiciones de baja y alta energía, así como la imagen de energía dual.



(a) Imagen de baja energía (b) Imagen de alta energía (c) Imagen de energía dual

Figura 4.8: Maniquí de PMMA de pozos: cada fila contiene depósitos de una misma concentración. La primera fila corresponde a depósitos con agua. La concentración aumenta en dirección descendente en el maniquí. La fila inferior es la que contiene depósitos con mayor concentración de yodo.

En todas las imágenes se observa un cambio de contraste entre las filas de depósitos, particularmente en la imagen de alta energía y la imagen de energía dual. En la imagen de baja energía el cambio es muy sutil. Las diferencias de contraste están relacionadas con las diferencias en la concentración de yodo. Dado que las imágenes tienen una relación logarítmica con el Kerma en detector (Figura 4.5), se espera que la relación con la concentración de yodo sea aproximadamente lineal. Las concentraciones proyectadas son: 0, 0.28, 0.57, 0.86, 1.14, 1.71 y 2.8 mg/cm^2 . A mayor concentración de yodo se observa un pozo más blanco, mientras que los pozos más oscuros corresponden a aquellos llenados con agua. Las filas correspondientes a las concentraciones de 0.57 mg/cm^2 y 0.86 mg/cm^2 son las más difíciles de visualizar. Por otro lado, la fila de concentración de 2.3 mg/cm^2 se observa con facilidad en las tres adquisiciones.

En la figura 4.9 a) se muestra la DS en función de la concentración de yodo. La diferencia de señal corresponde al VMP de la ROI del depósito menos el VMP del fondo, correspondiente al depósito con agua en cada columna. Esto se realizó para diferentes grosores del maniquí: 2 cm, 5 cm, 6 cm y 8 cm. En todos los casos la relación es creciente y particularmente en los grosores de 5 cm, 6 cm y 8 cm el comportamiento es muy similar. Para el intervalo de 0.28 mg/cm^2 a 0.86 mg/cm^2 la DS aumenta más lentamente. Esta variación en la pendiente puede deberse a que las concentraciones se encuentran en el límite de detección. Posterior a este intervalo, la

DS muestra una relación lineal y converge en la concentración de 2.8 mg/cm^2 para todos los grosores.

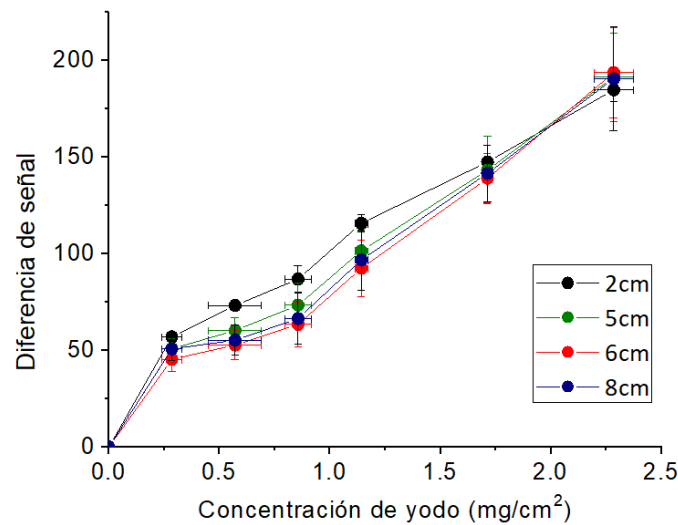


Figura 4.9: Diferencia de señal ($VMP_{ROI_{yodo}} - ROI_{fondo}$) en función de la concentración para cuatro grosores del maniquí de pozos. La ROI de fondo corresponde al depósito con agua en cada columna.

En la Figura 4.10 b) se muestra la CNR en función del grosor del maniquí para las diferentes concentraciones de yodo. La CNR incrementa con la concentración en todos los grosores; esto resulta en un mayor contraste respecto al fondo en los pozos de mayor concentración. Adicionalmente, se observa que la CNR es muy parecida para las concentraciones que se encuentran en el límite de detección, particularmente en el maniquí de grosor de 8 cm.

La CNR del maniquí de pozos, se comparó con la CNR reportada en la ficha de evaluación de los mastógrafos CEDM (Selenia Dimensions y Essential). La CNR de estos equipos se evaluó para 1 mg/cm^2 de concentración de yodo. En el caso del mastógrafo Amulet Innovality se consideró la concentración más cercana (1.14 mg/cm^2) pues tomando en cuenta la incertidumbre asociada, las concentraciones son iguales. En la Tabla 4.11 se muestra la CNR reportada por los mastógrafos para cada grosor del maniquí. La CNR correspondiente al mastógrafo Amulet Innovality es mayor respecto a la del mastógrafo Essential y menor respecto al matógrafo Selenia Dimensions, es decir, el equipo Selenia Dimensions ofrece una mejor visualización de las diferencias en el contraste de los pozos. Adicionalmente la CNR del mastógrafo Amulet Innovality disminuye en función del grosor del maniquí. Esto puede resultar en una disminución de contraste en la imagen.

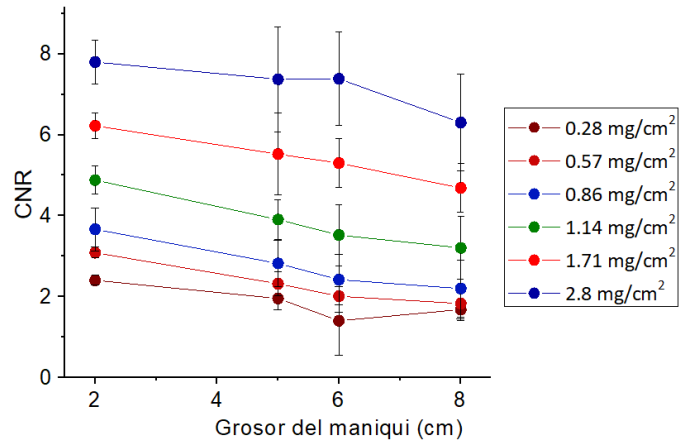


Figura 4.10: CNR para el maniquí de pozos

Tabla 4.11: CNR para tres mastógrafos CEDM para una concentración de yodo de $1\text{mg}/\text{cm}^2$

Grosor del maniquí (cm)	CNR		Grosor del maniquí (cm)	CNR
	Selenia Dimensions	Essential		Amulet Innovality
3	6.1	2.95	2	4.9
4	6.2	2.92	5	3.9
5	6.3	3.05	6	3.5
6	6.7	3.29	8	3.2
7	6.9	3.18		

4.3. Establecimiento de valores y tolerancias para maniqués comerciales en mastografía contrastada

En esta sección se presentan los resultados de la evaluación de indicadores de calidad de imagen realizados en maniqués comerciales para control de calidad en mastografía contrastada.

