



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MEXICO
POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

ARTEFACTOS EN IMÁGENES MASTOGRÁFICAS

TESIS
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRA EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:
NAXI CANSINO GONZÁLEZ

TUTOR
M. EN C. CÉSAR GUSTAVO RUIZ TREJO, IF-UNAM

MIEMBROS DEL COMITÉ TUTOR

DRA. MARÍA ESTER BRANDAN SIQUÉS, IF-UNAM
DRA. OLGA LETICIA ÁVILA AGUIRRE, POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS
DRA. YOLANDA VILLASEÑOR NAVARRO, POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

JULIO 2016

CIUDAD UNIVERSITARIA, CDMX



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.

Resumen

En la actualidad se considera a la mastografía como la herramienta más eficaz en la detección temprana del cáncer de mama, siempre y cuando los equipos se encuentren bajo un estricto programa de control de calidad. Las imágenes mastográficas de alta calidad, en general, deben tener adecuados valores de resolución espacial, alto contraste, bajo ruido y no deben presentar artefactos. El Instituto de Física de la UNAM, desde el 2001, ha aplicado pruebas de control de calidad a 55 mastógrafos, los resultados han mostrado que el 81.7% de las imágenes evaluadas presentaron artefactos.

Los artefactos en una imagen son elementos que interfieren con la visualización de las estructuras de interés diagnóstico y en algunos casos pueden simularlas. Los artefactos en mastografía pueden ser causados por: el paciente, la técnica radióloga, el equipo de mastografía, el sistema de procesamiento de la imagen y las condiciones de visualización.

El objetivo principal de este trabajo fue evaluar la calidad de la imagen y la dosis de radiación en 10 unidades mastográficas, analógicas o digitales, con especial énfasis en la identificación de las fuentes de artefactos y en la recomendación de las acciones correctivas por aplicar. Los sistemas fueron sometidos a pruebas de control de calidad con la finalidad de determinar el nivel de funcionamiento de los sistemas y detectar los elementos que no funcionaban correctamente y que pudieran ser posibles fuentes de artefactos. Se propuso una herramienta de cómputo para realizar el análisis de los artefactos en las imágenes mastográficas, la cual puede utilizarse como un complemento de la evaluación visual.

Los resultados de las pruebas de control de calidad mostraron que los sistemas de mastografía no cumplen en su mayoría con los requisitos mínimos necesarios para ser utilizados en programas de detección temprana de cáncer de mama, debido a que las imágenes no cumplen con los criterios de calidad necesarios. Se pudo observar, tanto en la evaluación visual como al utilizar la herramienta computacional, que en las imágenes generadas por nueve de los diez sistemas estudiados se presentaron artefactos.

A cada una de las unidades se les envió el informe con los resultados de la evaluación y las recomendaciones para la corrección de los fallos.

El trabajo se realizó con el apoyo del Centro Nacional de Equidad de Género y Salud Reproductiva de la Secretaría de Salud, el Organismo Internacional de Energía Atómica y el Grupo de Física Médica de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid.

Abstract

Nowadays, mastography is considered as the most effective tool in the early detection of breast cancer, as long as the medical apparatus follow strict quality control program. High quality mastography images, in general should have high values of spatial resolution and contrast, low noise and must not have artifacts. Since 2001, the Instituto de Física of UNAM has applied quality control tests in 55 mastography units, the results have shown that 81.7% of the evaluated images present artifacts.

Artifacts in an image are elements that interfere with the visualization of structures of diagnostic interest and in some cases can be masked it. Mastography artifacts can be caused by: the patient, the radiologic technologist, the mammography equipment, the system of image processing and the viewing conditions.

The main objective of this work was to evaluate the image quality and the radiation dose in 10 mammography units, analog or digital, with special emphasis on identifying sources of artifacts and recommending corrective actions to implement. The systems were tested for quality control in order to determine the level of system performance and detect the elements that did not work properly and could be potential sources of artifacts. A computing tool was proposed for the analysis of artifacts in mastography images, which can be used as an adjunct to visual evaluation.

The quality control testing results showed that the mastography systems mostly did not meet with the minimum requirements necessary for use in programs of early detection of breast cancer, because the images do not meet quality criteria. Images were assessed with both methods, visually and using the computational tool. It was observed that generated images in nine of the ten systems studied present artifacts.

For each of the units a report was sent with the results of the evaluation and recommendations for the correction of faults.

This work was done with the support of the National Center for Gender Equality and Reproductive Health of the Ministry of Health, the International Atomic Energy Agency and the Medical Physics Group at the Facultad de Medicina of the Universidad Complutense de Madrid.

Quiero dedicar este trabajo:

A toda mi familia. A mis padres Isabel y Guillermo por haberme guiado, por cuidarme mucho, por todos los esfuerzos y por todas las enseñanzas, también por todos los desvelos que vivieron por culpa de mi rebeldi. Los amo mucho. A mis hermanas Ghuenda y Yajaira por su apoyo, cariño y amor, y por que a pesar de todo siempre están cuando las necesito.

A mi mejor... Alain, te amo mucho, gracias por tu amistad, cariño, apoyo, y después de todo lo vivido tu también formas parte de mi familia. Eres mi mejor amigo y el mejor equipo de trabajo que pude haber encontrado. Después de tanto tiempo no existen las palabras para expresar todo lo que me gustaría escribir.

A mis sobrinos Emiliano y Mateo, que aunque me estoy perdiendo muchas cosas los amo mucho.

A mi familia de cuatro patas Kismo, Mushu, Afri, Chiki, Jamaica y Lista.

Agradecimientos

A mi tutor M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo, por confiar en mi y dejarme ser parte de su grupo de trabajo, por todos los consejos, por su paciencia, por el tiempo brindado, por tu amistad. Muchas gracias.

A los sinodales: Dr. Sarael Alcauter Solórzano, Dr. Mario Gómez Zepeda, Dr. Jorge Márquez Flores, M. en C. Eduardo López Pineda y M. en C. Jaime Alberto Rodríguez López. Por el tiempo invertido en la revisión y los comentarios que me permitieron mejorar de este trabajo.

A los miembros de mi comité tutor: M. en C. César Ruiz Trejo, Dra. Olga Ávila Aguirre y Dra. María Ester Brandan, por su guía, sugerencias y por el tiempo invertido en las reuniones de comité.

Al Dr. Mario Gómez Zepeda, al Dr. Julián Palomares y a la Dra. Lourdes Medina por el apoyo brindado para realización y conclusión de este trabajo.

Al Fis. Alain Rodolfo Alvarez Luquin, por todo el tiempo invertido en la realización de este trabajo, por su ayuda durante la realización de las pruebas de control de calidad y por ser el visualizador humano.

A la M. en C. Adriana Moreno Ramírez, al M. en C. Juan Carlos Cruz Hernández, A la T. R. Adriana Huerta Hernández, por el apoyo brindado en la realización de este trabajo.

Al personal del taller del IFUNAM, por el tiempo invertido en el pulido del maniquí utilizado en la evaluación de los artefactos.

A todo el personal técnico en radiología de las unidades evaluadas, por su ayuda en el manejo de los equipos y en la aplicación de las pruebas de control de calidad. Al ingeniero servicios de servicios de General Electric, Mauro, por siempre responder mis dudas.

A la M. en C. Lizbeth Ayala, por darme acceso al código Scabé para los cálculos de MTF.

A mis compañeros de trabajo, Carmen, Marco, Ofelia, Hilda, Irma, Adriana M., Adriana H. y Juan, por brindarme su apoyo.

A mis profesores de la maestría:

Dr. Arnulfo Martínez y Dra. Mercedes Rodríguez, por toda la paciencia y por mostrar interés en nuestro aprendizaje.

M. en C. Tirso Rodríguez, Dra. Guelda Massillon, Dra. Isabel Gamboa, Dra. María Ester Brandan, M. en C. César Ruiz y M. en C. Benjamín Leal. Por compartir sus conocimientos y por todas sus enseñanzas.

A la familia Álvarez Luquin, incluidos el Chempolín y la Pelu. Por cuidarme cuando me enfermo, por preocuparse por mí y por todo el cariño. Muchas gracias Yolanda Luquin Valencia.

A mis amigos. Irene, Karla, Nelly, Rodolfo, Fernando, Pedro, Valente, Arturo y Abel. Por todos los momentos compartidos, nuestra amistad es para toda la vida. Fer gracias por mi bici y aunque ya casi no hablamos te quiero muchísimo.

A Néstor por su amistad, por todas esas noches de baile y las que faltan, te quiero. A Noemi y Rogelio, por todas esas discusiones académicas, por las pláticas nocturnas, aun los extraño, aunque ya platíco mucho con Jacky, ya somos amigas. A Salvador por ser tan buen amigo, por las pláticas y la compañía y aunque no lo acepta yo se que termino por querernos. Gracias a todos por el tiempo compartido.

Al Concejo Nacional de Ciencia y Tecnología, por la beca para la realización de mis estudios de maestría.

Al Proyecto OIEA de investigación coordinada (IAEA-CRP) "Enhancing capacity for early detection and diagnosis of breast cancer through imaging" 2014-2015. por el apoyo brindado en la realización de este trabajo

Al Instituto Nacional de Cancerología, a la Dra. Patricia Pérez y al M. en C. Héctor Galván, por el acceso a su banco de imágenes.

A los proyectos PAPIIT IN104813 y IN107916, por el apoyo brindado para la conclusión de este trabajo.

Al Instituto de Física de la UNAM, por haberme brindarme un lugar para la realización del trabajo.

A la Universidad Nacional Autónoma de México, por brindarme educación de calidad y acceso a diversas actividades.

ÍNDICE

CAPITULO I. INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO II. CONCEPTOS BÁSICOS	4
2.1 Mastografía	4
2.2 Mastógrafo	5
2.3 Componentes del mastógrafo	6
2.4 Receptor de imagen	8
2.4.1. Sistemas analógicos	8
2.4.2. Sistemas digitales	9
2.4.2.1. Imagen digital	12
2.5 Calidad de imagen	12
2.5.1 Contraste	13
2.5.2 Resolución espacial	13
2.5.3 Ruido	14
2.5.4 Artefactos	15
Artefactos asociados con la paciente	16
Artefactos relacionados con el personal técnico en radiología	17
Artefactos relacionados con el equipo de mastografía	19
Artefactos relacionados con el sistema de procesamiento de la imagen	25
Artefactos relacionados con las condiciones de visualización	27
2.6 Programa de garantía de calidad	28

CAPÍTULO III. METODOLOGÍA	29
3.1. Pruebas de control de calidad	30
3.2. Análisis de los artefactos	37
3.2.1 Obtención de las imágenes	37
3.2.2 Evaluación de la homogeneidad	38
3.2.3 Filtrado de las imágenes	40
Filtro Máximo	40
Filtro mínimo	43
3.2.2 Análisis de las imágenes	46
Capítulo IV. RESULTADOS	50
Pruebas de Control de Calidad	50
4.1 Evaluación mecánica y visual de la unidad mastográfica	51
4.2 Exactitud del espesor determinado por el sistema de compresión	52
4.3 Fuerza de compresión	52
4.4 Atenuación del compresor	53
4.5 Repetibilidad del CAE	54
4.6 Compensación del CAE con el espesor y composición de la mama	55
4.7 Valor del rendimiento en condiciones clínicas	56
4.8 Repetibilidad del rendimiento	56
4.9 Linealidad del rendimiento	57
4.10 Artefactos de la rejilla	57
4.11 Factor de rejilla	58
4.12 Calidad del haz capa hemirreductora (CHR)	58
4.13 Dosis glandular promedio	59

4.14	Función de respuesta	60
4.15	Diferencia de sensibilidad entre placas	61
4.16	Ruido del receptor de imagen	61
4.17	Barrido del láser (CR)	62
4.18	Homogeneidad	62
4.19	Remanencia de la imagen	63
4.20	Resolución espacial	63
4.21	Distorsión geométrica	64
4.22	Umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle	64
4.23	Función de transferencia de modulación	66
4.24	Constancia de la calidad de la imagen	67
4.25	Procesadora	68
	Temperatura de procesado	68
	Sensitometría	68
4.26	Condiciones de visualización	69
	Negatoscopios	69
	Estaciones de trabajo	69
	Estimación visual de la calidad de imagen	69
	Distorsión geométrica	70
	Iluminación ambiental	70
	Artefactos	70
4.27	Resultados de la evaluación de los artefactos por medio de valuación visual y utilizando el programa.	71
	Artefactos evaluación visual	71
	Resultado de la evaluación de los artefactos con el programa	78
4.28	Resumen de resultados	91

CAPÍTULO V. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	98
Observaciones generales	103
CAPÍTULO VI. Conclusiones	105
BIBLIOGRAFÍA	107
GLOSARIO	114

CAPITULO I. INTRODUCCIÓN

El cáncer de mama es un tumor maligno que se origina cuando las células comienzan a crecer sin control, es el cáncer más frecuente en las mujeres tanto en los países desarrollados como en los países en desarrollo [OMS].

En México, en el 2013, el cáncer de mama se convirtió en la principal causa de morbilidad hospitalaria por tumores malignos en la población de 20 años y más (18.7 por ciento), y en la segunda causa de mortalidad por neoplasias en las mujeres de 20 años y más (14.8 por ciento) [INEGI 15].

Con el fin de disminuir la mortalidad por cáncer de mama, el Centro Nacional de Equidad de Género y Salud Reproductiva (CNEGSR), tiene en funcionamiento el Programa de Acción Específico de Prevención y Control del Cáncer de la Mujer, en el cual se impulsan las acciones de información, educación y comunicación de riesgos para la prevención de cáncer en la mujer, las acciones de detección de cáncer de mama, la instrumentación de acciones para el seguimiento y evaluación diagnóstica de los casos sospechosos identificados en las estrategias de tamizaje, entre otras [PAE 13-18]. En el caso de la detección temprana del cáncer de mama, la herramienta más eficaz es la mastografía, siempre y cuando los elementos involucrados en la cadena de obtención de la imagen funcionen correctamente.

Una mastografía es una imagen bidimensional de las estructuras internas de la mama. La imagen se forma debido a que los diversos tejidos mamarios, incluidos los tumorales, presentan una respuesta radiológica diferente [BJT 03].

La obtención de mastografías de alta calidad se logra implantando estrictos programas de garantía de calidad, mismos que incluyen la participación de personal altamente capacitado (Técnico(a) Radiólogo(a), Médico(a) Radiólogo(a), Físico(a) Médico(a), Administrativo e Ingeniero(a) de Servicio), la aplicación de pruebas de Control de calidad (CC) y mantenimientos preventivos y correctivos. La finalidad es la obtención de una herramienta con la cual el médico radiólogo pueda emitir un diagnóstico certero y oportuno. Un programa de garantía de calidad comprende todas las actividades sistemáticas llevadas a cabo por el personal de imagen para asegurar la alta calidad de las mastografías.

Se entiende por imágenes mastográficas de alta calidad aquellas que cuentan con alto contraste, adecuados valores de la densidad óptica, alta resolución espacial, nitidez y bajo ruido, esto en caso de ser un equipo analógico, mientras que en un equipo de mastografía digital, adecuados valores de resolución espacial, relación señal a ruido (RSR), relación contraste ruido (RCR) y en ambos casos las imágenes no deben presentar artefactos [PPMI].

Un artefacto se define como cualquier cambio en la densidad óptica (DO) o en el valor medio de pixel (VMP), no causado por verdaderas diferencias de atenuación en la mama, [modificado de MD 10]. Los artefactos pueden simular estructuras de interés diagnóstico o en algunos casos interferir con su visualización.

El Instituto de Física de la UNAM (IFUNAM), desde el 2001, ha aplicado pruebas de control de calidad a 55

equipos de mastografía; 28 analógicos asociados a una reveladora de película; 27 sistemas digitales, 16 analógicos asociados a un digitalizador de imagen (CR) y 11 digitales con detector integrado (DR); como parte de servicios sociales, tesis de licenciatura y maestría, siendo la evaluación de los artefactos parte del control de calidad. De los resultados obtenidos se pudo observar que en los sistemas analógicos el 98% de las imágenes exhibían artefactos. En los sistemas CR, el 94% de las imágenes presentaron artefactos, mientras que en los sistemas DR ninguna de las imágenes exhibió artefactos, [AMR 11], [ARAL 15], [ERB 10], [JARL 01], [JCCH 15], [JVC 14], [NCG 12], [OPR 12]. En la figura 1.1 se presenta un resumen de los resultados dependiendo del tipo de tecnología.

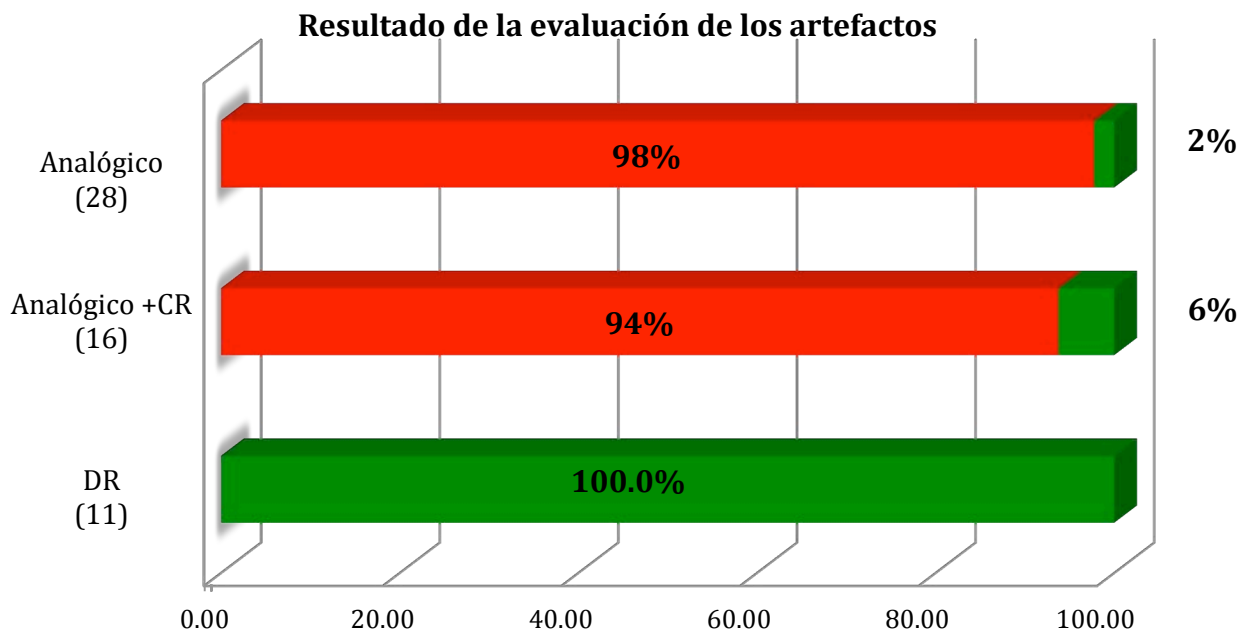


Figura 1. 1. Resultado de la evaluación de los artefactos en 55 sistemas de mastografía (2001-2015), realizados como parte de trabajo de Servicio Social, tesis de licenciatura y maestría. Las barras rojas hacen referencia a la presencia de artefactos en las imágenes mastográficas, las verdes se relacionan con las imágenes libres de artefactos.

Los artefactos observados en las imágenes de los equipos analógicos principalmente fueron puntos radiopacos distribuidos en la imagen y líneas asociadas al proceso de revelado. En el caso de los CR, al igual que en los equipos analógicos se observaron puntos brillantes o motas dispersas en la imagen [AMR 11]. En el caso de los equipos DR no se observaron artefactos en ninguna de las imágenes evaluadas.

La evaluación de los artefactos y de sus respectivas fuentes de producción, es de suma importancia para la optimización de la calidad de la imagen mastográfica, disminuyendo la probabilidad de errores en el diagnóstico, es decir falsos negativos o positivos, al igual que la repetición del estudio y con esto una doble irradiación de la paciente.

El objetivo de este trabajo es evaluar la calidad de imagen y la dosis en 10 unidades de mastografía, analógicas o digitales, haciendo especial énfasis en la identificación de las fuentes de artefactos, y recomendar acciones correctivas. Como objetivos particulares se tienen:

- Aplicar pruebas de control de calidad en los equipos utilizados para la adquisición de imágenes, así como la dosis de radiación asociada.
- Diseñar una herramienta que permita evaluar las imágenes y localizar regiones de artefactos que no se puedan visualizar a simple vista
- Identificar las fuentes de artefactos.
- Recomendar acciones correctivas.

CAPÍTULO II. CONCEPTOS BÁSICOS

2.1 Mastografía

La mastografía es un estudio radiológico de las estructuras internas de la mama, diseñado para la detección y el diagnóstico de patologías mamarias. Es la técnica radiográfica más exigente debido al tipo de lesiones que se desean valorar, por lo que las imágenes deben contar principalmente con alta resolución espacial, para la visualización de las microcalcificaciones y la definición de los bordes irregulares de las masas; alto contraste, para la visualización de masas, bajo ruido para no degradar el contraste y producirse con dosis de radiación óptimas. La mastografía tiene dos finalidades: detección y diagnóstico.

La mastografía de *detección temprana* o tamizaje tiene como objetivo identificar el cáncer mamario en las etapas más tempranas posibles, antes de que se presenten signos clínicos [GC 05], se recomienda en mujeres aparentemente sanas de 40 a 69 años de edad, cada dos años [NOM 041]. El estudio requiere de dos proyecciones basales desde diferentes ángulos, una cráneo caudal (CC) y una medio lateral oblicua (MLO), con la finalidad de evitar los efectos de la superposición de los tejidos mamarios.

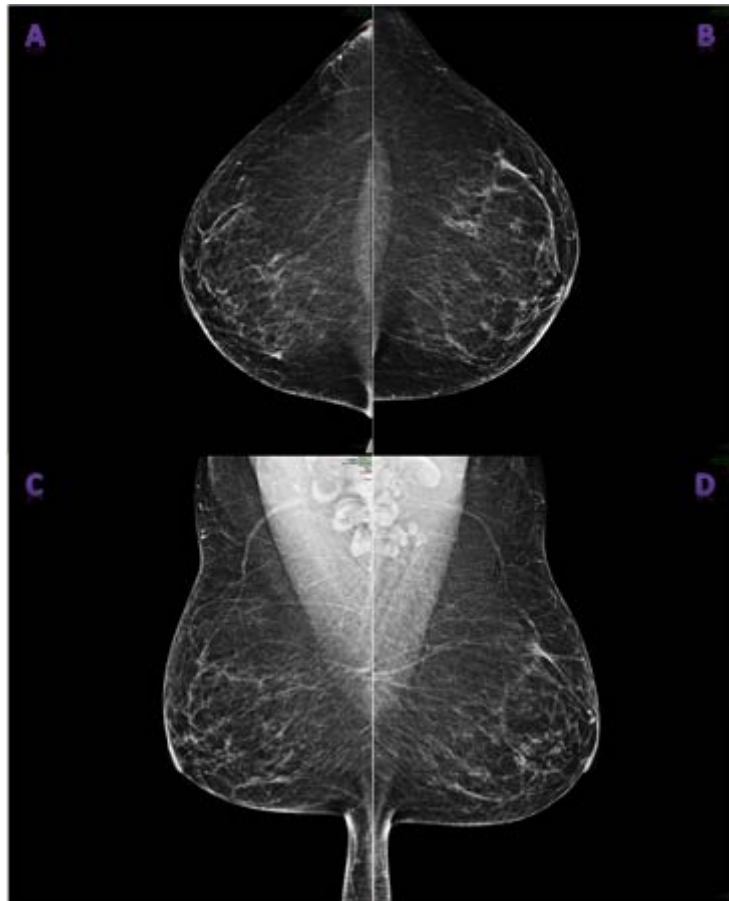


Figura 2. 1. Proyecciones basales de un estudio de detección temprana. A) y B) cráneo caudal derecha e izquierda. C) y D) Medio lateral oblicua derecha e izquierda, cortesía del Instituto Nacional de Cancerología (INCan).

La mastografía *diagnóstica* se realiza a mujeres con síntomas clínicos de patología mamaria de alta sospecha de malignidad, independientemente de la edad. Este estudio también requiere las proyecciones basales, CC y MLO, y todas las proyecciones adicionales que se necesiten.

Aunque la mastografía es la técnica por excelencia en los programas de detección temprana existen diversas aspectos que se deben de vigilar, como son la obtención de imágenes de alta calidad diagnóstica y la dosis de radiación impartida a la paciente, que dependen del adecuado funcionamiento de todos los componentes involucrados en la cadena de obtención e interpretación de la imagen mamaria, por esta razón es importante contar con personal altamente capacitado, (Médico Radiólogo, Técnico Radiólogo, Administrativo, Ingenieros de servicios y Físicos Médicos) y la implementación de estrictos programas de garantía de calidad. La mastografía se realiza en un equipo llamado mastógrafo.

2.2 Mastógrafo

El mastógrafo es un equipo diseñado especialmente para la toma de estudios de la mama, su desarrollo a lo largo de los años ha estado encaminado en mejorar la calidad de la imagen y disminuir la dosis. En la figura 2.2 se muestra un equipo de mastografía.

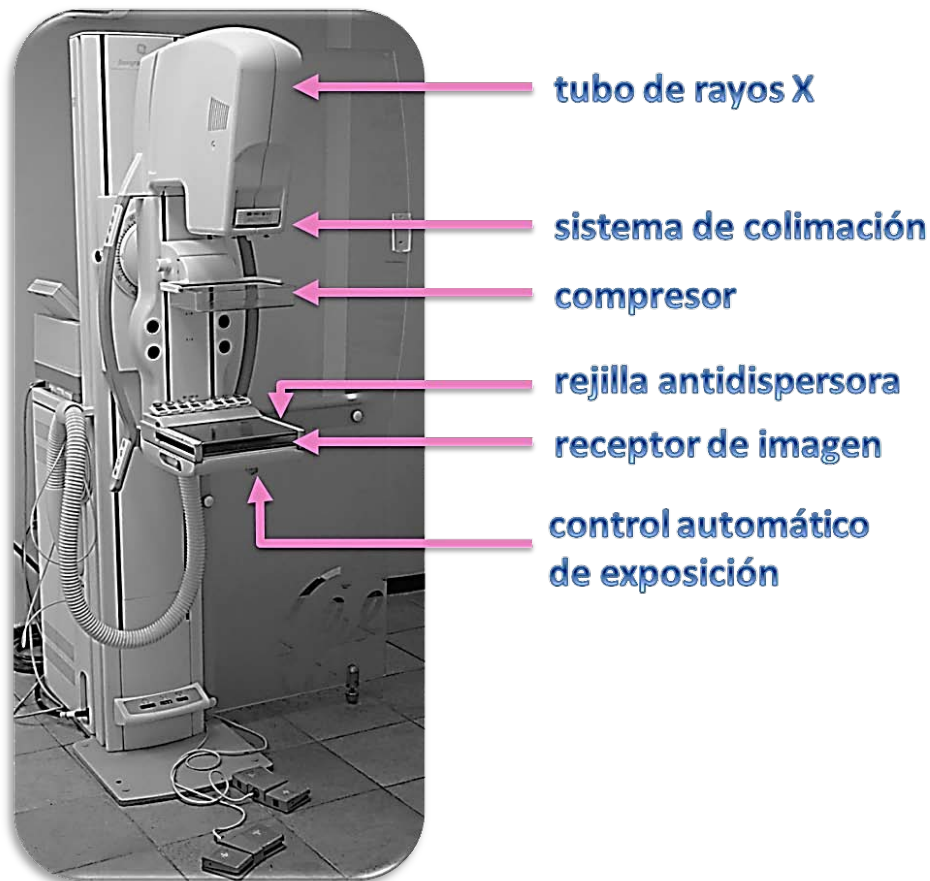


Figura 2. 2. Imagen del mastógrafo y sus principales componentes.

2.3 Componentes del mastógrafo

El tubo de rayos X es el dispositivo del mastógrafo donde se producen los rayos X. Estos se generan cuando los electrones que se producen en el cátodo, constituido principalmente por el filamento de tungsteno, son acelerados por una diferencia de potencial hasta el ánodo o blanco, donde su energía cinética es convertida en radiación y principalmente en calor. En mastografía los blancos usualmente son de molibdeno (Mo), rodio (Rh) y tungsteno (W), el haz óptimo para esta técnica radiográfica se logra modificándolo mediante el uso de filtros. Los filtros son materiales que se interponen en el haz de radiación modificando su energía efectiva y promedio. La filtración puede ser clasificada en dos tipos, inherente y añadida. La inherente es producida por todos los materiales que componen el tubo de rayos X, mientras que la añadida es generada por materiales que se colocan a la salida del haz de radiación, los más usuales son molibdeno (Mo), rodio (Rh), plata (Ag) y aluminio (Al).

Debido a que la respuesta radiológica de los tejidos que componen la mama es muy similar, ver figura 2.3, los equipos de mastografía producen rayos X con energías que permiten maximizar el contraste de la imagen. Los equipos con blancos de Mo y Rh y filtros de Mo y Rh buscaban aproximarse a una fuente de rayos X monoenergética, sin embargo actualmente existen mastógrafos con blancos de W y filtros de Rh y Ag, donde los rangos de las energías de los rayos X que utilizan para el estudio es más amplio. En la figura 2.4 se muestran los espectros de rayos X.

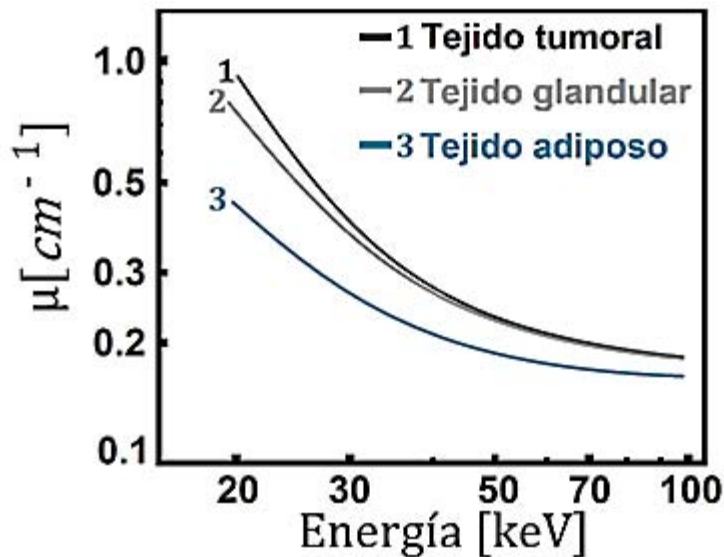
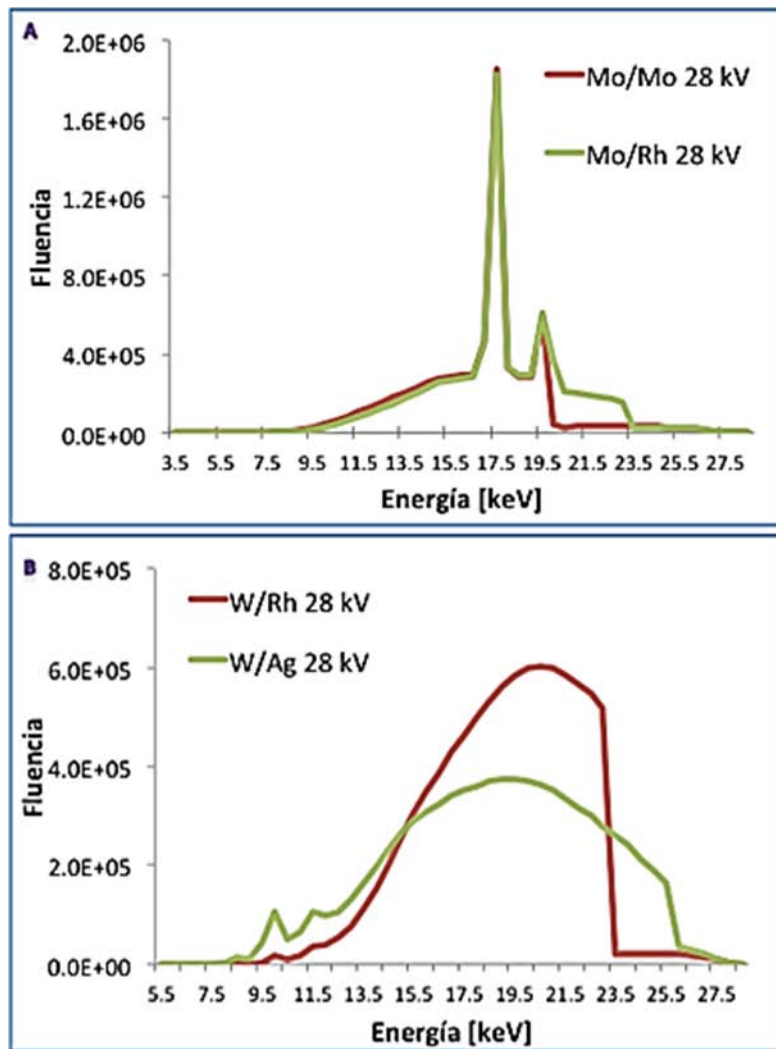


Figura 2. 3. Coeficiente lineal de atenuación para los diferentes tejidos que componen la mama. Como se puede ver en la figura la mayor probabilidad de interacción de los rayos X con los tejidos de la mama es a bajas energías, y es en ese mismo rango de energías donde se observa la mayor diferencia en la respuesta radiológica, lo que se traduce en la imagen como mayor contraste [BJT 03].



Blanco	Filtro	Espesor filtro (μm)	\bar{E} [keV]
Mo			15.33
Mo	Mo	30	16.80
Mo	Rh	25	17.70
W			13.36
W	Rh	50	19.08
W	Ag	30	18.78

\bar{E} : Energía promedio

Figura 2.4. A. Espectro de rayos X, blanco de Mo y filtros de Mo y Rh. B. Espectro de rayos X, blanco de W y filtros de Rh y Ag. Los espectros se obtuvieron con el simulador de SIEMENS que se encuentra disponible en la red [SIEM].

Los colimadores son elementos que permiten modificar la forma y el tamaño del campo de radiación y del campo luminoso dependiendo del área clínica de interés, en mastografía el campo de radiación y el campo luminoso deben coincidir con la forma y tamaño del detector. El campo luminoso es la herramienta que utiliza el personal técnico en radiología para guiarse en el posicionamiento de la paciente. Cuando los colimadores no están alineados pueden introducirse en el campo de radiación y observarse en las imágenes, produciéndose artefactos que interfieren con la visualización de las estructuras de la mama.

La compresión es uno de los factores esenciales en toda mastografía; proporcionando las siguientes ventajas, inmoviliza la mama de la paciente, evitando los artefactos por movimiento; se uniformiza y se reduce el espesor del tejido mamario, reduciéndose la radiación dispersa y la dosis; también se esparcen los tejidos reduciendo su superposición y mejorando su visualización. Cuando la compresión no es la apropiada se puede afectar la calidad de la imagen [FFM].

El papel de la rejilla antidispersora es absorber la radiación dispersa que se produce principalmente por la

interacción de los rayos X con la paleta de compresión y la mama. La radiación dispersa tiene una energía menor y dirección diferente a la del haz primario, por eso al llegar al detector no aporta información útil, degradando el contraste y con esto la calidad de la imagen. Aunque el objetivo de la rejilla es reducir la radiación dispersa que llega al detector, también absorbe parte del haz primario, por esta razón su uso requiere el aumento de la dosis.

El *control automático de exposición (CAE)*, es un sistema electrónico que en los sistemas analógicos se encarga de mantener el valor de la densidad óptica (DO), grado de ennegrecimiento de una película, independientemente de las características de la mama y de los factores de exposición utilizados, suele ser un circuito electrónico que analiza la señal en tiempo real, cuando se alcanza un umbral previamente calibrado la exposición se finaliza [SEFM 15]. El CAE en los sistemas digitales es una región de la propia matriz de los elementos del detector (del), se encarga de seleccionar los parámetros de exposición (blanco/filtro, kV y mAs) manteniendo la relación-sígnal-ruido (RSR) o la relación contraste-ruido (RCR), por encima de valores determinados en cualquier punto de la imagen. La calibración del CAE garantiza una óptima calidad de imagen y dosis de radiación aceptable.

2.4 Receptor de imagen

Los equipos de mastografía se pueden clasificar dependiendo del tipo de receptor de imagen en analógicos o digitales.

2.4.1. Sistemas analógicos

En los sistemas analógicos el receptor de imagen es el conjunto película-pantalla, montado en un chasis. Las películas utilizadas en mastografía son de emulsión en una sola cara, siendo ésta la superficie sensible a la radiación y a la luz. La emulsión se encuentra sobre un soporte de plástico de gran resistencia mecánica.

Las *pantallas intensificadoras* son láminas flexibles, fabricadas con tierras raras como lantano, terbio o gadolinio. Las pantallas convierten los rayos X incidente en luz visible. La ventaja más importante del uso de la pantalla es disminuir la dosis de radiación impartida a la paciente, debido a que la película radiográfica es más sensible a luz que a la radiación, sin embargo su uso disminuye la resolución espacial de la imagen [FFM].

El *chasis* tiene como principal objetivo proteger a la película radiográfica de la exposición a la luz, y mantener un adecuado contacto entre la película y la pantalla. Los chasis deben ser sólidos y de materiales de baja atenuación, ver figura 2.5.

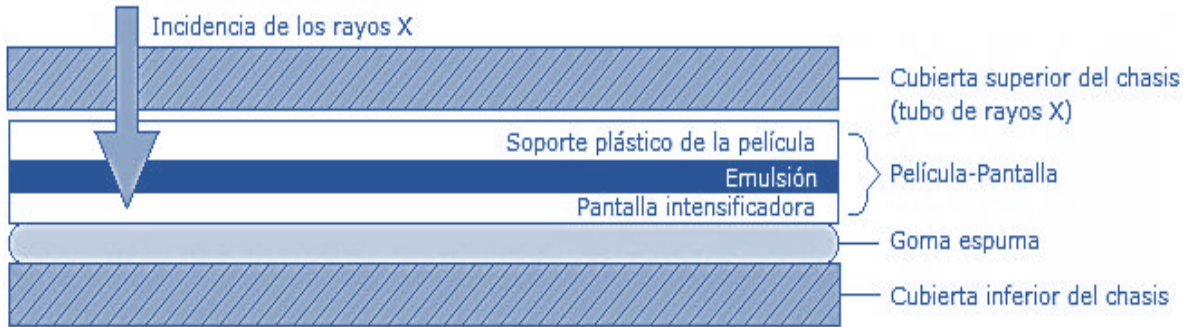


Figura 2.5. Esquema del receptor de imagen en sistemas analógicos.

2.4.2. Sistemas digitales

Los detectores empleados en mastografía digital se clasifican dependiendo la manera de convertir los rayos X en señal eléctrica, obteniéndose como resultado final una imagen digital.

- Detectores de radiografía computarizada CR, en este tipo de sistemas se usan los mastógrafos convencionales, sólo se sustituye el chasis y la película es reemplazada por una placa fotoestimulable;
- Detectores digitales DR, donde el receptor de imagen se encuentra integrado al equipo.

