



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

EVALUACIÓN DEL DESEMPEÑO TÉCNICO DE SISTEMAS DE MAMOGRAFÍA
DIGITAL CR EN LA REGIÓN CENTRAL DE MÉXICO

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

PRESENTA

JUAN CARLOS CRUZ HERNÁNDEZ

TUTOR

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

MIEMBROS DEL COMITÉ TUTOR

DRA. MARÍA ESTER BRANDAN SIQUÉS, IF-UNAM
DR. JORGE MÁRQUEZ FLORES, POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS
DRA. YOLANDA VILLASEÑOR NAVARRO, POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

MÉXICO, D.F. JUNIO, 2015



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.

El cáncer de mama es el cáncer más frecuente en las mujeres de todo el mundo estimándose que cada año se detectan 1.38 millones de casos nuevos. En México, el cáncer de mama es un importante problema de salud pública. Desde 2006, éste ha sido la principal causa de mortalidad por cáncer en las mujeres mexicanas. La predicción de GLOBOCAN es que en el año 2030, 34,425 mujeres serán diagnosticadas y 10,324 morirán de cáncer de mama en México^[4]. Con el fin de disminuir la mortalidad por cáncer de mama, el Centro Nacional de Equidad de Género y Salud Reproductiva (CNEGSR) de la Secretaría de Salud de México (SSA) tiene en funcionamiento el Programa de Cáncer de la Mujer, cuyo objetivo general es disminuir el ritmo del crecimiento de la mortalidad por cáncer de mama a través de la provisión de servicios óptimos en la detección, diagnóstico, tratamiento y control del padecimiento, así como de la participación responsable de la población en el cuidado de su salud.

El presente trabajo se realizó como parte de una colaboración entre la Dirección de Cáncer de la Mujer del Centro Nacional de Equidad de Género y Salud Reproductiva (CNEGSR), el Grupo de Física Médica de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid (UCM), y el Instituto de Física de la Universidad Nacional Autónoma de México (IFUNAM); tuvo como objetivo principal evaluar el desempeño técnico de diez sistemas de mamografía digital tipo CR pertenecientes al Programa de Cáncer de la Mujer del CNEGSR, localizados en la región central del país. Éste se basó en la aplicación de un amplio protocolo de control de calidad en el que se evaluaron: el estado mecánico de los mastógrafos, la calidad del haz de radiación, la calidad de la imagen y la dosis glandular promedio a partir de maniqués.

La relevancia de este trabajo de tesis radica en que éste es el primer estudio en México que evalúa el desempeño técnico de sistemas de mamografía digitales tipo CR, empleados en la práctica clínica en un programa de tamizaje de la Secretaría de Salud, usando parámetros objetivos de calidad de imagen, como umbral de contraste-detalle (CDMAM), función de transferencia de modulación (MTF), espectro de potencias de ruido (NPS) y eficiencia cuántica de detección (DQE).

Los resultados del estudio mostraron que los equipos evaluados NO cumplen con los requisitos mínimos para ser utilizados clínicamente en el diagnóstico, ni en acciones de tamizaje del Programa de Acción Específico Cáncer de mama al que pertenecen. Es necesario que a la brevedad posible se apliquen las medidas correctivas por parte del Ingeniero de Servicio del equipo de mamografía o del lector CR, según sea el caso. Cualquier reparación o intervención en los equipos repercute en la calidad de la imagen y en la dosis a la paciente, y por consiguiente éstas deben ser verificadas por un Físico Médico especializado en el tema.

El Programa de Cáncer de la Mujer, debe implementar un estricto programa de Garantía de Calidad en todos y cada uno de los servicios de mamografía, con el fin de evitar fallos como los encontrados, y de esta manera asegurar la certeza diagnóstica de los estudios realizados.

ABSTRACT

Breast cancer is the most common cancer in women worldwide. It is estimated that 1.38 million new cases are diagnosed every year. Since 2006 breast cancer has become the leading cause of death among Mexican women, and is therefore a major public health issue. According to GLOBOCAN, by 2030 in Mexico, roughly 34,352 women are expected to be diagnosed with breast cancer and 10,324 will die of this disease. In order to improve breast cancer outcome and survival, the CNEGSR as part of the SSA launched the Woman Cancer Program, whose overall objective is to reduce the incidence of breast cancer by implementing the optimal provision of several services such as detection, diagnose, treatment and disease control. Additionally the public participation on health care is a priority for this program.

The proper functioning of medical devices plays an important role in achieving the goals mentioned above. Therefore, for this project we focused on the performance evaluation of ten Mammography CR systems located in the central region of the country. In particular, general unit evaluation, beam quality, image quality and the average glandular dose were evaluated by applying a wide quality control protocol. This work required the collaboration among different institutions: National Center for Genre Equity and Reproductive Health (Ministry of Health), the Medical Physics Group of Complutense University of Madrid, and the Physics Institute of National Autonomous University of Mexico.

It is important to emphasize that this work is the first study in Mexico which evaluates the technical performance of digital mammography CR systems, that have been used in actual clinical practice within the framework of the Screening Program of the Ministry of Health, using parameters such as threshold contrast, modulation transfer function (MTF), noise power spectrum (NPS), and detective Quantum Efficiency.

The results of this work indicate that the medical equipment does not meet the minimum requirements for operation neither in diagnostic nor screening mammography in the Screeaning Program of the Ministry of Health. We strongly recommend that the service engineers implement the adequate corrective actions to repair either, the mammography equipment or the CR reader. Corrective actions must be supervised by a Medical Physicist specialized in the area.

The Women Cancer Program must implement a rigorous Quality Assurance Program in every mammography service, in order to prevent problems such as those shown here, and thereby ensure diagnose certainty on clinical studies.

*A mi abuela Hermelinda, por su guía
durante mi infancia e inmenso amor.*

Te extraño mucho.

AGRADECIMIENTOS

A mi director de tesis, el M. en C. César Ruiz Trejo, por su guía, cariño, paciencia, y confianza, gracias Maestro por el apoyo incondicional y el tiempo dedicado a este trabajo.

A mis sinodales, M. en C. César Ruiz Trejo, M. en C. Adriana Moreno, Dr. Luis Alberto Medina, Dr. Mario Gómez, Dr. Crescencio García, por el tiempo dedicado a la revisión y por las acertadas observaciones y comentarios que me permitieron enriquecer este trabajo.

A los miembros de mi comité tutor, M. en C. César Ruiz Trejo, Dra. María Ester Brandan, Dr. Jorge Márquez y Dra. Yolanda Villaseñor, por el apoyo, consejos y enseñanzas durante la maestría.

A la Dra. María Ester Brandan, por su guía y confianza así como por el tiempo dedicado a la discusión y revisión de los resultados.