Maniquí Gammex

En la Figura 4.11 se muestra un ejemplo de las imágenes obtenidas para el maniquí Gammex. Estas corresponden a las adquisiciones de baja energía, alta energía y energía dual.

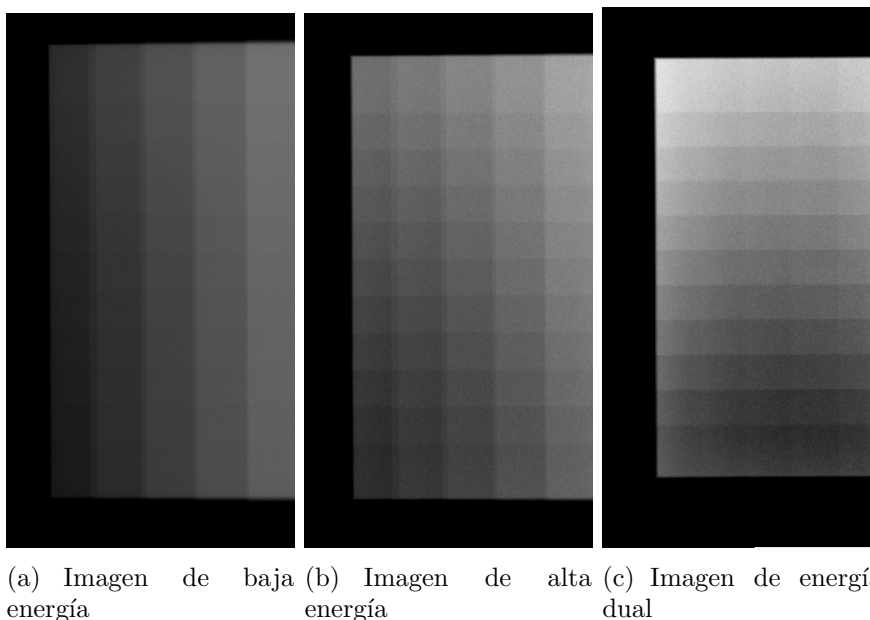


Figura 4.11: Maniquí Gammex: sobre el eje horizontal se observan los cinco bloques de glandularidad en el maniquí (0% - 100%) de izquierda a derecha. Sobre el eje vertical se muestran las once regiones de concentración de yodo (0 - 10 mg/cm^2). La concentración aumenta en dirección ascendente en la imagen del maniquí.

La imagen de baja energía se caracteriza por sobresaltar la visualización en los componentes de tejido adiposo y tejido glandular del maniquí, pues se observa claramente el cambio de la escala de grises a lo largo del eje horizontal. La parte adiposa se muestra en el lado izquierdo de la imagen correspondiente a la zona más oscura. En la imagen de alta energía comienza a visualizarse la cuadrícula que muestra todas

las zonas del maniquí y se visualiza el cambio de contraste provocado por la placa de yodo. Finalmente, en la imagen de energía dual se muestran todas las zonas del maniquí como resultado de los cambios de tejido (adiposo y glandular) y la concentración de yodo. Sobre el eje vertical la zona de mayor concentración de yodo se muestra más clara y oscurece hacia el inferior del maniquí a medida que disminuye la concentración.

La evaluación del maniquí se realizó sobre la imagen de energía dual. La Figura 4.12 presenta el promedio de la diferencia de señal respecto a la concentración de yodo. El promedio se calculó durante las 30 semanas de mediciones y los valores obtenidos corresponden a la evaluación sobre el eje de 25% de glandularidad. La relación se caracteriza por ser creciente conforme aumenta la concentración de yodo. En la gráfica se muestra que en el intervalo de 0 - 1 mg/cm^2 la pendiente es muy pequeña si se considera la recta aproximada. Los valores medidos presentan un desplazamiento sobre el eje horizontal. Esto puede ser ocasionado por el procesamiento en la imagen de energía dual, resultando en una incorrecta cuantificación del yodo. Posteriormente la pendiente aumenta para concentraciones mayores a 1 mg/cm^2 . La relación es creciente, sin embargo no es perfectamente lineal. Esto puede ser resultado del endurecimiento del haz. Si se toman en cuenta las incertidumbres del promedio del VMP se puede inferir la linealidad para concentraciones mayores a 1 mg/cm^2 . Se puede considerar que el promedio de la DS aumenta en consistencia al aumento de la concentración de yodo.

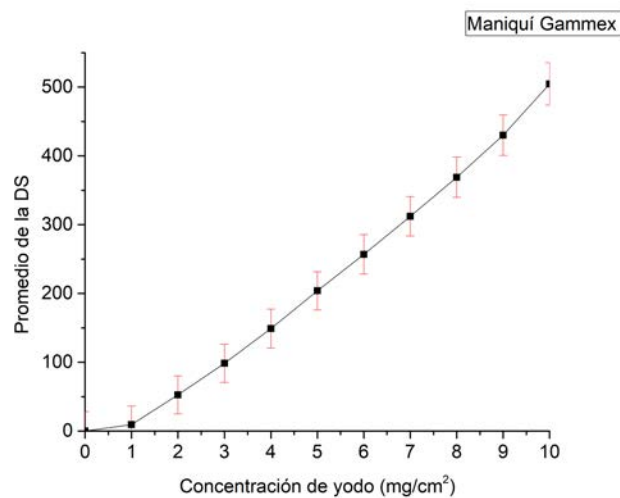


Figura 4.12: Relación del promedio de la diferencia de señal respecto a la concentración de yodo del maniquí Gammex

En la Figura 4.13 se muestran los resultados del análisis de la estabilidad del mastógrafo en la cuantificación de yodo. Los puntos evaluados corresponden a las

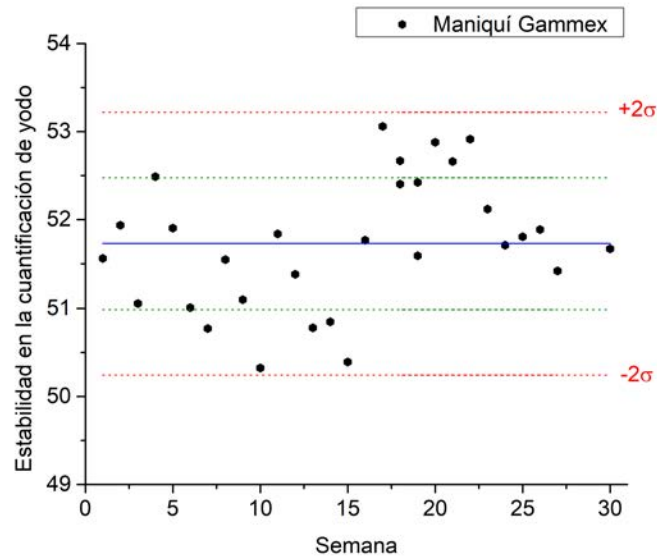


Figura 4.13: Estabilidad de la cuantificación de yodo para el maniquí Gammex a $2\text{mg}/\text{cm}^2$

pendientes de las rectas aproximadas de la relación concentración de yodo y diferencia de señal para las concentraciones de $0 - 10 \text{ mg}/\text{cm}^2$ evaluadas en las 30 semanas. El valor promedio (línea azul) es de 51.73 con una desviación estándar de 0.74 (líneas verdes). Todos los valores se encuentran en el mismo orden de magnitud y dentro de la región de $\pm 2\sigma$ (líneas rojas).