Los sistemas digitales proporcionan algunas ventajas sobre la tecnología analógica, el rango dinámico es mayor; existe independencia en los procesos de adquisición, presentación y almacenamiento de la imagen, pudiendo ser optimizados de forma independiente; al tener archivos digitales el medico radiólogo puede optimizar la visualización de las estructuras, modificando el brillo, contraste y tamaño [MD 10].

El rango dinámico se define en términos generales como el rango de exposición en el cual el detector proporciona una señal fidedigna, en los sistemas convencional es menor que en los sistemas DR, ver figura 2.6.

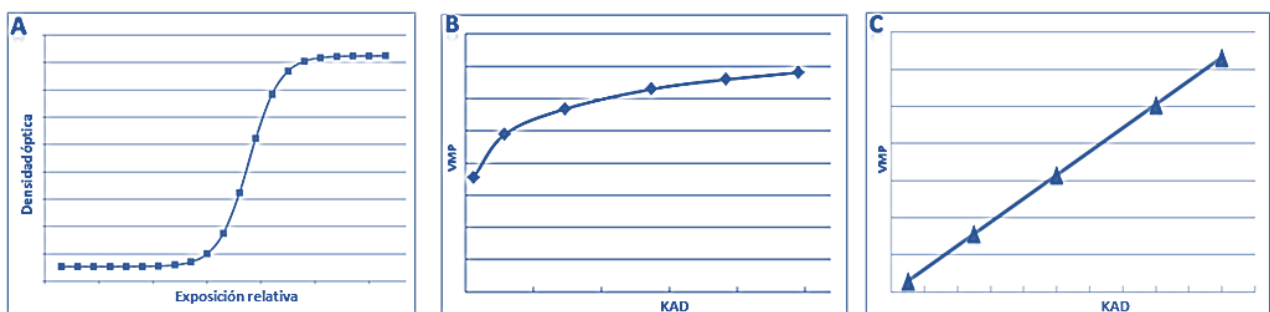


Figura 2.6. Curva característica de un sistema de mastografía analógica, B. Respuesta del receptor de imagen un sistema CR, C. Respuesta lineal del receptor de imagen de un sistema DR.

Los sistemas de *radiografía computarizada (CR)*, se basan en el principio de luminiscencia fotoestimulada, ver figura 2.6. Las placas fotoestimulables están formadas de materiales cristalinos a los que se les han añadido impurezas para crear niveles de energía en la banda prohibida, llamados centros de imagen. La energía de los

rayos X incidentes es absorbida por los electrones de la red cristalina, que se desplazarán por la banda de conducción hasta quedar atrapados en los niveles de energía intermedios, llamados centros de imagen latente o centros F [MD 10].

Los electrones quedan atrapados en los estados de energía metaestables hasta que son estimulados, por un láser, para regresar al nivel más bajo de energía, emitiendo un fotón de luz con longitud de onda que depende de las impurezas. El número de fotones emitidos en el proceso es proporcional al número de fotones incidentes sobre la placa, el proceso de lectura de la imagen se realiza en un dispositivo digitalizador CR.

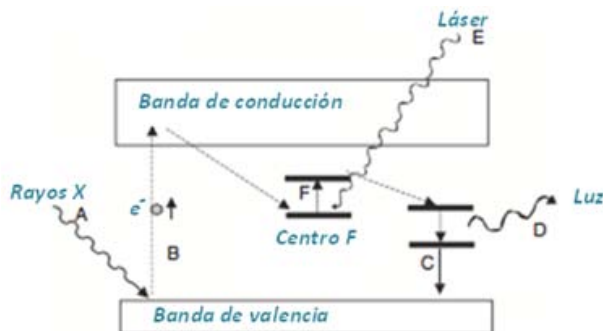


Figura 2. 7. Proceso de luminiscencia fotoestimulada, [modificado de DM 10].

La luz emitida es guiada hacia un fotomultiplicador donde se produce la conversión en señal eléctrica y ésta se amplifica y se digitaliza, ver figura 2.8. Después de ser adquirida la imagen es importante que la placa sea borrada siendo expuesta a luz intensa con la finalidad de vaciar las trampas electrónicas.

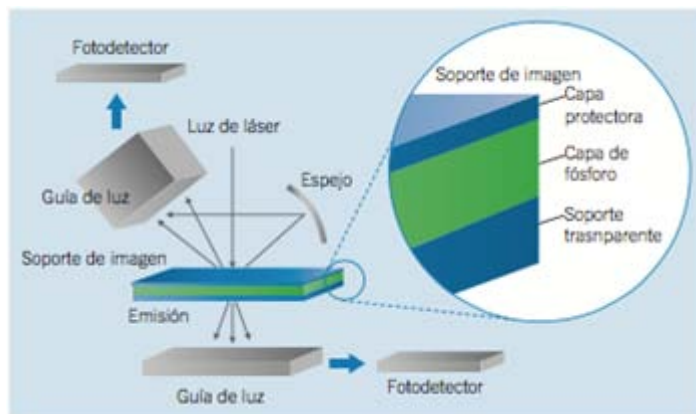


Figura 2. 8. Esquema de un sistema digitalizador de doble lectura de una placa fotoestimulable [MD 10].

Los sistemas digitales DR cuentan con el detector integrado en la unidad de mastografía, se clasifican en detectores de conversión directa y de conversión indirecta.



En los detectores de panel plano de selenio amorfo (a-Se), los rayos X que se transmitieron a través de la glándula mamaria son absorbidos por un material fotoconductor generando pares electrón-hueco, la carga eléctrica es colectada aplicando un campo eléctrico intenso, para posteriormente convertirse en la imagen digital, este tipo de sistemas es de conversión directa. Una limitación importante de este tipo de sistemas es la remanencia de la imagen, asociada a las cargas eléctricas residuales una vez leído el detector [MD 10]. En la figura 2.9 se muestra un esquema del funcionamiento del detector de panel plano de selenio amorfo.

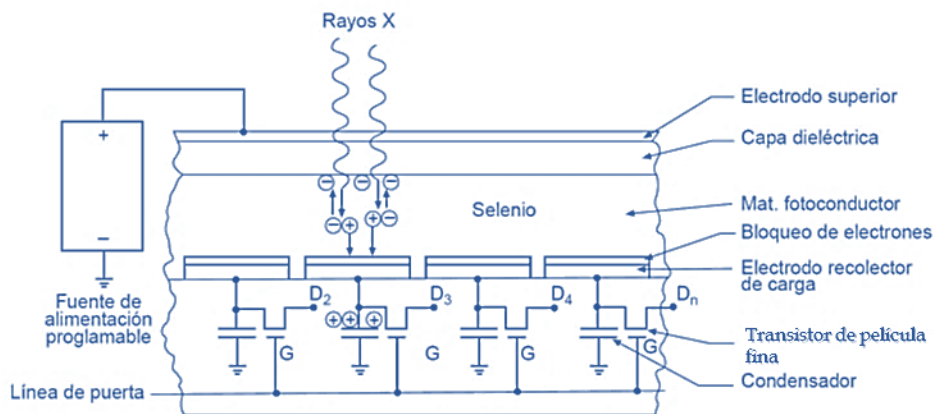


Figura 2.9. Esquema de funcionamiento de un detector de panel plano de selenio amorfo [MD 10].

Los detectores de panel plano de (CsI:Tl) sobre Si amorfo(a-Si), basan su funcionamiento en un proceso doble, por ello se clasifican como de conversión indirecta, En primer lugar los rayos X son convertidos en fotones de luz por una capa de material centellador (CsI:Tl) y el segundo paso es convertir la luz en carga eléctrica por medio de un fotoconductor de silicio amorfo. Las cargas eléctricas son medidas localmente por transistores de película delgada.

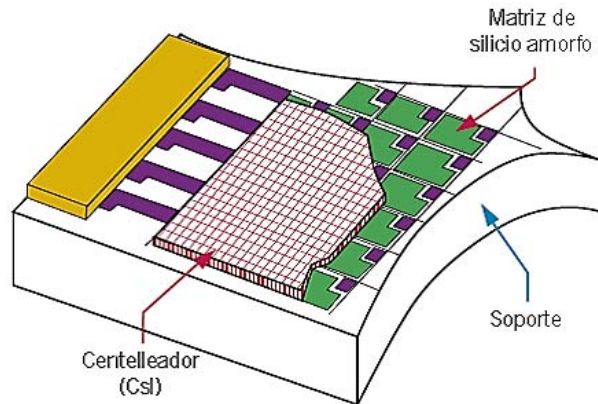


Figura 2.10. Estructura de un panel plano de silicio amorfo con sus componentes fundamentales [MD 10].

2.4.2.1. Imagen digital

Una imagen digital es la representación gráfica de una matriz de números enteros. A cada uno de los elementos que componen la imagen se le denomina pixel, siendo esta la unidad más pequeña de las imágenes. Un pixel cuenta con tres características: forma cuadrada, posición relativa y profundidad de color.

En los CR el tamaño de píxel depende del barrido del haz láser y principalmente de su grosor, variando entre $43.8 \mu\text{m}$ y $50 \mu\text{m}$. En los sistemas DR está asociado con el tamaño de los elementos del detector (del), y se encuentran entre $50 \mu\text{m}$ y $100 \mu\text{m}$.

La profundidad de color o profundidad de píxel se refiere al número de bits necesarios para codificar y guardar la información de color o nivel de gris de cada píxel en una imagen. El número de bits por píxel determinará la gama de niveles de gris de una imagen, los cuales van desde 0 hasta $2^n - 1$, donde n es el número de bits, ver figura 2.11. En mastografía la profundidad de píxel varía entre 12 bits y 16 bits.

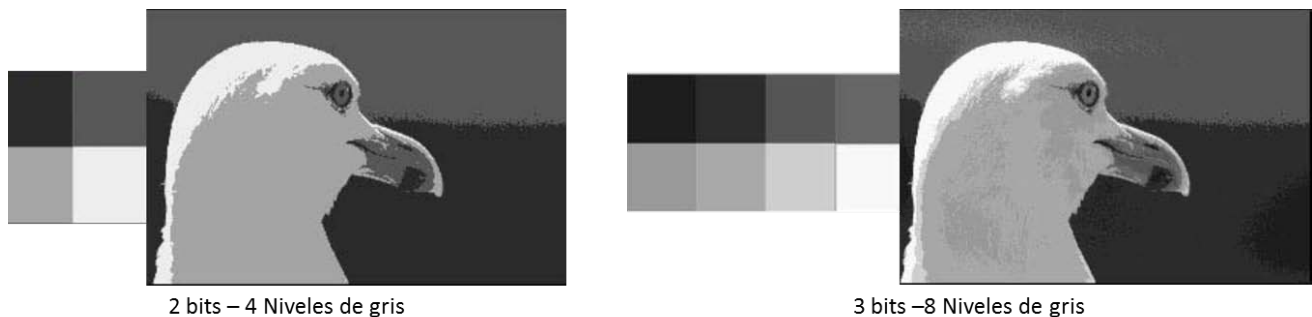


Figura 2.11. Representación de los niveles de gris en función del número de bits [IMD].

2.5 Calidad de imagen

La calidad de imagen se refiere a la capacidad que tiene la imagen para representar el objeto original [ICC 13]. Sin embargo, para un adecuado diagnóstico es necesario que las imágenes mastográficas cuenten con alto contraste, lo que favorece la visualización de diferencias muy sutiles entre los tejidos y las lesiones; alta resolución espacial, que posibilita la detección de las microcalcificaciones y de las finas espiculaciones

asociadas con ciertos tipos de cánceres, bajo ruido con objeto de que el contraste no se degrade y no deben presentar artefactos que interfieran con la visualización de lesiones.

2.5.1 Contraste

En mastografía convencional el contraste se refiere a la diferencia de las densidades ópticas de dos regiones, se puede expresar como:

$$C = DO_2 - DO_1 \quad (1)$$

En mastografía digital existe otro parámetro denominado relación contraste ruido (RCR), el cual permite asegurar que la calidad de las imágenes es la adecuada. La RCR se determina mediante la siguiente ecuación:

$$RCR = \frac{VMP_2 - VMP_1}{\sqrt{\frac{DTP_2^2 + DTP_1^2}{2}}} \quad (2)$$

donde VMP_1 y VMP_2 son los valores promedio de los valores de los pixeles contenidos en dos regiones de interés (ROI) adyacentes, y las DTP_2^2 y DTP_1^2 son las desviaciones típicas de los valores de los pixeles contenidos en las ROI.

La RCR compara la diferencia entre los valores medios de pixel en dos regiones vecinas con el nivel de ruido promedio de la imagen [NCG 12].

2.5.2 Resolución espacial

La resolución espacial determina las dimensiones del objeto de menor tamaño que podrá visualizarse en la imagen [MD 10], clásicamente se define como la capacidad que tiene un sistema para distinguir dos objetos pequeños y cercanos como independientes, una forma de medir este parámetro es utilizando patrones de barras.

Una forma alternativa de determinar la resolución espacial del sistema de imagen es mediante la Función de Transferencia de Modulaci3n (MTF), con la cual se expresa c3mo el equipo transfiere la informaci3n que contiene una se1al de entrada, en funci3n de su frecuencia espacial, a una se1al de salida, ver figura 2.12. A partir de la medida de MTF se puede determinar el tama1o m3nimo de los objetos que se pueden distinguir con un contraste aceptable. Matem3ticamente la MTF se define como el m3dulo de la transformada de Fourier bidimensional de la Funci3n de Respuesta a un Impulso (PSF). Matem3ticamente se expresa:

$$MTF(u, v) = |F[PSF(x, y)]| \quad (3)$$

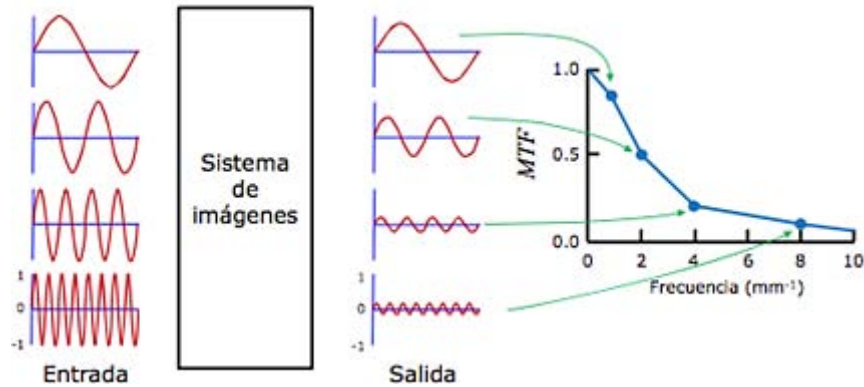


Figura 2.12. La MTF nos da la información de cómo el sistema transfiere el contraste en función de su frecuencia espacial [MR 13].

La función de respuesta a un impulso (PSF) representa la respuesta del sistema al impulso unitario y describe la imagen bidimensional de una fuente puntual, ver figura 2.13.

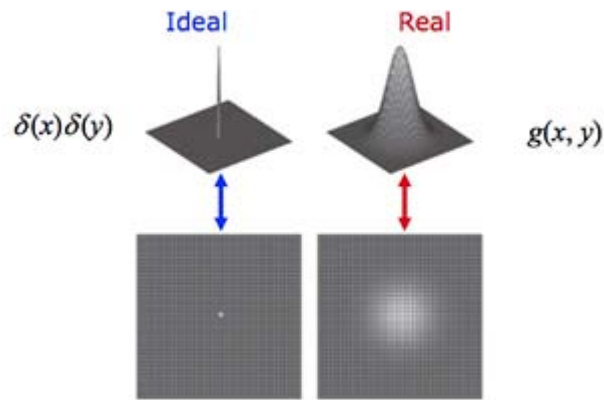


Figura 2.13. Función de respuesta a un impulso [MR 13].

2.5.3 Ruido

El ruido de una imagen se refiere a las fluctuaciones del nivel de gris o brillo en una región. En los sistemas de mastografía convencionales se refiere a las variaciones en la densidad óptica de la película, mientras que en los sistemas digitales a variaciones en el valor de pixel. El ruido total es la suma de tres componentes: ruido cuántico, originado por la naturaleza aleatoria de la radiación; ruido estructural, asociado a diferentes componentes del sistema que pueden modificar la señal [PCT 14] y ruido electrónico, originado por los componentes electrónicos de los sistemas.

En los sistemas digitales a la desviación típica de los valores del pixel (DTP) de una ROI de la imagen suele tomarse como un estimador del ruido [PECC 11]. El ruido que percibe un observador humano en una imagen es el ruido relativo, también llamado coeficiente de variación (COV), definido como:

$$COV = \frac{\sigma}{N} \quad (4)$$

donde σ es la desviación típica y N el promedio de fotones absorbidos (detectados). Al inverso de COV se le conoce como relación señal a ruido (RSR):

$$RSR = \frac{VMP}{DTP} \quad (5)$$

La RSR es una medida de la calidad de imagen, dado que es deseable que los valores de señal sean altos en un sistema de imagen y el ruido sea lo más bajo posible, los valores de RSR deberán ser elevados.

2.5.4 Artefactos

Los artefactos son rasgos o ruido con cierta estructura o forma que aparecen en una mastografía y que no forman parte de la mama de la paciente, degradan la calidad de las imágenes y disminuyen la capacidad para realizar la interpretación, ya que los artefactos interfieren con la visualización de estructuras de interés diagnóstico, o en algunos casos pueden simularlas. Los objetos que se interponen en el haz de radiación y los dispositivos médicos implantados se encuentran dentro de esta definición [QAM 99].

Los artefactos influyen en el diagnóstico, llegando a ser la causa de falsos positivos o falsos negativos [AMR 11], por esta razón es importante reconocerlos, identificar la fuente de su producción, y aplicar acciones correctivas, con el fin de garantizar que la imagen cumple con los requisitos de calidad para optimizar la capacidad de un radiólogo para identificar anomalías con alta sensibilidad y alta especificidad.

Los artefactos en las imágenes se perciben como cambios en la densidad óptica de la película, para sistemas película pantalla, o cambios en el valor medio de pixel, para sistemas digitales, los cuales se pueden producir en cualquier etapa de la cadena de obtención y visualización de la imagen.

Los artefactos en mastografía se clasifican en cinco categorías [AMD 13]:



Artefactos asociados con la paciente

Este tipo de artefactos son independientes del sistema de adquisición de imagen, principalmente son producidos por:

- Movimientos involuntarios debidos a los tiempos de exposición largos y/o a una inadecuada compresión, produciéndose imágenes borrosas.
- Partículas de desodorante, talco o algún otro tipo de sustancias que se encuentren depositados en la piel, observándose como estructuras puntiformes radiopacas, que pueden ser confundidas con microcalcificaciones, ver figura 2.14.

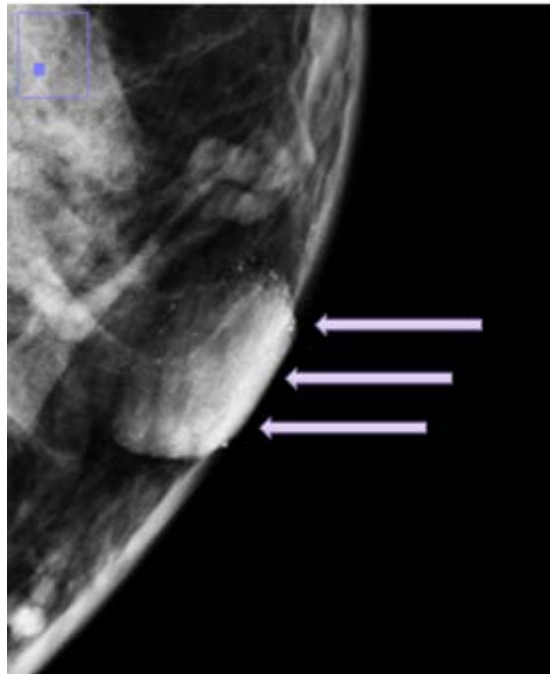


Figura 2.14. Artefacto producido por la presencia de arena. Es importante identificar este tipo de artefactos, porque pueden simular estructuras de interés diagnóstico como son las microcalcificaciones, ya que se puede evitar la repetición del estudio, imagen cortesía del INCa.

- El tamaño de la mama de la paciente, cuando el espesor de la mama comprimida es muy pequeño, menor que 2 cm, se puede observar el compresor en la imagen, este tipo de artefacto no interfiere con la interpretación del estudio [DMA 08].
- Objetos que se introducen en el campo de radiación como es joyería, partes del cuerpo, etc.; las cicatrices o queloides, los dispositivos médicos como las grapas son elementos fáciles de identificar, sin embargo pueden interferir con la detección de las lesiones [AM 06], ver figura 2.15.

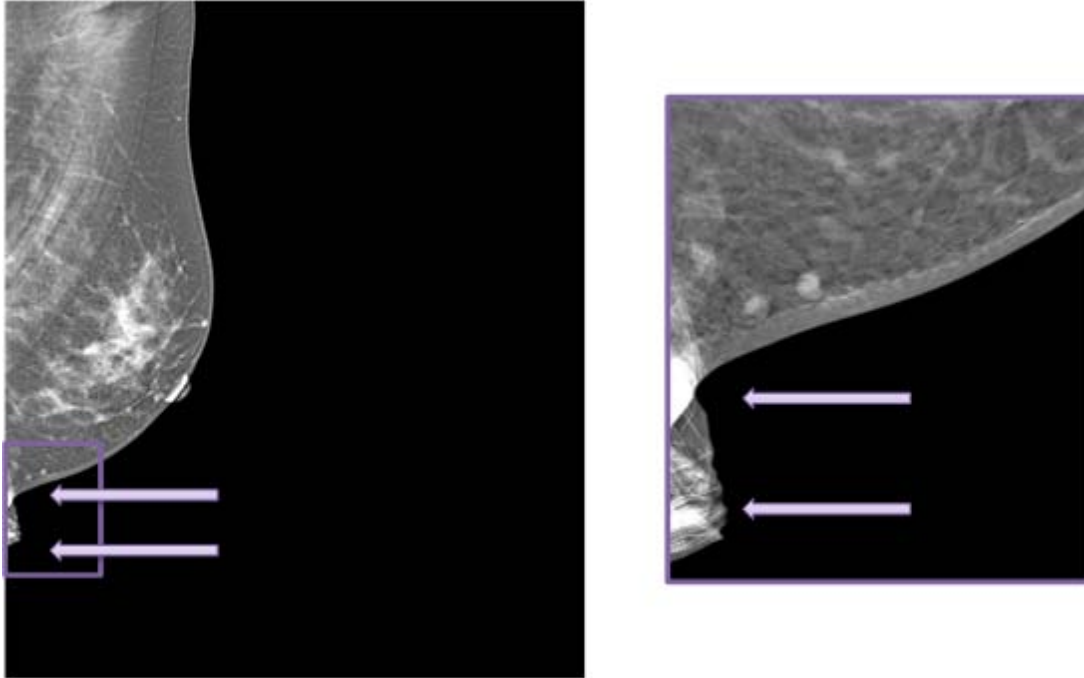


Figura 2. 15. Proyección Medio Lateral Oblicua, artefacto producido por la bata de la paciente. La técnica radióloga debe verificar que ningún objeto se introduzca en el haz de radiación antes de la toma del estudio.

Artefactos relacionados con el personal técnico en radiología

Los artefactos relacionados con el personal técnico en radiología, son producidos por:

- Inadecuados protocolos de limpieza: el polvo se observa como puntos blancos y son los artefactos más frecuentes, se observan más radiopacos que las microcalcificaciones, sin embargo en algunos casos pueden apenas diferenciarse de la patología [CACD]. También se pueden observar las huellas digitales de las técnicas radiólogas en las imágenes cuando no se manipulan con la debida limpieza las películas radiográficas o las placas fotoestimulables, ver figura 2.16.

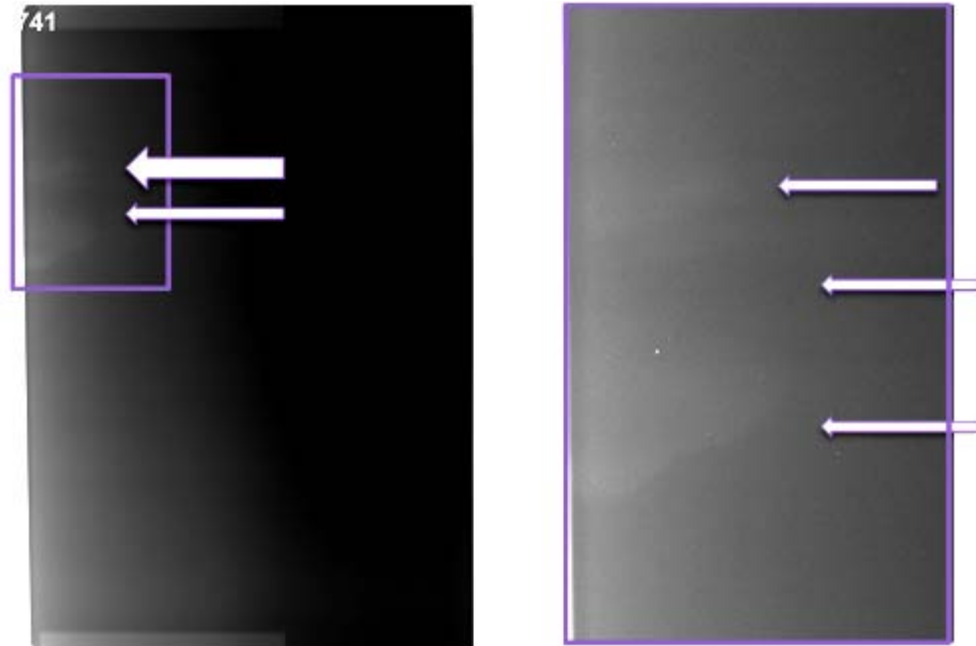


Figura 2. 16. Imagen del maniquí estándar (45 mm de PMMA), se muestran artefactos provocados por dedos manchados con tinta.

- Inadecuada manipulación del sistema de adquisición de imagen, por ejemplo: una incorrecta colocación de la película en el chasis y/o del chasis en el soporte del detector, ver figura 2.17.

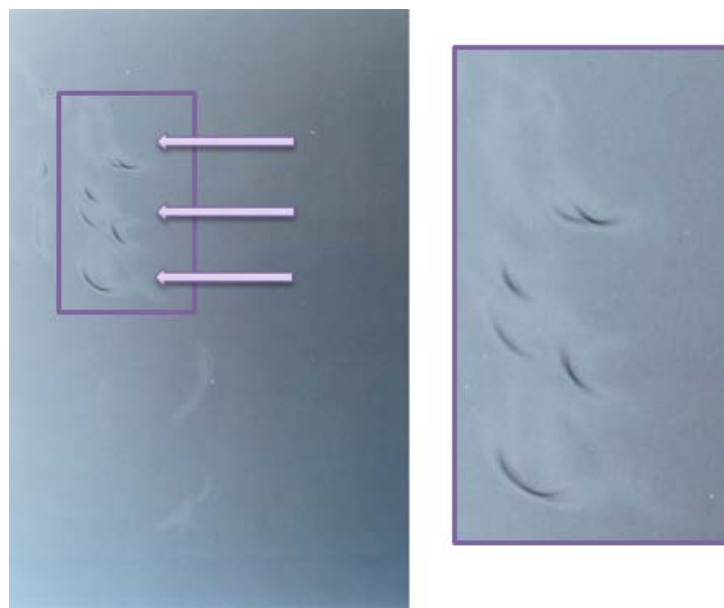


Figura 2. 17. Imagen del maniquí estándar, se muestra un artefacto producido por la inadecuada manipulación de la película radiográfica, dando como resultado daño mecánico.

- No cambiar el chasis entre dos exposiciones, produciéndose la superposición de dos imágenes.
- Incorrecta selección de los parámetros radiológicos cuando la imagen se obtiene en modo manual, produciendo imágenes con ruido excesivo y/o bajo contraste.

- Niebla ligera generada por: fugas de luz asociadas con chasis rotos, exposición prematura de la película antes de ser procesada, uso de luces de seguridad inadecuadas y con fuga de luz en el cuarto oscuro [CACD], ver figura 2.18.

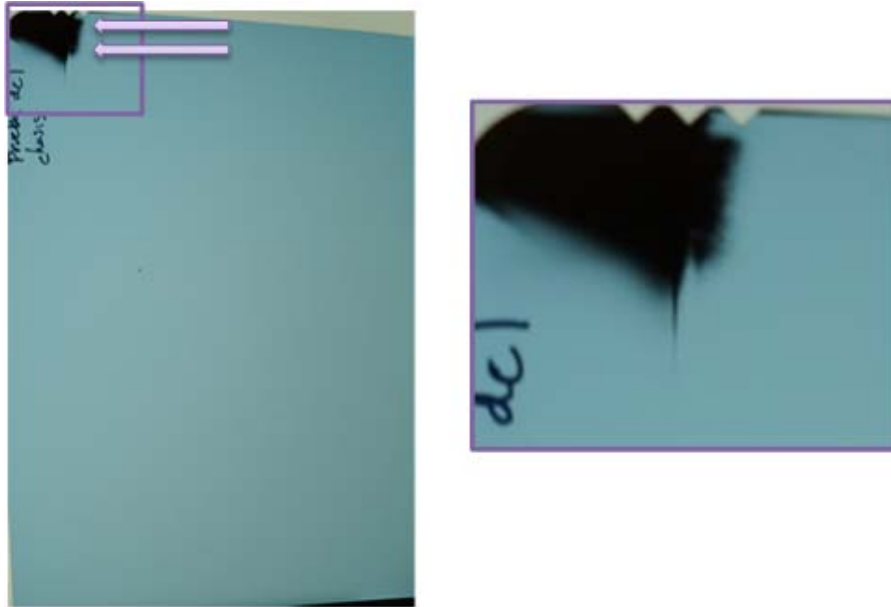


Figura 2. 18. Artefacto producido por la fuga de luz y radiación asociados al chasis roto.

- Errores en el posicionamiento de la paciente que producen pliegues, mismo que sumados al realce de bordes interfieren con la visualización de estructuras de interés diagnóstico [CACD].

Los artefactos relacionados con la paciente y con el personal técnico en radiología pueden ser disminuidos e incluso eliminados. Esto se logra cuando el personal aplica adecuados protocolos de limpieza y actúa de acuerdo con los manuales de uso de los equipos y los procedimientos técnicos establecidos para el estudio.

Artefactos relacionados con el equipo de mastografía

Este tipo de artefactos se clasifican dependiendo la tecnología: analógica o digital.

Los artefactos relacionados con el equipo de mastografía, son producidos por:

- Incorrecta alineación del sistema de colimación con el detector, este tipo de artefactos generan una pérdida de tejido mamario y pueden influir drásticamente en el diagnóstico. Se observan como barras en los bordes de la imagen, ver figura 2.19.

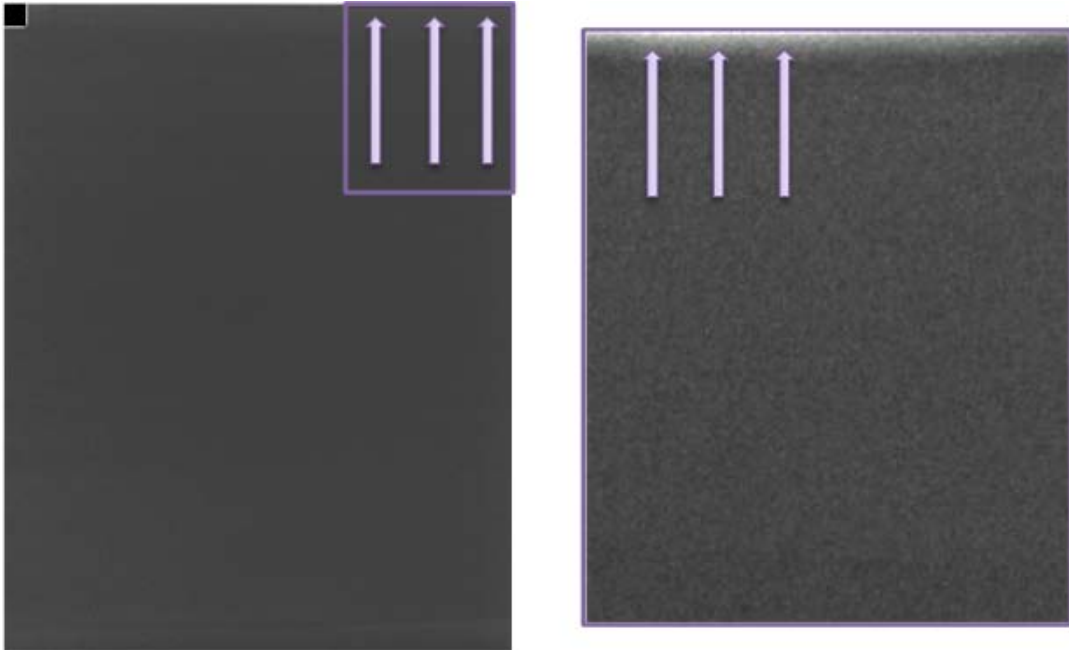


Figura 2. 19. Imagen del maniquí estándar, en la cual se puede observar al colimador en el borde derecho de la imagen.

- Incorrecta alineación del sistema de compresión con el borde anterior del detector, al igual que los artefactos producidos por los colimadores, producen una pérdida del tejido mamario en el borde del tórax.
- Inadecuada calibración del Control Automático de Exposición (CAE). En los programas de detección temprana los estudios se toman en modo automático de exposición, es decir, el CAE selecciona la técnica radiográfica (blanco/filtro, kV, mAs) en función de las características de la mama. Cuando el control automático no selecciona correctamente los parámetros se produce una sobreexposición o una subexposición. Cuando hay una sobreexposición puede producirse una saturación del detector, en el caso de la subexposición se obtienen imágenes ruidosas.
- Inadecuada calibración del sistema de compresión y/o indicador del espesor. Algunos sistemas de mastografía escogen la técnica radiográfica en función de la fuerza de compresión y del espesor de la mama comprimida, en el caso de que el CAE registre un menor o mayor espesor, se puede producir una sobreexposición o subexposición, ver figura 2.20.

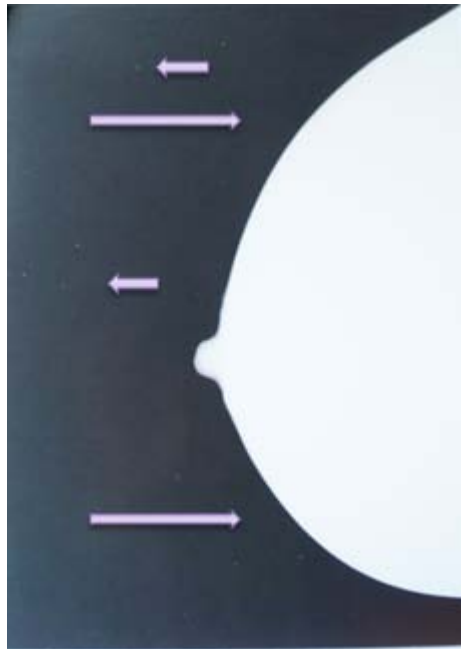


Figura 2. 20. Artefacto producido por una inadecuada selección de los parámetros de exposición, también se pueden observar artefactos producidos por polvo.

- El deterioro del detector que puede observarse de diferentes formas, en los sistemas con detector de selenio, la imagen presenta un efecto de borrosidad debido a la cristalización del selenio, otro efecto son los artefactos por pixeles defectuosos, los cuales se observan como puntos radiopacos en la imagen, el efecto clínico generalmente es despreciable, pero hay que tener cuidado si el número de pixeles defectuosos es demasiado grande o si se empiezan a formar grupos de pixeles adyacentes, que podrían simular microcalcificaciones [AMD 13], ver figura 2.21.

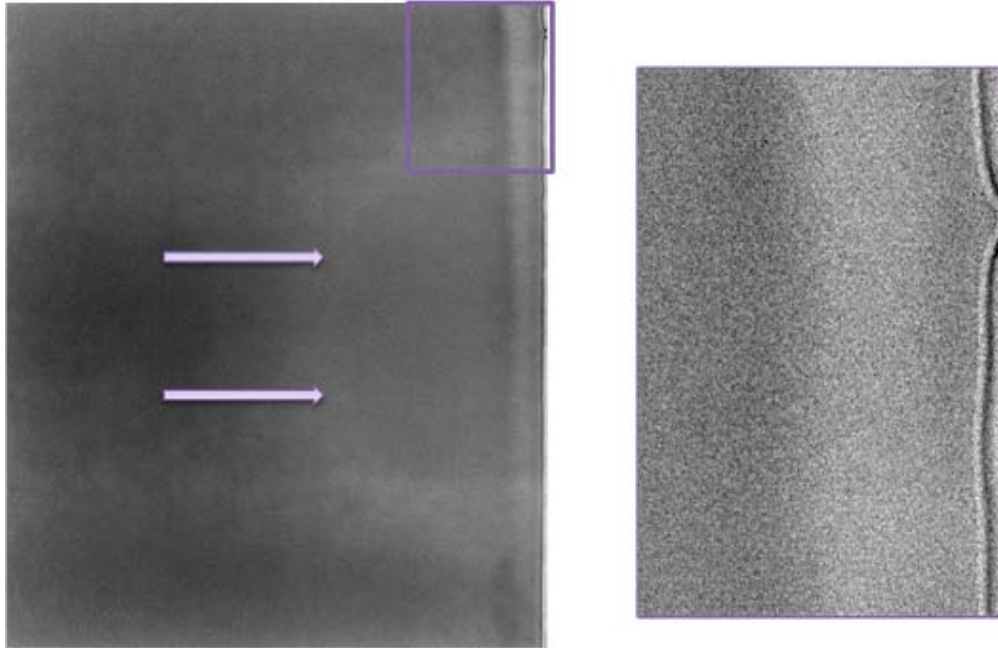


Figura 2. 21. Imagen del maniquí estándar, se observa un artefacto debido al deterioro del detector, también se puede observar una imagen remanente.

- La rejilla antidispersora, observándose líneas blancas y negras no homogéneas producidas cuando la rejilla antidispersora no se mueve o no vibra con la velocidad correcta. Cuando este tipo de artefactos se observa en las imágenes es importante que éstas se repitan ya que las líneas de la rejilla pueden ocultar las microcalcificaciones.
- En los sistemas digitales la remanencia de la imagen, en este caso el artefacto se percibe como una imagen residual o imagen fantasma después de un proceso de exposición, lectura y borrado del detector. En los sistemas CR este efecto se asocia con un proceso de borrado deficiente, el cual se realiza con luz de alta intensidad. En los sistemas DR, con detectores de selenio, se asocia con la persistencia de cargas eléctricas residuales una vez leído el detector [MD 10]. Para corregir la aparición de remanencia los detectores de los equipos DR deben ser calibrados, con el objetivo de proporcionar una imagen homogénea, la cual compensa los problemas de sensibilidad del detector y del efecto talón [AMD 13]. Sin embargo hay que tener mucho cuidado al realizar este proceso de calibración ya que se pueden introducir artefactos al sistema, ver figuras 2.22 y 2.23.