Al Centro Nacional de Equidad de Género y Salud Reproductiva, en especial al Dr. Mario Gómez, por abrirme las puertas de los diferentes servicios en los que se llevó a cabo este trabajo, gracias por su confianza y valioso apoyo.

A los Maestros en Ciencias Adriana Moreno y Jaime Rodríguez por su apoyo incondicional, por su ayuda y enseñanzas, gracias por compartir su experiencia y largas horas de trabajo.

A la M. en C. Lizbeth Ayala por brindarme el acceso al código Sácbe, por los comentarios y sugerencias que permitieron una mejor interpretación de los resultados.

A las físicas, Naxi Cansino y Jimena Villagómez por su valiosa ayuda en la aplicación de las pruebas de control de calidad.

Al personal técnico en radiología e ingenieros de servicio quienes amablemente compartieron horas de trabajo y su experiencia en el manejo de los equipos.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, por la beca durante la realización de mis estudios de posgrado.

Al Programa de Apoyo a los Estudios de Posgrado, por el apoyo económico otorgado para la realización de los viajes para la aplicación de las pruebas de control de calidad.

A la Universidad Nacional Autónoma de México, en especial al Instituto de Física y al Posgrado en Ciencias Físicas, por ser mi hogar en esta etapa de mi vida, gracias por brindarme la oportunidad de realizar estudios de posgrado de calidad.

A mis hermanos Yair y Javier, con quienes me formé profesionalmente y viví experiencias inolvidables, gracias por su valiosa amistad.

A mi familia, Julio César, Adriana y en especial a mi madre Josefina, mis únicos tesoros, gracias por estar siempre a mi lado, por tanto amor y apoyo incondicional, los amo.

“Por mi raza hablará el espíritu”

LISTA DE ABREVIATURAS

A/F	Ánodo/Filtro
ACR	Colegio Americano de Radiología (American College of Radiology)
Al	Aluminio
CAE	Control Automático de Exposición
CDMAM	Maniquí de Contraste-Detalle (Contrast Detail Mammography Phantom)
CNEGSR	Centro Nacional de Equidad de Género y Salud Reproductiva
CR	Radiografía Computarizada (Computed Radiography)
DGP	Dosis Glandular Promedio
DQE	Eficiencia Cuántica de Detección (Detective Quantum Efficiency)
DR	Radiografía Digital (Digital Radiography)
IARC	Agencia Internacional para la Investigación en Cáncer (International Agency for Research on Cancer)
IFUNAM	Instituto de Física UNAM
IMSS	Instituto Mexicano del Seguro Social
ISSSTE	Instituto de Seguridad y Servicios Sociales de los Trabajadores del Estado
kV	Kilovoltaje
Mo	Molibdeno
MTF	Función de Transferencia de Modulación (Modulation Transfer Function)
NOM	Normas Oficiales Mexicanas
NPS	Espectro de Potencias de Ruido (Noise Power Spectrum)
OCDE	Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económicos
OMS	Organización Mundial de la Salud
Rh	Rodio
ROI	Región de interés
RSR	Relación Señal Ruido
SSA	Secretaría de Salud
UCM	Universidad Complutense de Madrid
UNAM	Universidad Nacional Autónoma de México
VMP	Valor Medio de Pixel

TABLA DE CONTENIDO

CAPÍTULO 1	
INTRODUCCIÓN	1
1.1 Cáncer de mama	1
CAPÍTULO 2	
CONCEPTOS BÁSICOS	5
2.1 PRINCIPIOS FÍSICOS DE LA MAMOGRAFÍA POR RADIOGRAFÍA COMPUTADA (CR)	5
2.1.1 Componentes del mastógrafo	6
2.1.2 Detectores tipo CR en mamografía	7
2.2 CALIDAD DE IMAGEN	10
2.2.1 Contraste	10
2.2.2 Resolución espacial	10
2.2.2.1 Función de transferencia de modulación (MTF)	11
2.2.3 Ruido	12
2.2.3.1 Espectro de potencias de ruido (NPS)	13
2.2.4 Eficiencia de detección cuántica (DQE)	14
2.2.5 Curvas de Contraste-Detalle	14
2.3 DOSIS GLANDULAR PROMEDIO	15
CAPÍTULO 3	
DESARROLLO EXPERIMENTAL	16
PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD APLICADAS	17
EVALUACIÓN DEL MASTÓGRAFO	18
3.1 Evaluación general	18
3.2 Control automático de exposición (CAE)	19
3.3 Rejilla	21
3.4 Calidad de haz	21
3.5 Dosimetría	22
EVALUACIÓN DEL RECEPTOR DE IMAGEN	23
3.6 Receptor de imagen y lector CR	23
3.7 Calidad de imagen	25
3.8 Presentación de la imagen	30
CENTROS EVALUADOS	31
CAPÍTULO 4	
RESULTADOS	32
EVALUACIÓN DEL MASTÓGRAFO	32
4.1 Evaluación general	32
4.2 Control automático de exposición (CAE)	34
4.3 Rejilla	35
4.4 Calidad de haz	36
4.5 Dosimetría	36
EVALUACIÓN DEL RECEPTOR DE IMAGEN	37
A) Sistemas Carestream	37
4.6 Care. Receptor de imagen y lector CR	37
4.7 Care. Calidad de imagen	39
B) Sistemas Konica	47
4.6 Koni. Receptor de imagen y lector CR	47
4.7 Koni. Calidad de imagen	48
B) Sistemas Fujifilm	56

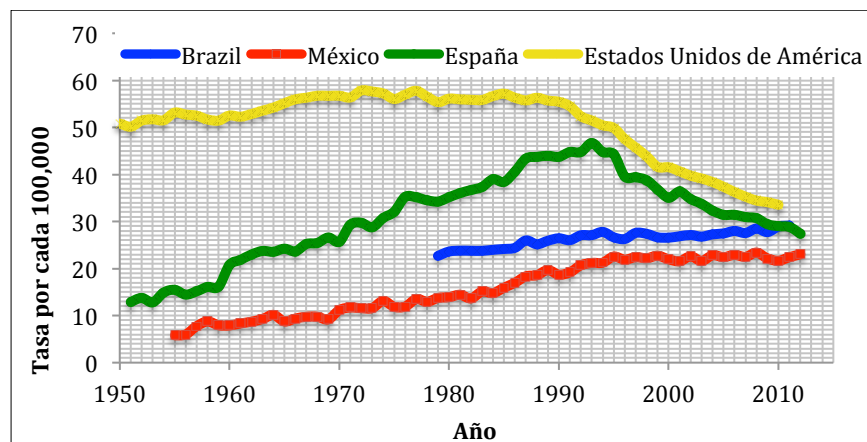
4.6 Fuji. Receptor de imagen y lector CR	56
4.7 Fuji. Calidad de imagen	57
CAPÍTULO 5	
DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	63
5.1 Evaluación del mastógrafo	63
5.2 Evaluación del receptor de imagen	65
5.2.1 Calidad de imagen: CDMAM, MTF, NNPS y DQE	67
A) Sistemas Carestream	67
B) Sistemas Konica	67
C) Sistemas Fujifilm	68
CAPÍTULO 6	
CONCLUSIONES	69
6.1 Perspectivas	70
EPÍLOGO	71
BIBLIOGRAFÍA	72