En la Figura 4.14 se presenta la CNR para cinco grosores del maniquí Gammex. La CNR aumenta con la concentración de yodo. Esto resulta en un mayor contraste respecto al fondo. Además no muestra una dependencia con respecto al grosor del maniquí. La CNR es menor para toda concentración para el maniquí de 50 mm . En este caso la CNR reportada para la concentración de $1 \text{ mg}/\text{cm}^2$ es menor respecto a la del maniquí de pozos. Esto puede ser resultado de que el fondo evaluado es diferente.

En la Figura 4.15 se presenta la diferencia de señal medida en el maniquí Gammex para la concentración de $2 \text{ mg}/\text{cm}^2$. Este valor de concentración se escogió debido a que es la concentración que también poseen los demás maniqués evaluados. La línea azul representa el promedio y las líneas verdes corresponden a $\pm 1\sigma$.

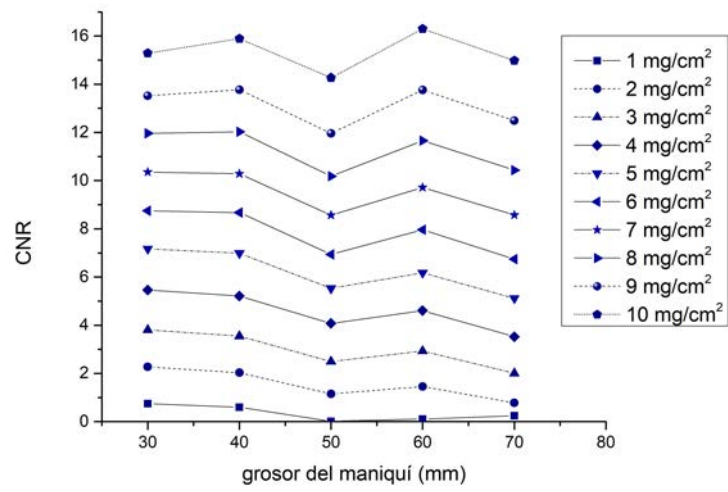


Figura 4.14: CNR para diferentes grosores del maniquí Gammex

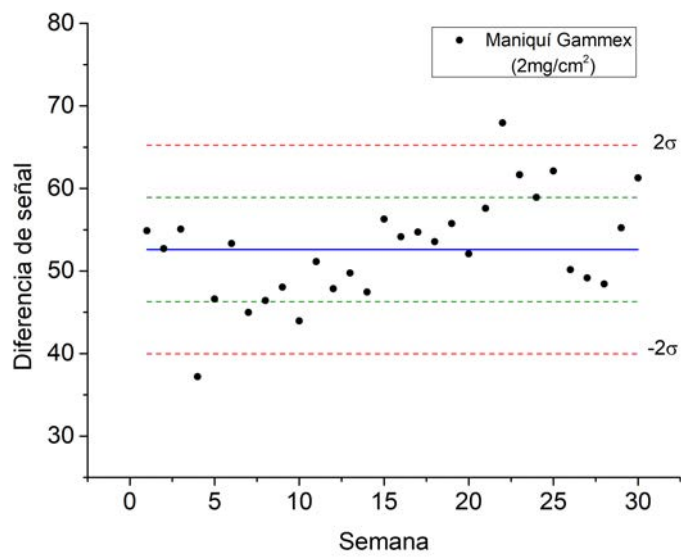


Figura 4.15: Diferencia de señal para la ROI correspondiente a $2\text{mg}/\text{cm}^2$ de concentración de yodo del maniquí Gammex

Maniquí CIRS 022

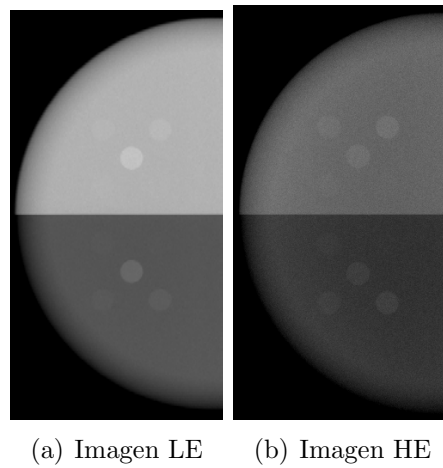


Figura 4.16: Maniquí CIRS 022: Imágenes de las adquisiciones de baja y alta energía. El lado superior del maniquí (claro) corresponde a la zona de material equivalente a tejido glandular y la parte inferior (oscura) corresponde a material equivalente a tejido adiposo. Los círculos dentro del maniquí representan los depósitos de yodo

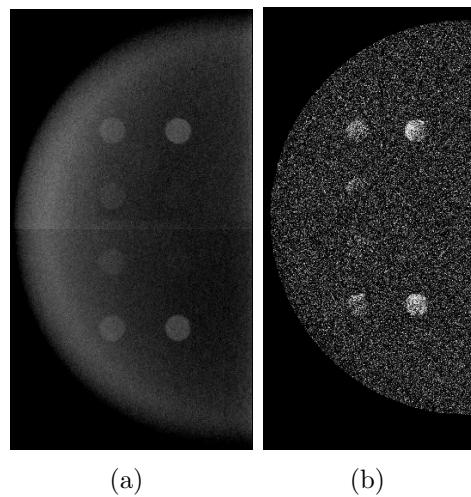


Figura 4.17: Maniquí CIRS: Imágenes de energía dual. a) Ejemplo de imagen obtenida en este trabajo, útil para visualización de los depósitos de yodo. b) Imagen utilizada para cuantificación de yodo [25]

En la Figura 4.16 se muestran ejemplos de las imágenes adquiridas del maniquí CIRS 022. En a) se muestra la adquisición de baja energía en la que se visualizan fácilmente los dos componentes de material equivalente a tejido adiposo (parte clara) y tejido glandular del maniquí. En la Figura 4.16 b) se muestra la adquisición de alta energía en la que se pueden visualizar los depósitos de yodo, a excepción del depósito de 0.2 mg/cm^2 .