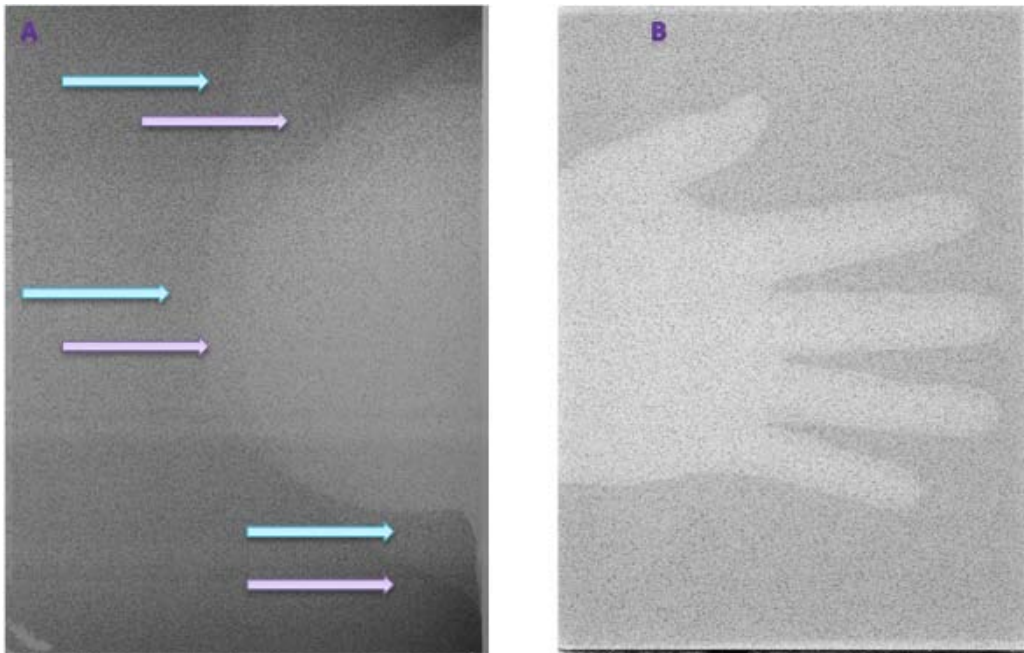


Figura 2. 22. Artefactos de remanencia en dos chasis CR. A. Imagen de dos mamas, proyección MLO y CC. B. Imagen de una mano, cortesía de SSA-Morelos.

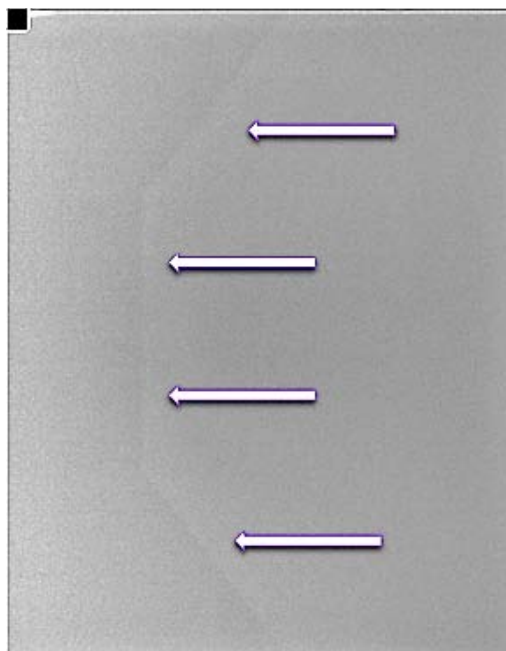


Figura 2. 23. Imagen del maniquí estándar, se observa una imagen remanente del compresor de mama chica.

- En el caso de CR, polvo en el láser del digitalizador de imagen, los artefactos se observan en la imagen como líneas blancas o negras en dirección de la lectura, usualmente en la dirección tórax-pezones [DM 10].

- En el caso de DR, vibración de los ventiladores del detector causando interferencia eléctrica durante la lectura de los datos, percibiéndose como líneas horizontales blancas y negras, se les llama usualmente artefactos de vibración [DMA 08], ver figura 2.24.

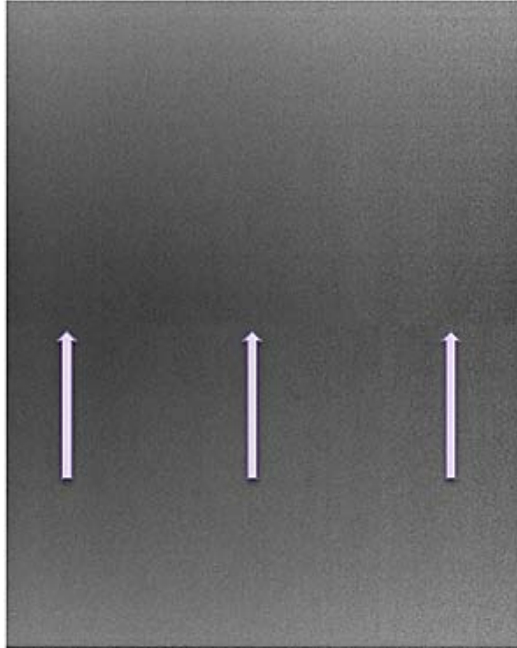


Figura 2. 24. Imagen del maniquí estándar, se observan artefactos de vibración solo en la mitad derecha del detector.

La aplicación de pruebas de control de calidad periódicas minimiza la ocurrencia de este tipo de artefactos, y siempre que sean observados en las imágenes se deben reportar al personal de servicio con el fin de que se lleven a cabo las acciones correctivas pertinentes.

Artefactos relacionados con el sistema de procesamiento de la imagen

Este tipo de artefactos se clasifican dependiendo la tecnología: analógica o digital.

Los artefactos relacionados con el procesamiento de la imagen en los sistemas de mastografía analógica, son producidos por:

- El proceso de revelado de la imagen, observándose como marcas de agua, arañazos, marcas del rodillo, residuos químicos. Las marcas del rodillo se producen por una excesiva presión de los rodillos sobre la película, las líneas del rodillo no deben ser confundidas con los artefactos producidos por la rejilla antidispersora.
- Fijado insuficiente, cuando las imágenes fueron sometidas a un proceso de fijación incompleto se observan con apariencia lechosa o nebulosa [CRT 01].
- Contacto prolongado del revelador con la película, percibiéndose como regiones oscuras en la imagen, cuando el tiempo de revelado es excesivo se forma niebla en la imagen producida por los halogenuros de plata que no fueron expuestos y que han sido reducidos [CRT 01].

Para reducir los artefactos relacionadas con el proceso de revelado, se deben aplicar pruebas de control de calidad a la reveladora de película, todos los días, al iniciar la jornada laboral.

Los artefactos relacionados con el procesamiento de la imagen en los sistemas de mastografía digital (CR y DR), son producidos por:

- Los algoritmos de procesamiento de la imagen, por ejemplo los producidos cuando en la imagen se introducen estructuras de alto contraste como son las calcificaciones de gran tamaño, los implantes o agujas de biopsia, ver figura 2.25 y 2.26.

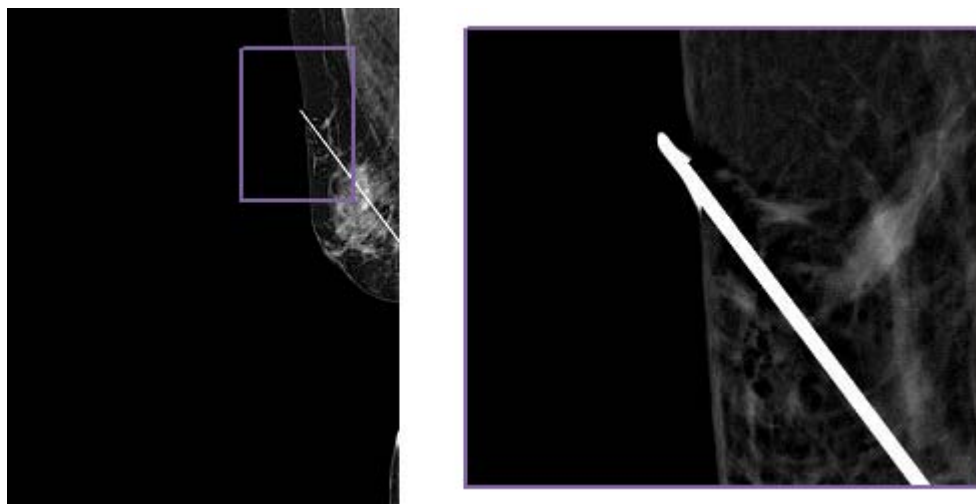


Figura 2. 25. Artefacto producido por los algoritmos de procesamiento debido a la presencia de la aguja de biopsia, cortesía CNEGSR.

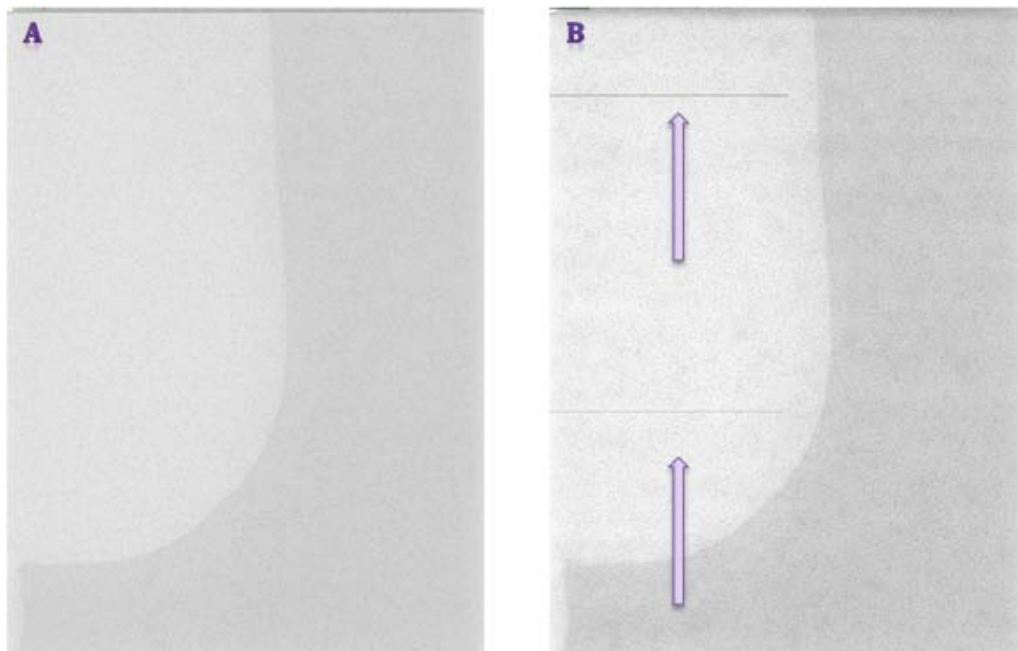


Figura 2. 26. Artefactos producidos por el procesamiento de la imagen, A. Imagen preprocesada, B. Imagen procesada, cortesía SSA-Morelos.

- Mala lectura del tamaño del detector dando como resultado mediciones de distancias equivocadas [AMD 13], ver figura 2.27.

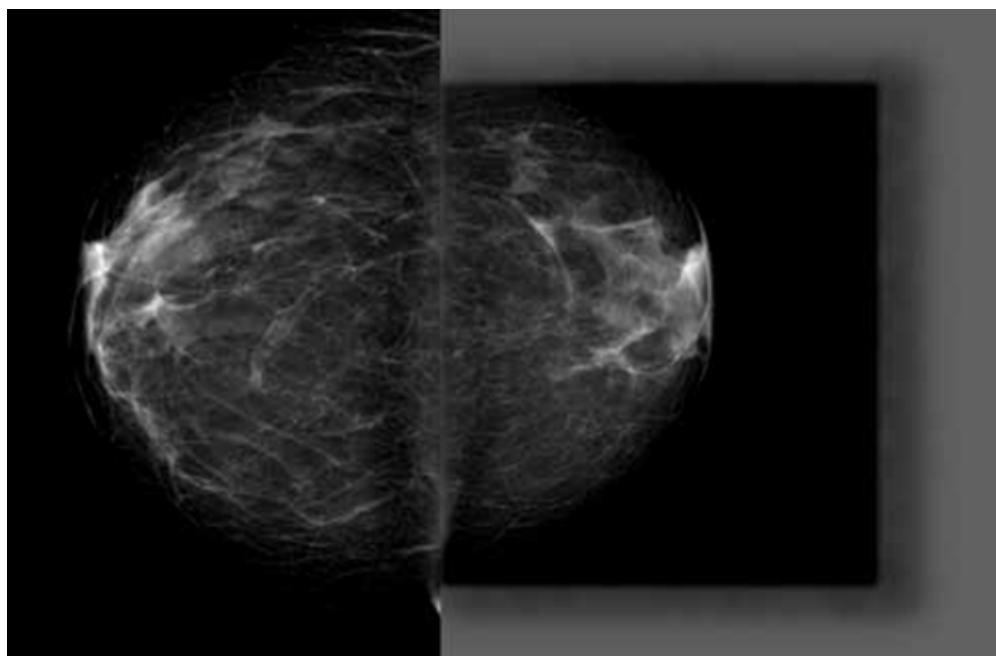


Figura 2. 27. Artefactos producidos por el procesamiento de la imagen, A. Imagen procesada mama derecha, B. Imagen procesada mama izquierda [AMD 13].

Artefactos relacionados con las condiciones de visualización

Los artefactos relacionados con las condiciones de visualización sólo se presentan en mastografía digital y son producidos por:

- Reflejos producidos en la superficie del monitor, los cuales dependen del nivel de luminancia ambiental.
- Diafonía electrónica (crosstalk), acoplamiento de los circuitos adyacentes o cercanos de la matriz que resulta en una alteración no deseada de la luminancia del pixel [TG18].
- Visualización de estática.
- La no uniformidad debido a imperfecciones en la superficie de la matriz de píxeles de pantalla.
- Píxeles defectuosos, este tipo de artefactos se producen por píxeles que operan incorrectamente y se pueden clasificar como: píxeles que no cambian de estado independientemente de la señal, píxeles intermitentes o píxeles con señal inversa.
- Inadecuadas herramientas de visualización, ver figura 2.28.

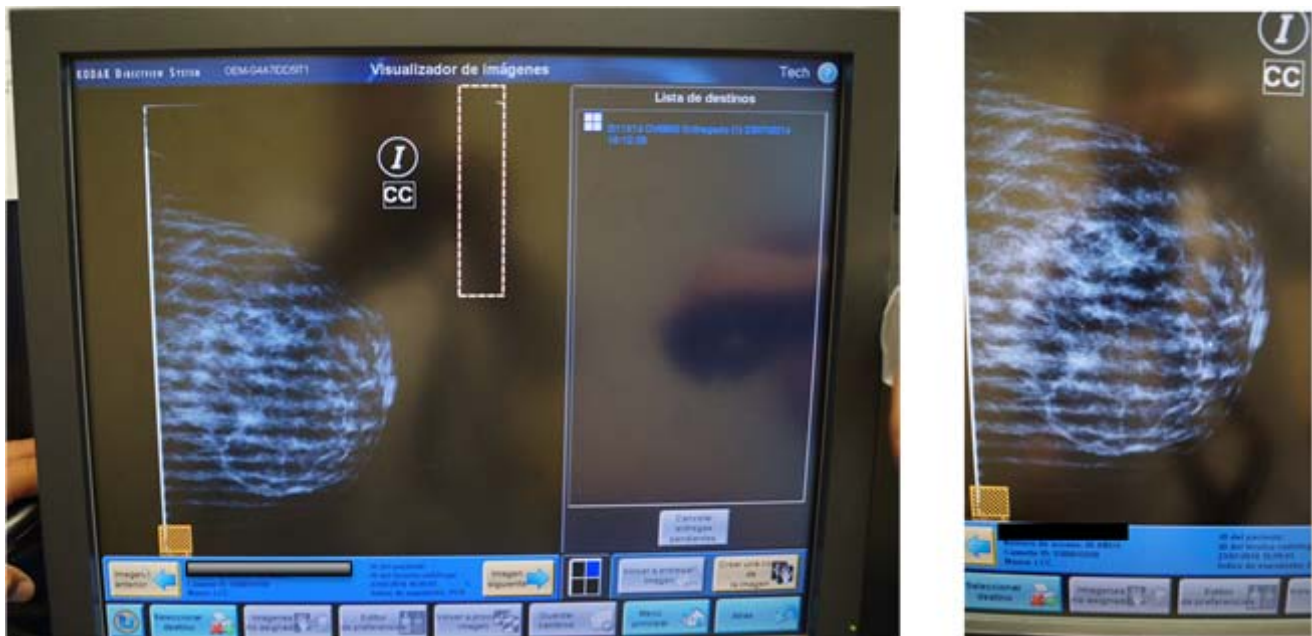


Figura 2. 28. Artefacto producido al desplegar la imagen en un monitor de adquisición.

La normativa mexicana, NOM-229-SSA1-2002, establece que las imágenes mastográficas no deben presentar artefactos.

2.6 Programa de garantía de calidad

Debido a que los artefactos interfieren en la interpretación de las imágenes es importante la estrecha colaboración entre todas las personas involucradas en la cadena de obtención de la imagen, también se debe asegurar que todos los componentes de la unidad de mastografía funcionen adecuadamente, ya que algún fallo puede deteriorar la calidad de la imagen y aumentar la dosis de radiación impartida a la paciente, para establecer el grado de funcionamiento de los equipos se deben aplicar pruebas de control de calidad periódicas y se deben implementar programas de garantía de calidad.

Un programa de garantía de calidad se define como todas las actividades sistemáticas llevadas a cabo por todo el personal involucrado en la cadena de obtención e interpretación de la imagen, con la finalidad de asegurar imágenes de calidad diagnóstica. Los principales objetivos son: maximizar la probabilidad de que cada diagnóstico individual se lleve a cabo consistentemente, es decir un diagnóstico certero y oportuno, y minimizar la frecuencia de errores humanos, fallos de comunicación, malos entendidos y mal funcionamiento de los equipos [JARL 01].

CAPÍTULO III. METODOLOGÍA

El proyecto de evaluación mediante pruebas de control de calidad se realizó con los apoyos: económico del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), científico y técnico de personal de la Universidad Complutense de Madrid y del personal calificado del Centro Nacional de Equidad de Género y Salud Reproductiva de la Secretaría de Salud. Todos los equipos involucrados en la cadena de la obtención y visualización de las mastografías fueron sometidos a pruebas de CC las cuales permiten hacer un diagnóstico del funcionamiento, con el fin de poder identificar elementos que no funcionen correctamente y que puedan ser posibles fuentes de artefactos. Los servicios participantes se muestran en la siguiente tabla.

1	Analogico +CR	Hospital General de Salamanca	HGS	Salamanca, Guanajuato
2		Hospital del Niño y la Mujer	HNM	San Luis Potosí, S.L.P.
3		UNEME DEDICAM San Luis Potosí	UNEME	Soledad de Graciano Sánchez, S.L.P.
4		Clínica integral de la Mujer el Refugio	CI-R	Rio Verde, S.L.P.
5		Hospital General de Ciudad Valles	HGCV	Ciudad Valles, S.L.P.
6	DR	Hospital Metropolitano	HM	San Nicolás de los Garza, N.L
7		Unidad móvil de mastografía	UM NL	Nuevo León
8		Hospital General de Tijuana	HGT	Tijuana, Baja California
9		Hospital General de Ensenada	HGE	Ensenada, Baja California
10	Analogico	Clínica Tierra y Libertad	CTL	Monterrey, Nuevo León

Tabla 3. 1. Servicios participantes en la evaluación.

3.1. Pruebas de control de calidad

En este trabajo participaron diez servicios de mastografía, cinco con mastógrafo analógico asociados con un lector CR, cuatro equipos digitales directos y un analógico asociado con una reveladora de película.

La evaluación se realizó mediante 2 visitas a los servicios seleccionados, la primera visita duró dos días, para la aplicación de pruebas de control de calidad y toma de datos. En esta visita se hizo la adquisición de las imágenes necesarias para el análisis de artefactos. La segunda visita tuvo como objetivo la verificación de la implementación de las acciones correctivas recomendadas como resultado de la primera evaluación y la toma de datos faltantes.

Se aplicaron 23 pruebas de CC a los servicios con equipos analógicos asociados a procesadoras de película. A los servicios con mastógrafo analógico asociados con lectores CR se les aplicaron 32 pruebas de CC cuando los equipos contaban con salas de interpretación. En los servicios con equipos con detector integrado se aplicaron 30 pruebas de CC, incluyendo la evaluación realizada a las estaciones de trabajo. Los procedimientos y criterios de aceptación fueron tomados de [AMR 11], [JCCH 15], [ARAL 15], [ERB 10], [NCG 12], [PECC11], [NOM 229], y [NOM 041].

En la tabla 3.2, se muestran las pruebas de CC que se aplicaron a los equipos dependiendo de la tecnología: analógico y digitales (analógico asociado con un digitalizador CR y con detector integrado DR).

	Prueba		Criterio de aceptación	
			Analógico	Digital
Evaluación general	Evaluación mecánica y visual	Estabilidad mecánica de la unidad	Los elementos del mastógrafo evaluados visual y mecánicamente deben encontrarse en buen estado y funcionar correctamente	
		Indicador de angulación		
		Dispositivos de bloqueo		
		Campo luminoso		
		Fluidez del movimiento		
		Estado de los compresores		
		Soporte del detector libre de vibraciones		
		Deslizamiento suave del detector en el bucky		
		Desactivación de autodescompresión disponible		
		Descompresión manual disponible		
	Mampara plomada			
	Parámetros geométricos	Distancia foco-detector		Distancia foco - detector de imagen ≥ 60 cm
Uniformidad del campo de radiación		Desviación respecto DO punto de referencia		NA
	$\leq \pm 0.2$ DO en dirección paralela tórax			
Exactitud del espesor medido	Espesor PMMA (cm)	2	Diferencia ≤ 5 mm	
		3		
		4		
		4.5		
		5		
		6		
7				
Deformación del compresor	Reportada para 3 cm, 4.5 cm y 6 cm		Deformación (Diferencia entre las distancias tablero-superficie compresor medidas en el lado izquierdo y el derecho) ≤ 5 mm.	
Fuerza de compresión	Modo de compresión	Manual	La fuerza de compresión en modo manual debe encontrarse en el intervalo de 111 a 300 N (11.3 a 30.6 kg)	
		Motorizado	La fuerza de compresión en modo motorizado debe encontrarse en el intervalo de 111 a 200 N (11.3 a 20.4 Kg)	

Tabla 3. 2. Pruebas de CC aplicadas a los mastógrafos y equipos asociados (parte 1).

	Prueba		Criterio de aceptación		
			Analógico	Digital	
CAE	Repetibilidad	Evaluado para maniquí 4.5 mm PMMA	En DO: desviación ≤ 0.1 DO	En mAs: desviación ≤ 5 %	
			En mAs: desviación < 5 %	En RSR: desviación ≤ 5 %	
	Compensación con el espesor y composición de la mama	Espesor PMMA (cm)	2	Desviación con respecto a $DO_{4.5cm}$ PMMA: $< \pm 0.15$ DO	$RCR > 115 RCR_{LIM}^*$
			3		$RCR > 110 RCR_{LIM}$
			4		$RCR > 105 RCR_{LIM}$
			4.5		$RCR > 103 RCR_{LIM}$
			5		$RCR > 100 RCR_{LIM}$
			6		$RCR > 95 RCR_{LIM}$
7			$RCR > 90 RCR_{LIM}$		
Rendimiento	Valor del rendimiento	Se reporta el rendimiento para la calidad de haz obtenida o más próxima posible en cada caso para 45mm de PMMA	Prueba de registro		
	Repetibilidad para 45mm de PMMA	Se reporta la repetibilidad para la calidad de haz obtenida o más próxima posible en cada caso para 45mm de PMMA	Repetibilidad: desviación ≤ 5 %		
	Linealidad del rendimiento con la carga del tubo	Coefficiente de linealidad para para la calidad de haz obtenida o más próxima posible en cada caso para 45mm de PMMA	$R^2 \geq 0.9$		

Tabla 3. 2. Pruebas de CC aplicadas a los mastógrafos y equipos asociados (parte 2).

RCR_{LIM} : Relación contraste ruido limite

	Prueba		Criterio de aceptación	
			Analógico	Digital
Rejilla	Factor de exposición de la rejilla (FR) o del sistema de rejilla		FR <3.0	
	Artefactos de la rejilla		Las líneas y defectos de la rejilla no deben verse en las imágenes	
Calidad del haz	Exactitud del kV	Calidad de haz reportada para 45 mm PMMA	Diferencia $\leq \pm 1$ kV	
	Repetibilidad del kV	Calidad de haz reportada para 45 mm PMMA	Desviación ≤ 0.5 kV	
	Capa hemirreductora	Se reporta la CHR para condiciones clínicas	$kVp/100 + 0.03 \leq CHR \text{ (mmAl)} \leq kVp/100 + C$ C = 0.12 para Mo/Mo C = 0.19 para Mo/Rh; C = 0.22 para Rh/Rh; C = 0.30 para W/Rh; C = 0.32 para W/Ag; C = 0.25 para W/Al	
Dosis	Dosis Glandular promedio	Espesor PMMA (mm)	D _G Aceptable (mGy)	
		2	< 1.0	
		3	< 1.5	
		4	< 2.0	
		4.5	< 2.5	
		5	< 3.0	
		6	< 4.5	
7	< 6.5			

Tabla 3. 2. Pruebas de CC aplicadas a los mastógrafos y equipos asociados (parte 3).

	Prueba		Criterio de aceptación	
			Analógico	Digital
Calidad de imagen	Función de respuesta	Coeficiente R ²	NA	En equipos de función respuesta lineal: Coeficiente de determinación (R ²) ajuste lineal VMP-kerma > 0.99
				En equipos de función respuesta logarítmica: Coeficiente de determinación (R ²) ajuste VMP- log(kerma) > 0.99
	Ruido	Coeficiente n	NA	Coeficiente n≈0.5 en el ajuste DTP = a (Ka,i) ⁿ
	Barrido del láser		NA	Uniformidad en la imagen de un borde recto (CR)
	Homogeneidad	VMP	NA	Desviación VMP: ≤ ±15%
		RSR	NA	Desviación RSR: ≤ ±20%
	Remanencia de la imagen	Factor de remanencia	NA	Factor de remanencia < 0.3
	Tiempo y efectividad de los ciclos de borrado		NA	No deben observarse imágenes latentes, artefactos y la imagen debe ser uniforme
	Resolución espacial		Medida en el punto de referencia > 12 pl/mm	La resolución espacial no debe ser menor a la asociada con el tamaño del pixel del detector $pl/mm = \frac{1}{2(\text{tamaño del pixel})}$
	Distorsión geométrica		NA	Sin distorsión
	Calidad de imagen CDMAM	Diámetro (mm)	NA	Umbral Aceptable
		0.1	NA	< 1.68
		0.25	NA	< 0.35
		0.5	NA	< 0.15
1		NA	< 0.09	

Tabla 3. 2. Pruebas de CC aplicadas a los mastógrafos y equipos asociados (parte 4).

	Prueba		Criterio de aceptación	
			Analógico	Digital
Calidad de imagen	MTF	Reportada a 0.50 y a 0.20		Prueba de registro
	Calidad de imagen ACR	Fibras	Verificar la constancia de los parámetros de adquisición (blanco/filtro, kV y mAs) y del número de objetos visualizados. Fibras \geq 4 Microcalcificaciones \geq 3 Masas \geq 3	
		Microcalcificaciones		
		Masas		
	Artefactos		Imagen sin artefactos	
	Artefactos			
Contacto Película-Pantalla	Artefactos debidos a las cartulinas	Áreas de contacto defectuoso \leq 1 cm ²	NA	
Procesadoras	Temperatura de procesado		Desviación $\leq \pm 0.2$ °C	NA
	Sensitometría	Base + velo	0.15 DO – 0.25 DO	NA
		Indicadores de velocidad y de contraste	Desviación $\leq \pm 0.3$ DO	NA
		Gradiente medio	3.0- 4.0	NA

Tabla 3. 2. Pruebas de CC aplicadas a los mastógrafos y equipos asociados (parte5).

	Prueba	Criterio de aceptación		
		Analógico	Digital	
Despliegue	Monitores	Estimación visual de la calidad de imagen	NA	Apariencia general de la imagen correcta, sin artefactos, sin distorsión ni pérdidas de contraste
		Distorsión geométrica	NA	≤ 2% entre medidas ortogonales para monitores de diagnóstico
			NA	≤ 5% entre medidas ortogonales para monitores de visualización
	Iluminación ambiental	NA	≤ 10 lux	

Tabla 3. 2. Pruebas de CC aplicadas a los mastógrafos y equipos asociados (parte6)

3.2. Análisis de los artefactos

Para evaluar los artefactos en las imágenes se utilizó un maniquí estándar, compuesto por una serie de cuatro placas de PMMA de 1.0 cm de espesor y una de 0.5 cm de espesor. El maniquí utilizado para la evaluación de los artefactos fue pulido en el taller del IFUNAM, con la finalidad de eliminar defectos que pudieran introducir artefactos en las imágenes.

3.2.1 Obtención de las imágenes

Se colocó el maniquí estándar sobre el soporte de la mama y se obtuvieron cinco imágenes (pre-procesadas) en condiciones clínicas, es decir en modo automático de exposición y con una fuerza de compresión de 10 kg. Se colocaron 8 mm de espaciadores entre el maniquí y la paleta de compresión, siempre que el CAE consideraba a el espesor de la mama comprimida para la selección de los parámetros de exposición. Los espaciadores se alinearon con los bordes laterales de la paleta de compresión para no interferir con el CAE, ver figura 3.1.

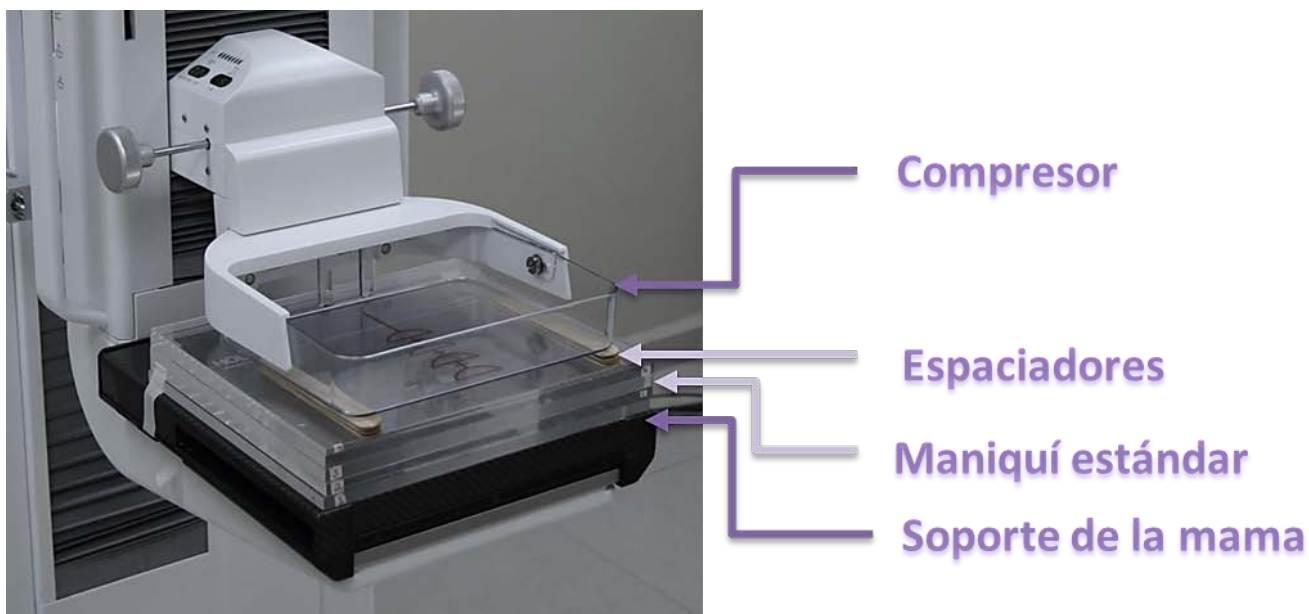


Figura 3.1 Esquema del montaje del equipo utilizado en la obtención de las imágenes para evaluación de la reproducibilidad del CAE.

Las cinco imágenes adquiridas se utilizaron para la evaluación de la repetibilidad del CAE.

El segundo paso consistió en retirar los espaciadores y tomar cinco imágenes del maniquí estándar en modo manual, utilizando la técnica radiográfica obtenida en la evaluación de la repetibilidad del CAE. Se giró el maniquí 180° y se tomaron las cinco imágenes restantes, repitiendo las condiciones de adquisición, ver figura 3.2. La unidad de mastografía fue limpiada al comenzar la aplicación de las pruebas de control de calidad, con la finalidad de que el polvo no interfiriera en el camino del haz de radiación y pudiera producir artefactos.

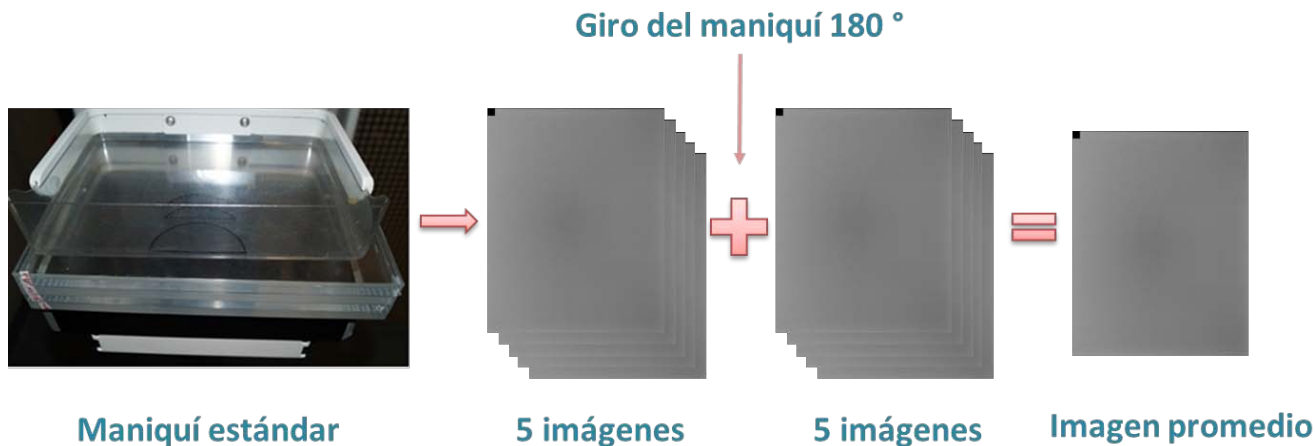


Figura 3.2. Esquema de adquisición de las imágenes para la evaluación de los artefactos.

Debido al excesivo ruido que hay en las imágenes, se analizó el promedio de las diez, ya que entre mayor sea el número de muestras, más nos acercamos a la representación fidedigna del objeto de estudio.

3.2.2 Evaluación de la homogeneidad

Para el análisis de las imágenes, se escribió un código el cual primero evalúa la homogeneidad de la imagen promedio. Se midió el VMP y la DTP de regiones de interés de $40 \text{ pixeles} \times 40 \text{ pixeles}$ barriendo toda la imagen, menos un margen de 2 cm, en los bordes anterior y laterales, ver figura 3.3.

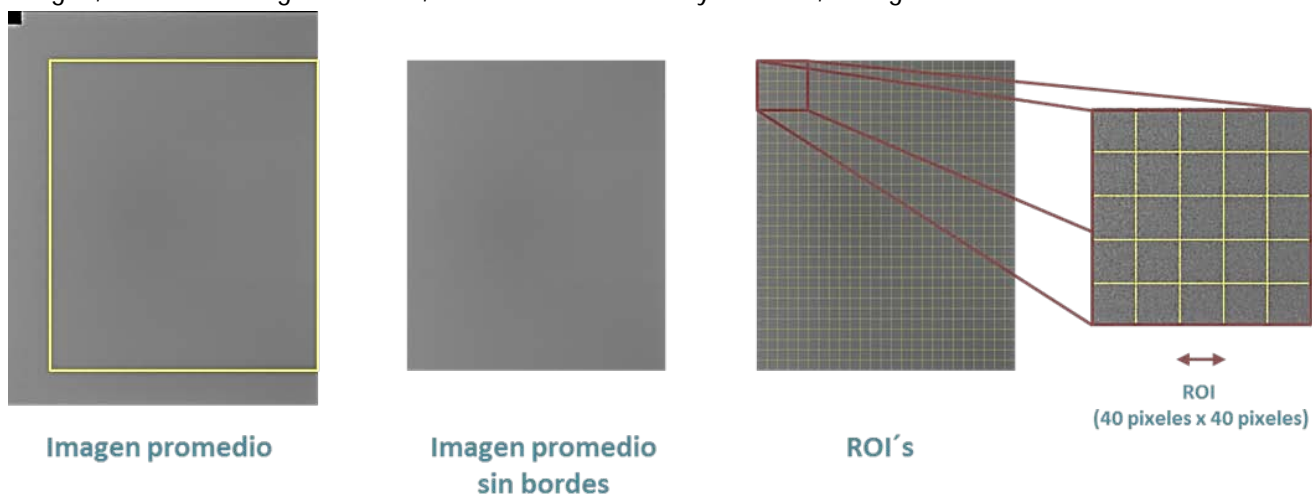


Figura 3.3. Esquema de la evaluación de la homogeneidad

El criterio de aceptación establece que la desviación del VMP de las regiones individuales con respecto al de la imagen completa, menos los 2 cm de margen, debe ser menor o igual a $\pm 15\%$. La desviación de la RSR de las regiones individuales con respecto al valor promedio de la RSR debe ser menor o igual a $\pm 20\%$. En la figura 3.4 se muestra la representación en color de la desviación del VMP y de la RSR determinadas con el programa.