INTRODUCCIÓN

1.1 CÁNCER DE MAMA

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS), el cáncer de mama es el cáncer más frecuente en las mujeres de todo el mundo estimándose que cada año se detectan 1.38 millones de casos nuevos. Su incidencia va en aumento debido a diversos factores entre los que destacan el incremento en la esperanza de vida, mayor urbanización y la adopción de estilos de vida industrializados^[1]. En América Latina, el cáncer de mama es la neoplasia más frecuente con 152,059 casos diagnosticados anualmente y es también la principal causa de muerte por neoplasia maligna en la mujer latinoamericana^[2].

En México, el cáncer de mama es un importante problema de salud pública. Desde 2006, éste ha sido la principal causa de mortalidad por cáncer en las mujeres mexicanas. Durante el período 2000-2012^[3], la mortalidad por cáncer de mama aumentó en 21.3% y en este mismo periodo los decesos pasaron de 3,419 a 5,583 con un incremento promedio de 180 defunciones por año. La predicción de GLOBOCAN es que en el año 2030, 34,425 mujeres serán diagnosticadas y 10,324 morirán de cáncer de mama en México^[4]. La gráfica 1 muestra la mortalidad por cáncer de mama normalizada por número de personas, en distintos países, para el grupo de edad entre 40 y 69 años. Lo más notable de esta gráfica es que en los países desarrollados después de la década de los 90's la mortalidad empieza a disminuir, cosa que no ocurre en países en vías de desarrollo como México o Brasil.



Gráfica 1 Mortalidad por cáncer de mama en el grupo de mujeres de 40-69 años de edad. Tasa ajustada por edad por cada 100,00 mujeres. International Agency for Research on Cancer (IARC). Fecha de estimación 24.01.2015.

Se conocen bien varios factores de riesgo del cáncer de mama, por ejemplo, los antecedentes familiares de cáncer de mama multiplican el riesgo por dos o tres; algunas mutaciones, sobre todo en los genes BRCA1, BRCA2 y p53, se asocian con un riesgo muy elevado de este tipo de cáncer. La Norma Oficial Mexicana NOM-041-SSA2-2011 divide los factores de riesgo para el desarrollo del cáncer de mama en cuatro grandes grupos: 1) biológicos, 2) iatrogénicos o ambientales, 3) de historia reproductiva, y 4) de estilos de vida^[5]. Los primeros no son modificables, los segundos escapan al control de la población, los del tercer grupo se asocian a beneficios en la salud reproductiva, y los del cuarto grupo son modificables y es posible

promover conductas favorables a la salud que disminuyan el riesgo de desarrollar cáncer de mama. Es importante mencionar que en la mayoría de las mujeres afectadas aún no es posible identificar factores de riesgo específicos^[6].

Se ha calculado la contribución de diversos factores de riesgo modificables, exceptuando los factores reproductivos (grupo 3), y se concluye que el 21 % del total de las muertes por cáncer de mama registradas en el mundo son atribuibles al consumo de alcohol, el sobrepeso y la obesidad, y la falta de actividad física^[7].

La disminución de la mortalidad por cáncer de mama a partir de 1990 en países desarrollados, como se muestra en la gráfica 1, podría ser el resultado de la detección temprana a través de programas de tamizaje, información a la población, y mejores tratamientos.

Hay dos métodos de detección temprana:

- el diagnóstico precoz o el conocimiento de los primeros signos y síntomas en la población sintomática, para facilitar el diagnóstico y el tratamiento temprano y
- el tamizaje, es decir, la aplicación sistemática de pruebas de identificación en una población aparentemente asintomática. Su objetivo es detectar a las personas que presenten sintomatologías indicativas de cáncer.

La mamografía ha tenido un papel esencial en la detección temprana de cáncer de mama, reduciendo de forma probada la mortalidad asociada con esta enfermedad. El cáncer de mama detectado a tiempo mediante una mamografía, probablemente sea pequeño y todavía esté confinado en la glándula mamaria. Además, si éste se detecta de manera temprana puede tener mayor probabilidad de ser tratado satisfactoriamente.

El éxito de la mamografía, sea de tamizaje o de diagnóstico, depende de la producción de imágenes con una calidad suficientemente elevada, lo que permitirá al médico radiólogo obtener la información diagnóstica adecuada. La producción de imágenes mamográficas de alta calidad (i.e alta resolución espacial, bajo ruido y alto contraste), es una tarea compleja. Desde que se decide obtener una imagen hasta que se realiza la interpretación de la misma sobre dicha imagen, se realizan actividades en la que están implicados diferentes procesos físicos, técnicos, tecnológicos y humanos. A cada posible fallo en alguno de estos elementos se puede asociar un detrimento en la calidad de la imagen final o un aumento en la dosis de radiación impartida a las pacientes, o ambos efectos. La detección oportuna de estos fallos se hace mediante la aplicación de pruebas de control de calidad.

Con el fin de disminuir la mortalidad por cáncer de mama, el Centro Nacional de Equidad de Género y Salud Reproductiva (CNEGSR) de la Secretaría de Salud de México (SSA) tiene en funcionamiento el Programa de Cáncer de la Mujer, cuyo objetivo general es disminuir el ritmo del crecimiento de la mortalidad por cáncer de mama a través de la provisión de servicios óptimos en la detección, diagnóstico, tratamiento y control del padecimiento, así como de la participación responsable de la población en el cuidado de su salud. Dentro de los objetivos específicos que tiene este Programa se plantea incrementar la detección temprana del cáncer de mama, a través de la organización de servicios específicos que garanticen la eficiencia y calidad de la mamografía priorizando a mujeres de 50 a 69 años de edad, de acuerdo con la normatividad vigente^[2].