Por otro lado, en la Figura 4.17 a) se muestra la imagen de energía dual. En este caso el fondo se vuelve homogéneo tal que no se diferencian los componentes del maniquí pero se visualizan mayormente los depósitos de yodo. Sin embargo, el correspondiente a 0.2 mg/cm^2 no se logra ver con claridad. Adicionalmente se observa una disminución de contraste entre los depósitos como resultado de la disminución de la concentración. En la Figura 4.17 b) se muestra una imagen de energía dual del maniquí CIRS 022. Esta imagen corresponde a la obtenida en el trabajo de Pacheco G.[25]. La imagen fue sometida a un procesamiento para cuantificación yodo en el que la relación del VMP respecto a la concentración de yodo fue creciente y lineal, lo cual es consistente, sin embargo, en la imagen no es fácil visualizar el cambio de contraste conforme disminuye la concentración de yodo. De esta manera podemos afirmar que la imagen en la Figura 4.17 b) no es útil para visualización de yodo pero sí para cuantificación. En la Figura 4.18 se muestra la gráfica de la diferencia de señal en función de la concentración de yodo para el maniquí CIRS 022. Se evaluó la relación para las adquisiciones de baja energía, alta energía y energía dual correspondientes a un día de medición. La imagen de baja energía presenta mayor linealidad respecto a la de alta energía. Adicionalmente la DS decrece en el depósito de 2 mg/cm^2 en la imagen HE. Por otro lado, la imagen DE no muestra linealidad. Esto puede ser resultado del procesamiento realizado por el mastógrafo, lo que conduce a una incorrecta cuantificación del yodo. Sin embargo la imagen sí es útil para visualización de yodo.

La evaluación del maniquí CIRS 022 consistió en analizar la imagen de energía dual. Se evaluaron los dos conjuntos de depósitos de yodo, es decir, la parte de material equivalente a tejido glandular y la equivalente a tejido adiposo. En la Tabla 4.12 se presentan los resultados. Se muestra el promedio del VMP obtenido de las 30 semanas de mediciones y se asocia su desviación estándar. La columna DS corresponde a la diferencia de señal: $VMP_{ROI} - VMP_{fondo}$. La ROI de fondo corresponde al depósito 100 % glandular respectivo a cada conjunto de depósitos.

Se observa que la diferencia de señal está dentro del mismo orden de magnitud para ambas partes del maniquí (adiposo y glandular). Al aumentar la concentración de yodo el haz se atenúa y la señal en detector disminuye. Esto se traduce en un VMP menor y una disminución del VMP en función de la concentración de yodo.

Tabla 4.12: Maniquí CIRS 022

Maniquí CIRS 022						
Concentración de yodo (mg/cm^2)	Adiposo			Glandular		
	VMP	STD	DS	VMP	STD	DS
0.2	8990	5.7	15	9005	3.9	8
0.5	8937	4.0	-38	8953	3.2	-44
1	8891	3.7	-84	8915	3.4	-82
2	8900	6.8	-75	8922	3.6	-75
Glandular	8975	4.0	0	8997	3.9	0

Sin embargo, el VMP asociado al depósito de cero concentración (100% glandular) es mayor que el VMP del resto de depósitos, a excepción del de $0.2mg/cm^2$ y el de $2mg/cm^2$ en el lado adiposo. En este caso se podría pensar que ese depósito contenga material adicional que proporcione mayor señal en el detector. Dado que este punto se considera aislado dentro de la gráfica, se calculó un nuevo valor. El cálculo consistió en tomar la recta que relaciona el VMP y la concentración de yodo para los depósitos de 0.2 , 0.5 y $1.0 mg/cm^2$. Posteriormente, se realizó una extrapolación para la concentración de $2 mg/cm^2$ obteniendo así un nuevo VMP consistente.

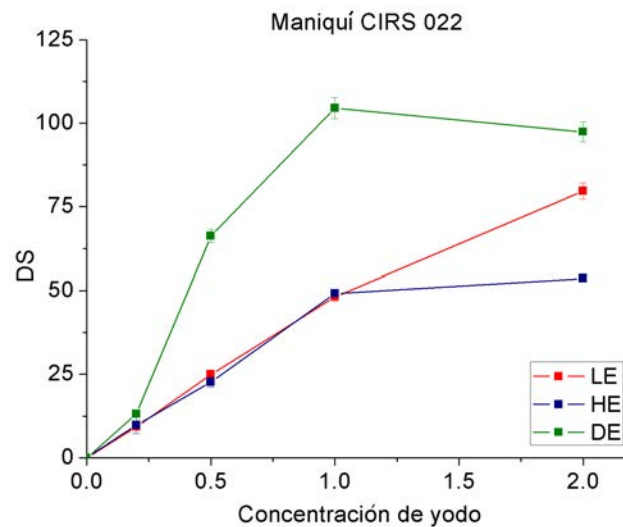


Figura 4.18: Diferencia de señal en función de la concentración de yodo en el maniquí CIRS 022 obtenida en una medición para las tres adquisiciones (LE: baja energía, HE: alta energía, DE: energía dual) en una medición.

Tabla 4.13: Datos obtenidos por Klausz R en [26] para un maniquí CIRS con características similares al maniquí utilizado en este trabajo.

Concentración de yodo (mg/cm^2)	Adiposo		Glandular	
	VMP	DS	VMP	DS
0	2000.2	1.0	1999.7	0.4
0.5	2015.1	17.2	2013.2	15.1
1	2031.3	31.0	2038.3	32.2
2	2069.5	70.9	2068.9	68.1
Glandular	2002	1.0	1999.7	0.4

En la Tabla 4.13 se muestran los resultados de un maniquí CIRS tomados por Klausz R [26]. El maniquí cuenta con características similares al utilizado en este trabajo pues contiene cuatro depósitos con las mismas concentraciones evaluadas. Las mediciones del maniquí se realizaron en el mastógrafo SenoBright HD de General Electric y la diferencia de señal se calculó tomando el VMP de la ROI correspondiente al depósito de yodo menos el promedio del VMP de cuatro ROIs en la vecindad del depósito. Es posible que los resultados se muestren con escala de grises invertida ya que el VMP aumenta en relación a la concentración de yodo. Sin embargo, se observa una relación lineal y creciente entre la concentración de yodo y el VMP.

Maniquí CIRS + BR3D

En la Figura 4.19 se muestran imágenes adquiridas del maniquí CIRS + BR3D. En a) se muestra la adquisición de baja energía en la que resalta el fondo heterogéneo correspondiente a la mezcla de material equivalente a tejido adiposo y glandular y sólo se logra observar el depósito de material equivalente a tejido 100 % glandular. En la Figura 4.19 b) se muestra la adquisición de alta energía. En este caso se observa el fondo heterogéneo y adicionalmente se observan los depósitos de 2 mg/cm^2 de concentración. Si se ajusta el contraste es posible observar el depósito de 1 mg/cm^2 , sin embargo no se visualiza con facilidad. En ambas adquisiciones el fondo heterogéneo dificulta la visualización de los depósitos. A comparación del segundo arreglo (Maniquí CIRS 022), al tener un fondo homogéneo en cada lado del maniquí, se podían visualizar los depósitos de yodo casi en su totalidad. En este caso el fondo logra camuflajear los depósitos de menor concentración. Finalmente en la Figura 4.19 c) se muestra la imagen de energía dual en la que es más claro el resultado de la sustracción de energía dual, pues se elimina la contribución del fondo heterogéneo y únicamente se visualiza el yodo. Adicionalmente se observa la disminución de contraste entre depósitos a medida que disminuye la concentración.