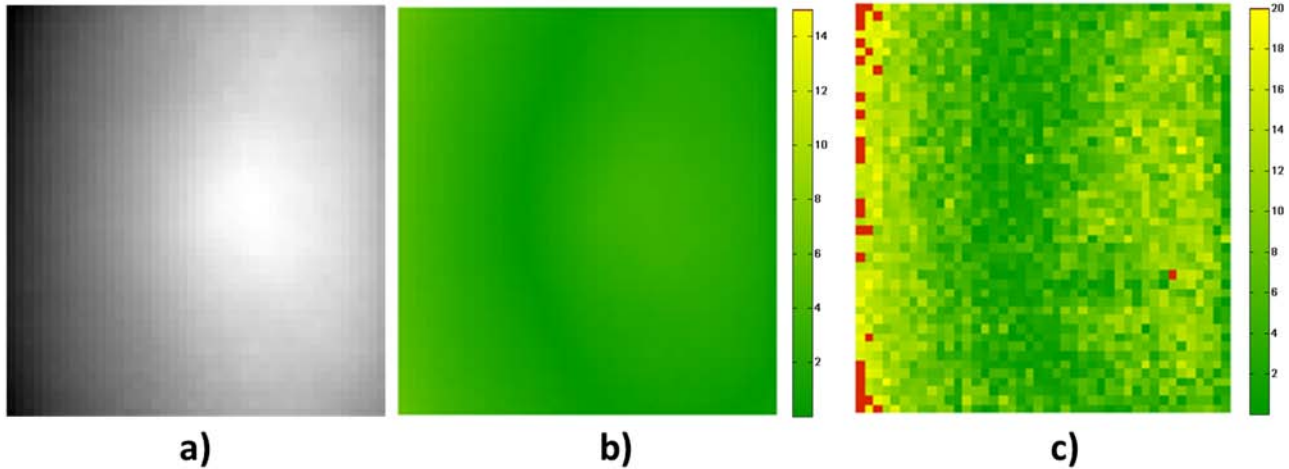


Figura 3. 4. a) Representación del VMP de ROIs de **40 píxeles × 40 píxeles**, b) Representación en color de la desviación del VMP de las regiones individuales con respecto al VMP de la imagen completa, c) Representación en color de la desviación de la RSR de las regiones individuales con respecto al valor promedio de la RSR

Como la evaluación de la homogeneidad no permite detectar píxeles con sub-respuesta o sobre-respuesta respecto al fondo, debido a que al promediarse 1600 píxeles, el pixel o la región que produce artefactos no tiene un efecto en el promedio, se evaluó la respuesta de cada uno de los píxeles respecto a su entorno, es decir, respecto a los píxeles vecinos.

Para poder tener una mejor detección de las regiones de la imagen que tienen píxeles con sub-respuesta o sobre-respuesta, se utilizaron los filtros mínimo y máximo en la imagen promedio.

3.2.3 Filtrado de las imágenes

El proceso de filtrado es la operación que se aplica a una imagen para resaltar o atenuar detalles con el fin de mejorar la interpretación visual o el procesamiento [VA05]. Los filtros espaciales, como son el filtro máximo y el filtro mínimo, modifican el valor de cada uno de los píxeles que conforman la imagen con los valores de los píxeles que los rodean. Los filtros máximo y mínimo también están clasificados como filtros de orden estadístico, cuyas respuestas están basadas en el orden de los píxeles contenidos en la ventana o vecindad de aplicación. La respuesta del filtro en cualquier punto está determinada por el resultado de este ordenamiento [CPDI].

Filtro Máximo

El filtro máximo selecciona el mayor valor dentro de una ventana ordenada de valores de gris. En este trabajo se utilizó el filtro máximo con la siguiente estructura:

1	1	1
1	1	1
1	1	1

Figura 3. 5. Estructura del filtro máximo.

Al aplicar este filtro primero se ordenan los valores de una ventana de niveles de gris, seleccionándose el de mayor valor, es decir el noveno elemento, y sustituyendo al elemento central, ver en la figura 3.6 la aplicación del filtro máximo. Cuando se utiliza el filtro máximo hay que tomar en cuenta que en los bordes de imagen la ventana del filtro sale de la imagen, por los que esos valores se toman como cero, este efecto no es importante en la aplicación del filtro, debido a que el valor que se selecciona es el máximo.

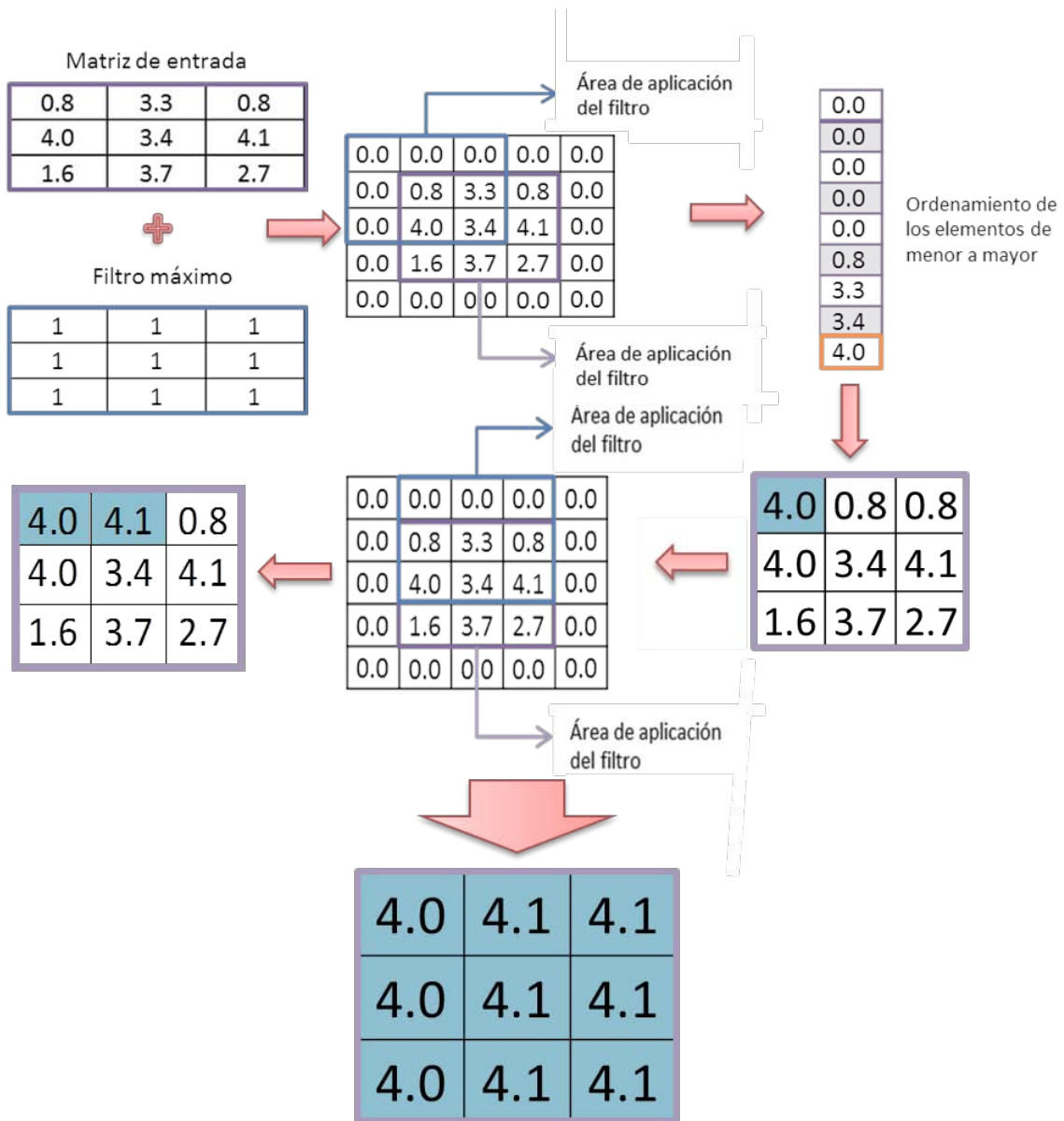


Figura 3. 6. Ejemplo de funcionamiento del filtro máximo.

En el siguiente ejemplo se muestra gráficamente la aplicación del filtro máxima a una matriz de entrada de 7x7 elementos.

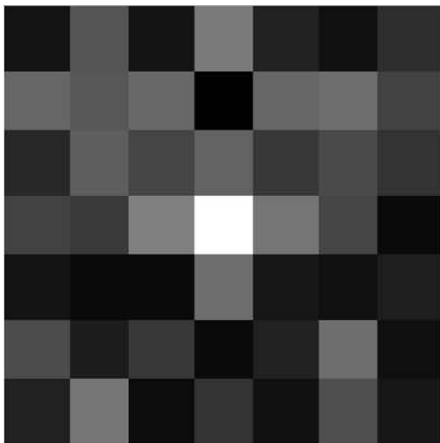
Matriz de entrada

0.8	3.3	0.8	4.8	1.3	0.7	1.8
4.0	3.4	4.1	0.0	4.0	4.3	2.6
1.6	3.7	2.7	3.9	2.2	2.9	2.0
2.6	2.3	5.0	10.0	4.6	2.7	0.4
0.8	0.4	0.4	4.3	0.9	0.7	1.2
3.0	1.1	2.2	0.4	1.3	4.3	0.6
1.3	4.6	0.5	2.0	0.7	3.1	0.9



Matriz de salida

4.0	4.1	4.8	4.8	4.8	4.3	4.3
4.0	4.1	4.8	4.8	4.8	4.3	4.3
4.0	5.0	10.0	10.0	10.0	4.6	4.3
3.7	5.0	10.0	10.0	10.0	4.6	2.9
3.0	5.0	10.0	10.0	10.0	4.6	4.3
4.6	4.6	4.6	4.3	4.3	4.3	4.3
4.6	4.6	4.6	2.2	4.3	4.3	4.3



Filtro máximo



Figura 3. 7. Ejemplo de la aplicación del filtro máximo.

Este filtro se utiliza para enfatizar los elementos con sobre respuesta y eliminar los elementos con sub-respuesta.

Filtro mínimo

El filtro mínimo selecciona el menor valor dentro de una ventana ordenada de valores de gris. En este caso se usa el filtro mínimo con la siguiente estructura:

1	1	1
1	1	1
1	1	1

Figura 3. 8. Estructura del filtro mínimo.

Al aplicar este filtro primero se ordenan los valores de una ventana de niveles de gris, seleccionándose el de menor valor, es decir el primer elemento de la lista, y sustituyendo al elemento central, ver en la figura 3.9 la aplicación del filtro. Cuando se utiliza el filtro mínimo hay que tomar en cuenta que en los bordes de imagen la ventana del filtro sale, perdiéndose dos filas y dos columnas, debido al efecto que se produciría por tomar los valores como cero, por esta razón la imagen se agranda tomando los valores propios de la imagen.

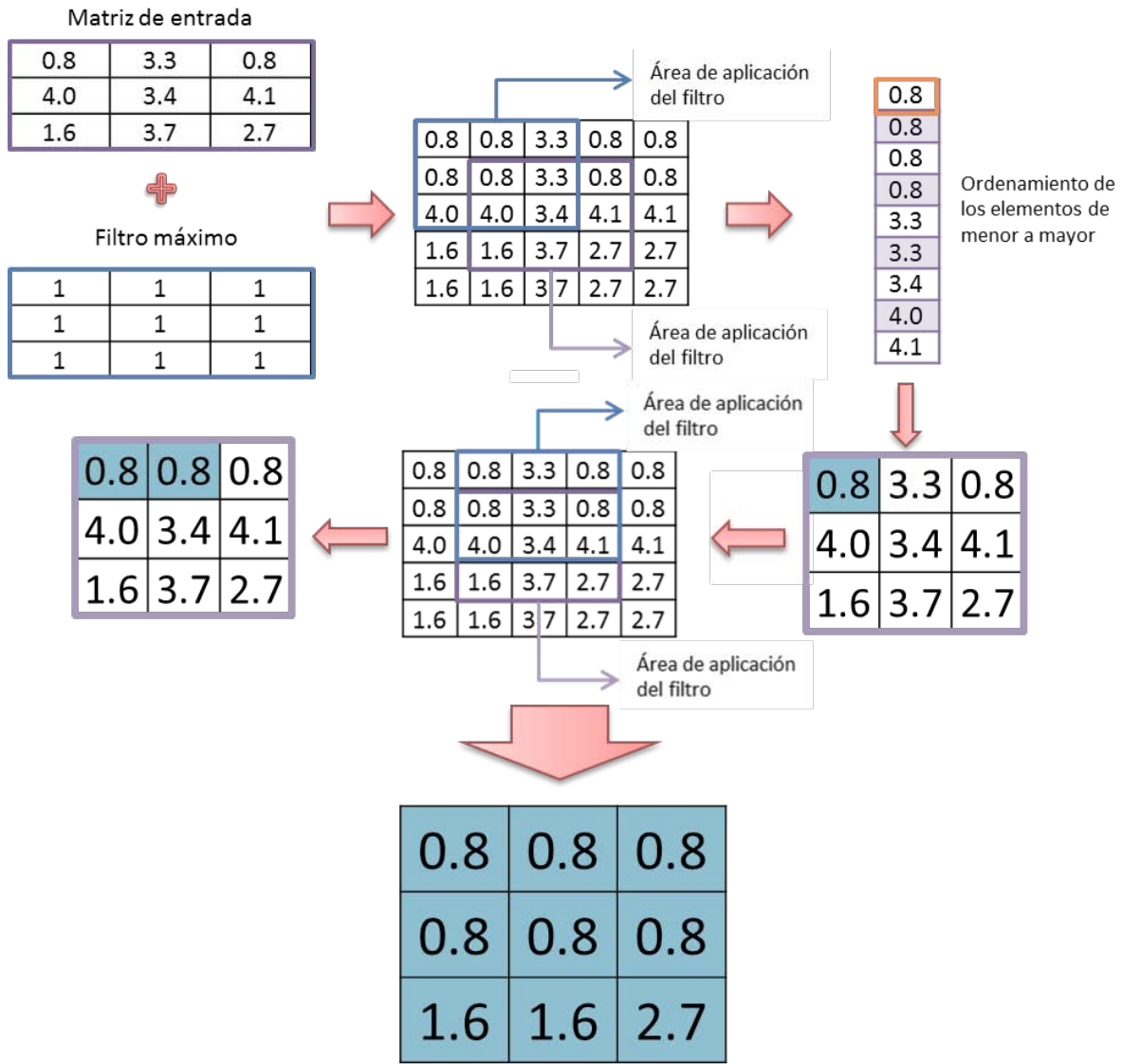


Figura 3. 9. Esquema de funcionamiento del filtro mínimo.

En el siguiente ejemplo se muestra gráficamente la aplicación del filtro mínimo a una matriz de entrada de 7x7 elementos.

Matriz de entrada

7.5	10.9	10.5	14.0	7.0	5.2	10.6
12.4	5.6	7.5	8.6	12.4	13.2	8.1
10.1	8.3	5.9	7.6	6.6	7.1	6.2
7.2	12.4	5.2	0.0	9.1	7.9	10.0
5.5	5.8	5.3	8.0	7.7	5.3	9.9
10.6	9.1	8.1	8.0	10.3	15.1	8.2
6.4	6.5	5.5	15.9	7.0	9.9	14.0



Matriz de salida

5.6	5.6	5.6	7.0	5.2	5.2	5.2
5.6	5.6	5.6	5.9	5.2	5.2	5.2
5.6	5.2	0.0	0.0	0.0	6.2	6.2
5.5	5.2	0.0	0.0	0.0	5.3	5.3
5.5	5.2	0.0	0.0	0.0	5.3	5.3
5.5	5.3	5.3	5.3	5.3	5.3	5.3
6.4	5.5	5.5	5.5	7.0	7.0	8.2

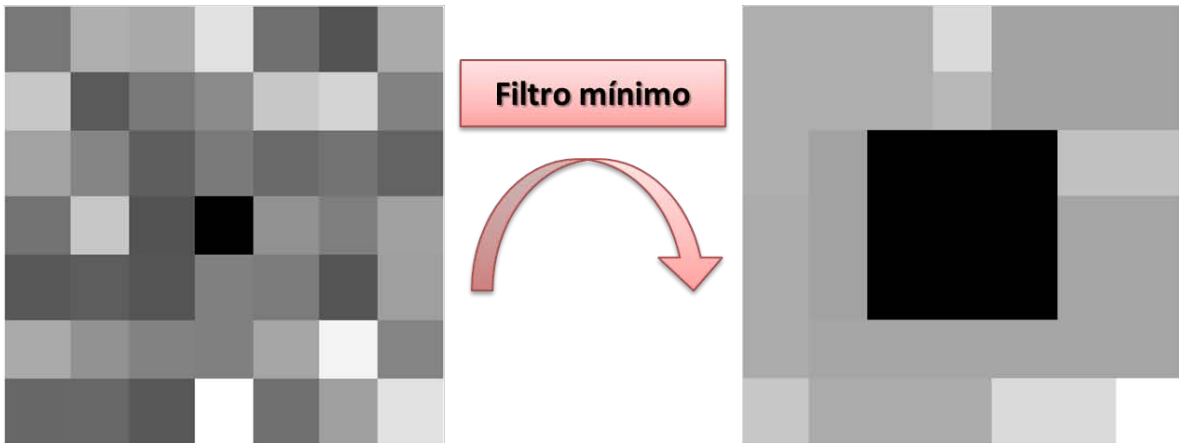


Figura 3. 1. Ejemplo de la aplicación del filtro mínimo.

Este filtro se utiliza para enfatizar los elementos con sub-respuesta y eliminar los elementos con sobre-respuesta.

3.2.2 Análisis de las imágenes

Para detectar los píxeles con sobre-respuesta y sub-respuesta, después de que la imagen promedio es filtrada, el código analizar cada uno de los píxeles con respecto a su entorno utilizando el siguiente criterio:

$$|P_{i,j} - \overline{VMP}_4| > \varepsilon \quad (4.1)$$

Donde

P_i Valor de pixel del elemento de la imagen que se va a evaluar.

\overline{VMP}_4 : Valor medio de pixel (VPM) de los cuatro píxeles vecinos del elemento que se va a evaluar.

ε : Valor umbral.

Los píxeles que cumplen con el criterio son clasificados como artefactos, ver en la figura 3.7 el esquema de análisis de los píxeles, utilizando el criterio para clasificar los artefactos.

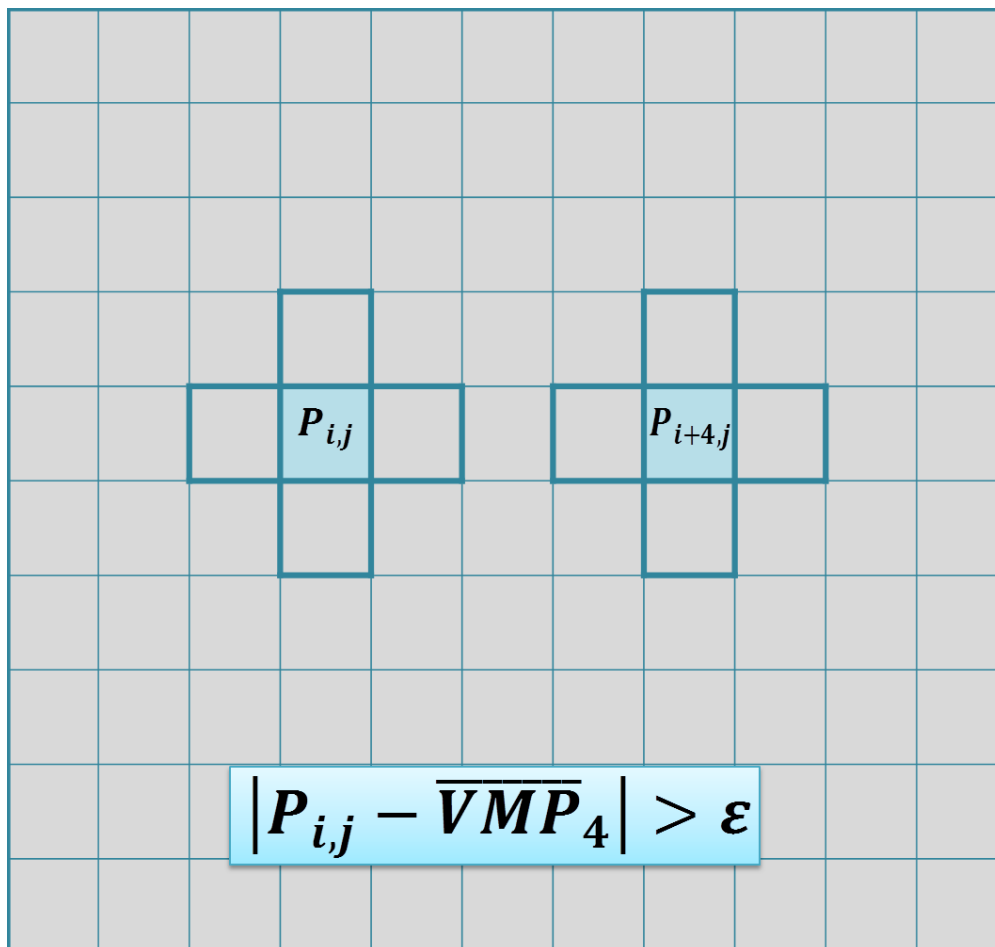


Figura 3. 2. Esquema del análisis de las imágenes homogéneas del maniquí estándar.

Después de que se calcula $|P_i - \overline{VMP_4}|$, se realiza la segmentación del resultado. La segmentación es el proceso de particionar un conjunto de datos, en regiones sin traslape, de acuerdo a un criterio de homogeneidad; los pixeles de cada región comparten una o más propiedades puntuales, locales o globales [JMF 13]. En otras palabras, la segmentación consiste en descomponer la imagen en sus partes constituyentes, es decir, los objetos de interés y el fondo, basándose en ciertas características locales que nos permiten distinguir un objeto del fondo y objetos entre si [SIC 6].

Los algoritmos de segmentación que se basan en propiedades de los valores del nivel de gris se clasifica como:

- Discontinuidad: Analiza los bordes de las regiones debido que las diferencias con el fondo, que permite la detección basados en los cambios bruscos de nivel de gris.
- Similitud: Se divide la imagen basándose en la búsqueda de zonas que tengan valores similares, conforme a determinados criterios.
- Umbralización: Método para diferenciar un objeto del fondo de la imagen mediante binarización.

El método utilizado fue el de umbralización, todos los valores de $|P_i - \overline{VMP_4}|$ mayores al umbral se convierten en negro, mientras que todos los menores en blanco.

$$I(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{si } |P_i - \overline{VMP_4}| > \varepsilon \\ 0 & \text{si } |P_i - \overline{VMP_4}| \leq \varepsilon \end{cases} \quad \begin{matrix} Negro \\ Blanco \end{matrix} \quad (4.2)$$

El resultado final es una imagen binaria, este proceso se realiza primero con los datos obtenidos al utilizar el filtro máximo y después con el filtro mínimo, las dos imágenes binarias se suman, ver en la figura el esquema del proceso de detección de los artefactos.

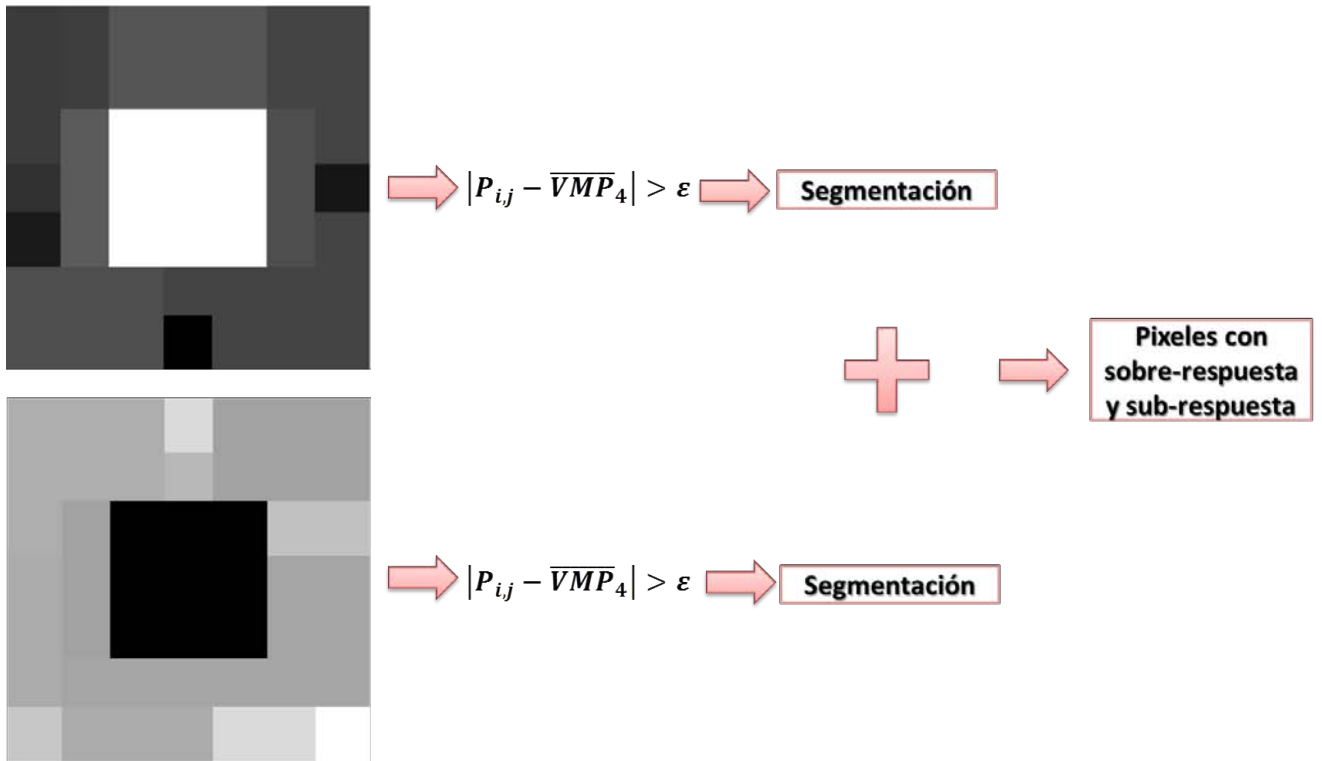


Figura 3. 1. Esquema del análisis de los píxeles con sub-respuesta y sobre-respuesta.

En la siguiente figura 3.13, se muestra un ejemplo de la imagen binaria final.

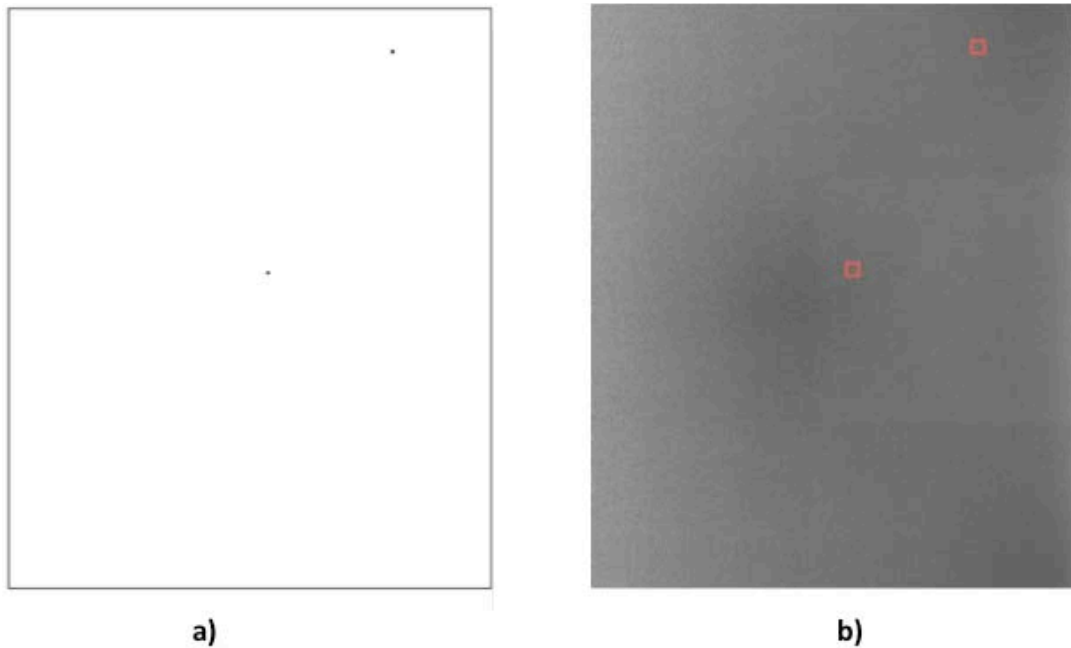


Figura 3. 2. Imagen binaria final, resultado de la evaluación con el programa.

El programa guarda la posición de los píxeles con sub-respuesta y sobre-respuesta. Posteriormente despliega regiones de la imagen promedio, con un tamaño 20 píxeles × 20 píxeles, centradas en la posición antes mencionada, ver figura 3.14.

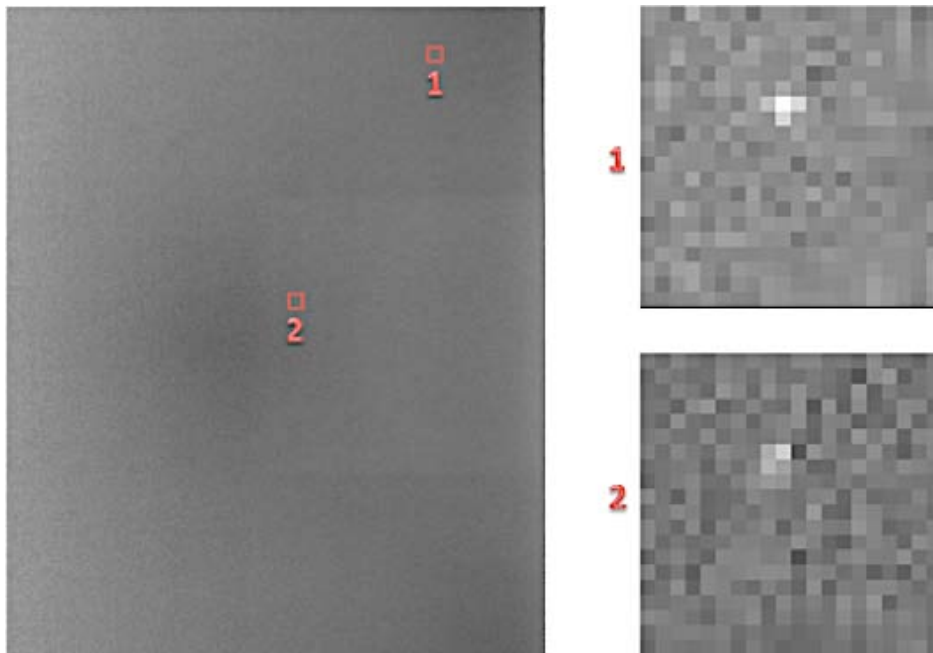


Figura 3. 14. Ejemplo de artefactos detectados con la herramienta.

Los resultados obtenidos con el programa, fueron comparados con los detectados por un visualizador humano. El visualizador humano evaluó las imágenes en las estaciones de adquisición de cada uno de los servicios; en estaciones de interpretación, en monitores de 5 Megapíxeles (MP), en el caso de que la lectura de los estudios se realizara en la misma unidad, y se hizo una evaluación visual de todas las imágenes en el laboratorio de Física Médica del Instituto de Física.

Capítulo IV. RESULTADOS

Pruebas de Control de Calidad

En este capítulo se muestran los resultados de las pruebas de control de calidad aplicadas a diez servicios de mastografía, cinco con mastógrafo analógico asociados a un digitalizador CR, cuatro equipos digitales y un analógico asociado a una reveladora de película. También se muestran los resultados de las pruebas aplicadas a monitores asociados a los equipos digitales CR o DR. Finalmente se muestran los resultados obtenidos al evaluar los artefactos en las imágenes producidas por cada uno de los servicios.

Los resultados de las pruebas se presentan mediante un código de colores en donde el color verde indica resultados satisfactorios, el amarillo indica cumplimiento parcial, y el rojo indica resultados no satisfactorios, ver tabla 4.1.

Satisfactorio	No satisfactorio	Cumplimiento parcial	NA No aplica	ND No disponible
---------------	------------------	----------------------	-----------------	---------------------

Tabla 4. 1. Código para la representación de los resultados.

4.1 Evaluación mecánica y visual de la unidad mastográfica

En esta prueba se verificó que todos los elementos que componen el equipo de mastografía funcionen correctamente y se evalúa la estabilidad mecánica de la unidad. Los resultados se muestran en la tabla 4.2.

TOLERANCIA: Los elementos de la unidad mastográfica evaluados visual y mecánicamente deben encontrarse en buen estado y funcionar correctamente

CUERPO DEL MASTÓGRAFO	HGS	HNM	UNEME	CI-R	HGCV	HM	UM NL	HGT	HGE	CTL
Estabilidad mecánica de la unidad	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Amarillo	Verde	Verde	Verde
Indicador de angulación	Verde	Verde	Verde	Rojo	Verde	Verde	Verde	Amarillo	Amarillo	Verde
Dispositivos de bloqueo	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde
Campo luminoso	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde
Fluidez del movimiento	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde
Estado de los compresores	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Amarillo	Verde	Rojo	Verde	Verde
Soporte del detector libre de vibraciones	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde
Deslizamiento suave de la rejilla antidispersora	Rojo	Verde	Verde	Verde	Rojo	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde
Desactivación de autodescompresión disponible	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde
Descompresión manual disponible	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde
Mampara plomada	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde
PANEL DE MANDOS										
Interruptores e indicadores	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde
Visualización	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde
Estado de la prueba	Rojo	Verde	Verde	Amarillo	Rojo	Amarillo	Amarillo	Amarillo	Amarillo	Verde

Tabla 4. 2. Resultados de la evaluación mecánica y visual de la unidad de mastografía.

4.2 Exactitud del espesor determinado por el sistema de compresión

En esta prueba se verificó que el espesor de la mama comprimida en el indicador fuera exacta en 5 mm. La importancia de evaluar este parámetro radica en que en muchos sistemas se considera el espesor de la mama comprimida para seleccionar la técnica radiográfica. Los resultados se muestran en la tabla 4.3.

Tolerancia: Desviación ≤ 5 mm

Espesor PMMA (cm)		2.0	3.0	4.0	4.5	5.0	6.0	7.0	ESTADO DE LA PRUEBA
HGS	Diferencia [mm] ± 0.5 mm	1.8	11.7	21.8	27.5	32.0	42.3	51.6	Red
HNM	Diferencia [mm] ± 0.5 mm	4.0	4.0	3.0	4.0	3.0	3.0	3.0	Green
UNEME	Diferencia [mm] ± 0.5 mm	2.0	2.0	2.0	2.0	1.0	2.0	2.0	Green
CI-R	Diferencia [mm] ± 0.5 mm	3.0	3.0	1.0	3.0	3.0	2.0	3.0	Green
HGCV	Diferencia [mm] ± 0.5 mm	14.0	15.0	7.0	ND	17.0	ND	ND	Red
HM	Diferencia [mm] ± 0.5 mm	0.0	0.0	0.0	5.0	0.0	0.0	0.0	Yellow
UM NL	Diferencia [mm] ± 0.5 mm	4.0	3.0	3.0	3.0	3.0	3.0	3.0	Green
HGT	Diferencia [mm] ± 0.5 mm	10.0	10.0	10.0	5.0	10.0	10.0	10.0	Red
HGE	Diferencia [mm] ± 0.5 mm	0.0	0.0	0.0	5.0	0.0	0.0	0.0	Yellow
CTL	Diferencia [mm] ± 0.5 mm	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0	1.0	1.0	Green

Tabla 4. 3. Resultados de la evaluación de la exactitud del espesor determinado por el sistema de compresión.

4.3 Fuerza de compresión

Esta prueba consistió en verificar si el sistema pudiera impartir una adecuada compresión tanto en modo manual como en modo automático, ver resultados en la tabla 4.4.

TOLERANCIA: la fuerza de compresión en modo motorizado debe encontrarse en el intervalo de 11.4 kg a 20.4 kg, mientras que la fuerza de compresión en modo manual debe alcanzar los 11.4 kg y no debe superar los 30.6. La diferencia entre el valor de la fuerza de compresión nominal y el valor de la fuerza de compresión medida no debe ser mayor que 2 kg.

Servicio	Motorizado			Manual		
	Compresión medida (kg)	Compresión nominal (kg)	ESTADO DE LA PRUEBA	Compresión medida (kg)	Compresión nominal (kg)	ESTADO DE LA PRUEBA
HGS	24.3±0.9 kg	18.00		No comprimía		
HNM	18.6±0.5 kg	17.00		21.0±0.5 kg	20	
UNEME	9.7±0.5 kg	9.98		30.0±0.9kg	29.33	
CI-R	17.7±0.5 kg	19.67		NA	NA	NA
HGCV	14.3±0.5 kg	18.00		16.0±0.5 kg	13.00	
HM	17±1.4 kg	13.50		17.5±0.7 kg	14.00	
UM NL	11±0.7 kg	16.50		12±0.7 kg	17.00	
HGT	15±0.7 kg	18.00		15.5±1 kg	18.00	
HGE	14±0.7 kg	18.00		14±0.7 kg	18.00	
CTL	16.5±0.7 kg	19.40		17±0.7 kg	20.00	

Tabla 4. 4. Resultados de la evaluación de la fuerza de compresión.

4.4 Atenuación del compresor

Los resultados de la prueba de atenuación del compresor se encuentran en la tabla 4.5.

TOLERANCIA: Atenuación del compresor < 25%

	Atenuación del compresor
HGS	28.9±1.1 %
HNM	14.0±0.2 %
UNEME	32.3±0.4 %
CI-R	26.1±1.1 %
HGCV	24.0±1.5 %
HM	14.3±0.1 %
UM NL	22.8±0.1 %
HGT	33.8±1.4 %
HGE	13.7±0.6 %
CTL	24.1±0.1 %

Tabla 4. 5. Resultados de la evaluación de la atenuación del compresor.

4.5 Repetibilidad del CAE

Evaluar el funcionamiento del CAE tiene como objetivo verificar que los parámetros de la calidad de la imagen como son la RSR y la RCR se mantienen en valores aceptables sin importar la características de la mama, también con esta evaluación se verifican los valores de la dosis. En la tabla 4.5, se muestran los resultados de la prueba aplicada a los equipos digitales, en la tabla 4.7 se muestran los resultados de la prueba aplicada al equipo analógico.

TOLERANCIA: La discrepancia entre los valores de la RSR para las 5 imágenes debe ser menor que 5%, los parámetros de exposición seleccionados por el CAE deben ser los mismos.

Servicio	B/F	kVp	$(mAs_{max}-mAs_{min})/mAs_{min}$ (%)	$(RSR_{max}-RSR_{min})/RSR_{min}$ (%)	ESTADO DE LA PRUEBA
HGS	Mo/Mo	25	3.7	5.3	
HNM	Mo/Rh	27	1.3	1.7	
UNEME	Mo/Mo	26	1.8	3.6	
CI-R	Mo/Mo	26	0.1	1.8	
HGCV	Mo/Mo	27	0.6	1.0	
HM	W/Ag	29	1.3	0.7	
UM NL	Mo/Rh	26	3.0	2.1	
HGT	W/Ag	29	0.0	1.8	
HGE	W/Ag	29	0.0	2.0	

Tabla 4. 6. Resultados de la evaluación de la repetibilidad del CAE en equipos digitales.

TOLERANCIA: En DO: máxima desviación ≤ 0.1 DO, En mAs: máxima desviación < 5 %.

Servicio	B/F	kVp	$(mAs_{max}-mAs_{min})/mAs_{min}$ (%)	$(DO_{max}-DO_{min})/DO_{min}$ (%)	ESTADO DE LA PRUEBA
CTL	Mo/Mo	28.0	5.94	0.07	

Tabla 4. 7. Resultados de la evaluación de la repetibilidad del CAE en equipo analógico.

4.6 Compensación del CAE con el espesor y composición de la mama

Los resultados de la evaluación de la compensación del CAE con el espesor y composición de la mama se encuentran en la tabla 4.8.