Actualmente en México, el sector Salud (incluye SSA, IMSS, ISSSTE, etc.) cuenta con 754 unidades con mastógrafos para el tamizaje y/o diagnóstico de cáncer de mama, lo cual representa, a enero de 2014, una razón de 6.3 mastógrafos por millón de habitantes, lo cual ubica a México en el último lugar dentro de los países de la OCDE^[8]. Cabe resaltar que las tres

principales instituciones del sector salud: SSA, IMSS (incluyendo el Programa Oportunidades), e ISSSTE, concentran el 96 % de los equipos, los cuales se distribuyen de la siguiente manera: la SSA cuenta con 351 mastógrafos (45 %); el IMSS 281 equipos (36 %) y el ISSSTE 109 equipos (14 %)^[2].

A pesar de las notables propiedades de los sistemas digitales de mamografía, comparados con la tecnología convencional de película/pantalla (alta sensibilidad, amplio rango dinámico, nuevos y eficientes algoritmos de procesamiento de la imagen), no es posible determinar a priori la superioridad clínica de una modalidad de estudio respecto de la otra. En este contexto, un estudio llevado a cabo dentro del Programa de Tamizaje de Cáncer de Mama de Ontario, Canadá^[26] en el que se comparan y examinan cuantitativamente las medidas físicas relacionadas con la calidad de imagen en sistemas de mamografía digital tanto DR como CR, se encontró que existen marcadas diferencias entre éstos. Todos los sistemas CR y DR evaluados cumplen con el criterio de aceptación del maniquí de acreditación del American College of Radiology (ACR), el cual, especifica que cuatro fibras (de seis), tres grupos de motas (de cinco), y tres masas (de cinco) deben ser visualizadas, sin embargo, se ha demostrado que esta evaluación es muy limitada para sistemas digitales. Hubo un número de casos en los que se encontraron artefactos en la imagen que imitan a los objetos de prueba reduciendo la puntuación. Estos artefactos están más correlacionados con los sistemas CR y normalmente son causados por polvo, suciedad, y una técnica de limpieza pobre. Las medidas de eficiencia cuántica de detección (DQE) sugieren que en los sistemas CR, se requieren mayores dosis para obtener imágenes de calidad comparable a la de los DR. Las funciones de transferencia de modulación (MTF), obtenidas con los sistemas DR fueron mayores a pesar de que los elementos detectores son más grandes. En conclusión, en los sistemas en los que se evaluaron las medidas físicas relacionadas con la calidad de imagen, éstas son sustancialmente inferiores en los sistemas CR en comparación con los sistemas DR.

Un estudio llevado a cabo en la Ciudad de México y sus alrededores^[9], evaluó los niveles de dosis glandular promedio y la calidad de imagen por medio del maniquí del ACR, en 65 sistemas de mamografía digital tipo CR. Los resultados de este trabajo muestran que solo cuatro de los sistemas cumplían con el criterio mínimo de aceptación de calidad de imagen establecido en el protocolo del ACR^[10]. Cabe mencionar que en estos cuatro lugares evaluados se tenía un programa de control de calidad que era revisado periódicamente por un físico médico. El 78.5% de las imágenes obtenidas con el maniquí del ACR contenían artefactos y heterogeneidades presuntamente ocasionadas por una adquisición y procesamiento deficientes, apuntando a la falta de procedimientos y programas de control de calidad en estas instalaciones. Los niveles de dosis glandular promedio tenían un promedio de 2.4 mGy, en buen acuerdo con el nivel orientativo de 3 mGy por proyección cráneo-caudal establecido en la NOM-041-SSA2-2011^[5] para una mama comprimida de 4.5 cm de espesor y con glandularidad 50% adiposa y 50% glandular, aunque 17 de los sistemas evaluados se encontraban por arriba de este valor orientativo. Los resultados de esta evaluación muestran un alarmante mal uso de los sistemas digitales tipo CR usados en la mamografía de tamizaje, hasta el punto de hacer la práctica no sólo ineficaz, sino arriesgada en términos de diagnósticos erróneos.

En la presente tesis, realizada mediante una colaboración entre la Dirección de Cáncer de la Mujer del Centro Nacional de Equidad de Género y Salud Reproductiva (CNEGSR), el Grupo de Física Médica de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid (UCM), y el Instituto de Física de la Universidad Nacional Autónoma de México (IFUNAM), se evaluó el desempeño técnico de diez sistemas de mamografía digital tipo CR pertenecientes al Programa de Cáncer de la Mujer, localizados en la región central del país, mediante la aplicación de un amplio protocolo de control de calidad que toma como base, protocolos internacionales, como el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico^[12], el Programa de Garantía de Calidad para Mamografía Digital del Organismo Internacional de Energía Atómica^[13], las Guías Europeas para la Garantía de la Calidad en la Detección Temprana y Diagnóstico del Cáncer de

Mama^[27], los lineamientos de las normas nacionales NOM-229-SSA1-2002^[11] y NOM-041-SSA2-2011^[5], así como el trabajo realizado en el IFUNAM en tesis anteriores relacionadas con el tema, entre otras, las tituladas: Control de Calidad en Radiografía Computarizada (CR) para Mamografía^[14] y Herramientas para evaluar la calidad de la Imagen Producida por Detectores Digitales en Mamografía^[15].

Los objetivos específicos de este trabajo son los siguientes:

- Evaluar el estado mecánico del mastógrafo, la calidad del haz de radiación y el control automático de exposición (RCR, RSR, SDNR).
- Evaluar la calidad de la imagen producida en los sistemas de mamografía digital CR usando el maniquí de contraste-detalle CDMAM, mediante su software asociado.
- Evaluar los parámetros que determinan la calidad de imagen de un sistema de mamografía digital, tales como MTF (resolución espacial), NNPS (ruido) y DQE (desempeño del detector), usando el código Sacbé desarrollado en el IFUNAM^[16].
- Evaluar la dosis glandular promedio en maniqués equivalentes a mamas comprimidas de una variedad de espesores y composiciones de tejido glandular-adiposo.
- Evaluar las condiciones de visualización e interpretación de los estudios de mamografía, así como los monitores utilizados para ello.

La relevancia de este trabajo de tesis radica en que éste es el primer estudio en México que evalúa el desempeño técnico de sistemas de mamografía digitales tipo CR, empleados en la práctica clínica en un programa de tamizaje de la Secretaría de Salud, usando parámetros objetivos de calidad de imagen, como umbral de contraste-detalle (CDMAM), función de transferencia de modulación (MTF), espectro de potencias ruido (NNPS) y eficiencia cuántica de detección (DQE); además, se evaluarán los niveles de dosis glandular promedio impartidas en la práctica clínica. Con este trabajo se espera contribuir a mejorar las condiciones en el desempeño de los sistemas digitales tipo CR mediante la recomendación de acciones, tanto preventivas como correctivas, que impacten positivamente en la calidad de las imágenes y por lo tanto en el diagnóstico certero de miles de mujeres.