En la Tabla 4.14 se muestra el VMP promedio a lo largo de las 30 semanas de medi-

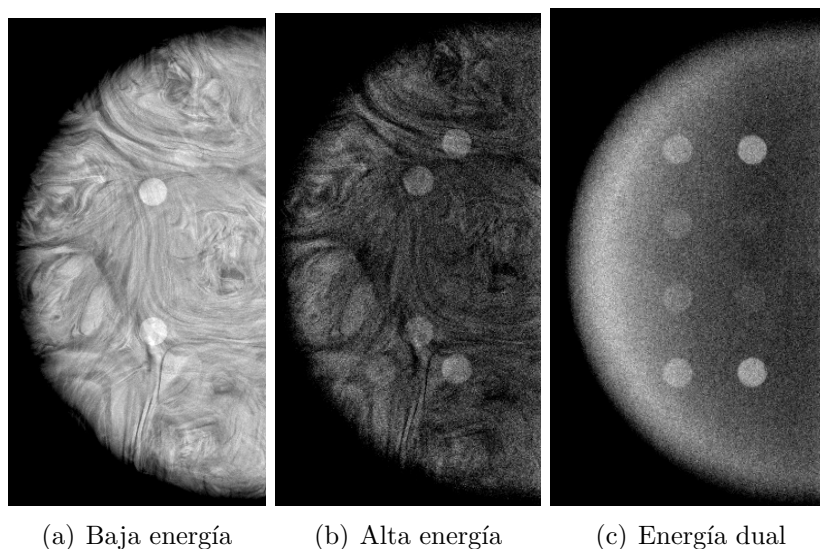


Figura 4.19: Imágenes de las adquisiciones del maniquí CIRS + BR3D: los patrones en el maniquí muestran el fondo heterogéneo, resultado de la mezcla de material equivalente a tejido glandular y adiposo. Los círculos dentro del maniquí corresponden a los depósitos de yodo.

Tabla 4.14: Maniquí CIRS 022 + BRD3D

Maniquí CIRS 022 + BR3D						
Concentración de yodo (mg/cm^2)	1			2		
	VMP	STD	DS	VMP	STD	DS
0.2	9011	3.3	9	9010	4.7	8
0.5	8962	3.4	-40	8961	3.8	-41
1	8927	3.6	-75	8921	3.0	-81
2	8882	5.8	-120	8925	4.4	-77
Glandular	9002	3.5	0	9002	2.5	0

ciones para cada depósito de yodo, su desviación estándar y la diferencia de señal. La evaluación se realizó para los dos conjuntos de depósitos. El VMP se encuentra en el mismo orden de magnitud para ambos conjuntos. En promedio el fondo aporta una señal equivalente en todo el maniquí. Por otro lado, el VMP obtenido se encuentra en el mismo orden de magnitud que el reportado en el maniquí CIRS 022. Esto puede interpretarse como que la sustracción en la imagen DE es consistente. La diferencia de señal es análoga a la reportada previamente en el maniquí CIRS 022, pues los valores se encuentran en el mismo orden de magnitud. Adicionalmente se muestra la misma relación entre la concentración de yodo y la DS. Análogamente, se calculó un nuevo VMP para el depósito glandular debido a que el VMP reportado es mayor respecto a los de las demás concentraciones. El cálculo se realizó por extrapolación

de la recta que intersecta el VMP para los depósitos de $0.2 - 1.0 \text{ mg/cm}^2$. A partir de este valor se calcularon las nuevas DS en cada caso.

En la Figura 4.20 se muestra la evaluación de los maniqués CIRS 022 y CIRS + BR3D. Se graficó la diferencia de señal reportada en las 30 semanas evaluadas para diferentes concentraciones de yodo. En todos los casos la línea azul representa el valor promedio y la línea roja punteada representa $\pm 3 \sigma$. La evaluación se realizó en conjunto debido a que en ambos arreglos se tiene la misma placa de depósitos de yodo. Los puntos negros corresponden al maniqué CIRS 022 y los puntos blancos representan el maniqué CIRS + BR3D de fondo heterogéneo. En cada caso, la diferencia de señal se obtuvo de: $VMP_{ROI} - VMP_{fondo}$, tal que la ROI de fondo corresponde al valor extrapolado para cada conjunto de depósitos de yodo realizada previamente. Al realizar la sustracción se esperaba que sin importar el fondo de los maniqués (homogéneo ó heterogéneo) la DS fuese la misma.

En la Figura 4.20 a) se muestra la diferencia de señal para la concentración 0.2 mg/cm^2 , el valor promedio es 13 con desviación estándar de 7. En la gráfica se observa que a partir de la semana 15 existe una mayor dispersión de los datos respecto al valor promedio, sin embargo, posterior a la semana 25 los puntos convergen. Por otro lado, en el caso del maniqué CIRS + BR3D se observa que existe un subconjunto de puntos con valores menores respecto al resto de puntos. En la Figura 4.20 b) se muestra la gráfica respecto a la concentración de 0.5 mg/cm^2 . El valor promedio es 62 con $\sigma=20$. En este caso existe una menor dispersión entre los puntos respecto al valor promedio. Aquellos correspondientes al maniqué CIRS 022 muestran una mayor convergencia, es decir, en este depósito la DS alcanza los valores más parecidos entre las dos regiones (adiposo y glandular). Sin embargo, el maniqué de fondo heterogéneo muestra los dos conjuntos visiblemente separados. Particularmente, un subconjunto tiene valores más cercanos a los reportados por el maniqué CIRS 022 y la mayoría de estos últimos se encuentra dentro de la región 1σ .

En la Figura 4.20 c) se presenta la gráfica correspondiente a la concentración de 1 mg/cm^2 . Se obtuvo que el valor promedio en la diferencia de señal es 102 con $\sigma=14$. En este caso es evidente la diferencia entre dos subconjuntos del maniqué de fondo heterogéneo que adicionalmente exceden la región de 1σ en su totalidad. Finalmente, en d) se muestra la diferencia de señal para el depósito de 2 mg/cm^2 . Su valor promedio es 107 con $\sigma=12$. Análogamente al caso anterior, existe un subconjunto que se encuentra más disperso al resto de puntos para el maniqué CIRS + BR3D.