TOLERANCIA equipos digitales:

Espesor (cm)	2.0	3.0	4.0	4.5	5.0	6.0	7.0
RCR [%]	>115*RCR _{lím}	>110*RCR _{lím}	>105*RCR _{lím}	>103*RCR _{lím}	>100*RCR _{lím}	>095*RCR _{lím}	>090*RCR _{lím}

TOLERANCIA equipo analógico: Desviación máxima de DO con respecto a la DO para 4.5 cm de PMMA <±0.15DO.

Espesor PMMA (cm)	HGS		HNM		UNEME		CI-R		HGCV	
	RCR _{límite}	RCR	RCR _{límite}	RCR	RCR _{límite}	RCR	RCR _{límite}	RCR	RCR _{límite}	RCR
2.0	22.8	9.1	9.7	6.4	13.3	13.9	20.4	10.1	7.8	15.3
3.0	21.8	8.9	9.2	5.7	12.7	13.8	19.5	9.4	7.5	13.8
4.0	20.8	8.8	8.8	5.4	12.2	12.6	18.6	8.4	7.1	11.8
4.5	20.4	8.4	8.7	4.6	11.9	10.0	18.3	7.6	7.0	10.7
5.0	19.8	7.8	8.4	4.4	11.6	8.9	17.7	6.6	6.8	9.1
6.0	18.9	6.2	8.0	3.8	11.0	7.0	16.9	5.3	6.4	8.2
7.0	17.9	4.3	7.6	3.7	10.4	5.7	16.0	4.4	6.1	6.4
Espesor PMMA (cm)	HM		UM Nuevo León		CTL		HGT		HGE	
	RCR _{límite}	RCR	RCR _{límite}	RCR	DO _P	Diferencia	RCR _{límite}	RCR	RCR _{límite}	RCR
2.0	3.5	6.3	15.8	25.5	1.25	0.03	6.7	11.8	6.1	10.4
3.0	3.4	5.4	15.1	25.0	1.25	0.03	6.5	9.8	5.8	8.9
4.0	3.2	4.6	14.4	21.2	1.23	0.05	6.2	8.6	5.6	7.8
4.5	3.1	4.0	14.1	18.0	1.28		6.0	8.3	5.5	7.5
5.0	3.1	3.8	13.7	14.4	1.29	0.01	5.9	8.1	5.3	7.4
6.0	2.9	2.6	13.0	12.0	1.31	0.03	5.6	7.5	5.0	6.9
7.0	2.7	1.2	12.3	10.8	1.32	0.04	5.3	6.9	4.8	6.3

Tabla 4. 8. Resultados de la evaluación de la compensación del CAE con el espesor y composición de la mama.

4.7 Valor del rendimiento en condiciones clínicas

La determinación del rendimiento en condiciones clínicas es una prueba de registro la cual permite definir los valores de referencia, con estos valores también se estiman la dosis glandular promedio. En la tabla 4.9, se muestran los valores del rendimiento para una mama promedio simulada con 45 mm de PMMA.

Servicio	Blanco/Filtro	kVp	Rendimiento
HGS	Mo/Mo	25	0.117±0.001 mGy/mAs
HNM	Mo/Rh	27	0.0993±0.0003 mGy/mAs
UNEME	Mo/Mo	26	0.094±0.004 mGy/mAs
CI-R	Mo/Mo	26	0.087±0.003 mGy/mAs
HGCV	Mo/Mo	27	0.13±0.02 mGy/mAs
HM	W/Ag	29	0.050±0.002 mGy/mAs
UM NL	Mo/Rh	26	0.055±0.002 mGy/mAs
HGT	W/Ag	29	0.066±0.003 mGy/mAs
HGE	W/Ag	29	0.076±0.003 mGy/mAs
CTL	Mo/Mo	25	0.10±0.02 mGy/mAs

Tabla 4. 9. Valores del rendimiento para 45 mm de PMMA.

Esta es una prueba de registro y los valores que se obtuvieron se pueden tomar como niveles de referencia para futuras evaluaciones.

4.8 Repetibilidad del rendimiento

En la tabla 4.10 se encuentran los resultados de la evaluación de la repetibilidad del rendimiento.

TOLERANCIA: Máxima desviación ≤ 5 %.

Servicio	Blanco/Filtro	kVp	Máxima desviación (%)
HGS	Mo/Mo	25	1.10
HNM	Mo/Rh	27	0.61
UNEME	Mo/Mo	26	0.29
CI-R	Mo/Mo	26	1.28
HGCV	Mo/Mo	27	0.18
HM	W/Ag	29	0.56
UM NL	Mo/Rh	26	0.20
HGT	W/Ag	29	0.06
HGE	W/Ag	29	0.59
CTL	Mo/Mo	25	2.07

Tabla 4. 10. Resultados de la evaluación de la repetibilidad del rendimiento.

4.9 Linealidad del rendimiento

En la tabla 4.11 se muestran los resultados de la evaluación de la linealidad del rendimiento.

TOLERANCIA: Coeficiente de linealidad > 0.99

Servicio	Blanco/Filtro	kVp	Coefficiente R ²
HGS	Mo/Mo	25	1.00
HNM	Mo/Rh	27	1.00
UNEME	Mo/Mo	26	1.00
CI-R	Mo/Mo	26	1.00
HGCV	Mo/Mo	27	1.00
HM	W/Ag	29	1.00
UM NL	Mo/Rh	26	1.00
HGT	W/Ag	29	1.00
HGE	W/Ag	29	1.00
CTL	Mo/Mo	25	0.97

Tabla 4. 11. Resultados de la evaluación de la linealidad del rendimiento.

4.10 Artefactos de la rejilla

Un mal contacto eléctrico puede originar que la rejilla no se mueva y en la imagen aparecerán las líneas de la rejilla [PECC11]. En la tabla 4.12 se muestran los resultados de la prueba.

TOLERANCIA: Las líneas y defectos de la rejilla no deben verse en las imágenes.

Servicio	Blanco/Filtro	kVp	ESTADO DE LA PRUEBA
HGS	Mo/Mo	25	SATISFACTORIO
HNM	Mo/Rh	27	SATISFACTORIO
UNEME	Mo/Mo	26	SATISFACTORIO
CI-R	Mo/Mo	26	SATISFACTORIO
HGCV	Mo/Mo	27	SATISFACTORIO
HM	W/Ag	29	SATISFACTORIO
UM NL	Mo/Rh	26	SATISFACTORIO
HGT	W/Ag	29	SATISFACTORIO
HGE	W/Ag	29	SATISFACTORIO
CTL	Mo/Mo	25	SATISFACTORIO

Tabla 4. 12. Resultados de la evaluación de los artefactos de la rejilla.

4.11 Factor de rejilla

En esta prueba se determinó el factor de incremento de la dosis por el uso de la rejilla antidispersora, los factores de rejilla se encuentran en la tabla 4.13.

TOLERANCIA: El factor de rejilla debe ser < 3 .

Servicio	Blanco/Filtro	kVp	Factor de rejilla
HGS	Mo/Mo	25	ND
HNM	Mo/Rh	27	1.96
UNEME	Mo/Mo	26	2.59
CI-R	Mo/Mo	26	2.55
HGCV	Mo/Mo	27	1.25
HM	W/Ag	29	2.56
UM NL	Mo/Rh	26	2.56
HGT	W/Ag	29	2.42
HGE	W/Ag	29	2.42
CTL	Mo/Mo	25	2.65

Tabla 4. 13. Valores del factor de rejilla.

4.12 Calidad del haz capa hemirreductora (CHR)

TOLERANCIA: De acuerdo con esta tabla.

kVp	Limite inferior	< CHR <	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh	W/Rh	W/Ag	W/AL
24	0.27		0.36	0.43	0.48	0.54	0.57	0.49
25	0.28		0.37	0.44	0.48	0.55	0.58	0.50
26	0.29		0.38	0.45	0.48	0.56	0.59	0.51
27	0.30		0.39	0.46	0.49	0.57	0.60	0.52
28	0.31		0.40	0.47	0.50	0.58	0.61	0.53
29	0.32		0.41	0.48	0.51	0.59	0.62	0.54
30	0.33		0.42	0.49	0.52	0.60	0.63	0.55
31	0.34		0.43	0.50	0.53	0.61	0.64	0.56
32	0.35		0.44	0.51	0.54	0.62	0.65	0.57
33	0.36		0.45	0.52	0.55	0.63	0.66	0.58

Tabla 4. 14. Criterios de aceptación para los valores de la CHR.

La determinación de la CHR en condiciones clínicas nos sirve para la estimación de la dosis glandular promedio. En la tabla 4.15 se encuentran los valores de la capa hemirreductora.

Espesor PMMA (cm)		2.0	3.0	4.0	4.5	5.0	6.0	7.0
HGS	B/F-kV	Mo/Mo 24kV	Mo/Mo 24kV	Mo/Mo 24kV	Mo/Mo 25kV	Mo/Mo 26kV	Mo/Mo 29kV	Mo/Mo 33kV
	CHR [mmAl]	0.31±0.01	0.31±0.01	0.31±0.01	0.32±0.01	0.34±0.01	0.37±0.01	0.41±0.01
HNM	B/F-kV	Mo/Mo 26kV	Mo/Mo 27kV	Mo/Mo 27kV	Mo/Rh 27kV	Mo/Rh 27kV	W/Rh 26kV	W/Rh 26kV
	CHR [mmAl]	0.36±0.01	0.37±0.01	0.37±0.01	0.42±0.01	0.42±0.01	0.53±0.01	0.53±0.01
UNEME	B/F-kV	Mo/Rh 24kV	Mo/Mo 25kV	Mo/Mo 25kV	Mo/Mo 26kV	Mo/Mo 27kV	Mo/Mo 29kV	Mo/Rh 32kV
	CHR [mmAl]	0.32±0.01	0.34±0.01	0.34±0.01	0.35±0.01	0.36±0.01	0.37±0.01	0.47±0.01
CI-R	B/F-kV	Mo/Mo 23kV	Mo/Mo 24kV	Mo/Mo 25kV	Mo/Mo 26kV	Mo/Mo 28kV	Mo/Mo 30kV	Mo/Mo 31kV
	CHR [mmAl]	0.27±0.01	0.3±0.02	0.33±0.01	0.35±0.01	0.36±0.01	0.38±0.01	0.4±0.01
HGCV	B/F-kV	Mo/Mo 24kV	Mo/Mo 24kV	Mo/Mo 25kV	Mo/Mo 27kV	Mo/Rh 26kV	Mo/Rh 30kV	Mo/Rh 33kV
	CHR [mmAl]	0.32±0.01	0.32±0.01	0.33±0.01	0.35±0.01	0.36±0.01	0.4±0.01	0.43±0.01
HM	B/F-kV	W/Ag 25kV	W/Ag 25kV	W/Ag 28kV	W/Ag 29kV	W/Ag 30kV	W/Ag 32kV	W/Ag 33kV
	CHR [mmAl]	0.51±0.02	0.52±0.02	0.58±0.03	0.61±0.02	0.61±0.02	0.63±0.02	0.64±0.02
UM NL	B/F-kV	Mo/Mo 25kV	Mo/Mo 26kV	Mo/Mo 26kV	Mo/Rh 26kV	Rh/Rh 29kV	Rh/Rh 32kV	Rh/Rh 32kV
	CHR [mmAl]	0.34±0.005	0.35±0.005	0.35±0.005	0.4±0.005	0.44±0.005	0.48±0.004	0.48±0.004
HGT	B/F-kV	W/Ag 25kV	W/Ag 26kV	W/Ag 29kV	W/Ag 30kV	W/Ag 31kV	W/Ag 32kV	W/Ag 33kV
	CHR [mmAl]	0.5±0.010	0.53±0.017	0.57±0.012	0.58±0.010	0.59±0.011	0.62±0.010	0.66±0.004
HGE	B/F-kV	W/Ag 25kV	W/Ag 26kV	W/Ag 29kV	W/Ag 30kV	W/Ag 31kV	W/Ag 32kV	W/Ag 33kV
	CHR [mmAl]	0.51±0.01	0.54±0.01	0.59±0.02	0.61±0.02	0.62±0.02	0.63±0.01	0.64±0.01
CTL	B/F-kV	Mo/Mo 25kV	Mo/Mo 26kV	Mo/Mo 28kV	Mo/Mo 28kV	Mo/Rh 27kV	Mo/Rh 30kV	Mo/Rh 32kV
	CHR [mmAl]	0.34±0.007	0.35±0.006	0.37±0.005	0.37±0.005	0.41±0.006	0.44±0.004	0.46±0.004

Tabla 4. 15. Valores de la capa hemirreductora.

4.13 Dosis glandular promedio

En la tabla 4.17 se encuentran los resultados de la determinación de la DGP, para los espesores de 20 mm a 70 mm.

TOLERANCIA: De acuerdo con esta tabla.

DOSIS GLANDULAR PROMEDIO		
Espesor de PMMA (mm)	Espesor de mama equivalente (mm)	DOSIS GLANDULAR Aceptable (mGy)
20	21	1.0
30	32	1.5
40	45	2.0
45	53	2.5
50	60	3.0
60	75	4.5
70	90	6.5

Tabla 4. 16. Valores de referencia para la DGP.

Espesor PMMA (cm)	2.0	3.0	4.0	4.5	5.0	6.0	7.0
	DGP (mGy)	DGP (mGy)	DGP (mGy)	DGP (mGy)	DGP (mGy)	DGP (mGy)	DGP (mGy)
HGS	Mo/Mo 24kV	Mo/Mo 24kV	Mo/Mo 24kV	Mo/Mo 25kV	Mo/Mo 26kV	Mo/Mo 29kV	Mo/Mo 33kV
	0.63±0.03	1.21±0.07	2.35±0.17	2.79±0.22	3.98±0.34	5.37±0.50	5.61±0.57
HNM	Mo/Mo 26kV	Mo/Mo 27kV	Mo/Mo 27kV	Mo/Rh 27kV	Mo/Rh 27kV	W/Rh 26kV	W/Rh 26kV
	0.34±0.01	0.55±0.03	0.97±0.07	0.85±0.06	1.12±0.08	1.24±0.09	2.10±0.17
UNEME	Mo/Rh 24kV	Mo/Mo 25kV	Mo/Mo 25kV	Mo/Mo 26kV	Mo/Mo 27kV	Mo/Mo 29kV	ND
	0.79±0.03	1.53±0.08	2.57±0.18	2.25±0.17	2.56±0.21	3.04±0.29	
CI-R	Mo/Mo 23kV	Mo/Mo 24kV	Mo/Mo 25kV	Mo/Mo 26kV	Mo/Mo 28kV	Mo/Mo 30kV	Mo/Mo 31kV
	0.49±0.02	0.77±0.04	1.35±0.08	1.55±0.11	1.49±0.11	2.24±0.18	3.11±0.29
HGCV	Mo/Mo 24kV	Mo/Mo 24kV	Mo/Mo 25kV	Mo/Mo 27kV	Mo/Rh 26kV	Mo/Rh 30kV	Mo/Rh 33kV
	1.19±0.05	2.39±0.14	3.91±0.28	4.38±0.32	4.82±0.38	5.54±0.47	6.86±0.65
HM	W/Ag 25kV	W/Ag 25kV	W/Ag 28kV	W/Ag 29kV	W/Ag 30kV	W/Ag 32kV	W/Ag 33kV
	0.61±0.02	0.88±0.04	1.04±0.04	1.20±0.05	1.49±0.06	2.03±0.08	2.69±0.11
UM NL	Mo/Mo 25kV	Mo/Mo 26kV	Mo/Mo 26kV	Mo/Rh 26kV	Rh/Rh 29kV	Rh/Rh 32kV	Rh/Rh 32kV
	0.74±0.03	1.16±0.05	2.50±0.10	2.70±0.11	2.10±0.08	2.32±0.09	3.39±0.14
HGT	Mo/Mo 25kV	Mo/Mo 26kV	Mo/Mo 28kV	Mo/Mo 28kV	Mo/Rh 27kV	Mo/Rh 30kV	Mo/Rh 32kV
	0.74±0.03	1.01±0.04	1.28±0.05	1.50±0.06	1.88±0.08	2.46±0.10	3.27±0.13
HGE	W/Ag 25kV	W/Ag 26kV	W/Ag 29kV	W/Ag 30kV	W/Ag 31kV	W/Ag 32kV	W/Ag 33kV
	0.74±0.03	1.00±0.04	1.27±0.05	1.50±0.06	1.91±0.08	2.62±0.10	3.32±0.13
CTL	Mo/Mo 25kV	Mo/Mo 26kV	Mo/Mo 28kV	Mo/Mo 28kV	Mo/Rh 27kV	Mo/Rh 30kV	Mo/Rh 32kV
	0.63±0.03	0.92±0.04	2.81±0.11	4.60±0.18	3.19±0.13	4.34±0.17	5.92±0.24

Tabla 4. 17. Valores de la Dosis Glandular Promedio.

4.14 Función de respuesta

Esta prueba consistió en caracterizar al detector, determinando la relación entre el valor medio de píxel (VMP) y el kerma a la entrada del detector. En la tabla 4.18 se encuentran los factores del ajuste: pendiente, ordenada al origen y coeficiente de linealidad.

TOLERANCIA:

En equipos de función respuesta lineal: Coeficiente de determinación (R^2) ajuste lineal VMP-kerma > 0.99

En equipos de función respuesta logarítmica: Coeficiente de determinación (R^2) ajuste VMP-Ln. kerma > 0.99

Servicio	Blanco/Filtro	kVp	Pendiente	Ordenada	Coeficiente R^2
HGS	Mo/Mo	25	441.02	-45.32	0.9995
HNM	Mo/Rh	27	-452.04	4336.74	0.9999
UNEME	Mo/Mo	26	-428.88	3653.52	0.9877
CI-R	Mo/Mo	26	-489.38	3908.16	0.9977
HGCV	Mo/Mo	27	-386.8	3415.03	0.9980
HM	W/Ag	29	4.22	-22.42	1.0000
UM NL	Mo/Rh	26	6.10	13.09	1.0000
HGT	W/Ag	29	4.25	139.27	1.0000
HGE	W/Ag	29	3.96	-0.51	1.0000
CTL	NA				

Tabla 4. 18. Factores del ajuste y resultados de la evaluación de la función de respuesta.

4.15 Diferencia de sensibilidad entre placas

Esta prueba tuvo como objetivo determinar la respuesta de cada una de las placas fotoestimulables mediante la discrepancia de la RSR y de los valores del mAs de cada uno de los chasis empleados en la práctica clínica, ver en la tabla 4.19 los resultados de la evaluación de la diferencia de sensibilidad entre placas.

TOLERANCIA:

La discrepancia entre los valores de la RSR para cada uno de los chasis debe ser $\leq 10\%$

La discrepancia entre los valores de mAs debe ser $\leq 5\%$

Servicio	Blanco/Filtro	kVp	RSR [%]	mAs [%]
HGS	Mo/Mo	25	5.8	3.07
HNM	Mo/Rh	27	9.9	0.69
UNEME	Mo/Mo	26	1.20	2.45
CI-R	Mo/Mo	26	4.68	5.49
HGCV	Mo/Mo	27	3.59	1.27

Tabla 4. 19. Resultados de la evaluación de la diferencia de sensibilidad entre placas.

4.16 Ruido del receptor de imagen

En esta prueba se verificó si la contribución más importante al ruido en un detector de rayos X es el ruido cuántico, el cual está asociado al número finito de fotones de rayos X que alcanza el sistema. Los valores del coeficiente n se muestran en la tabla 4.20.

TOLERANCIA: El coeficiente $n \approx 0.5$ en el ajuste $DTP = a (Kerma)^n$.

Servicio	B/F	kVp	Coefficiente n del ajuste $DTP=aKAD^n$	Servicio	B/F	kVp	Coefficiente n del ajuste $DTP=aKAD^n$
HGS	Mo/Mo	26.0	0.81±0.04	HM	W/Ag	29	0.62±0.03
HNM	Mo/Rh	27.0	0.68 ± 0.03	UM NL	Mo/Rh	26	0.51±0.01
UNEME	Mo/Mo	27.0	0.45±0.05	HGT	W/Ag	29	0.56±0.03
CI-R	Mo/Mo	28.0	0.53±0.01	HGE	W/Ag	29	0.44±0.02
HGCV	Mo/Rh	26.0	0.61±0.02	CTL			NA

Tabla 4. 20. Resultados de la evaluación exponente del ruido del receptor de imagen.

4.17 Barrido del láser (CR)

En esta prueba se verificó la linealidad del lector láser, los resultados de la evaluación se muestran en la tabla 4.21.

TOLERANCIA: Imagen de un borde recto (sin variaciones) ni puntos de distinto valor de gris.

Servicio	Blanco/Filtro	kVp	Estado de la prueba
HGS	Mo/Mo	26.0	
HNM	Mo/Rh	27.0	
UNEME	Mo/Mo	27.0	
CI-R	Mo/Mo	28.0	
HGCV	Mo/Rh	26.0	

Tabla 4. 21. Resultados de la evaluación del barrido del láser.

4.18 Homogeneidad

En esta prueba se verificó la homogeneidad de las imágenes de un maniquí de 45 mm de PMMA, utilizando 5 ROIs. Los resultados de la evaluación se muestran en la tabla 4.22.

TOLERANCIA:

Equipo digital. La desviación máxima del VMP de las ROIs individuales con respecto al VMP de toda la imagen debe ser $< \pm 15\%$. La desviación máxima de la RSR de las ROIs individuales con respecto al valor medio de la RSR de las cinco ROIs $< \pm 20\%$.

Servicio	B/F	kVp	ESTADO DE LA PRUEBA VMP	ESTADO DE LA PRUEBA RSR
HGS	Mo/Mo	25	19%	26%
HNM	Mo/Rh	27	27%	30%
UNEME	Mo/Mo	26	13%	26%
CI-R	Mo/Mo	26	14%	12%
HGCV	Mo/Mo	27	20%	13%
HM	W/Ag	29	3%	32%
UM NL	Mo/Rh	26	5%	21%
HGT	W/Ag	29	3%	26%
HGE	W/Ag	29	3%	28%

Tabla 4. 22. Resultados de la evaluación de la homogeneidad de las imágenes.

4.19 Remanencia de la imagen

Con esta prueba se verificó que en el receptor se imagen no queda información residual después de una lectura y posterior borrado de éste. Los resultados de la prueba se encuentran en la tabla 4.23.

TOLERANCIA: El factor de remanencia debe ser < 0.3

Servicios	Blanco/Filtro	kVp	mAs	Factor de remanencia
HGS	Mo/Mo	25	163.0	0.004
HNM	Mo/Rh	27	44.7	0.001
UNEME	Mo/Mo	26	118.0	0.01
CI-R	Mo/Mo	26	90.4	ND
HGCV	Mo/Mo	27	157.0	0.004
HM	W/Ag	28	86.0	0.04
UM NL	Mo/Rh	26	150.0	0.001
HGT	W/Ag	29	73.0	0.004
HGE	W/Ag	30	59.0	0.001
CTL	NA			

Tabla 4. 23. Resultados de la prueba de remanencia de la imagen.

4.20 Resolución espacial

Con esta prueba se verificó que el factor limitante de la resolución espacial sea el tamaño del píxel del detector, ver en la tabla 4.24 los resultados de la evaluación de la resolución espacial de los sistemas de imagen.

TOLERANCIA: la resolución espacial no debe ser menor que la resolución asociada con el tamaño de píxel del detector o el definido en la lectura de la placa.

Servicios	Blanco/Filtro	kVp	Tamaño de píxel [µm]	Pares de líneas por mm
HGS	Mo/Mo	25	50	7
HNM	Mo/Rh	27	50	ND
UNEME	Mo/Mo	26	50	8
CI-R	Mo/Mo	26	50	8
HGCV	Mo/Mo	27	50	7
HM	W/Ag	29	80	6
UM NL	Mo/Rh	26	90	6
HGT	W/Ag	29	80	6
HGE	W/Ag	29	80	7
CTL	Mo/Mo	25		13

Tabla 4. 24. Resultados de la prueba de resolución espacial.

4.21 Distorsión geométrica

El propósito de la prueba fue comprobar que las imágenes no presentan distorsión geométrica. Los resultados de la prueba se muestran en la tabla 4.25.

TOLERANCIA: Sin distorsión

Servicio	Blanco/Filtro	kVp	mAs	Imagen sin distorsión
HGS	Mo/Mo	25	163.0	
HNM	Mo/Rh	27	44.7	
UNEME	Mo/Mo	26	118.0	
CI-R	Mo/Mo	26	90.4	
HGCV	Mo/Mo	27	157.0	

Tabla 4. 25. Resultados de la evaluación de la distorsión geométrica.

4.22 Umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle

El objetivo de esta prueba fue verificar la calidad de las imágenes producidas en cada uno de los servicios, determinando el espesor de los objetos de diferentes diámetros que pueden ser visualizados, utilizando el maniquí de contraste detalle CDMAM. Los resultados de la prueba se muestran en la tabla 4.26.

TOLERANCIA: De acuerdo con esta tabla.

Umbral de sensibilidad contraste - tamaño del detalle	
Diámetro (mm)	Umbral Aceptable (μm)
0.10	< 1.680
0.25	< 0.352
0.50	< 0.150
1.00	< 0.091

Diámetro (mm)	0.10	0.25	0.50	1.00
	Espesor (μm)			
HGS	4.251±0.51	0.48±0.06	0.18±0.02	0.11±0.02
HNM	3.18±0.35	0.39±0.04	0.14±0.02	0.09±0.16
UNEME	2.18±0.26	0.32±0.04	0.12±0.02	0.06±0.01
CI-R	4.53±0.45	0.48±0.06	0.21±0.02	0.12±0.02
HGCV	1.25±0.14	0.25±0.03	0.11±0.01	0.07±0.01
HM	1.36±0.16	0.24±0.03	0.15±0.02	0.08±0.01
UM NL	1.60±0.19	0.33±0.04	0.15±0.02	0.08±0.01
HGT	1.21±0.15	0.28±0.03	0.11±0.01	0.06±0.01
HGE	1.21±0.16	0.23±0.03	0.11±0.01	0.07±0.01
CTL	NA			

Tabla 4. 26. Resultados de la prueba de Umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle.

En la figura 4.1 se muestran las curvas de contraste detalle de los servicios evaluados.

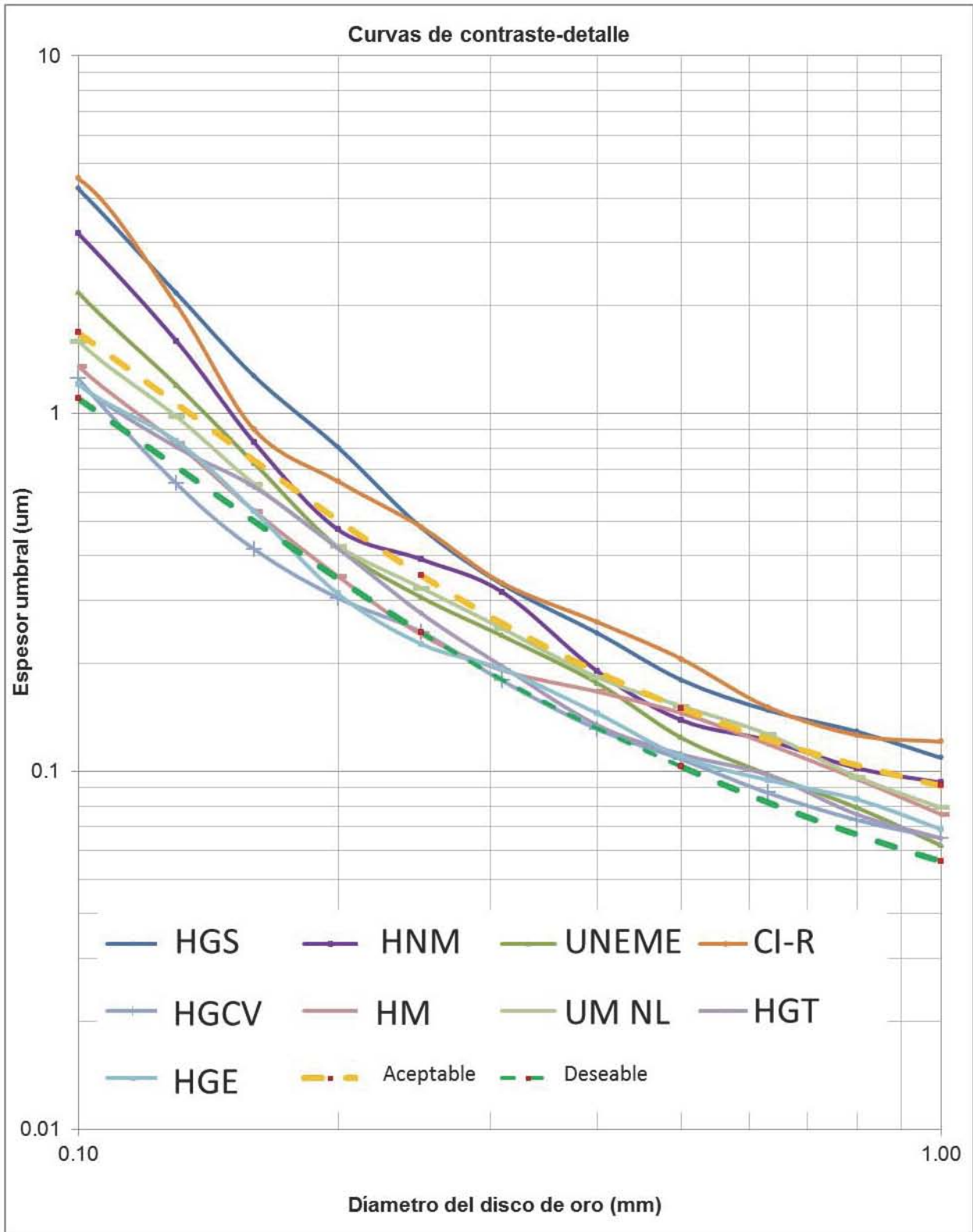


Figura 4. 1. Curvas de contraste detalle obtenidas por el programa de evaluación automática CDCOM.

4.23 Función de transferencia de modulación

La función de transferencia de modulación nos permite determinar la resolución espacial del sistema. Esta es una prueba de registro y en la evaluación se establecieron los valores de referencia, ver tabla 4.27.

Función de transferencia de modulación		HGS	HNM	UNEME	CI-R	HGC V	HM	UM NL	CTL	HGT	HGE
		Frecuencia (mm ⁻¹)									
MTF _{Horizontal}	0.50	2.4	2.5	2.4	1.9	2.5	5.4	3.4	NA	4.7	3.8
	0.20	4.8	4.7	4.4	3.9	4.6	9.1	6.5		8.6	6.8
MTF _{Vertical}	0.50	2.5	2.5	2.3	2.1	1.9	ND	ND		3.7	3.7
	0.20	4.6	4.8	4.3	4.0	3.1	ND	ND		8.1	8.1

Tabla 4. 27. Valores de la frecuencia espacial a dos valores diferentes de MTF.

En las siguientes figuras se muestran las gráficas de MTF en dirección horizontal y vertical.

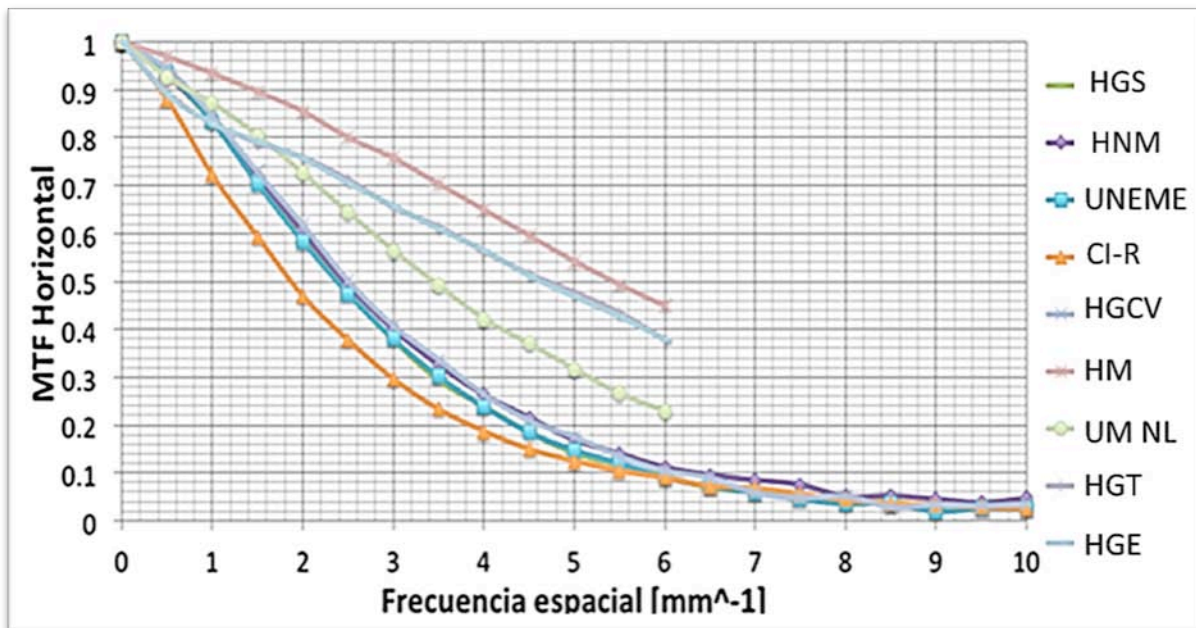


Figura 4. 2. MTF horizontal.

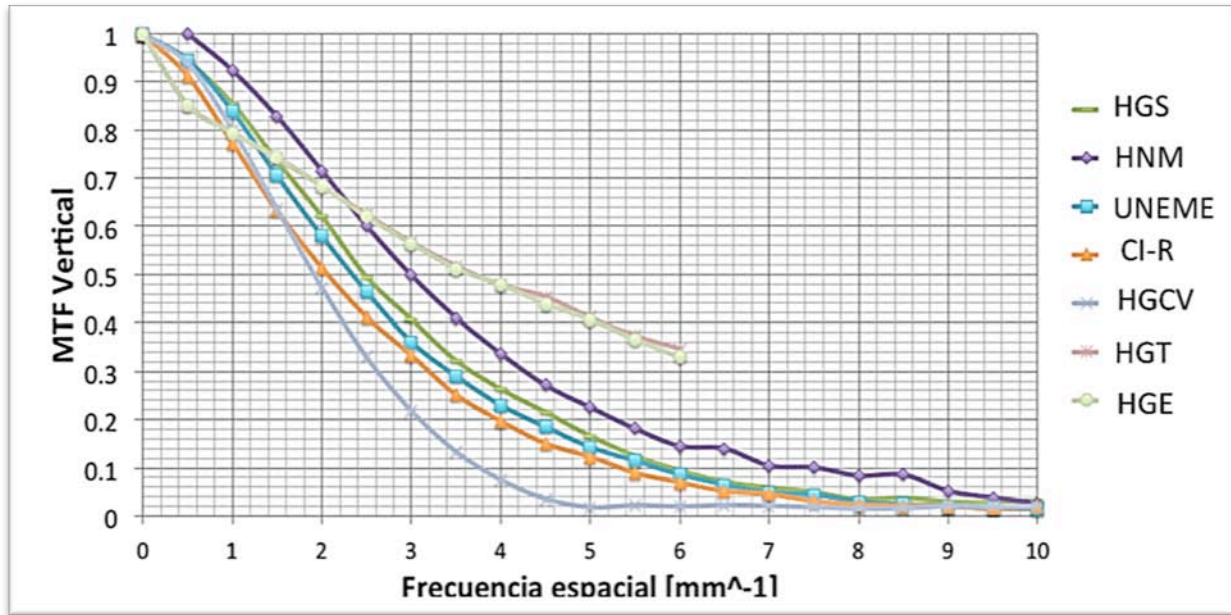


Figura 4. 3. MTF vertical.

4.24 Constancia de la calidad de la imagen

Con esta prueba se verifica la constancia en la calidad de la imagen a través del tiempo, los datos obtenidos en la evaluación se establecen como valores de referencia. En la tabla 4.28 se muestran los resultados de la evaluación de la constancia de la calidad de la imagen.

Servicio	Blanco/Filtro	kVp	mAs	Fibras	μCalcificaciones	Masas
HGS	Mo/Mo	25	134	4	2	4
HNM	Mo/Rh	27		4	2.5	4
UNEME	Mo/Mo	26	155	5	3	4
CI-R	Mo/Mo	26	85	4	2.5	4
HGCV	Mo/Mo	27	189	4	3	4
HM	W/Ag	29	88	4	4	4
UM NL	Mo/Rh	26	133	4	4	4
HGT	W/Ag	29	93	4	2	4
HGE	W/Ag	29	75	4	3	4
CTL	Mo/Mo	25	76	4	2	4

Tabla 4. 28. Resultados de la constancia de la calidad de la imagen.

4.25 Procesadora

En la tabla 4.29 se muestran los resultados de la evaluación de la temperatura del líquido revelador, y en la 4.30 los resultados de la sensitometría. Estas pruebas se aplican al único sistema analógico asociado a una reveladora de película.

Temperatura de procesamiento

TOLERANCIA: La desviación entre el valor medido y el valor nominal deberá ser $\leq \pm 0.2$ °C.

Servicio	Temperatura nominal	Temperatura medida	ESTADO DE LA PRUEBA
CTL	30°C	31°C	

Tabla 4. 29. Resultados de la temperatura del líquido revelador.

Sensitometría

TOLERANCIA: De acuerdo a esta tabla.

Base + velo	0.15 DO – 0.25 DO
Indicadores de velocidad y de contraste	Desviación $\leq \pm 0.3$ DO
Gradiente medio	3.0- 4.0

Servicio			ESTADO DE LA PRUEBA
CTL	Base + velo	0.27	
	Indicadores de velocidad y de contraste	1.27	
	Gradiente medio	4.49	

Tabla 4. 30. Resultados de la sensitometría.

En la figura 4.4 se presenta grafica de la densidad óptica en función del logaritmo de la exposición, curva característica de los sistemas película pantalla

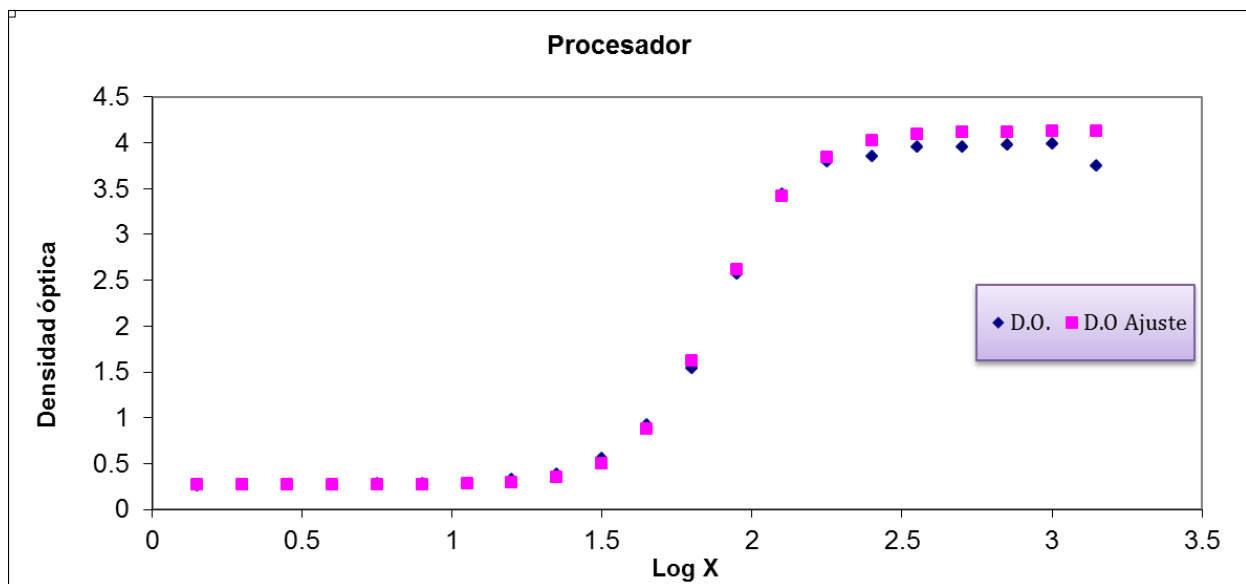


Figura 4. 4. Curva característica del revelador de películas CTL.