El presente trabajo se divide en cinco capítulos. Los conceptos básicos de la mamografía, la descripción de los detectores digitales tipo CR que son empleados en mamografía y los parámetros objetivos de calidad de imagen (MTF, DQE y NNPS), se describen en el capítulo dos. En el capítulo tres se describe la metodología empleada en este trabajo para la evaluación de los diez sistemas de mamografía tipo CR. En el capítulo cuatro se reportan los resultados obtenidos, separados en dos partes, en la primera parte se resumen los resultados obtenidos durante la evaluación de los mastógrafos y en la segunda parte se reportan los resultados obtenidos en la evaluación de los receptores de imagen y los lectores CR, clasificados según la marca del fabricante. En el capítulo cinco se analizan y discuten los resultados y en el capítulo seis se presentan las conclusiones y perspectivas futuras de este trabajo.

CONCEPTOS BÁSICOS

2.1 PRINCIPIOS FÍSICOS DE LA MAMOGRAFÍA POR RADIOGRAFÍA COMPUTADA (CR)

La mamografía es una técnica radiológica de imagen de alto nivel, especialmente diseñada para la obtención de imágenes radiográficas de la glándula mamaria y es la única técnica de imagen reconocida como válida para la detección temprana del cáncer de mama. En la exploración mamográfica suelen realizarse, al menos en la primera exploración, dos mamografías por mama; una con proyección cráneo-caudal (proyecta la mama en una imagen con información relativa al sector interior-exterior) y otra medio-lateral-oblicua (proyecta la mama en una imagen con información relativa al sector inferior-superior)^[15].

Existen dos tipos de mamografías:

Mamografía diagnóstica: dirigida a mujeres sintomáticas, realizada como parte de la evaluación diagnóstica por resultado de imagen sospechosa o en mujeres con síntomas clínicos de patología mamaria sospechosa de cáncer, independientemente de la edad.

Mamografía de tamizaje: dirigida a la población de mujeres asintomáticas o aparentemente sanas de 40 años o más para la detección temprana de cáncer de mama.

Prácticamente la totalidad de los países desarrollados cuentan dentro de los programas de salud pública con programas de detección precoz del cáncer de mama, en los que se incluye la realización de exploraciones mamográficas a mujeres asintomáticas, comprendidas en un margen de edad (habitualmente entre los 40 y 69 años). Si como resultado de la exploración mamográfica se sospechara la presencia de malignidad, el diagnóstico se concluye mediante técnicas complementarias como la ecografía o la realización de biopsias. De los diferentes indicadores utilizados para evaluar la eficacia de los programas de tamizaje mamográfico, uno de los más significativos para evaluar el beneficio es la tasa de mortalidad.

El éxito de la mamografía, ya sea de diagnóstico o dentro de un programa de tamizaje, depende de la producción de imágenes que permitan la adecuada visualización de estructuras de alto contraste, asociadas con objetos pequeños tales como microcalcificaciones, y objetos grandes de bajo contraste, tales como tumores en el tejido circundante. Esto permitirá al médico radiólogo obtener la información adecuada, siempre con el mejor balance entre la calidad de imagen (las imágenes deberán contener por lo menos el nivel de información definido como aceptable, necesario para detectar las lesiones más pequeñas) y con la mínima exposición de la paciente a la radiación. Para la adquisición de este tipo de imágenes, se requiere de un equipo exclusivamente diseñado y dedicado llamado mastógrafo (Figura 2.1), que incluye un tubo de rayos X con características especiales, y un receptor de imagen, en el cual, la imagen mamográfica se forma debido a la diferencia de atenuación de los rayos X al pasar a través de la mama.

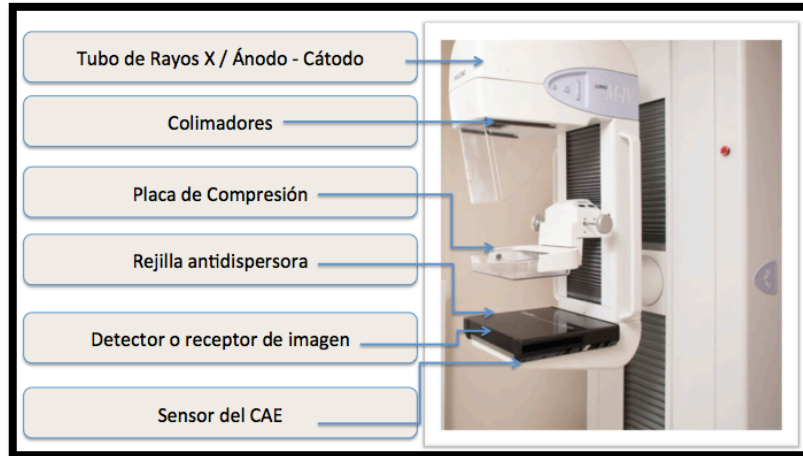


Figura 2.1 Componentes principales de un equipo de mamografía.

2.1.1 Componentes del mastógrafo

Con el fin de maximizar el contraste entre tejidos de características de atenuación similares (composición y densidad), es necesario que los tubos de rayos X de los mastógrafos, generen rayos X de baja energía (20-35 kVp). El material del ánodo de un mastógrafo comúnmente es Molibdeno (Mo) o Rodio (Rh) debido a que estos materiales producen, además de rayos X de frenado, rayos X característicos en el intervalo de energía deseado, 17.5 y 19.6 keV en el caso del Mo, y 20.2 y 22.7 keV para Rh. Los filtros de borde K atenúan fuertemente la radiación por encima de la energía característica del borde para el efecto fotoeléctrico; el filtro de Mo se emplea para atenuar la radiación por encima de los 20 keV, mientras que el filtro de Rh atenúa la radiación por encima de 23.2 keV (Figura 2.2). La combinación correcta ánodo/filtro produce espectros de energías precisas, reduciendo el número de fotones de baja energía que son absorbidos en la mama que contribuyen solamente al aumento de dosis, y de alta energía, que no ofrecen un buen contraste debido a la similitud de la composición de las estructuras de la mama.

En mamografía, el tamaño del punto focal generalmente es de 0.3 y 0.1 mm, para proyecciones normales y con magnificación, respectivamente. El tamaño del punto focal de estas dimensiones es una condición estricta para cumplir con el requerimiento de alta resolución espacial de una mamografía, ya que determina la borrosidad geométrica en la misma.

Uno de los elementos esenciales para una imagen de alta calidad en mamografía, es la compresión de la mama y por lo tanto la placa de compresión del mastógrafo. Una buena compresión evita el traslape de estructuras anatómicas y brinda un espesor homogéneo de la mama disminuyendo la dosis impartida. Además, elimina la borrosidad en las imágenes al evitar el movimiento de la paciente.