En todos los casos, los valores se encuentran dentro de la región de $\pm 3\sigma$. Las diferencias que se presentan en todos los depósitos pueden estar asociadas al procesamiento del equipo, pues el depósito de 2 mg/cm^2 no reporta el VMP esperado. En el trabajo de Guevara P. [25] se utilizó el mismo maniqué CIRS 022 para cuantificación de yo-

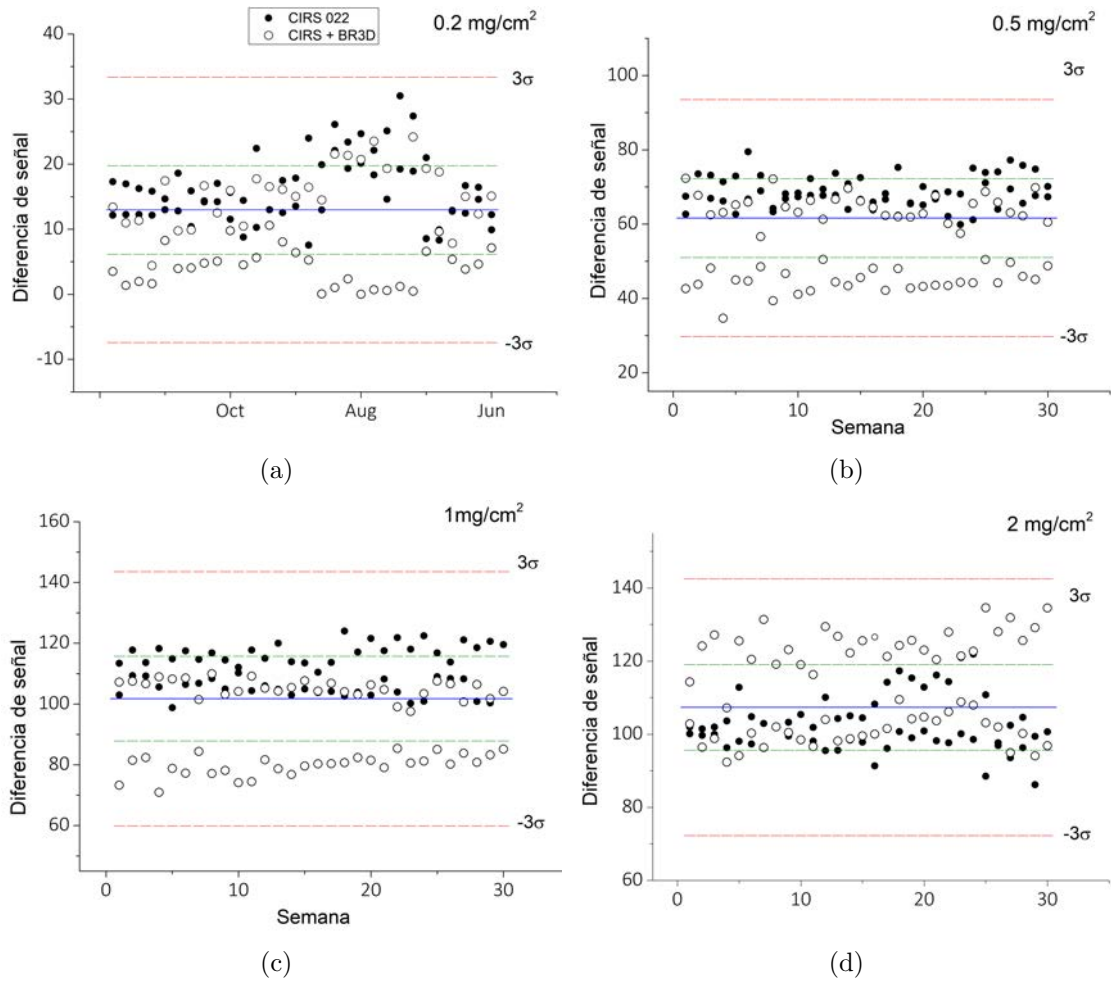


Figura 4.20: Diferencia de señal para el maniquí CIRS 022 y CIRS + BR3D en las 30 semanas de mediciones, la línea azul representa el promedio y las líneas verdes $\pm 1\sigma$

do, en el que se realizó un procesamiento diferente al del mastógrafo. En ese caso la cuantificación fue consistente con lo esperado, por lo que la incorrecta cuantificación no está relacionada con algún defecto del maniquí.

Comparación de los maniqués

En la Figura 4.21 se presentan las gráficas para los cuatro maniqués evaluados. Se presenta la diferencia de señal en función de la concentración de yodo.

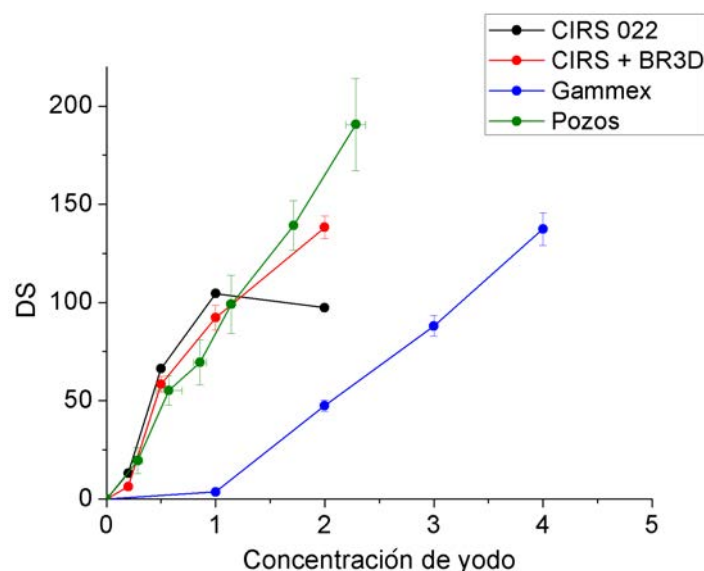


Figura 4.21: Diferencia de señal respecto a la concentración de yodo en la imagen de energía dual para todos los maniqués evaluados en este trabajo

La diferencia de señal en todos los casos es del mismo orden de magnitud. El desplazamiento de sus valores en el eje vertical puede ser resultado de que en cada caso se consideró un fondo diferente. Particularmente, el maniquí Gammex presenta valores más dispersos respecto al resto de maniqués. La no linealidad del maniquí, así como su "desplazamiento" sobre el eje horizontal, puede ser resultado del procesamiento en la imagen de energía dual. Sin embargo, este maniquí es el que proporciona una relación más consistente respecto a la DS y la concentración de yodo para concentraciones mayores a $1 mg/cm^2$. El maniquí de pozos muestra una no linealidad por debajo de la concentración de $2 mg/cm^2$. En este caso, el llenado de los pozos adiciona mayor incertidumbre en la medición, por lo que los puntos que no se encuentran dentro de la recta pueden ser resultado de un llenado no homogéneo. Si se toma en cuenta las barras de incertidumbre es posible ajustar los valores a una recta. Finalmente, el maniquí CIRS 022 y CIRS+BR3D muestran un comportamiento similar hasta la concentración de $1 mg/cm^2$ y en ambos casos no existe linealidad. Particularmente, la desviación estándar es muy grande respecto al valor de DS. Es-

to puede ser resultado de que las concentraciones de 0.2 mg/cm^2 y 0.5 mg/cm^2 se encuentran en el límite de detección resultando en una mayor incertidumbre en su medición. Adicionalmente, en el maniquí CIRS + BR3D la pendiente disminuye para la concentración de 2 mg/cm^2 . En el caso del maniquí CIRS 022, se presenta una DS menor para la concentración de 2 mg/cm^2 que no es un comportamiento esperado.