4.26 Condiciones de visualización

Los dispositivos de presentación de la imagen son el último eslabón de la cadena de obtención e interpretación de la imagen médica, por lo que su funcionamiento incide directamente en el diagnóstico médico.

Negatoscopios

La sala de interpretación de las imágenes obtenidas en el Clínica Tierra y Libertad, se encuentra en el Hospital Metropolitano, sin embargo en la evaluación y en la visita no se pudieron evaluar las condiciones de interpretación de las imágenes.

Estaciones de trabajo

En este apartado se muestran los resultados de la aplicación de pruebas de control de calidad a las salas de interpretación de las imágenes mastográficas.

Estimación visual de la calidad de imagen

Los resultados de la estimación visual de la calidad de imagen se encuentran en la tabla 4.31.

TOLERANCIA: Apariencia general de la imagen correcta, sin artefactos, sin distorsión ni pérdidas de contraste

Servicio	Comentarios	ESTADO DE LA
HGS	La interpretación se realiza en un solo monitor de grado médico, sin embargo las condiciones de interpretación no son las adecuadas: interpretación con luces encendidas, produciéndose reflejos en el monitor que interfieren con la visualización del estudio.	
HNM	La interpretación se realiza en monitores convencionales marca DELL.	
UNEME	Se cumple con el criterio de aceptación	
HM	La interpretación de los estudios se realiza en la misma sala, al realizar la evaluación del patrón TG 18- QC, cumpliendo con el criterio.	
UM NL		
HGT	Se cumple con el criterio de aceptación	

Tabla 4. 31. Resultados de la estimación visual de la calidad de imagen

Distorsión geométrica

TOLERANCIA: Distorsión geométrica:

≤ 2% entre medidas ortogonales para monitores de diagnóstico

≤ 5% entre medidas ortogonales para monitores de visualización

Servicio	Comentarios	ESTADO DE LA PRUEBA
HGS	No se observa distorsión geométrica	
HNM	Como no es un monitor de interpretación no se evalúa	NA
UNEME	No se observa distorsión geométrica	
HM		
UM NL		
HGT		

Tabla 4. 32. Resultados de la evaluación de la distorsión geométrica.

Iluminación ambiental

TOLERANCIA: Iluminancia ambiental ≤ 10 lux

Servicio	Comentarios	ESTADO DE LA PRUEBA
HGS	La interpretación de las imágenes se realiza con la luz encendida	
HNM	La interpretación de las imágenes se realiza con la luz encendida	
UNEME	Se cumple con las condiciones de iluminancia ambiental	
HM		
UM NL		
HGT		

Tabla 4. 33. Resultados de la evaluación Iluminación ambiental

Artefactos

TOLERANCIA: Imágenes sin artefactos

Servicio	Comentarios	ESTADO DE LA PRUEBA
HGS	La interpretación de las imágenes se realiza con la luz encendida, produciéndose reflejos en el monitor que interfieren con la visualización de las imágenes.	
HNM	No se evaluó porque no es un monitor de interpretación.	NA
UNEME	En las imágenes no se observan artefactos.	
HM	Las imágenes no muestran artefactos, sin embargo la disposición de las estaciones de interpretación producen reflejos en los monitores, los cuales interfieren con la interpretación del estudio.	
UM NL		
HGT	En las imágenes no se observan artefactos.	

Tabla 4. 34. Resultados de la evaluación de los artefactos. En las imágenes de prueba no se observaban artefactos producidos por píxeles muertos o estática, solo se producen reflejos en los monitores, los cuales interfieren con la interpretación del estudio.

4.27 Resultados de la evaluación de los artefactos por medio de evaluación visual y utilizando el programa.

Artefactos evaluación visual

Esta prueba tiene como objetivo verificar que las imágenes no presenten artefactos los cuales puedan ser similares a estructuras de interés diagnóstico u ocultar detalles. La evaluación visual de las imágenes se realizó en los monitores de adquisición; en las salas de interpretación en los servicios en los que se contaba con monitores de 5 MP, y en el IFUNAM. Los resultados de esta prueba se resumen en la tabla 4.35.

TOLERANCIA: las imágenes de las placas de acrílico (PMMA) no deben exhibir artefactos

Servicio	Blanco/Filtro	kVp	ESTADO DE LA PRUEBA
HGS	Mo/Mo	25	Red
HNM	Mo/Rh	27	Red
UNEME	Mo/Mo	26	Red
CI-R	Mo/Mo	26	Red
HGCV	Mo/Mo	27	Red
HM	W/Ag	29	Red
UM NL	Mo/Rh	26	Red
HGT	W/Ag	29	Red
HGE	W/Ag	29	Green
CTL	Mo/Mo	25	Red

Tabla 4. 35. Resultados de la evaluación de los artefactos.

En las siguientes figuras se muestran los resultados de la evaluación visual de los artefactos.

Hospital General de Salamanca (HGS)

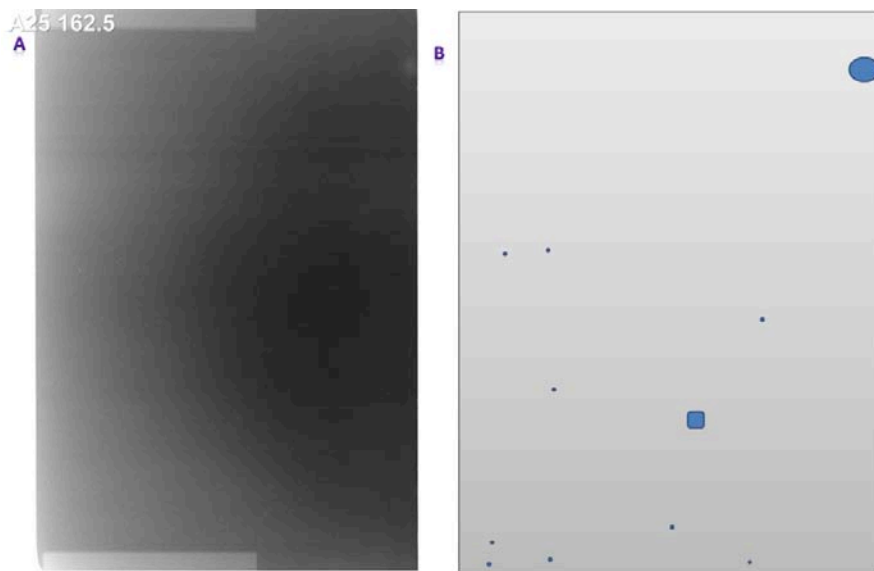


Figura 4. 5. Artefactos observados en las imágenes del maniquí estándar, obtenidas en el sistema del HGS, A) Imagen maniquí estándar, B) Representación de los artefactos observados por el visualizador humano.

En toda la imagen se observan puntos brillantes que podrían llegar a simular microcalcificaciones, producidos por el polvo; desgaste de la placa fotoestimulable y por las partículas del desgaste del chasis, producidas por la fricción entre el chasis y el soporte del detector generándose rebabas metálicas, las cuales son introducidas al digitalizador CR y se adhieren a la placa fotoestimulable. El artefacto observado en el borde del tórax se debe al desgaste de la placa fotoestimulable.

Hospital del Niño y la Mujer (HNM)

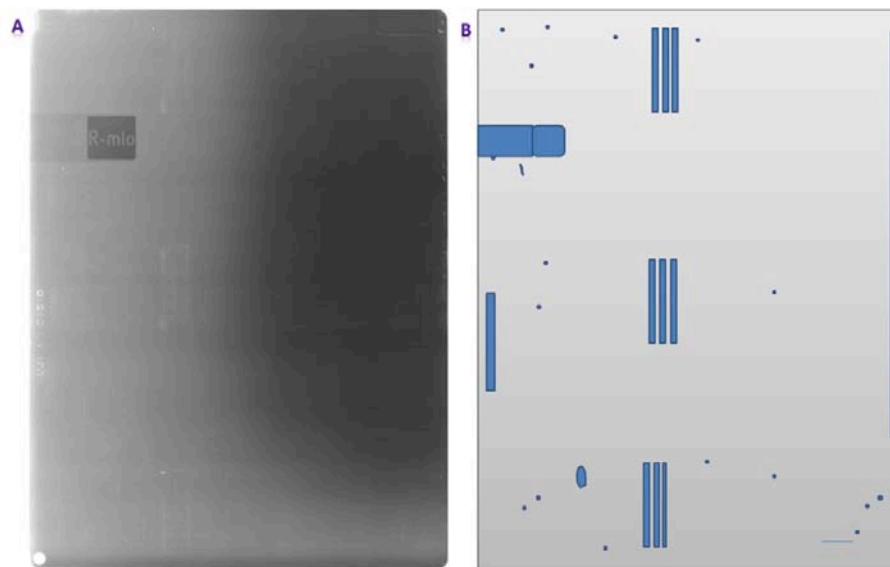


Figura 4. 6. Artefactos observados en las imágenes del maniquí estándar, obtenidas en el sistema del HNM, A) Imagen maniquí estándar, B) Representación de los artefactos observados por el visualizador humano.

En la imagen se observan puntos brillantes que podrían llegar a simular microcalcificaciones, producidos por el polvo y por desgaste de las placas fotoestimulables. En el borde del tórax se observan artefactos lineales

derivados del desgaste de la placa, los cuales podrían interferir con la visualización de las estructuras de interés diagnóstico. Se observan tres líneas a lo largo de la imagen que son resultado del desgaste del chasis por la fricción entre el chasis y el soporte del detector.

Se observa una imagen remanente que identifica el chasis en este caso como R-mlo. Si el personal técnico en radiología no utiliza este chasis para la proyección identificada podría producirse un error al identificar las proyecciones, también se observa una imagen remanente de una mama.

UNEME DEDICAM SLP (UNEME)

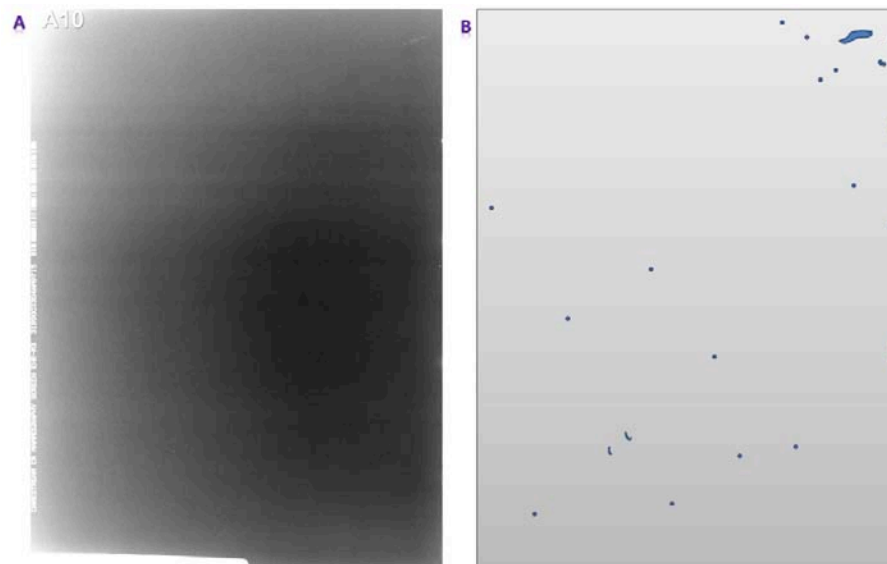


Figura 4. 7. Artefactos observados en las imágenes del maniquí estándar, obtenidas en el sistema de la UNEME, A) Imagen maniquí estándar, B) Representación de los artefactos observados por el visualizador humano.

En la imagen se observan puntos brillantes que podrían llegar a simular microcalcificaciones, producidos por el polvo y por desgaste de las placas fotoestimulables. En el borde derecho de la imagen se observan regiones en donde la placa fotoestimulable muestra desgaste. Este tipo de artefactos por su tamaño podrían interferir con la visualización de las estructuras de interés diagnóstico. En la parte superior derecha de la imagen se observa un artefacto lineal producido por un rayón en la placa.

Clínica Integral de la Mujer El Refugio (CI-R)

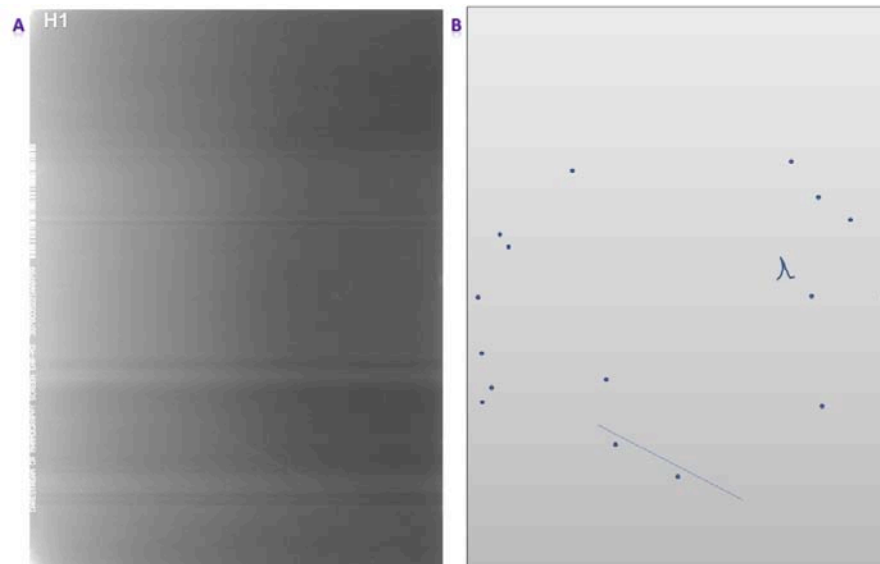


Figura 4. 8. Artefactos observados en las imágenes del maniquí estándar, obtenidas en el sistema del CI-R, A) Imagen maniquí estándar, B) Representación de los artefactos observados por el visualizador humano.

En toda la imagen se observan puntos brillantes que podrían llegar a simular microcalcificaciones, producidos por el polvo; desgaste de la placa fotoestimulable y por las partículas del desgaste del chasis, producidas por la fricción entre el chasis y el soporte del detector generándose rebabas metálicas, las cuales son introducidas al digitalizador CR y se adhieren a la placa fotoestimulable. Se observan dos artefactos, uno lineal y otro en forma de fibra, los dos producidos por desgaste de la placa, en los bordes posteriores se observan artefactos producidos por marcas de humedad en las placas.

Hospital General de Ciudad Valles (HGCV)

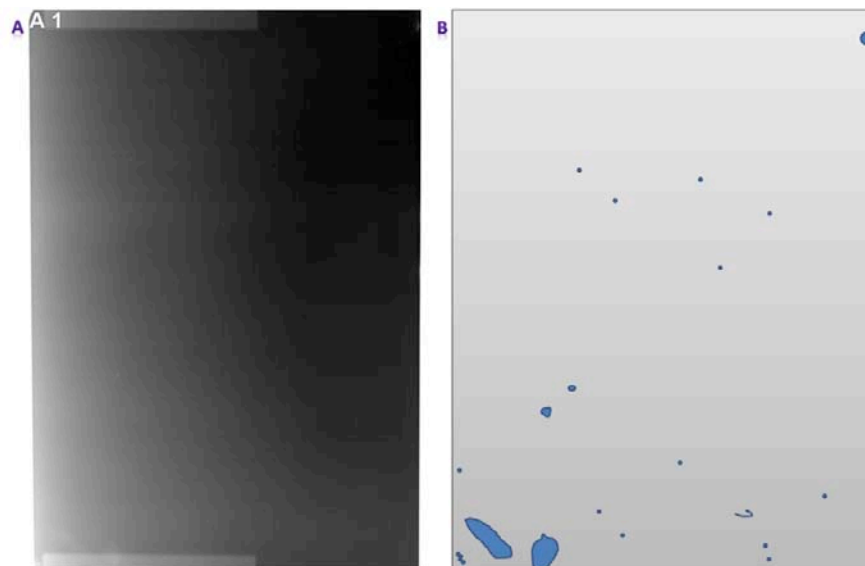


Figura 4. 9. Artefactos observados en las imágenes del maniquí estándar, obtenidas en el sistema del HGCV, A) Imagen maniquí estándar, B) Representación de los artefactos observados por el visualizador humano.

En toda la imagen se observan puntos brillantes que podrían llegar a simular microcalcificaciones, producidos por el polvo; desgaste de la placa fotoestimulable y por las partículas del desgaste del chasis, producidas por la fricción entre el chasis y el soporte del detector. En el borde superior derecho (borde de tórax) se observa una región en donde la placa fotoestimulable muestra desgaste, este tipo de artefactos por su tamaño podrían interferir con la visualización de las estructuras de interés diagnóstico. En el borde inferior izquierdo se observan dos artefactos en forma de mancha, los cuales son resultado de manchas de tinta en la placa, también en esa región se observan marcas de humedad en la placa.

Hospital Metropolitano (HM)

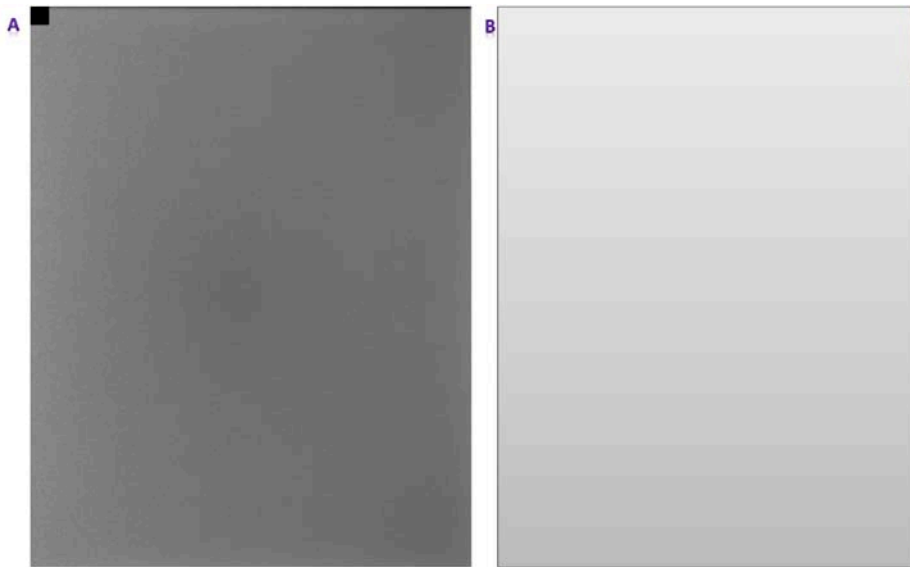


Figura 4. 10. Artefactos observados en las imágenes del maniquí estándar, obtenidas en el sistema del HGCV, A) Imagen maniquí estándar, B) Representación de los artefactos observados por el visualizador humano.

En la imagen se observó un artefacto en el borde del tórax, producido por el deterioro del detector.

Unidad móvil Nuevo León (UM NL)

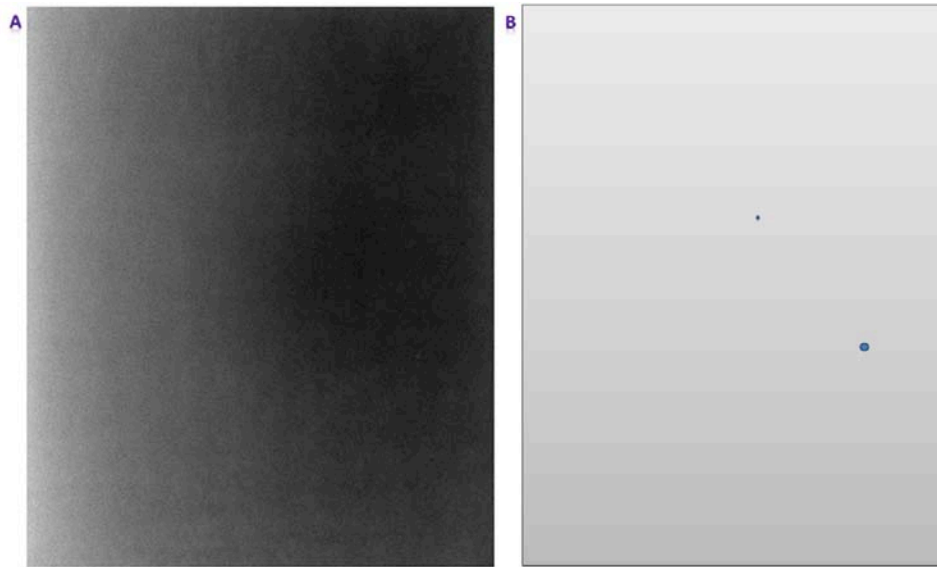


Figura 4. 11. Artefactos observados en las imágenes del maniquí estándar, obtenidas en el sistema de la UM NL, A) Imagen maniquí estándar, B) Representación de los artefactos observados por el visualizador humano.

En la imagen se observó una mancha producida por una mala calibración del detector, y un artefacto brillante producido por un mal funcionamiento del elemento del detector. La mancha fue eliminada después de que el ingeniero de servicios calibró el detector.

Hospital General de Tijuana (HGT)

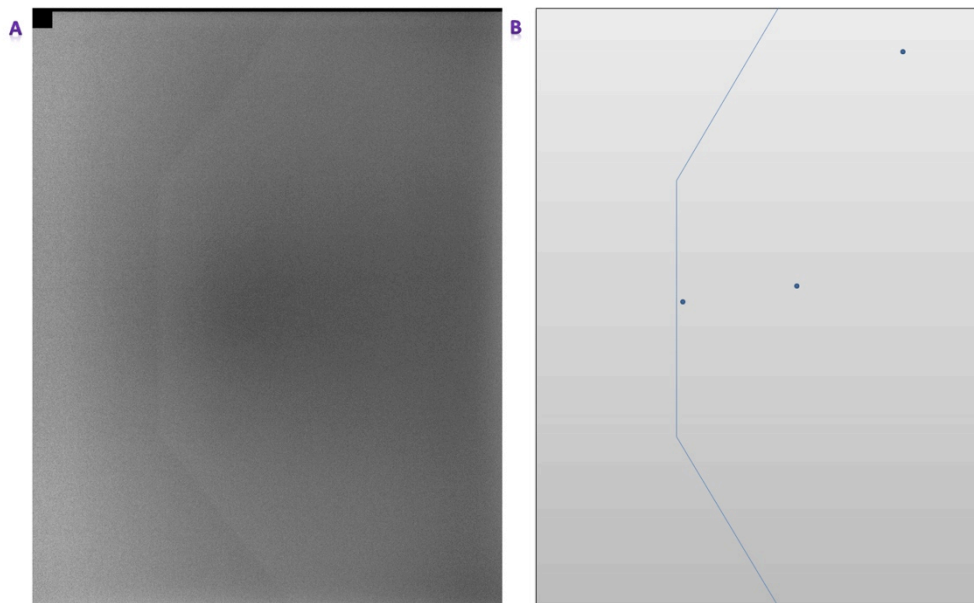


Figura 4. 12. Artefactos observados en las imágenes del maniquí estándar, obtenidas en el sistema del HGT, A) Imagen maniquí estándar, B) Representación de los artefactos observados por el visualizador humano.

En la imagen se observaron tres puntos brillantes, producidos por mal funcionamiento de los elementos del detector. También se observa una imagen remanente del compresor de mama chica, utilizado en la unidad para la toma de todos los estudios. El ingeniero de servicios reportó calibración del detector, sin embargo como el compresor se siguió usando, en la segunda visita se vuelve a observar el artefacto.

Hospital General de Ensenada (HGE)

En la evaluación visual de las imágenes del maniquí estándar, no se observaron artefactos.

Clínica Tierra y Libertad (CTL)



Figura 4. 13. Artefactos observados en las imágenes del maniquí estándar, obtenidas en el sistema de la CTL.

Se observaron artefactos producidos por el polvo y el desgaste de la pantalla intensificadora, también se puede observar un artefacto producido por la inadecuada manipulación de la película radiográfica.

Resultado de la evaluación de los artefactos con el programa

Los resultados de la evaluación de los artefactos con el programa se muestran como número de elementos (NE) que no cumplen con el criterio, ver tabla 4.32.

TOLERANCIA:

$$\varepsilon \geq 10\% VMP_G$$

$$\varepsilon \geq 5\% VMP_G$$

Servicio	B/F	kVp	VMP _G	10% VMP _G NE	5% VMP _G NE
HGS	Mo/Mo	25	96.78	7	-
HNM	Mo/Rh	27	48.40	10	38
UNEME	Mo/Mo	26	92.15	1	11
CI-R	Mo/Mo	26	56.65	1	9
HGCV	Mo/Mo	27	131.31	8	32
HM	W/Ag	29	450.00	0	2
UM NL	Mo/Rh	26	842.80	0	0
HGT	W/Ag	29	649.21	0	2
HGE	W/Ag	29	480.16	0	0

Tabla 4. 36. Resultados de la evaluación de los artefactos con el programa.

En las siguientes figuras, se van a mostrar las gráficas resultantes de la evaluación de la homogeneidad utilizando ROIs de 40 píxeles x40 píxeles. Las ROIs en color rojo representan las regiones de la imagen que no cumplen con los criterios de aceptación de la prueba.

Hospital General de Salamanca

En la figura 4.14 se muestran los resultados de la evaluación de la homogeneidad.

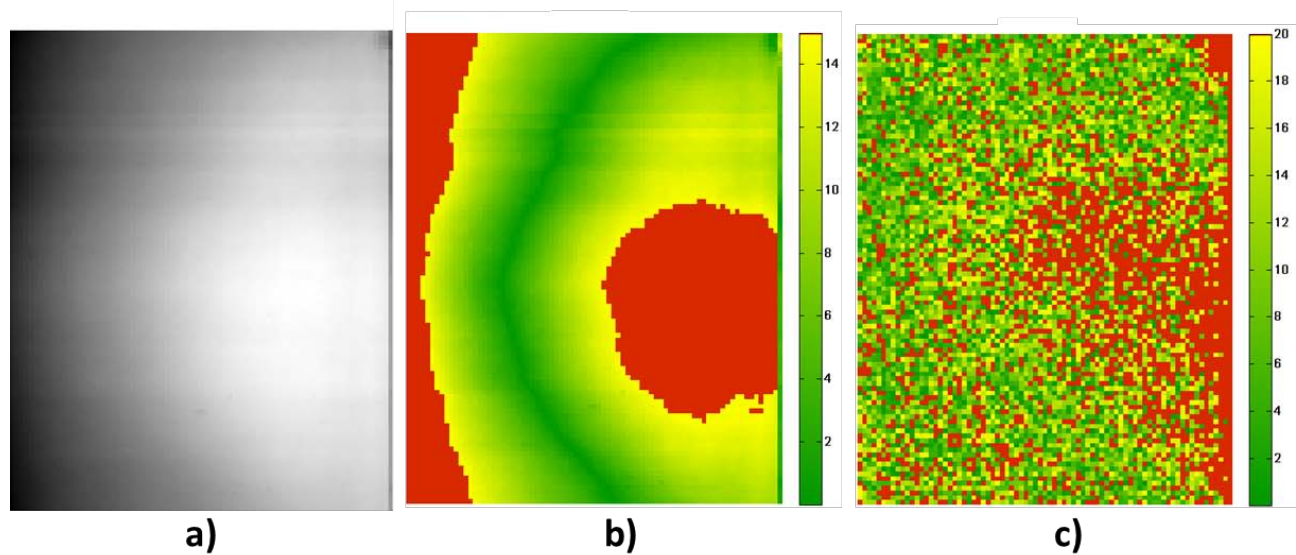


Figura 4. 14. Resultado de la evaluación de la homogeneidad del promedio de las imágenes producidas en el HGS, a) Representación en niveles de gris del VMP de las ROI de la imagen, b) Representación en color de la desviación del VMP con respecto al VMP de toda la imagen, c) Representación en color de la desviación de la RSR con respecto a la RSR del promedio de las ROI.

Se puede observar que no se cumple con el criterio de aceptación con relación al VMP, en dos regiones de la imagen. En la región posterior el resultado está asociado con la inhomogeneidad de la intensidad del haz de radiación y con el deterioro por uso de la placa fotoestimulable. En la región próxima el borde del tórax, el resultado está asociado con el deterioro por el uso de la placa. También se puede observar una región en el borde del tórax que no cumple con el criterio en la RSR.

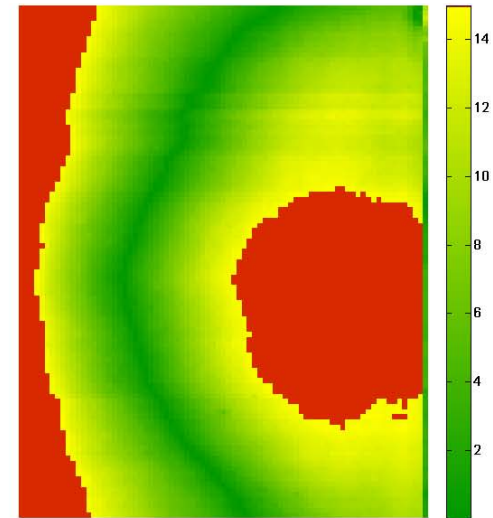
Se analizaron las imágenes de pacientes, buscando los artefactos detectados en las imágenes crudas del maniquí estándar.



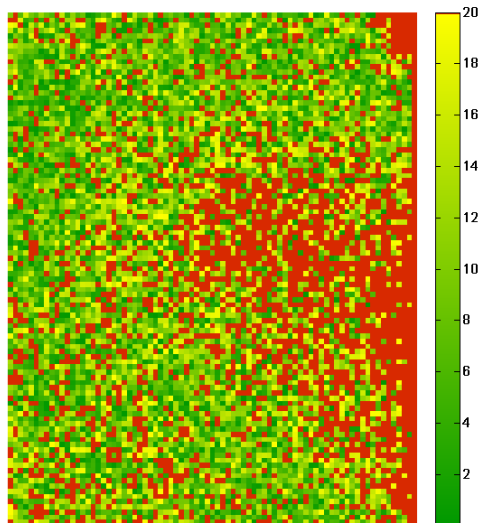
Imagen sin procesamiento del maniquí estándar



Evaluación visual



Homogeneidad VMP



Homogeneidad RSR

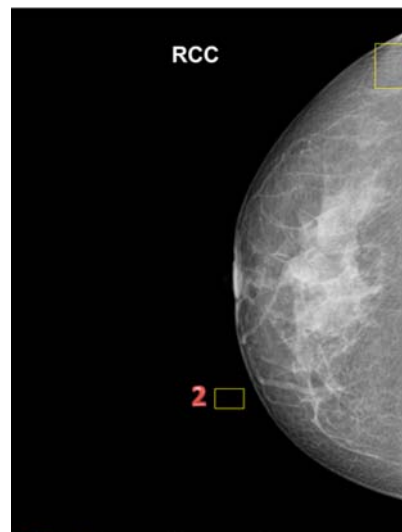
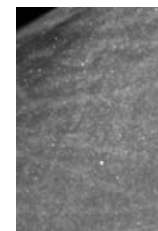


Imagen paciente

Se buscaron los artefactos más significativos, encontrados mediante los dos métodos de evaluación, sin embargo no fueron encontrados, en la imagen de la paciente. La imagen muestra artefactos debidos al polvo.



2



1

En la figura 4.15 se muestran los resultados de la evaluación de la homogeneidad.

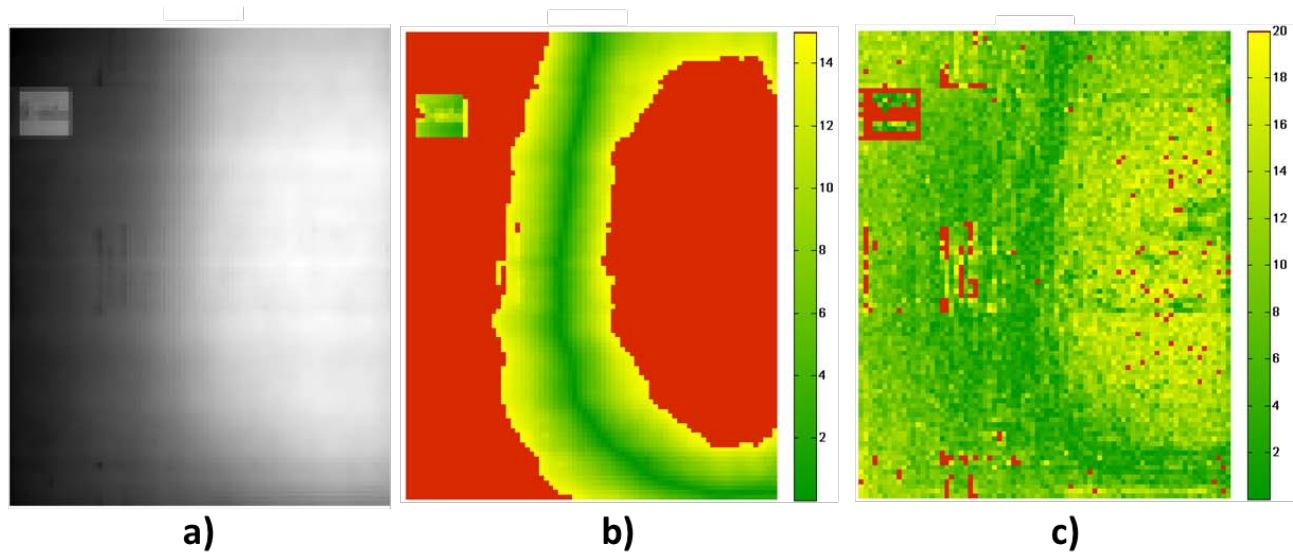


Figura 4. 15. Resultado de la evaluación de la homogeneidad del promedio de las imágenes producidas en el HNM, a) Representación en niveles de gris del VMP de las ROI de la imagen, b) Representación en color de la desviación del VMP con respecto al VMP de toda la imagen, c) Representación en color de la desviación de la RSR con respecto a la RSR del promedio de las ROI.

En la figura 4.15 b), se puede observar que no se cumple con el criterio de aceptación con relación al VMP, en dos regiones de la imagen. En la región posterior el resultado está asociado con la inhomogeneidad de la intensidad del haz de radiación. También se pudo ver que la región donde se observó la imagen remanente de una mama, no cumple con el criterio en relación al VMP.

Con el programa se pudieron detectar las regiones de la imagen en las que se observaron puntos brillantes que podrían simular microcalcificaciones, los cuales no fueron detectados por el visualizador humano. También se detectaron los artefactos en el borde del tórax, los cuales por su posición y tamaño podrían interferir con la detección de estructuras de interés diagnóstico.

Se analizaron las imágenes de pacientes, buscando los artefactos detectados en las imágenes crudas del maniquí estándar.

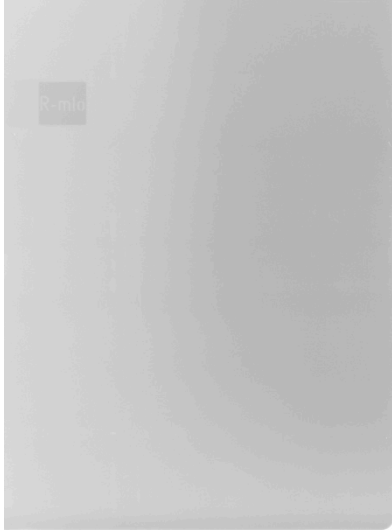
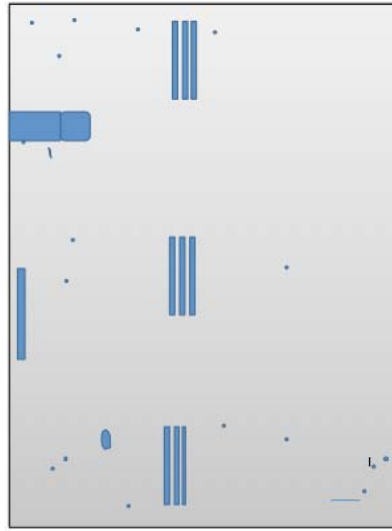
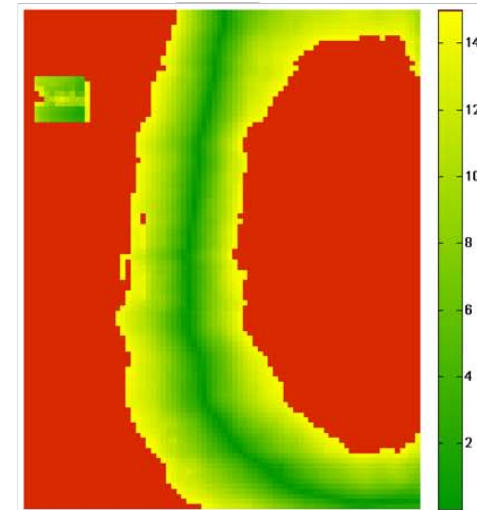


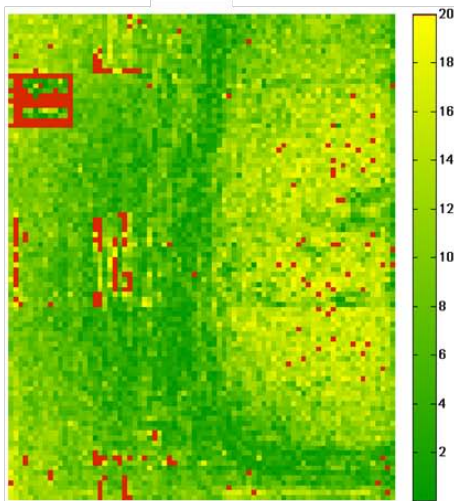
Imagen sin procesamiento del maniquí estándar



Evaluación visual



Homogeneidad VMP



Homogeneidad RSR

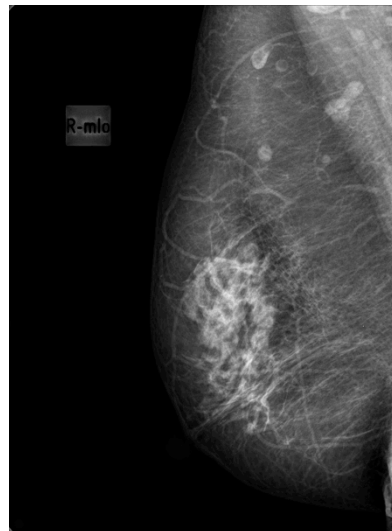


Imagen paciente

- Se buscaron los artefactos encontrados mediante los dos métodos de evaluación, sin embargo no fueron encontrados en la imagen de la paciente. Los algoritmos de procesamiento enmascaran la imagen después de la piel. Solo se observa la etiqueta, la cual no interfiere con la imagen de la

UNEME DEDICAM SLP

En la figura 4.16 se muestran los resultados de la evaluación de la homogeneidad.