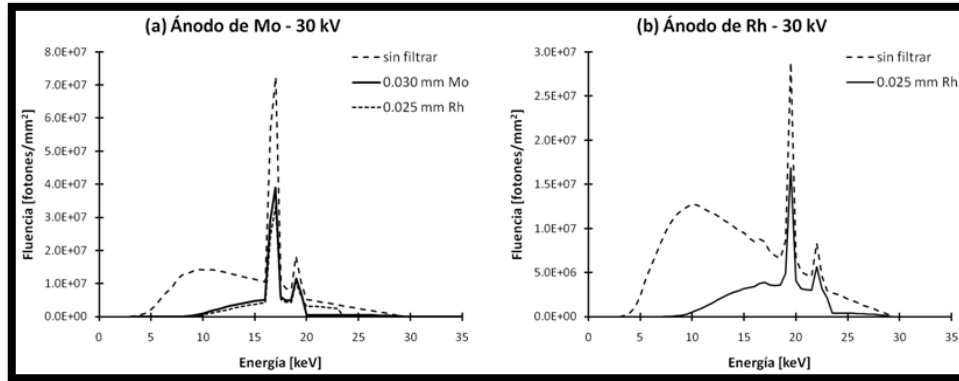


Figura 2.2 Espectros de rayos X para ánodos de Mo (izquierda) y Rh (derecha) a 30 kV, con filtros de Mo y Rh.

Debido a las interacciones de la radiación con la materia durante la exposición al haz de radiación, existe radiación dispersa (efecto Compton), por lo cual, los equipos de mamografía incorporan una rejilla antidispersora cuyo objetivo es disminuir al mínimo la llegada de este tipo de radiación al receptor de imagen, ya que este tipo de radiación degrada el contraste en las imágenes.

El control automático de exposición (CAE) determina, mediante ciertos parámetros de entrada como el espesor y atenuación de la mama, los parámetros técnicos (combinación ánodo/filtro kV y mAs) óptimos para producir una imagen mamográfica con el mejor balance entre calidad de imagen y dosis impartida a la paciente.

2.1.2 Detectores tipo CR en mamografía digital

Los sistemas de radiografía computada (CR) o sistemas de fósforos fotoestimulables (Figura 2.3), consisten en placas fotoestimulables que se introducen dentro de un chasis similar al del sistema película-pantalla. Están formados típicamente de un cristal de fluorohalogenuro de bario con impurezas de europio (BaFX:Eu^{2+}), en donde X es cualquiera de los halogenuros Cl, Br o I, o una mezcla de ellos. La energía de los fotones de rayos X incidentes sobre la placa provocará que electrones de la banda de valencia pasen a la banda de conducción, dejando en ésta última huecos que actúan como cargas positivas. Los electrones se desplazarán por la banda de conducción hasta caer en niveles de energía intermedios que constituyen estados de energía metaestables (centros F) formando la imagen latente, estable durante varias horas^[14].

Durante el proceso de lectura de la placa, un haz de luz láser muy focalizado (630-680 nm aproximadamente, luz de color rojo) realiza un barrido estimulando a los electrones a retornar al nivel de energía más bajo o nivel fundamental por un proceso llamado luminiscencia estimulada. El paso a este nivel es realizado a través de transiciones entre niveles energéticos intermedios asociados a un material dopante que es introducido en la red cristalina (Figura 2.4). La longitud de onda de los fotones de luz emitidos depende del dopante utilizado (400 nm aproximadamente, luz azul) y es distinta de la asociada a la luz láser. El número de fotones de luz emitidos en este proceso es proporcional al número de fotones de rayos X incidentes sobre la placa. La luz emitida es recogida por un fotomultiplicador donde se produce la conversión en señal eléctrica y su ulterior amplificación y digitalización^[17].

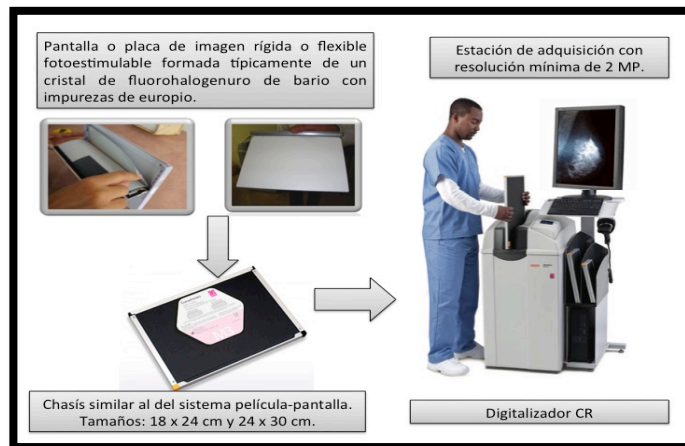


Figura 2.3. Componentes de un sistema de mamografía digital CR

En los sistemas CR, una vez adquirida la imagen, es preciso borrar la información residual, lo que se consigue normalmente mediante un barrido de todo el fósforo con un haz de luz intensa que vacíe las trampas electrónicas. El barrido del haz láser (muestreo de la placa) se realiza paralelamente al lado del tórax, al mismo tiempo que la placa se desplaza en dirección perpendicular. Estos barridos se denominan “scan” y “subscan”, respectivamente. Las dimensiones del píxel quedan determinadas por la anchura del haz láser que es focalizado sobre la placa durante la lectura y por la distancia entre las distintas muestras. En este tipo de detectores, las dimensiones de la apertura (tamaño del píxel) suelen ser mayores que el espaciado de muestreo debido fundamentalmente a que la luz láser se dispersa al penetrar en la placa de fósforo y libera electrones atrapados en niveles que se encuentran a los lados de la dirección inicial del haz^[14].

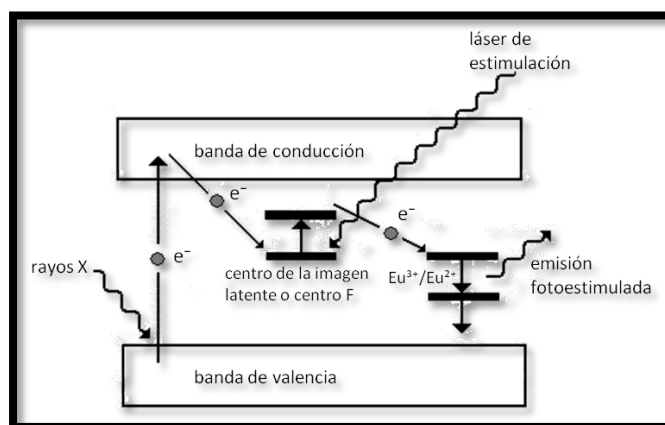


Figura 2.4. Modelo de luminiscencia estimulada^[18].