4.3.1. Referencias y tolerancias en maniqués comerciales para control de calidad en mastografía contrastada

En la tabla 4.15 se muestran los valores de referencia y tolerancias correspondientes a la diferencia de señal en relación a la concentración de yodo. Los valores de referencia se obtuvieron del promedio de la diferencia de señal evaluada en las 30 semanas. La tolerancia asociada corresponde al triple de la desviación estándar ($\pm 3\sigma$).

Tabla 4.15: Referencias y tolerancias de la diferencia de señal en función de la concentración de yodo para maniqués comerciales en mastografía contrastada.

Maniquí	Concentración (mg/cm^2)	DS de referencia	Tolerancia (3σ)
Gammex	1.0	10	± 15
	2.0	52	± 19
	3.0	98	± 23
	4.0	14	± 25
CIRS	0.2	13	± 20
	0.5	62	± 32
	1.0	102	± 42
	2.0	107	± 35
Pozos	0.28	50	± 14
	0.57	60	± 27
	0.86	72	± 31
	1.1	101	± 30
	1.7	142	± 11
	2.8	189	± 11

Capítulo 5

Conclusiones

En los últimos años ha crecido significativamente el uso clínico de la mastografía contrastada y el número de fabricantes de mastógrafos que la ofrecen. A la par, se ha comenzado a implementar referencias para los indicadores dosimétricos y de calidad de imagen que permitan realizar controles de calidad.

En este trabajo se caracterizó el sistema de mastografía contrastada por energía dual Amulet Innovality (Fujifilm) instalado en el Instituto Nacional de Cancerología. Este producto de Fujifilm es nuevo en el mercado y no había sido caracterizado a profundidad. Se estimaron valores de referencia y tolerancia para la señal de yodo medida en maniqués comerciales diseñados para mastografía contrastada. Dichos valores de referencia son los primeros que se reportan para el mastógrafo Amulet Innovality del INCan y se utilizarán para el programa de control de calidad en este equipo.

El mastógrafo Amulet Innovality imparte menor DGP en una mastografía contrastada respecto a una mastografía convencional con una diferencia de hasta 39%, resultando diferente a lo reportado en otros equipos de CEDM. La DGP impartida en la imagen de baja energía es seis veces mayor que la de alta energía. Por otra parte, el maniquí de pozos presentó valores de señal de yodo consistentes, por lo que puede ser una opción mas accesible que podría implementarse para realizar cuantificación de yodo. En el caso de los maniqués comerciales, el maniquí Gammex contiene concentraciones de yodo muy grandes que no se asemejan a las utilizadas en la clínica. Sin embargo, la cuantificación de yodo es consistente y la visualización también. Particularmente, el procesamiento que realiza el mastógrafo dificulta la cuantificación de yodo en el maniquí CIRS, sin embargo en todos los casos se obtiene una buena visualización del yodo para las concentraciones de 0.5, 1.0 y 2.0 mg/cm^2 .

Capítulo 6

Apéndice

Técnicas de referencia seleccionadas por el CAE en sistemas CEDM

Tabla 6.1: Técnicas seleccionadas por el CAE para los diferentes sistemas en CEDM [21] [22]

espesor maniquí (cm)	Selenia Dimensions		Essential	
	Técnica CAE		Técnica CAE	
	LE	HE	LE	HE
2	W/Rh 26 kV 35 mAs	W/Cu 45 kV 32 mAs	Mo/Rh 27 kV 40.4 mAs	Mo/Cu 46 kV 78 mAs
3	W/Rh 26 kV 60 mAs	W/Cu 45 kV 44 mAs	Mo/Rh 27 kV 40.4 mAs	Mo/Cu 46 kV 78 mAs
4	W/Rh 28 kV 66 mAs	W/Cu 45 kV 52 mAs	Mo/Rh 28 kV 63.7 mAs	Mo/Cu 45 kV 120 mAs
5	W/Ag 29 kV 73 mAs	W/Cu 49 kV 44 mAs	Rh/Rh 29 kV 63.2 mAs	Rh/Cu 45 kV 176 mAs
6	W/Ag 31 kV 95 mAs	W/Cu 49 kV 66 mAs	Rh/Rh 31 kV 71.2 mAs	Rh/Cu 47 kV 198 mAs
7	W/Ag 31 kV 129 mAs	W/Cu 49 kV 84 mAs	Rh/Rh 30kV 125.4 mAs	Rh/Cu 49 kV 198 mAs
9	W/Ag 33 kV 146 mAs	W/Cu 49 kV 102 mAs	Rh/Rh 30 kV 125.4 mAs	Rh/Cu 49 kV 198 mAs

Comparación de MTF con equipos Amulet Innovality

Tabla 6.2: Límite de resolución espacial para doce sistemas Amulet Innovality [24]

Sistema	Año de manufactura	Frecuencia espacial de MTF 10 % (mm^{-1})
1	2020	9.0
2	2020	9.0
3	2017	8.89
4	2017	9.0
5	2017	9.0
6	2015	9.0
7	2015	8.89
8	2015	8.89
9	2015	9.0
10	2017	8.9
11	2015	8.89
12	2015	8.89

Resolución de bajo contraste con muestras yodadas

El cálculo del volumen de yodo para obtener las concentraciones volumétricas se realizó con la ecuación siguiente.

$$V_{yodo} = \frac{C_{agua} \cdot V_{agua}}{C_{yodo}} \quad (6.1)$$

Esto se tomó considerando un volumen constante de agua de 10 ml. La concentración de yodo se tomó de 300 mg/ml, correspondiente a la referida en el medio de contraste *Ultravist 300*.

La concentración de agua se obtuvo al aproximarla, tal que se obtuvieran concentraciones proyectadas similares a las de los maniqués comerciales. En ese caso se tomó la relación:

$$C_{agua} = \frac{C_{proyectada} \cdot A}{V} \quad (6.2)$$

Tal que A es el área del cilindro (0.394 cm^2) y V el volumen de la mezcla (0.15 mm^3), depositada en el pozo.