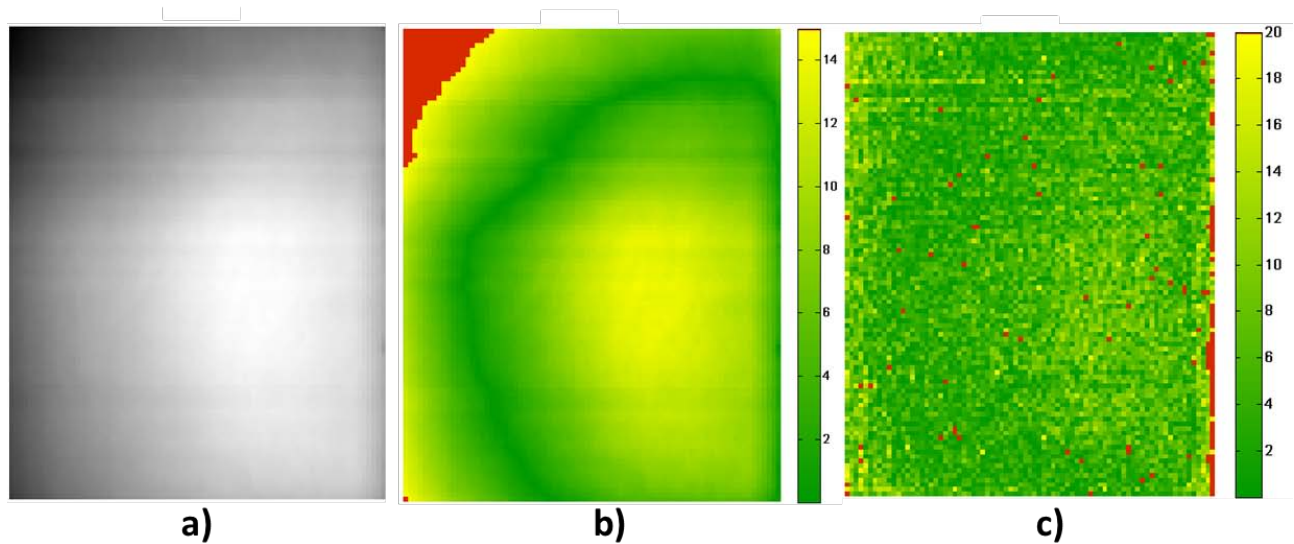


Figura 4. 16. Resultado de la evaluación de la homogeneidad del promedio de las imágenes obtenidas en la UNEME, a) Representación en niveles de gris del VMP de las ROI de la imagen, b) Representación en color de la desviación del VMP con respecto al VMP de toda la imagen, c) Representación en color de la desviación de la RSR con respecto a la RSR del promedio de las ROI.

En la figura 4.16 b), se observa que en una de las esquinas del borde posterior no se cumple con el criterio de aceptación en relación con el VMP, el resultado está asociado con la inhomogeneidad de la intensidad del haz de radiación y principalmente con el desgaste por uso de las placas fotoestimulables.

Clínica Integral de la Mujer el Refugio

En la figura 4.17 se muestran los resultados de la evaluación de la homogeneidad.

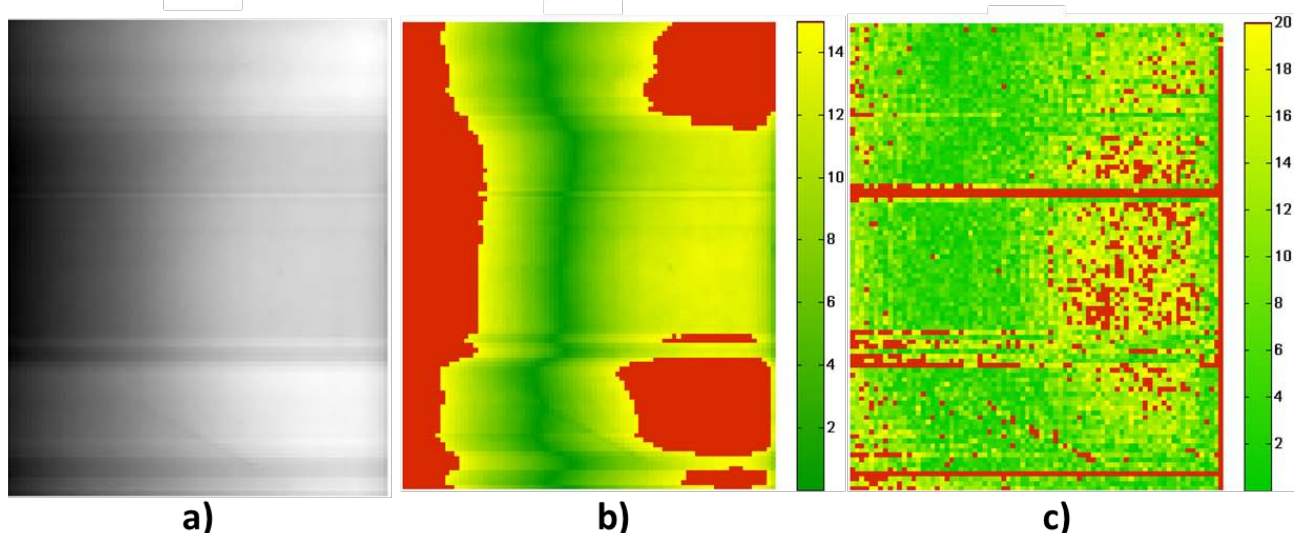


Figura 4. 15. Resultado de la evaluación de la homogeneidad del promedio de las imágenes obtenidas en la CI-R, a) Representación en niveles de gris del VMP de las ROI de la imagen, b) Representación en color de la desviación del VMP con respecto al VMP de toda la imagen, c) Representación en color de la desviación de la RSR con respecto a la RSR del promedio de las ROI.

En la figura 4.17 b), se puede observar tres regiones de la imagen que no cumplen con el criterio de aceptación con relación al VMP, dos de estas regiones pertenecen a las bandas que se observan en las imágenes sin procesamiento. Las bandas son producto de correcciones que el digitalizador CR hace para compensar variaciones propias de la placa. El resultado del borde posterior está asociado con la inhomogeneidad de la intensidad del haz de radiación. En la figura 4.17 c), también se observan bandas que no cumplen con el criterio de aceptación con relación a la RSR, y un artefacto lineal asociado al desgaste de la placa.

Se analizaron las imágenes de pacientes, buscando los artefactos detectados en las imágenes crudas del maniquí estándar.

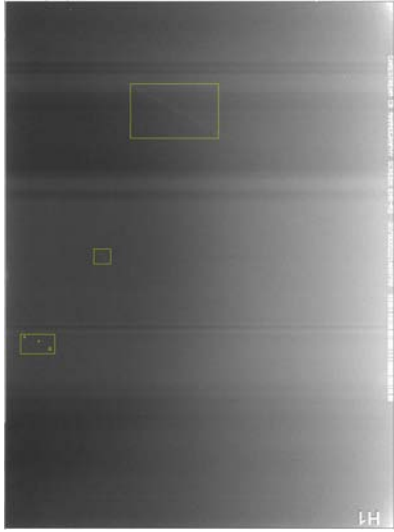
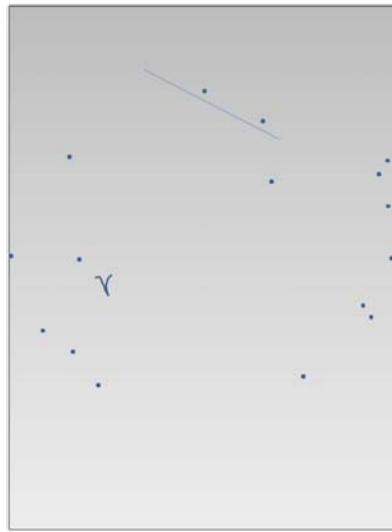
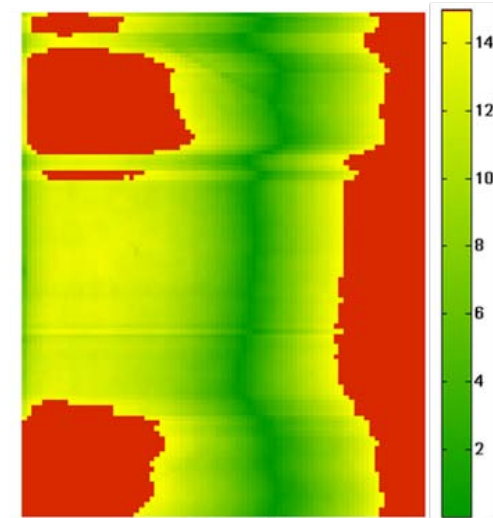


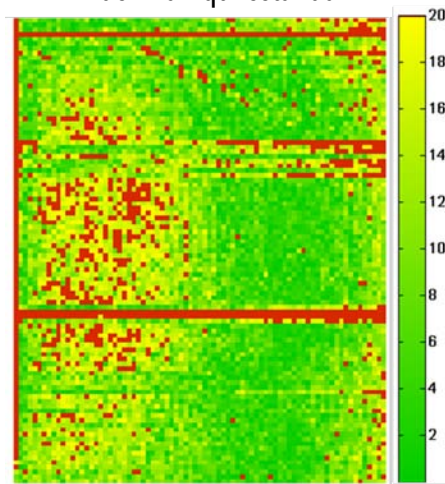
Imagen sin procesamiento del maniquí estándar



Evaluación visual



Homogeneidad VMP



Homogeneidad: evaluación de la RSR

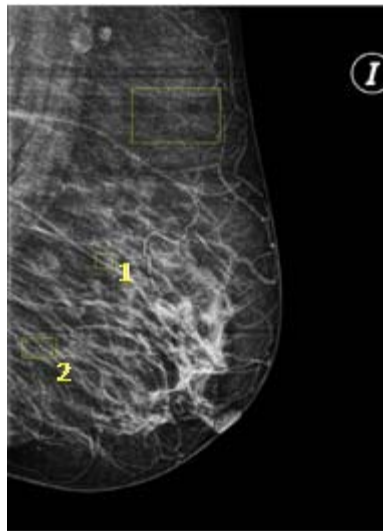
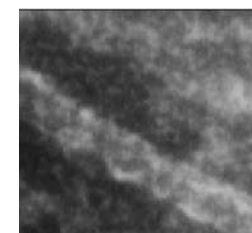
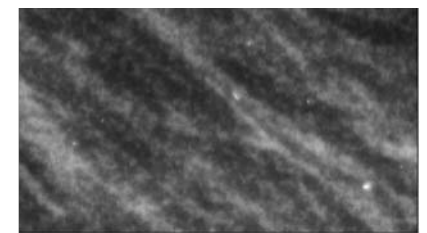


Imagen paciente

- Se buscaron los artefactos encontrados mediante los dos métodos de evaluación. El artefacto producido por las bandas perpendiculares al borde del tórax se sigue visualizando en la imagen con paciente, también se puede observar el artefacto lineal producido por el desgaste de la placa.



1



2

Hospital General de Ciudad Valles

En la figura 4.18 se muestran los resultados de la evaluación de la homogeneidad.

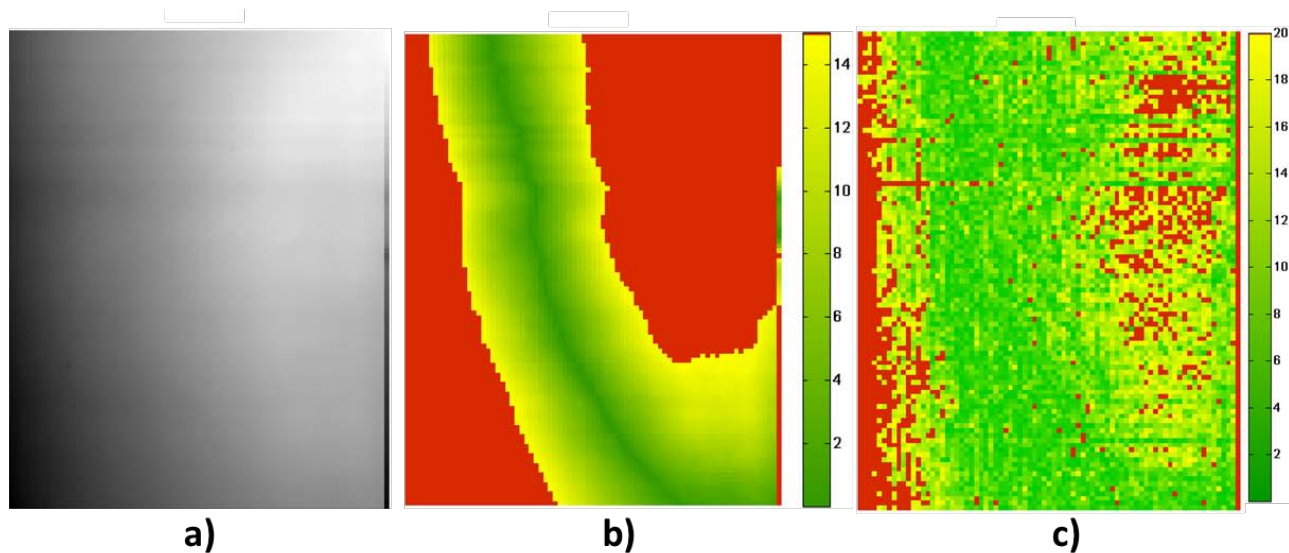


Figura 4. 16. Resultado de la evaluación de la homogeneidad del promedio de las imágenes obtenidas en el HGCV, a) Representación en niveles de gris del VMP de las ROI de la imagen, b) Representación en color de la desviación del VMP con respecto al VMP de toda la imagen, c) Representación en color de la desviación de la RSR con respecto a la RSR del promedio de las ROI.

En la figura 4.18 b), se observan dos regiones que no cumplen con el criterio de aceptación con respecto a la evaluación del VMP. La región más próxima al borde del tórax es resultado de la remanencia de la imagen.

Hospital Metropolitano

En la figura 4.19 se muestran los resultados de la evaluación de la homogeneidad.

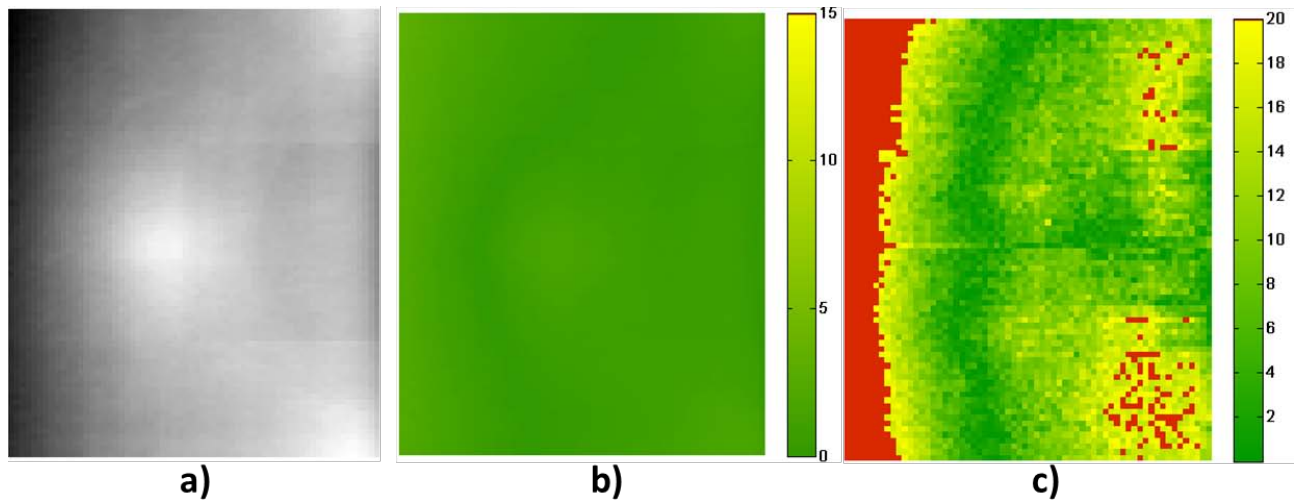


Figura 4. 17. Resultado de la evaluación de la homogeneidad del promedio de las imágenes obtenidas en el HM, a) Representación en niveles de gris del VMP de las ROI de la imagen, b) Representación en color de la desviación del VMP con respecto al VMP de toda la imagen, c) Representación en color de la desviación de la RSR con respecto a la RSR del promedio de las ROI

En la figura 4.19 a), se puede ver una imagen remanente de un cuadrado, centrado y pegado al borde el tórax, el cual no había sido detectado por el visualizador humano. Sin embargo al evaluar la homogeneidad, la región cuadrada cumple con el criterio de aceptación con relación al VMP y a la RSR.

Unidad Móvil de Nuevo León

En la figura 4.20 se muestran los resultados de la evaluación de la homogeneidad.

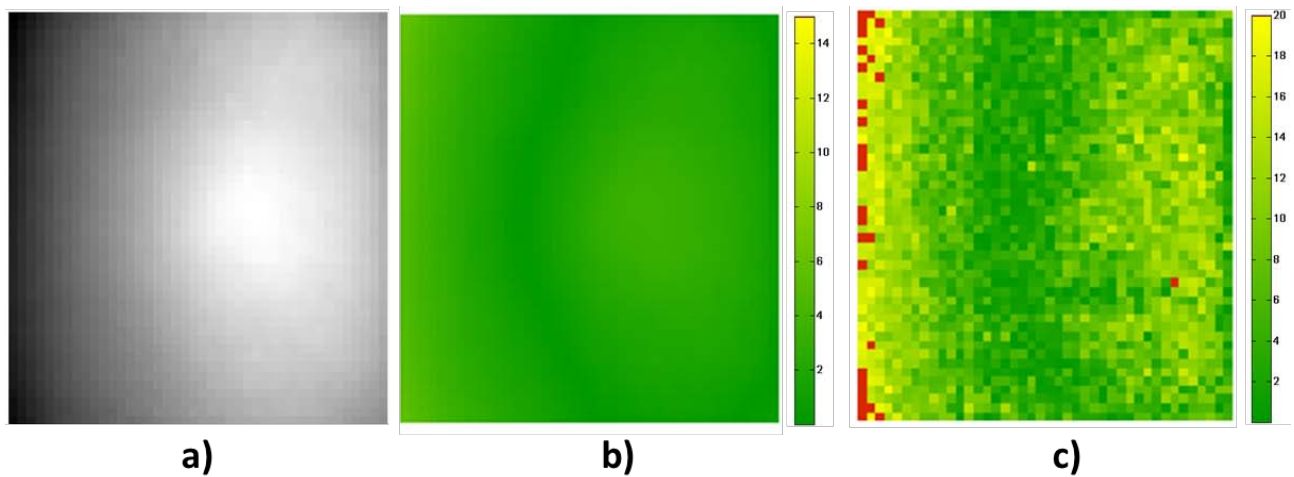


Figura 4.20. Resultado de la evaluación de la homogeneidad del promedio de las imágenes obtenidas en la UMNL, a) Representación en niveles de gris del VMP de las ROI de la imagen, b) Representación en color de la desviación del VMP con respecto al VMP de toda la imagen, c) Representación en color de la desviación de la RSR con respecto a la RSR del promedio de las ROI.

En la figura 4.20, se puede observar que todas las regiones evaluadas cumplen con el criterio de aceptación con relación al VMP. En el borde posterior existen regiones de la imagen en las que no se cumple con el criterio de aceptación con relación a la RSR, este resultado está asociado con la variación de la intensidad de los rayo X en la dirección pared del tórax-pezones.

Hospital General de Tijuana

En la figura 4.21 se muestran los resultados de la evaluación de la homogeneidad.

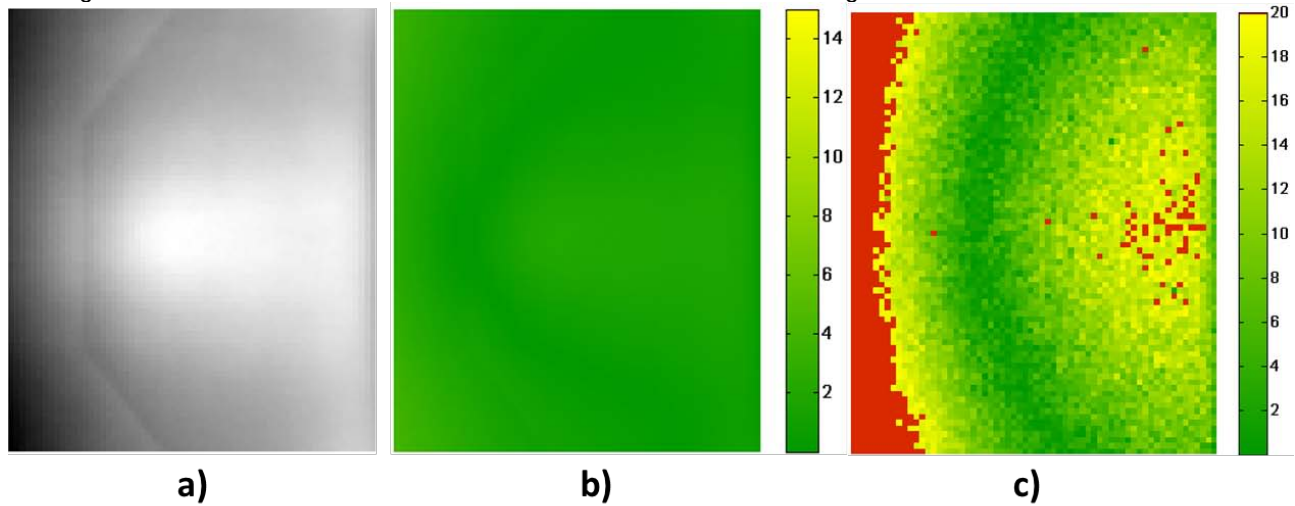


Figura 4. 21. Resultado de la evaluación de la homogeneidad del promedio de las imágenes obtenidas en la HGT, a) Representación en niveles de gris del VMP de las ROI de la imagen, b) Representación en color de la desviación del VMP con respecto al VMP de toda la imagen, c) Representación en color de la desviación de la RSR con respecto a la RSR del promedio de las ROI.

En la figura 4.21 a), se puede observar la imagen remanente del compresor de mama chica. En la figura 4.21 c), en el borde posterior existen regiones de la imagen en las que no se cumple con el criterio de aceptación con relación a la RSR, este resultado está asociado con la imagen remanente del compresor y la falta de homogeneidad en la intensidad del campo de radiación.

Hospital General de Ensenada

En la figura 4.22 se observan los resultados de la evaluación de la homogeneidad de las imágenes producidas en el HGE.

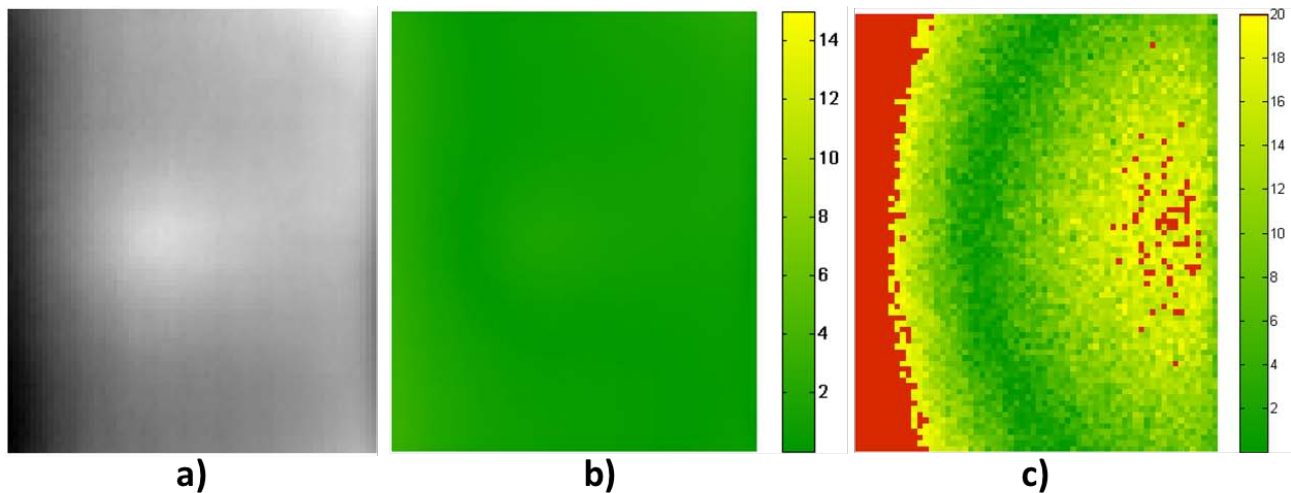


Figura 4. 18. Resultado de la evaluación de la homogeneidad del promedio de las imágenes obtenidas en la HGT, a) Representación en niveles de gris del VMP de las ROI de la imagen, b) Representación en color de la desviación del VMP con respecto al VMP de toda la imagen, c) Representación en color de la desviación de la RSR con respecto a la RSR del promedio de las ROI.

En la figura 4.22, se puede observar que todas las regiones evaluadas cumplen con el criterio de aceptación con relación al VMP. En relación con la evaluación de la desviación de la RSR, se puede observar que el borde posterior existen regiones de la imagen en las que no se cumple con el criterio de aceptación con relación a la RSR, este resultado está asociado con la variación de la intensidad de los rayo X en la dirección pared del tórax-pezones.

4.28 Resumen de resultados

				Centro evaluado									
				CR					DR				Analógico
				HGS	HNM	UNEME	CI-R	HGCV	HM	UM NL	HGT	HGE	CTL
Equipo evaluado	Mastógrafo	Marca	Elsint	Philips	Hologic	Planmed	ELSCINT	IMS	GE	IMS	IMS	GE	
		Modelo	Glory	MammoDiagnost	Lorad M-IV	Sophie Classic	GLORY						
	Lector CR	Marca	Carestream	Philips	Carestream	Carestream	Carestream						
		Modelo	DirectView Classic CR	PCR Eleva S	DirectView Classic CR	DirectView Classic CR	DirectView Classic CR						
	Chasis	Marca	Kodak	Fuji	Kodak	Kodak	Kodak	GIOTTO	2000D	GIOTTO	GIOTTO	800 T EQUIPO ANALÓGICO	
		Modelo	EHR-M2		EHR-M3	EHR-M3	EHR-M3						
Prueba													
Evaluación general	Evaluación mecánica y visual	Los elementos de la unidad mastográfica evaluados visual y mecánicamente deben encontrarse en buen estado y/o funcionar correctamente.											
		Estabilidad mecánica de la unidad											
		Indicador de angulación											
		Dispositivos de bloqueo											
		Campo luminoso											
		Fluidez del movimiento											
		Estado de los compresores											
		Soporte del detector libre de vibraciones											
		Deslizamiento suave del detector en el bucky											
		Autodescompresión disponible											
		Descompresión manual disponible											
		Mampara plomada											

Tabla 4. 37. Resumen de resultados (parte 1).

		Centro evaluado											
		HGS	HNM	UNEME	CI-R	HGCV	HM	UM NL	HGT	HGE	CTL		
Prueba													
Exactitud del espesor medido	Espesor PMMA (cm)	Verificar que la desviación entre el espesor nominal y el espesor medido sea menor o igual que 5.0 mm.											
		Desviación [mm] ± 5.0 mm											
	2	1.8	4.0	2.0	3.0	14.0	0.0	4.0	10.0	0.0	2.0		
	3	11.7	4.0	2.0	3.0	15.0	0.0	3.0	10.0	0.0	2.0		
	4	21.8	3.0	2.0	1.0	7.0	0.0	3.0	10.0	0.0	2.0		
	4.5	27.5	4.0	2.0	3.0	ND	5.0	3.0	5.0	5.0	2.0		
	5	32.0	3.0	1.0	3.0	17.0	0.0	3.0	10.0	0.0	2.0		
	6	42.3	3.0	2.0	2.0	ND	0.0	3.0	10.0	0.0	1.0		
7	51.6	3.0	2.0	2.0	ND	0.0	3.0	10.0	0.0	1.0			
La fuerza de compresión motorizada debe encontrarse en el intervalo de 11.3 kg a 20.4 kg. La fuerza de compresión manual debe encontrarse en el intervalo de 11.3 kg a 30.6 kg. La compresión nominal debe de coincidir en ±2 kg con la compresión medida.													
Fuerza de compresión	Motorizado	Fuerza de compresión	24.3±0.9 kg	18.6±0.5 kg	9.7±0.5 kg	17.7±0.5 kg	14.3±0.5 kg	17.0±1.4 kg	11.0±0.7 kg		15.0±0.7 kg	14.0±0.7 kg	16.5±0.7 kg
		Diferencia	6.3 Kg	1.6 kg	0.3 kg	2.0 kg	3.6Kg	3.5Kg	5.5 Kg		3.0 Kg	4.0 Kg	3.0 Kg
	Manual	Fuerza de compresión	No comprime	21.0±0.5 kg	30.0±0.9 kg	NA	16.5±0.5 kg	17.5±0.7 kg	12.0±0.7 kg		15.5±1.0 kg	14.0±0.7 kg	17.0±0.7 kg
		Diferencia		1.0 kg	0.7 kg	NA	3.0 kg	3.5 kg	5.0 kg		2.5 kg	4.0 kg	3.0 kg
Atenuación del compresor	Atenuación del compresor ≤ 25%.												
		28.9±1.1 %	14.0±0.2%	32.3±0.4 %	26.1±1.1 %	24.0±1.5%	14.3±0.1%	22.8±0.1%	33.8±1.4%	13.7±0.6%	24.1±0.1%		

Tabla 4. 38. Resumen de resultados (parte 2).

		Centro evaluado																			
		HGS	HNM	UNEME	CI-R	HGCV	HM	UM NL	HGT	HGE	CTL										
	Prueba																				
CAE	Repetibilidad	La discrepancia entre los valores de la RSR para las 5 imágenes debe ser menor que 5%. $(RSR_{max}-RSR_{min})/RSR_{min} (\%) < 5\%$																			
		5.3%	1.7%	3.6%	1.8%	1.0%	0.7%	2.1%	1.8%	2.0%	0.07%										
	Compensación con el espesor y composición de la mama	Espesor PMMA (cm)	RCR _L	RCR	RCR _L	RCR	RCR _L	RCR	RCR _L	RCR	RCR _L	RCR	RCR _L	RCR	RCR _L	RCR	RCR _L	RCR	RCR _L	RCR	DO
		2	22.8	9.1	9.7	6.4	13.3	13.9	20.4	10.1	7.8	15.	3.5	6.3	15.8	25.5	6.8	11.8	6.1	10.4	1.25 ± 0.01
		3	21.8	8.9	9.2	5.7	12.7	13.8	19.5	9.4	7.5	13.8	3.4	5.4	15.1	25.0	6.5	9.8	5.8	8.9	1.25 ± 0.01
		4	20.8	8.8	8.8	5.4	12.2	12.6	18.6	8.4	7.1	11.8	3.2	4.6	14.4	21.2	6.2	8.6	5.6	7.8	1.23 ± 0.01
		4.5	20.4	8.4	8.7	4.6	11.9	10.0	18.3	7.6	7.0	10.7	3.1	4.0	14.1	18.0	6.0	8.3	5.5	7.6	1.28 ± 0.00
		5	19.8	7.8	8.4	4.4	11.6	8.9	17.7	6.6	6.8	9.1	3.1	3.8	13.7	14.4	5.9	8.1	5.3	7.4	1.29 ± 0.01
6		18.9	6.2	8.0	3.8	11.0	7.0	16.9	5.3	6.4	8.2	2.9	2.6	13.0	12.0	5.6	7.5	5.0	6.9	1.31 ± 0.01	
7	17.9	4.3	7.6	3.7	10.4	5.7	16.0	4.4	6.1	6.4	2.8	1.2	12.3	10.8	5.3	6.9	4.8	6.3	1.32 ± 0.01		
Rendimiento	Valor del rendimiento	Mo/Mo 25kV	Mo/Rh 27 kV	Mo/Mo 26 kV	Mo/Mo 26 kV	Mo/Mo 27 kV	W/Ag 29 kV	Mo/Rh 26 kV	W/Ag 29 kV	W/Ag 29 kV	Mo/Mo 25 kV										
		0.117±0.001 mGy/mAs	0.0993±0.000 3 mGy/mAs	0.094±0.004 mGy/mAs	0.087±0.003 mGy/mAs	0.13±0.02 mGy/mAs	0.050±0.002 mGy/mAs	0.055±0.002 mGy/mAs	0.066±0.003 mGy/mAs	0.076±0.003 mGy/mAs	0.10±0.02 mGy/mAs										
	Repetibilidad para 45mm de PMMA	Se reporta la repetibilidad para la calidad de haz obtenida o más próxima posible en	Repetibilidad: Máxima desviación ≤ 5%																		
			Mo/Mo 25kV	Mo/Rh 27 kV	Mo/Mo 26 kV	Mo/Mo 26 kV	Mo/Mo 27 kV	W/Ag 29 kV	Mo/Rh 26 kV	W/Ag 29 kV	W/Ag 29 kV	Mo/Mo 25 kV									
Linealidad del rendimiento con la carga del tubo	Coeficiente de linealidad para 28 kV	Coeficiente de linealidad ≥ 0.9																			
		Mo/Mo 25kV	Mo/Rh 27 kV	Mo/Mo 26 kV	Mo/Mo 26 kV	Mo/Mo 27 kV	W/Ag 29 kV	Mo/Rh 26 kV	W/Ag 29 kV	W/Ag 29 kV	Mo/Mo 25 kV										

Tabla 4. 37. Resumen de resultados (parte 3).

		Centro evaluado											
		HGS	HNM	UNEME	CI-R	HGCV	HM	UM NL	HGT	HGE	CTL		
	Prueba												
Rejilla	Factor de rejilla	El factor de rejilla debe ser <3											
		ND	1.96	2.59	2.55	1.25	2.56	2.56	2.42	2.42	2.65		
	Artefactos de la rejilla	Las líneas de la rejilla no deben apreciarse en ninguna de las imágenes											
Calidad del haz	Exactitud del kV	Calidad de haz desviación $\leq \pm 1$ kV			Mo/Mo 26 kV							Mo/Mo 28 kV	
			ND	ND	26.7 kV	ND	ND	ND	ND	ND	ND	27.9	
	CHR	CHR para calidad de haz de 45 mm PMMA	Mo/Mo 25kV	Mo/Rh 27 kV	Mo/Mo 26 kV	Mo/Mo 26 kV	Mo/Mo 27 kV	W/Ag 29 kV	Mo/Rh 26 kV	W/Ag 29 kV	W/Ag 29 kV	Mo/Mo 25 kV	
			0.34 mmAl	0.42 mmAl	0.35 \pm 0.01	0.36 mmAl	0.35 mmAl	0.61mmAl	0.40 mmAl	0.58 mmAl	0.61 mmAl	0.37 mmAl	
Dosis	Dosis Glandular promedio [mGy]	Espesor PMMA	D _G Aceptable										
		2	< 1	0.63 \pm 0.03	0.34 \pm 0.01	0.77 \pm 0.03	0.49 \pm 0.02	1.19 \pm 0.05	0.61 \pm 0.02	0.74 \pm 0.03	0.74 \pm 0.03	0.74 \pm 0.03	0.63 \pm 0.03
		3	< 1.5	1.21 \pm 0.07	0.55 \pm 0.03	1.53 \pm 0.08	0.77 \pm 0.04	2.39 \pm 0.14	0.88 \pm 0.04	1.16 \pm 0.05	1.01 \pm 0.04	1.00 \pm 0.04	0.92 \pm 0.04
		4	< 2	2.35 \pm 0.17	0.97 \pm 0.07	2.57 \pm 0.18	1.35 \pm 0.08	3.91 \pm 0.28	1.04 \pm 0.04	2.5 \pm 0.1	1.28 \pm 0.05	1.27 \pm 0.05	2.81 \pm 0.11
		4.5	< 2.5	2.79 \pm 0.22	0.85 \pm 0.06	2.25 \pm 0.17	1.55 \pm 0.11	4.38 \pm 0.32	1.2 \pm 0.05	2.7 \pm 0.11	1.5 \pm 0.06	1.50 \pm 0.06	4.60 \pm 0.18
		5	< 3	3.98 \pm 0.34	1.12 \pm 0.08	2.56 \pm 0.21	1.49 \pm 0.11	4.82 \pm 0.38	1.49 \pm 0.06	2.1 \pm 0.08	1.88 \pm 0.08	1.91 \pm 0.08	3.19 \pm 0.13
		6	< 4.5	5.37 \pm 0.5	1.24 \pm 0.09	3.04 \pm 0.29	2.24 \pm 0.18	5.54 \pm 0.47	2.03 \pm 0.08	2.32 \pm 0.09	2.46 \pm 0.1	2.62 \pm 0.10	4.34 \pm 0.17
7	< 6.5	5.61 \pm 0.57	2.10 \pm 0.17	ND	3.11 \pm 0.29	6.86 \pm 0.65	2.69 \pm 0.11	3.39 \pm 0.14	3.27 \pm 0.13	3.32 \pm 0.13	5.92 \pm 0.24		

Tabla 4. 39. Resumen de resultados (parte 4).

		Centro evaluado										
		HGS	HNM	UNEME	CI-R	HGCV	HM	UM NL	HGT	HGE	CTL	
Calidad de imagen	Prueba											
	Función de respuesta	Coeficiente de determinación (R ²) ajuste VMP-Ln(kerma) > 0,99										
		Pendiente m	441.02	-452.04	-428.88	-489.38	-386.8	4.22	6.10	4.25	3.96	NA
		Ordenada b	-45.32	4336.74	3563.52	3908.16	3415.03	-22.42	13.09	139.27	-0.51	NA
		Coeficiente R ²	0.9995	0.9999	0.9877	0.9977	0.998	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	NA
	Diferencia de sensibilidad entre placas	La discrepancia entre los valores de la RSR para los chasis debe ser ≤ 10%, La discrepancia entre los valores de mAs para los chasis debe ser ≤ 5%										
		RSR	5.80%	9.87%	1.20%	4.68%	3.59%					
		mAs	3.07%	0.62%	2.45%	5.49%	1.27	NA	NA	NA	NA	NA
	Ruido	Coeficiente n≈0,5 en el ajuste DTP= a (KAD) ⁿ										
		Coeficiente n	0.81 ± 0.04	0.68 ± 0.03	0.45±0.05	0.53 ± 0.01	0.61 ± 0.02	0.62 ± 0.03	0.51±0.01	0.56 ± 0.03	0.44±0.02	NA
	Barrido del láser	Imagen de un borde recto (sin variaciones) ni puntos con distinto valor de gris.										
								NA	NA	NA	NA	NA
Homogeneidad	Desviación máxima VMP de las ROIs individuales con respecto al VMP de toda la imagen <±15%. Desviación máxima RSR de las ROIs individuales con respecto al valor medio de la RSR de las cinco ROIs <±20%.											
	VMP	19%	27%	13%	14%	20%	3%	5%	3%	3%	NA	
	RSR	26%	30%	26%	12%	13%	32%	21%	26%	28%		
Remanencia de la imagen	Factor de remanencia	Factor de remanencia < 0,3										
		0.004	0.001	0.01	ND	0.004	0.04	0.001	0.004	0.001	NA	

Tabla 4. 37. Resumen de resultados (parte 5).