Con el objetivo de mejorar las características de los receptores de imagen CR, se han desarrollado sistemas de lectura con fuentes de estimulación lineales que reemplazan al láser focalizado usado comúnmente (Figura 2.5a), dando como resultado un tiempo de lectura menor y evitando pérdidas en resolución espacial. Para mejorar la eficiencia de recolección de la luz se ha desarrollado un sistema de doble lectura (Fig. 2.5b) consistente en recoger la luz emitida por los fósforos por ambos lados de la placa.

Por otro lado, la estructura de la cubierta fosforescente es similar a la de las pantallas intensificadoras usadas en los equipos analógicos, ya que se tienen granos de material

fosforescente de 5 μm de diámetro, aproximadamente. Esta estructura dispersa isotrópicamente la luz de manera importante (tanto la del láser como la resultante de la estimulación), lo que limita el espesor de la cubierta fosforescente. Para contrarrestar este efecto, se han utilizado materiales fosforescentes con estructura de aguja que actúan como guías de luz, lo cual permite hacer cubiertas más gruesas sin perder mucho en resolución espacial^[14]. Los desarrollos tecnológicos en los fósforos fotoestimulables y en los sistemas de lectura permiten obtener imágenes con tamaños nominales de píxel de 50 μm para mamografía, con resoluciones que alcanzan 8 pares de líneas por milímetro (pl/mm)^[17].

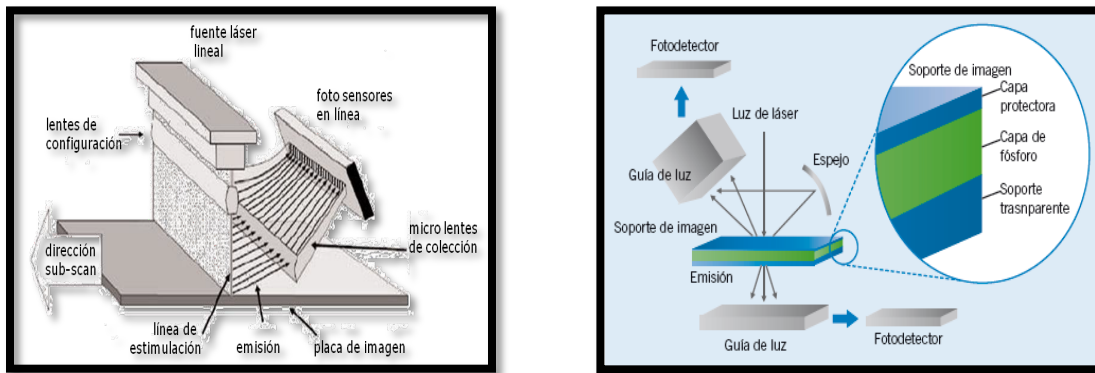


Figura 2.5 (a) Esquema de lectura en línea de una placa CR^[19]. (b) Esquema de un sistema de doble lectura de un sistema CR^[17].

Se han comparado varios tipos de detectores utilizados en mamografía, encontrándose que la eficiencia de detección cuántica (DQE) de los CR es en general peor que la asociada a los detectores integrados^[20,21]. La principal consecuencia de esta limitación es que las dosis necesarias para obtener imágenes de calidad aceptable es mayor que la que se necesita con los sistemas integrados y en algunos casos superior a la del sistema película-pantalla. Esto afecta a la visibilidad de las microcalcificaciones en áreas en las que hay mayor densidad de tejido glandular y el nivel de ruido es muy alto para los valores de dosis definidos como aceptables. También contribuye a esta situación la falta de optimización de los factores de exposición como consecuencia de usar equipos de rayos X diseñados para película-pantalla. Otra desventaja añadida es la presencia de suciedad en los chasis y en los sistemas de lectura que produce artefactos en la imagen que pueden enmascarar la presencia de microcalcificaciones o dar lugar a falsos positivos. Este tipo de detectores digitales está ampliamente extendido debido a que permite la digitalización de los sistemas de mamografía convencional sin necesidad de cambiar los mastógrafos con el consiguiente ahorro económico.

La función de respuesta de los sistemas tipo CR (relación valor medio de píxel (VMP) - kerma) a diferencia de los sistemas digitales con detector integrado, presenta un comportamiento no lineal de tipo logarítmico, dado por la relación:

$$VMP = m * \ln(K) + b \quad (2.1)$$

en donde VMP representa el valor medio de píxel, K representa el kerma en aire a la entrada el detector mientras que m y b son constantes. Las medidas que se realicen de VMP y DTP (desviación típica promedio) durante las pruebas de control de calidad aplicadas a este tipo de sistemas deberán linealizarse de acuerdo a las relaciones:

$$VMP' = \exp\left(\frac{VMP - b}{m}\right) \quad DTP' = \frac{DTP}{m}(VMP') \quad (2.2)$$

2.2 CALIDAD DE IMAGEN

Calidad de imagen es un concepto genérico que aplica a todo tipo de imágenes; en mamografía este concepto toma especial relevancia debido a que la calidad de una imagen mamográfica se asocia a su utilidad para que el médico radiólogo realice un diagnóstico certero. Por tanto, los parámetros que determinan la calidad de imagen deberán valorar la eficacia de la imagen en relación a este objetivo principal. Estos parámetros deberán hacer referencia a la capacidad de la imagen para demostrar la presencia o no de patología y para identificar estructuras anatómicas que sean relevantes para su detección, localización y diagnóstico diferencial. Cabe mencionar que para mantener una adecuada calidad de imagen a lo largo de tiempo, no solo deberán realizarse pruebas de control de calidad con una determinada periodicidad, sino que además es imprescindible una estrecha colaboración entre el médico radiólogo que interpreta las mamografías, el técnico radiólogo que las realiza, los ingenieros de servicio encargados de los diferentes componentes del sistema de mamografía y el físico médico que detecta de manera oportuna las posibles anomalías en la calidad de la imagen. Los conceptos que se exponen a continuación están intrínsecamente relacionados con la utilidad diagnóstica de las imágenes mamográficas. Los elementos que determinan fundamentalmente la calidad de la imagen son el contraste, la resolución espacial y el ruido^[22].