Concentración Proyectada (mg/cm ²)	Concentración de yodo (mg/ml)	Volumen de yodo (ml)	Concentración de agua (mg/ml)	Volumen de agua (ml)
0.285	300	0.025	0.75	10
0.571		0.050	1.5	
0.856		0.075	2.25	
1.142		0.100	3	
1.713		0.150	4.5	
2.284		0.200	6	

Bibliografía

- [1] Martínez Y, & Medrano R. (24 de octubre 2022). Epidemiología del cáncer de mama. *Gobierno de México*. Recuperado de <https://www.gob.mx/imss/articulos/epidemiologia-del-cancer-de-mama-318014>
- [2] Bushberg J. T., Seibert J. A., Leidholdt Jr. E. M., Boone J. M. (2012). *The Essential Physics for Medical Imaging*. 3rd edition. USA. Wolters Kluwer-Lippincott Williams & Wilkins.
- [3] Martini, N.; Koukou, V.; Michail, C.; Fountos, G. Dual Energy X-ray Methods for the Characterization, Quantification and Imaging of Calcification Minerals and Masses in Breast. *Crystals* 2020, 10, 198. <https://doi.org/10.3390/cryst10030198>
- [4] Skarpathiotakis, M., Yaffe, M. J., Bloomquist, A. K., Rico, D., Muller, S., Rick, A., & Jeunehomme, F. (2002). Development of contrast digital mammography. *Medical Physics*, 29(10), 2419–2426. doi:10.1118/1.1510128
Dromain, C., Balleyguier, C., Adler, G., Garbay, J. R., & Delaloge, S. (2009). Contrast-enhanced digital mammography. En *European Journal of Radiology* (Vol. 69, Issue 1, pp. 34–42). Elsevier BV. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.07.035>
- [5] Brandan, María-Ester. (2016). Contrast-enhanced digital mammography and other techniques based on image subtraction. *AIP Conference Proceedings*. 1747. 080002. 10.1063/1.4954122.
- [6] Yaffe M. (2010). Chapter 1 Digital Mammography. En U. Bick, F Diekmann. *Medical Radiology*. Berlin. Springer.
- [7] Chevalier, M., & Torres, R. (2010). Mamografía digital. *Revista De Física Médica*, 11(1). Recuperado a partir de <https://revistadefisicamedica.es/index.php/rfm/article/view/90>

- [8] IAEA. (2014). Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for teachers and students. IAEA. Austria. Recuperado de <https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1564webnew-74666420.pdf>
- [9] Ayala L. (2010). Herramientas para evaluar la calidad de la imagen producida por detectores digitales en mamografía. Tesis de Maestría en Ciencias. UNAM.
- [10] Suleiman, M. E., Brennan, P. C., & McEntee, M. F. (2017). Mean glandular dose in digital mammography: a dose calculation method comparison. En *Journal of Medical Imaging* (Vol. 4, Issue 1, p. 013502). SPIE-Intl Soc Optical Eng. <https://doi.org/10.1117/1.jmi.4.1.013502>.
- [11] IAEA, (2011). Quality Assurance Programme for Digital Mammography. IAEA Human Health Series. No 17. Austria.
- [12] Yaffe, MJ y Rowlands, JA (1997). Detectores de rayos X para radiografía digital. *Física en Medicina y Biología*, 42(1), 1–39. doi:10.1088/0031-9155/42/1/001
- [13] Chang R. (2003) *Química*, 7^a. Edición, México. McGraw-Hill. USA. McGraw-Hill
- [14] Harvey, D. (2000) *Modern analytical chemistry*. 1st ed. Boston, McGraw-Hill.
- [15] Nori J. & Kaur M. (2018). *Contrast-Enhanced Digital Mammography (CEDM)*. 1st ed. Switzerland. Springer.
- [16] Puong, Iordache S, Bouchevreau R., Xavier & Muller, Serge. (2009). Dual-Energy Contrast Enhanced Digital Mammography: theoretical and experimental study of optimal monoenergetic beam parameters using synchrotron radiation. *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE*. 7258. 10.1117/12.811596.
- [17] Gammex Inc. (2020), Users Guide, Mammo CESM Phantom Model 2376. EUA. Dx Diagnostic.
- [18] CIRS. (2018). Contrast Enhanced Spectral Mammography Phantom. CIRS. Recuperado de <https://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2021/03/CESM-DS-031221.pdf>
- [19] CIRS. (2013). BR3D Breast Imaging Phantom. CIRS. Recuperado de <https://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2020/07/020-DS-072020.pdf>
- [20] Dance D R, Young K C. (2014) Estimation of mean glandular dose for contrast enhanced digital mammography: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Phys. Med. Biol* 59 2127-2137

- [21] Kelly M., Rai M., Mackenzie A., (2003). Technical evaluation of contrast enhanced mammography functions using Hologic I-View software. NCCPM. Recuperado de https://medphys.royalsurrey.nhs.uk/nccpm/files/other/Tech_Eval_CESM_Hologic_3Dimensions_Final.pdf
- [22] National Co-ordinating Centre for the Physics of Mammography. (2020). Technical Evaluation of contrast enhanced mammography functions of GE Essential system. . Recuperado de https://medphys.royalsurrey.nhs.uk/nccpm/files/other/NCCPM_TechEval_CESMGE_Essential_Report2001.pdf
- [23] Public Health England.(2018). NHS Breast Screening Programme equipment report Technical evaluation of Fujifilm AMULET Innovality digital breast tomosynthesis system. Recuperado el 04 de agosto de 2020 de https://assets.publishing.service.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/997683/Technical_evaluation_of_Fujifilm_AMULET_Innovality_digital_breast_tomosynthesis_system.pdf
- [24] Kaya Karaaslan, M., Muzoğlu, N., & Gündoğdu, Ö. (2022). Study of the performance change in digital mammography systems depending on the total number of examinations. En *Biomedical Physics & Engineering Express* (Vol. 8, Issue 6, p. 065025). IOP Publishing. <https://doi.org/10.1088/2057-1976/ac9b5e>
- [25] Pacheco-Guevara, G., Castillo-Lopez, J. P., Villaseñor-Navarro, Y., & Brandan, M.-E. (2022). Iodine quantification in dual-energy mammography: linearity, bias and variability. En H. Bosmans, N. Marshall, & C. Van Ongeval (Eds.), *16th International Workshop on Breast Imaging (IWBI2022)*. SPIE. <https://doi.org/10.1117/12.2625782>
- [26] Klausz, R. (2018). Introduction of a comprehensive phantom for the quality control of contrast enhanced spectral mammography. European Congress of Radiology. <https://doi.org/10.1594/ECR2018/C-2650>