			Centro evaluado										
			HGS	HNM	UNEME	CI-R	HGCV	HM	UM NL	HGT	HGE	CTL	
Calidad de imagen	Prueba												
	Resolución espacial	Lo más próxima posible a la frecuencia de Nyquist asociada al tamaño del pixel del detector y siempre superior al 80% de ésta.											
		7	ND	8	8	7	6	6	6	7	13 p/mm	11 p/mm	
	Distorsión geométrica	Sin distorsión											
	Calidad de imagen CDMAM	Diámetro (mm)	Umbral Aceptable										
		0.1	< 1.68	4.25±0.26	3.18±0.35	2.18±0.26	4.53±0.45	1.25±0.14	1.36±0.16	1.6±0.19	1.21±0.15	1.21±0.16	NA
		0.25	< 0.35	0.48±0.06	0.39±0.04	0.32±0.04	0.48±0.06	0.25±0.03	0.24±0.03	0.33±0.04	0.28±0.03	0.23±0.03	NA
		0.5	< 0.15	0.18±0.02	0.14±0.02	0.12±0.02	0.21±0.02	0.11±0.01	0.15±0.02	0.15±0.02	0.11±0.01	0.11±0.01	NA
		1	< 0.09	0.11±0.02	0.09±0.16	0.06±0.01	0.12±0.02	0.07±0.01	0.08±0.01	0.08±0.01	0.06±0.01	0.07±0.01	NA
	MTF	Horizontal	Reportada al 50%	2.39	2.46	2.38	1.88	2.51	5.43	3.44	4.70	4.63	NA
			Reportada al 20%	4.78	4.67	4.35	3.86	4.63	9.14	6.47	8.58	8.61	NA
Vertical		Reportada al 50%	2.48	2.49	2.35	2.07	1.92	ND	ND	3.69	3.68	NA	
		Reportada al 20%	4.59	4.79	4.33	3.97	3.11	ND	ND	8.05	8.26	NA	
Calidad de imagen ACR	Fibras	4	4	5	4	4	4	4	4	4	4		
	Microcalcificaciones	2	2.5	3	2.5	3	4	4	3	3	2		
	Masas	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4		
Artefactos	Imagen sin artefactos												

Tabla 4.37. Resumen de resultados (parte 6).

		Centro evaluado									
		HGS	HNM	UNEME	CI-R	HGCV	HM	UM NL	HGT	HGE	CTL
	Prueba										
Despliegue	Luminancia del monitor				NA	NA				NA	ND
	Condiciones de visualización				NA	NA				NA	ND

Tabla 4. 37. Resumen de resultados (parte7).

CAPÍTULO V. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

Con base en los resultados, en la evaluación de los sistemas mecánicos, el 30% de los equipos satisficieron todos los parámetros, 40% obtuvieron resultados con cumplimiento parcial debido a que alguno de los componentes no cumplía con los criterios de aceptación, y cuatro de las unidades tuvieron un resultado no satisfactorio en alguno de los parámetros evaluados. En el caso de las unidades en las que no había deslizamiento suave del receptor de imagen en porta chasis, los chasis se encontraban desgastados y en las imágenes se podía observar los daños producidos. Los equipos pertenecientes al servicio del HGS y HGCV obtuvieron un resultado no satisfactorio, debido a que el deslizamiento del chasis en el porta-chasis no era suave, había que empujar fuertemente el chasis para que éste entrara. En estos servicios además se presenta fricción entre los chasis y un componente del porta-chasis, lo que genera rebaba metálica, la cual al pegarse al chasis se introduce en el digitalizador CR y adhiriéndose a las placas fotoestimulables, produciendo artefactos en las imágenes en forma de microcalcificaciones.

En ninguno de los servicios se cuenta con las tablas técnicas correspondientes. En los casos en los que se requiere adquirir las imágenes en modo manual de operación, el personal técnico en radiología escoge los parámetros radiológicos sin ninguna guía, corriéndose el riesgo de sobre irradiar a las pacientes o tener imágenes de calidad deficiente.

Se determinó la exactitud del espesor medido. En siete de los equipos se cumplió con la prueba, se obtuvieron resultados satisfactorios, uno tuvo un cumplimiento parcial ya que en el equipo del HM para el espesor de 4.5 cm no se cumplió con el criterio de aceptación, el servicio 1 se obtuvo un resultado negativo ya que para cualquier espesor de acrílico el indicador de espesor marcaba 2 cm o 3 cm. Es importante que el indicador de espesor funcione correctamente ya que este parámetro se considera para la selección de los parámetros radiológicos. Inadecuada selección de los parámetros de exposición pueden dar como resultado imágenes con calidad degradada y/o sobre irradiación de la paciente.

La prueba de fuerza de compresión incluye la evaluación de los modos motorizado y manual. La compresión motorizada debe encontrarse en el intervalo de 11.3 kg a 20.4 kg, mientras que la manual debe encontrarse en el intervalo de 11.3 kg a 30.6 kg. En ambos casos la compresión nominal y medida, deben coincidir en ± 2 kg. En esta prueba solo el 10% cumplió con el criterio de aceptación, el 90% restante obtuvo resultados no satisfactorios. En el caso de la UMNL se obtuvieron resultados negativos, sin embargo, el Ingeniero de servicios que se encontraba presente hizo el arreglo correspondiente. También se observó que al comprimir con el modo manual, un ligero giro (del orden de 30°) de la perilla de control implicaba un incremento en la fuerza de compresión de hasta 3 kg, en la segunda visita, se observó que este problema fue corregido.

Es importante que la fuerza de compresión aplicada de la mama sea firme para evitar artefactos por movimiento, para evitar la súper posición de los tejidos y para reducir el espesor de la mama, minimizando la dosis de radiación impartida. Sin embargo una fuerza de compresión excesiva puede lastimar la mama de la paciente.

Se evaluó el porcentaje de atenuación del compresor. Tres de los equipos cumplieron con el criterio de aceptación, tres obtuvieron un resultado preventivo y los 4 restantes obtuvieron resultados no satisfactorios. La atenuación producida por el compresor es parámetro que no puede ser corregido por el personal de mantenimiento, debido a que depende del material con que está fabricada la paleta de compresión. Sin embargo la presencia de la paleta de compresión modifica la calidad del haz con la que se están adquiriendo las imágenes.

En relación con el Control Automático de Exposición (CAE), se evaluó la repetibilidad y la compensación del CAE con el espesor y composición de la mama.

La repetibilidad del CAE, consistente en verificar que, bajo las mismas condiciones de espesor de la mama, el equipo produzca la imagen con los mismos parámetros de exposición y que la RSR no varíe más del 5% entre una imagen y otra. En nueve de los dos equipos evaluados se cumplió con el criterio de aceptación, el equipo restante obtuvo un resultado no satisfactorio con una desviación del más del 5% en los valores de la RSR de las cinco imágenes. Es importante que el CAE seleccione la misma técnica radiográfica bajo las mismas condiciones adquisición, ya que una variación en la RSR y/o en los parámetros de exposición muestran un inadecuado funcionamiento del CAE.

La segunda prueba que valora el funcionamiento del CAE, consistió en evaluar la compensación que produce el CAE al variar el espesor de un maniquí de acrílico. El objetivo es verificar que para cada espesor, los valores de relación contraste-ruido (RCR) medidos deben ser iguales o superiores a los valores límite. Estos valores límites se calculan a partir del valor límite obtenido para un espesor de 5 cm. El 50% de los equipos obtuvo resultados satisfactorios, el 10% preventivo y el 40% restante no cumplió con la RCR límite. Con base en los resultados se puede concluir que cuatro de los cinco sistemas mastógrafo-digitalizador CR, no han sido calibrados para optimizar la calidad de la imagen y la dosis de radiación. Los sistemas no son capaces de producir imágenes con un contraste adecuado y bajo ruido, lo cual permita la detección de estructuras de interés diagnóstico, como es el caso de las masas y las microcalcificaciones.

Se determinó el rendimiento para las calidades del haz que son seleccionadas automáticamente para los distintos espesores de PMMA en la prueba de verificación de la compensación del CAE. Esta es una prueba de registro, y los valores obtenidos se pueden establecer como niveles de referencia utilizados en futuras evaluaciones. Todos los sistemas mostraron adecuada repetibilidad del rendimiento y se cumplen con la linealidad requerida. Se debe verificar la reproducibilidad del rendimiento del tubo de rayo X, debido a que a que en los equipos con rendimiento bajo requieren un mayor tiempo de exposición, aumentando la posibilidad de la aparición de los artefactos por movimiento de la paciente.

Con relación al factor de rejilla, todos los servicios evaluados obtuvieron resultados satisfactorios. Determinar el factor de rejilla, nos permite verificar su adecuado funcionamiento. En los casos en que la rejilla no funciona correctamente puede producir artefactos en la imagen.

Se evaluaron los artefactos de la rejilla en los diez sistemas, cumpliendo todos con el criterio de aceptación, el cual establece que en las imágenes no se deben observar las líneas de la rejilla.

Las capas hemirreductoras (CHR) fueron determinadas, utilizando una cámara ionización, para las calidades de haz obtenidas en la prueba de compensación del CAE con el espesor y composición de la mama, y la obtenida en la prueba de constancia de la calidad de imagen.

Para siete calidades de haz, los equipos cumplieron con los criterios de aceptación. Las CHR fueron determinadas en condiciones clínicas, con el compresor puesto, ya que estas medidas son necesarias para determinar el valor de los factores de conversión kerma-dosis glandular.

Se determinó la dosis glandular promedio para las siete calidades de haz obtenidas en la prueba de compensación del CAE con el espesor y composición de la mama, y la obtenida en la prueba de constancia de la calidad de imagen.

En cinco de los servicios evaluados se cumple con los niveles orientativos de DGP, en los otros cinco no se cumple con los niveles orientativos obteniéndose resultados no satisfactorios. En los sistemas CR del HGS y de la UNEME el aumento en la dosis no está justificado ya que no se tiene óptima calidad de imagen, en los servicios restantes se cumple con los niveles, sin embargo la calidad de las imágenes es deficiente, y puede llegar a ocurrir la repetición de los estudios.

En los sistemas que funciona con tecnología CR, los incrementos en la dosis de radiación están justificados, siempre y cuando se produzcan imágenes de calidad, alto contraste y bajo ruido.

Se determinó la función de respuesta del detector del mastógrafo, para los sistemas digitales. En esta prueba se verifica la relación entre valor medio de pixel medido en la imagen y el kerma en aire a la entrada del detector. En equipos de función respuesta lineal el coeficiente de determinación (R^2) del ajuste, debe ser mayor que 0.99. En equipos de función respuesta logarítmica, el coeficiente de determinación (R^2) del ajuste $VMP-\ln(\text{kerma})$ debe ser mayor que 0.99.

En 8 de los servicios se obtuvieron resultados satisfactorios. En la UNEM el coeficiente de determinación fue de 0.9877, obteniendo un resultado preventivo. Una inadecuada función de respuesta del receptor de imagen puede afectar la calidad de las imágenes, reduciéndose el contraste producido por la saturación del receptor.

En los cinco sistemas CR se evaluó la Diferencia de sensibilidad entre placas, en tres de los cinco sistemas evaluados se obtuvieron resultados satisfactorios. En las imágenes del HNM se obtuvo una discrepancia del 9.9% en los valores de la RSR. En el equipo de la CI-R, el resultado fue no satisfactorio con una discrepancia de 5.5% de los valores del mAs. Es importante que la respuesta entre los diferentes chasis se uniforme, con la finalidad de obtener imágenes con las mismas características.

En relación con la evaluación del ruido. Tres de los servicios el valor del coeficiente de la relación entre la DTP

y el kerma a la entrada del detector fue aproximadamente 0.5. En esta prueba el intervalo de aceptación fue de 0.5 ± 0.5 . Valores mayores que 0.55, indican la presencia de ruido estructural excesivo. Valores menores que 0.45 demuestran la presencia de ruido electrónico excesivo. La presencia de ruido excesivo en las imágenes, reduce el contraste en las imágenes, impidiendo la visualización de elementos de interés diagnóstico.

Se evaluó la homogeneidad del receptor de imagen. El CTL cumplió con el criterio de aceptación, dos de los sistemas obtuvieron resultados no satisfactorios no cumpliendo con los dos criterios de aceptación. Los equipos restantes no cumplieron en uno de los dos parámetros evaluados. Una deficiente uniformidad puede introducir artefactos o alterar las imágenes de pacientes. La principales causas de la inhomogeneidad puede deberse a factores como la falta de uniformidad en la intensidad del campo de radiación en la dirección ánodo-cátodo, o a la falta de la uniformidad de la respuesta del receptor de imagen. Este tipo de fallos puede corregirse o eliminarse si se realiza un aplanamiento del campo.

Se evaluó la remanencia de la imagen en el receptor en ocho servicios, obteniéndose resultados satisfactorios. Se debe verificar que el proceso de borrado del receptor de imagen es eficiente, con la finalidad de asegurar que la información residual no afecta las imágenes de las pacientes.

Se determinó la resolución espacial entregada por el equipo, a través de la prueba realizada con un patrón de barras colocado a 45° con respecto al eje ánodo-cátodo en los equipos digitales. En el caso de Tierra y Libertad, donde el equipo es analógico, el patrón de barras se coloca en las direcciones perpendicular y paralela al eje ánodo-cátodo. La resolución espacial describe la habilidad del sistema de imagen para representar dos estructuras muy próximas entre sí. Una degradación en la resolución espacial no permite la detección de estructuras de interés diagnóstico, como son microcalcificaciones o las finas espiculaciones asociadas con ciertos tipos de cánceres.

Para evaluar la calidad de imagen en equipos digitales se utilizó un maniquí de contraste-detalle. En esta prueba se determina el umbral de contraste mediante el programa CDMAM Analyser.

En cinco de los servicios evaluados se obtuvieron resultados satisfactorios, cuatro sistemas DR y un CR. En los cuatro servicios restantes el resultado no es satisfactorio, ya que el disco de 0.1 mm no pudo visualizarse. Con base en los resultados se puede observar que los sistemas de imagen CR, que no cumplen con el criterio de aceptación, no son capaces de representar estructuras con diámetros de 0.1 mm o menores con un contraste aceptable. En los programas de detección y temprana de cáncer de mama se requieren visualizar estructuras entre $50 \mu\text{m}$ - $100 \mu\text{m}$.

La función de transferencia de modulación (MTF) proporciona la descripción más precisa y completa de la resolución de un sistema de imágenes, ya que relaciona la pérdida de contraste en la imagen con la frecuencia espacial y a partir de ella se puede estimar el tamaño mínimo de los objetos que pueden distinguirse con un contraste aceptable en la imagen. Actualmente no existen criterios de aceptación para esta prueba, y los valores obtenidos se pueden utilizar como niveles de referencia para futuras evaluaciones.

Se evaluó la constancia de la calidad de imagen utilizando el maniquí acreditado por el ACR. Para cumplir con la prueba en las imágenes se debe observar al menos 4 fibras, 3 grupos de microcalcificaciones y 3 masas y no deben observarse artefactos. En tres de los equipo CR no cumplieron con la puntuación del maniquí, y en 9 de los 10 se observaron artefactos.

Se evaluaron las condiciones de la visualización de las imágenes y de las salas de interpretación en seis servicios, solo dos cumplen con los criterios. La UM NL y HM cumplen parcialmente debido a la disposición de las estaciones de trabajo. Mientras que en HGS las condiciones de la sala no son las adecuadas y la interpretación de las imágenes se realiza con la luz prendida. En el HNM la interpretación se realiza en monitores convencionales marca DELL, y las condiciones de la sala no son las óptimas para la interpretación de las imágenes.

Solo se evaluaron monitores en seis servicios, en el HNM la interpretación se realiza en monitores convencionales marca DELL, en el HGS y en HNM la interpretación de las imágenes se realiza con la luz prendida, y las salas de interpretación no cumplen con las especificaciones de la normativa mexicana.

La presencia de los artefactos y la pérdida de la calidad de las imágenes en el proceso de interpretación, están asociados principalmente con el uso de monitores convencionales o monitores de grado médico que no se encuentran correctamente calibrados. Las condiciones de la sala de trabajo también pueden influir en la producción de artefactos y en la degradación de la calidad de imagen, como son las reflexiones producidas en la superficie del monitor o de la película radiográfica, las cuales dependen del nivel de luz ambiental.

Sistema analógico

Se midió la temperatura del líquido revelador en el servicio 3, teniéndose un resultado satisfactorio (con una diferencia de 1 °C entre el valor nominal y el valor medido). El valor nominal (30 °C) fue el reportado por el personal del centro.

Para la sensitometría se determinaron los valores correspondientes, que solo se tomarán como valores de registro.

En este servicio es importante hacer notar que los líquidos del procesador de película se desechan directamente al drenaje.

En relación a la evaluación visual de los artefactos, en nueve de los diez sistemas se observaron artefactos. En la UN NL el ingeniero de servicios del equipo estuvo presente durante la aplicación de las pruebas de control de calidad, y con la calibración del detector de imagen elimino los artefactos visualizados en las imágenes.

En los sistemas CR los artefactos observados y detectados con el programa, estaban relacionados con el polvo, suciedad y desgaste de las placas fotoestimulables, este tipo de artefactos se observan como puntos brillantes, los cuales pueden ser confundidos con microcalcificaciones, o interferir con la visualización de las

mismas. También se pudieron observar manchas en las imágenes producidas por la humedad de las placas fotoestimulables, cabe mencionar que se deben de operar este tipo de sistemas en adecuadas condiciones de humedad y temperatura, con la finalidad de evitar su deterioro.

En todas las imágenes, obtenidas en los sistemas CR, se observan artefactos tipo bandas perpendiculares a la pared del tórax, derivadas de correcciones que hace el digitalizador para compensar las variaciones propias de la placa. En la evaluación de la homogeneidad se pudo observar que en algunos casos este tipo de artefactos no cumple con los criterios de la prueba, sin embargo al analizar la imagen de la paciente no se perciben las bandas.

Los artefactos encontrados en los sistemas DR, están asociados a fallas en el funcionamiento de los elementos del detector, observándose como puntos brillantes en la imagen, el efecto clínico de este tipo de artefactos, cuando son elementos aislados, es despreciable, sin embargo cuando se forman grupos de píxeles, podrían simular o interferir con la visualización de las estructuras de interés diagnóstico.

En dos de los servicios se observaron artefactos producidos por la remanencia de la imagen, para corregir este tipo de fallos el detector debe ser calibrado, con el objetivo de tener una imagen homogénea.

Al evaluar los artefactos con el programa se pudieron corroborar los encontrados en la evaluación visual y se pudieron detectar otros que no fueron observados, sin embargo al analizar las imágenes en algunos de los servicios de los cuales tuvimos acceso a las imágenes de las pacientes, los artefactos detectados no tenían un efecto clínico apreciable. Solo en las imágenes de CI-R se pudieron observar los artefactos encontrados por los dos métodos de evaluación en las imágenes con pacientes. Los resultados muestran que los artefactos detectados visualmente o con el programa, en las imágenes sin procesamiento, en muy pocas ocasiones pueden ser observados en las imágenes de pacientes, esto se debe a que muchos de los artefactos son eliminados por el procesamiento de la imagen o la señal que producen es menor a la asociada a la atenuación de los tejidos mamarios.

Observaciones generales

- En la mayoría de los servicios se observó que la limpieza de los equipos, que debiera ser responsabilidad de las TR, no se realiza con la frecuencia necesaria.
- En ninguno de los servicios la temperatura de la sala del mastógrafo es la adecuada para que el equipo funcione correctamente.
- En la mayoría de los servicios no se cuenta con la señalización establecida en la normativa nacional (NOM-229-SSA1-2002).
- Por los resultados obtenidos se puede concluir que la combinación mastógrafo-lector CR, en cuatro de los cinco servicios, no ha sido optimizada para lo que se requiere la presencia simultánea de los Ingenieros de servicio de ambos equipos. En el servicio del HGCV se tuvo un resultado satisfactorio al evaluar la calidad de imagen con el maniquí CDMAM, y al evaluar la RCR, esto como resultado del

aumento de la dosis de radiación. Es importante que la combinación mastógrafo-digital CR se optimizada con la finalidad de tener una calidad de imagen adecuada con dosis de radiación óptima.

- Para la realización de este trabajo se aplicaron pruebas de control de calidad en trece unidades de mastografía, sin embargo los resultados de tres servicios no se incluyeron, debido a que no se pudo tener acceso a las imágenes sin procesamiento.
- Se realizaron los informes con los resultados de las pruebas de control de calidad con la finalidad de que se aplicaran acciones correctivas a todos los fallos encontrados, sin embargo en el momento en el que se realizó la segunda visita los responsables de las unidades no tenían conocimiento alguno de los reportes.
- En las segundas visitas se verifico la aplicación de las acciones correctivas derivadas de la aplicación de las pruebas de control de calidad, solo los servicios de UNEME, HM, UMNL, HGT y HGE aplicaron acciones correctivas, reportadas por los ingenieros de mantenimiento. Los servicios del HGCV y CTL no fueron evaluados en la segunda visita debido a que el HGCV suspendió la toma del estudio y el mastógrafo de la CTL fue movido a otra unidad.
- Ninguno de los servicios cuenta con programas de garantía de calidad.

CAPÍTULO VI. CONCLUSIONES

En este trabajo se evaluaron la calidad de imagen y la dosis de radiación en diez unidades mastográficas de la Secretaría de Salud, mediante la aplicación de pruebas de control de calidad, las pruebas nos permitieron establecer el grado de funcionamiento de los sistemas de adquisición e interpretación de la imágenes y poder detectar las fuentes de artefactos, para recomendar las acciones correctivas pertinentes.

Se realizó una evaluación visual de los artefactos en las imágenes producidas en diez sistemas mastográficos, observándose que sólo en uno se generaron imágenes sin artefactos. Se analizó cuáles son las fuentes de su producción, encontrando que los malos protocolos de limpieza de los mastógrafos, y en el caso de mastógrafos tipo CR el desgaste de las placas fotoestimulables, fueron las principales causas de los artefactos observados en las imágenes. Este tipo de artefactos puede reducirse y hasta eliminarse si el personal técnico aplica los protocolos de limpieza de la unidad, y las placas fotoestimulables son reemplazadas con la frecuencia necesaria.

Se propuso una herramienta computacional para el análisis de los artefactos generados en imágenes mastográficas (pre-procesadas) de un maniquí estándar, la cual puede utilizarse como un complemento a la evaluación visual. También se analizaron visualmente imágenes de pacientes en busca de artefactos. Posteriormente, en algunas imágenes de pacientes, se buscó evidencia de la presencia de los artefactos encontrados, en el mismo sistema, usando la herramienta computacional o visualmente, sin embargo debido al procesamiento de las imágenes y a la superposición de los tejidos, en la mayoría de las imágenes no fue posible visualizar los artefactos encontrados en las imágenes de maniquí estándar.

Es importante que el análisis de los artefactos se realice en imágenes procesadas, con la finalidad de detectar los artefactos que son producidos por el software de procesamiento. También se debe hacer la evaluación de los artefactos en imágenes clínicas, paralelamente a la evaluación realizada en las imágenes procesadas del maniquí estándar, para poder establecer el impacto de los artefactos en el diagnóstico.

El programa no detectó algunos de los artefactos que fueron observados por el visualizador humano, debido a que la variación del valor del pixel respecto al VMP del entorno es menor que el valor de umbral utilizado.

De los resultados obtenidos en la aplicación de las pruebas de control de calidad se puede concluir que las combinaciones mastógrafo-digitalizador CR no han sido optimizadas, obteniendo en dos de los servicios altas dosis de radiación impartidas a la paciente, las cuales están injustificadas ya que no existe buena calidad de imagen. Para la calibración del sistema mastógrafo-digitalizador CR se requiere la presencia simultánea de los Ingenieros de servicio de ambos equipos.

Es necesario que en todos los servicios se implementen programas de garantía de calidad con el fin de que el resultado final sea una herramienta que permita que el médico radiólogo pueda emitir un diagnóstico certero y oportuno. Como parte de este programa se deben incluir la aplicación de pruebas de control de calidad donde

la evaluación de las imágenes repetidas, realizada por el personal técnico en radiografía, y la evaluación de los artefactos sea parte fundamental de la evaluación.

Es importante que el personal de servicio, tanto de las áreas administrativas como los ingenieros de mantenimiento, sea incluido en las actividades del programa de garantía de calidad de la instalación, debido a que algunos fallos de la unidad de mastografía que afectan la calidad de las imágenes producidas pueden ser resueltos con su intervención.

BIBLIOGRAFÍA

- [AM 06] Artifacts in mammography: ways to identify and overcome them. Chaloeykitti L, Muttarak, Singapore Med, 2006. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16810441>.
- [AMR 11] Adriana Moreno Ramírez, Control de calidad en radiografía computarizada (CR) para mamografía. Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica). UNAM 2011.
- [AMD 13] Artefactos en mamografía digital. Patiño P., Hernández M., Ortega J., Revista Colombiana de Radiología 2013. Disponible en: http://www.imbiomed.com.mx/1/1/articulos.php?method=showDetail&id_articulo=101608&id_seccion=5598&id_ejemplar=9887&id_revista=296.
- [ARAL 15] Álvarez Luquin, Alain Rodolfo, Mamografía digital : Evaluación de la calidad de la imagen usando un maniquí de contraste-detalle y la dosis de radiación asociada, tesis que para obtener el título de Licenciatura en Física. UNAM 2015.
- [BJT 03] Bushberg JH, Seibert JA. The Essential Physics of Medical Imaging, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, EUA, 2002.
- [CACD] Classification of Artifacts in Clinical Digital Mammography. Chantal Van Ongeval, Jurgen Jacobs, André Van Steen, Federica Zanca, Hilde Bosmans, Guy Marchal. Disponible en: http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-540-70538-3_103.
- [CPDI] Curso de Procesamiento Digital de Imágenes, Impartido por: Elena Martínez, Disponible en: http://turing.iimas.unam.mx/~elena/PDI-Lic/Tema_5_C.pdf
- [CRT 01] Ruiz Trejo César, Calidad de imagen y dosis en mamografía. Evaluación de dos servicios de salud pública en el Distrito Federal. Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica). PCF UNAM 2001.
- [DM 10] Digital Mammography, Bick U., Diekmann F, Springer Heidelberg, Berlin, 2010.
- [ERB 10] Ramírez Barbosa Erika, Mamografía: Control de calidad en unidades móviles. Tesis de Licenciatura en Física. FC UNAM 2010.
- [DMA 08] Digital Mammographic Artifacts on Full-Field Systems: What Are They and How Do I Fix Them?, Rama Ayala, MaryAnn Chorlton, Richard Berhrman, Phyllis Kornguth, Priscilla Slanetz, RadioGraphics 2008. Disponible en: <http://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/rg.287085053>.
- [GC 05] Gilda Cardenosa, Imagenología Mamaria, 1ª ed., Buenos Aires, Journal.
- [ICC 13] Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital, SEFM, 2013.

- [INEG1 15] "ESTADÍSTICAS A PROPÓSITO DEL DÍA MUNDIAL DE LA LUCHA CONTRA EL CÁNCER DE MAMA (19 DE OCTUBRE)", INEGI. Disponible en: <http://www.inegi.org.mx/saladeprensa/aproposito/2015/mama0.pdf>.
- [JARL 01] Rodríguez López, Jaime Alberto, Diseño de un programa de garantía de calidad en mamografía digital, tesis que para obtener el grado de Maestro en Ciencias (Física Médica). UNAM 2010
- [JCCH 15] Cruz Hernández, Juan Carlos, Evaluación del desempeño técnico de sistemas de mamografía digital CR en la Región Central de México, tesis que para obtener el grado de Maestría en Ciencias (Física Médica). UNAM 2015
- [JMF 13] Segmentación, apuntes curso de Procesamiento de imágenes, Dr. Jorge Márquez Flores.
- [JMVC 14] Villagomez Casimiro, Mariana Jimena, Programa de protección radiológica para un servicio de mamografía con fines de detección oportuna de cáncer de mama, tesis que para obtener el título de Licenciatura en Física. UNAM 2014
- [NCG 12] Naxi Cansino González, Mamografía : control de calidad en un programa de detección temprana del cáncer de mama. Tesis de Licenciatura. UNAM 2012
- [OMS] Cáncer de mama: prevención y control, Organización Mundial de la Salud. Disponible en: <http://www.who.int/topics/cancer/breastcancer/es/>.
- [OPR 14] Prieto Ruiz, Omar, sustentante., Uso de un maniquí brasileño para control de calidad en mamografía convencional, tesis que para obtener el título de Licenciado en Física. UNAM 2012
- [PAE 13-18] Programa de Acción Especifico, Prevención y Control del Cáncer de la Mujer 2013-2018, Programa Sectorial de Salud. Disponible en: http://www.cnegsr.salud.gob.mx/contenidos/descargas/cama/PrevencionyControldelCancerdeMujer_2013_2018.pdf.
- [PECC 08] Sociedad Española de Física Médica, Protocolo de control de calidad en mamografía digital, Apéndice del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, Revisión I, Madrid 2008.
- [PECC 11] Sociedad Española de Física Médica, Protocolo de control de calidad en mamografía digital, Madrid 2011.
- [QAM 99] Jacquelyn Hogge, Carolyn Palmer, Caroline Muller, Sherrill Little, Deborah Smith, Panos P. Fatouros, Ellen Shaw de Paredes. Quality Assurance in Mammography: Artifact Analysis, RadioGraphics 1999. Disponible en: <http://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiographics.19.2.g99mr13503>.
- [QAPD 11] Quality Assurance Programme for Digital Mammography. International Atomic Energy Agency. Vienna 2011. Disponible en: http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1482_web.pdf.

- [MD 10] M. Chevalier, R. Torres. Mamografía digital, Rev Fís Med, 2011. Se encontraba disponible en: <http://www.sefm.es/fisicamedica/es/revista-fisica-medica/10/numeros/41/2010/44>
- [MR 13] Mercedes Rodríguez, Función de transferencia, Apuntes Física en Medicina, 2013.
- [NOM 041] Secretaría de Salud, Norma Oficial Mexicana NOM-041-SSA2-2011, Salud ambiental. Para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama. Diario Oficial de la Federación. 9 de Junio de 2011.
- [NOM 229] Secretaría de Salud, Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA2-2002, Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X. Diario Oficial de la Federación. 9 de Junio de 2006.
- [SEFM 15] Fundamentos de Física Médica, vol. 2. Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad, SEFM.
- [SIC 6] Segmentación de imágenes, capítulo 6, Disponible en: http://www.lcc.uma.es/~munozp/documentos/procesamiento_de_imagenes/temas/pi_cap6.pdf.
- [SIEM] SIEMENS, Simulation of X-ray Spectra, Online tool for the simulation of X-ray Spectra. Disponible en: http://bps-healthcare.siemens.com/cv_oem/radIn.asp
- [TCS 04] Técnicas Clásicas de Segmentación de Imagen, Marcos Martín, mayo 2004. Disponible en: <http://lmi.bwh.harvard.edu/papers/pdfs/2003/martin-fernandezCOURSE03b.pdf>
- [TG 18] American Association of Physicists in Medicine. Assessment of display performance for medical imaging systems. AAPM; Report No. 03, USA, 2005.
- [VA05] Aspectos de un Sistema de Visión Artificial, Cátedra: Visión Artificial, Universidad Nacional de Quilmes Septiembre de 2005, Disponible en: <http://iaci.unq.edu.ar/materias/vision/archivos/apuntes/Aspectos%20de%20un%20Proyecto%20de%20Visi%C3%B3n%20Artificial.pdf>.

GLOSARIO

Artefactos: Rasgos o ruido con cierta estructura o forma que aparecen en una mastografía y que no forman parte de la mama de la paciente, degradan la calidad de las imágenes y disminuyen la capacidad para realizar la interpretación, ya que los artefactos interfieren con la visualización de estructuras de interés diagnóstico, o en algunos casos pueden simularlas.

Ánodo: Ánodo o blanco es el componente del tubo en el que se producen los rayos X.

Atenuación: Disminución del número de fotones debido a su interacción con un material. Los fotones se atenúan de manera exponencial en un blanco uniforme. La atenuación por unidad de espesor depende de la energía de los fotones y de las características del tipo de material, como son su peso atómico, densidad electrónica, densidad.

$$N(x) = N_0 e^{-\mu x}$$

N_0 : Número de fotones incidentes
 $N(x)$: Número de fotones transmitidos
 x : Espesor del material
 μ : Coeficiente lineal de atenuación

Base + velo: Densidad óptica de una película que no fue expuesta a la radiación. Es la suma de la densidad óptica de fondo y de cualquier otro efecto del revelado.

Brillo: Se define como la intensidad luminosa por unidad de área de un negatoscopio o de un monitor. Su unidad es el nit [nt], 1 nt = 1 cd/m².

Bucky: Dispositivo del mastógrafo que puede incluir el receptor de imagen, la rejilla antidispersora y el control automático de exposición.

Cátodo. El cátodo del tubo de rayos X es el electrodo negativo, el cual se compone de dos filamentos de tungsteno empotrados en una copa de enfoque.

Capa hemirreductora (CHR): La CHR es el parámetro que se utiliza para caracterizar el haz de radiación. Representa el espesor necesario, de algún material, para reducir a la mitad la intensidad inicial del haz de radiación. La CHR depende de la tensión del tubo de rayos X y de la filtración.

Coeficiente de atenuación lineal: El coeficiente lineal de atenuación (μ) está definido como la probabilidad de por unidad de longitud de que un fotón interactúe con los átomos del material sobre el cual está incidiendo, depende de la energía de los fotones, el número atómico y la densidad del material.

Curva característica: Es la representación gráfica de la respuesta del receptor de imagen en función de la cantidad de radiación incidente. En los sistemas analógicos se representa la variación de la densidad óptica de la película en función de la exposición.

Densidad óptica: Es el concepto que se utiliza para cuantificar el grado de oscurecimiento de una película radiográfica. Se define como:

$$DO = \log_{10} \frac{I_0}{I}$$

donde I_0 es la intensidad de luz incidente en la película e I la intensidad de la luz transmitida por la misma.

Desviación: Diferencia entre el valor medido (X_m) y el valor de referencia (X_r) de una magnitud (o el valor nominal). Se puede expresar de la siguiente forma:

$$\frac{X_m - X_r}{X_r} \times 100$$

Dosis glandular promedio (DGP): Término de referencia (ICRP, 1987) para la estimación de la dosis de radiación en una mamografía con rayos X. Es la dosis absorbida en promedio por el tejido glandular de una mama comprimida uniformemente con una composición de un 50 % de tejido adiposo y un 50 % de tejido glandular.

Efecto talón: El efecto talón es un proceso que se produce en el ánodo. Se presenta como una inhomogeneidad del campo de radiación en la dirección tórax-pezones, produciéndose por la auto filtración que sufren los rayos X; por el propio ánodo.

Espectro: Imagen gráfica o histograma de la distribución de la intensidad del haz de radiación en función de la energía.

Exactitud: Diferencia entre el valor medido (X_m) y el valor nominal (X_{nom}) de una magnitud. En términos relativos (en %) se puede expresar de la siguiente forma:

$$\frac{X_m - X_{nom}}{X_{nom}} \times 100$$

Exposición: Valor absoluto de la carga total de los iones de un sólo signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones por unidad de masa de aire son completamente parados en aire. Se expresa de la siguiente forma:

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

Filtro: Filtración añadida a la salida del tubo de rayos X, su objetivo es optimizar el haz de radiación.

Gradiente promedio: Pendiente de la región lineal de la curva característica de la película radiográfica. El gradiente es una medida del contraste que aparecerá en la imagen asociada a la información transportada por el haz de radiación transmitido.

$$\text{Gradiente promedio} = \frac{DO_2 - DO_1}{\log X_2 - \log X_1}$$

Iluminación ambiental: Es la tasa de luz visible natural o artificial, en el entorno de trabajo, que incide sobre una superficie por unidad de área. Este parámetro se utiliza para cuantificar la cantidad de luz que incide sobre la superficie del monitor o del negatoscopio. La unidad para la iluminancia es el lux.

Índice de velocidad: Es un parámetro que cuantifica la sensibilidad de la película radiográfica. Se define como el recíproco de la exposición en roentgens que se requiere para producir una densidad óptica de 1.0 + (B+V).

$$\text{Velocidad} = \frac{1}{X(R)}$$

Kerma a la entrada del receptor: Es el kerma medido en aire libre (sin retrodispersión) en la intersección del eje del haz de radiación con el plano correspondiente a la superficie de entrada del receptor.

Kerma en aire: Es la energía cinética transferida a partículas cargadas por la radiación (fotones o neutrones) por unidad de masa. Definida por:

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

donde ϵ_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por partículas no cargadas en un material de masa en un punto. Su unidad es el Gy, $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$.

Luminancia: Se refiere a la cantidad de luz visible emitida en un ángulo sólido por segundo y por unidad de área de la superficie. Este parámetro se utiliza para cuantificar la cantidad de luz que emite la superficie del monitor o del negatoscopio. La unidad en el SI es la cd/m².

Mama estándar: Mama comprimida de 45 mm de espesor con una composición del 50 % de tejido adiposo y 50 % de tejido glandular.

Maniquí estándar de mamografía: Maniquí de polimetacrilato (PMMA) con un espesor 45 mm, que equivale, aproximadamente, a una mama comprimida de 53 mm de espesor en cuanto a atenuación y dispersión de la radiación incidente.

Optimización: La optimización en radiodiagnóstico implica que las dosis deberán mantenerse lo más bajo que sea razonablemente posible, manteniendo la calidad de la imagen.

Punto de referencia: Punto de medida ubicado a 60 mm del borde del tórax, centrado lateralmente y situado a 45 mm sobre el soporte de la mama.

Rendimiento: Kerma aire sin retrodispersión por unidad de carga del tubo (mAs).

- Revelado: Es el proceso químico que hace posible que la imagen latente que se formó en la película radiográfica después de haber sido expuesta a un haz de rayos X, se haga visible. La reacción básica es la reducción de los iones de plata, cambiando a átomos de plata metálica.
- Sensitometría: Medida de la respuesta de una película radiográfica expuesta a la radiación y al proceso y revelado.
- Niveles orientativos de dosis: Valores de dosis, obtenido a través de evaluaciones a pacientes, que puede usarse como guía para la toma medidas correctivas.
- Valor nominal: Valor desplegado por el mastógrafo o especificado por el fabricante del equipo.