2.2.1 Contraste

Contraste se define como la diferencia entre el nivel de gris o valor medio de pixel (VMP) entre dos regiones A y B cercanas y adyacentes^[22]. El contraste presente en una mamografía es el resultado de diferentes etapas que ocurren durante la adquisición, el procesamiento y el despliegue de la imagen. En cada uno de estos procesos es posible definir un tipo de contraste, por ejemplo, el contraste inherente al objeto, el cual se asocia a la diferencia en algún aspecto de la señal original que formará la imagen, y el contraste del receptor, el cual está directamente relacionado con la eficiencia de éste; sin embargo, la magnitud que describe de mejor manera el contraste asociado a una imagen digital es la *relación contraste-ruido (RCR)* definida como:

$$RCR = \frac{VMP_A - VMP_B}{\sqrt{(\sigma_A^2 + \sigma_B^2)/2}} \quad (2.3)$$

donde VMP_A y VMP_B son los valores medios de pixel de las regiones A y B respectivamente y σ_A , σ_B son las desviaciones estándar del VMP.

La Figura 2.6 muestra tres imágenes mamográficas con diferente contraste.

2.2.2 Resolución espacial

Clásicamente, se define a la resolución espacial como la capacidad de un sistema de imagen para distinguir dos objetos, pequeños y cercanos, como independientes en las dos dimensiones espaciales de la imagen. En un sistema ideal, cada punto en el objeto corresponde a un sólo punto bien definido en la imagen, mientras que en un sistema real parte de la información referente a un punto en el objeto se esparce en la imagen como se observa en la Figura 2.7 dando lugar a un efecto llamado borrosidad (*blurring*), este efecto es más evidente cuando la resolución espacial en la imagen no es la adecuada. El uso de patrones de resolución permite verificar que la resolución espacial no se haya degradado o se haya visto afectada por factores adicionales al tamaño de pixel del receptor de imagen, sin embargo, una manera más objetiva de determinar la resolución espacial de un sistema es mediante la función puntual de dispersión (*point spread function PSF*), la cual se obtiene como la imagen de un objeto puntual.

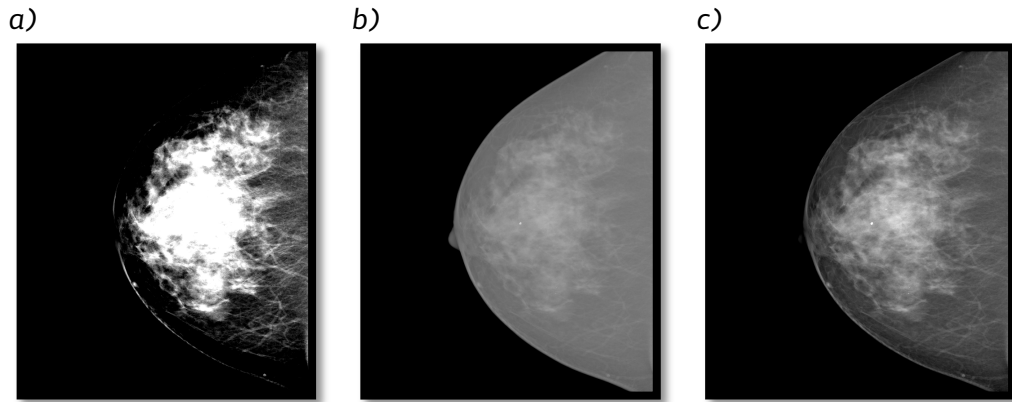


Figura 2.6 a) mamografía con alto contraste b) mamografía con bajo contraste c) mamografía con contraste adecuado.

2.2.2.1 Función de transferencia de modulación (MTF)

La función de transferencia de modulación (*modulation transfer function, 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^[15]. Un objeto, matemáticamente se puede describir como la suma de una serie de funciones sinusoidales, la MTF mide el cambio en la amplitud de estas ondas sinusoidales como se muestra en la Figura 2.8, la amplitud de salida se ve afectada por el sistema y es función de la frecuencia espacial.

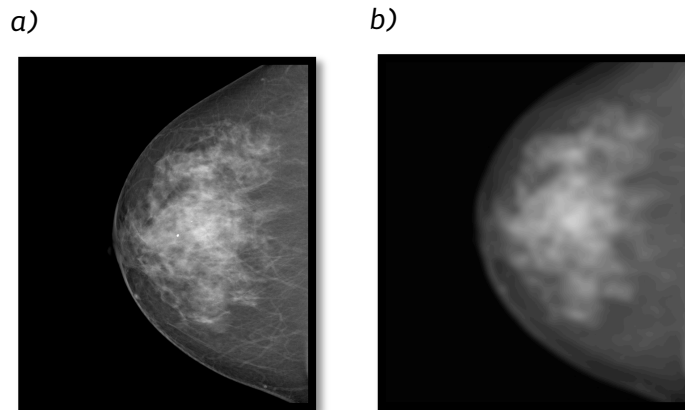


Figura 2.7. a) mamografía con adecuada resolución espacial b) mamografía con baja resolución espacial, se observa el efecto de *blurring*.

La MTF se determina a través del módulo de la transformada de Fourier de la función de respuesta a un impulso (PSF):

$$MTF(u, v) = |\mathcal{F}[PSF(x, y)]|, \quad (2.4)$$

sin embargo, experimentalmente la PSF es difícil de determinar ya que se requiere una fuente puntual infinitesimal. La MTF de un sistema de mamografía se obtiene a partir de imágenes de un borde de angulado que describen la respuesta de un sistema de imagen a un estímulo lineal (*line spread function, LSF*) mediante:

$$MTF(u) = |\mathcal{F}[LSF(y)]|. \quad (2.5)$$

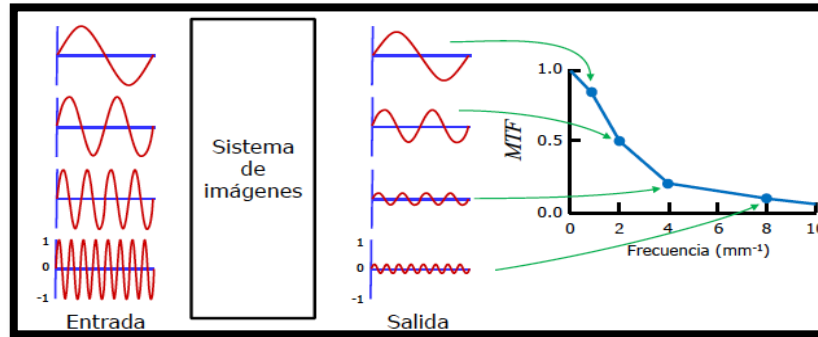


Figura 2.8 Descripción gráfica de la modulación de la amplitud en un sistema de imágenes.

La MTF de un sistema ideal es 1.0 para todas las frecuencias, experimentalmente, los valores de la MTF son siempre menores que 1.0 como se muestra en la Figura 2.9. Es común reportar la frecuencia para la cual la MTF ha caído a un 50% o a un 10%.

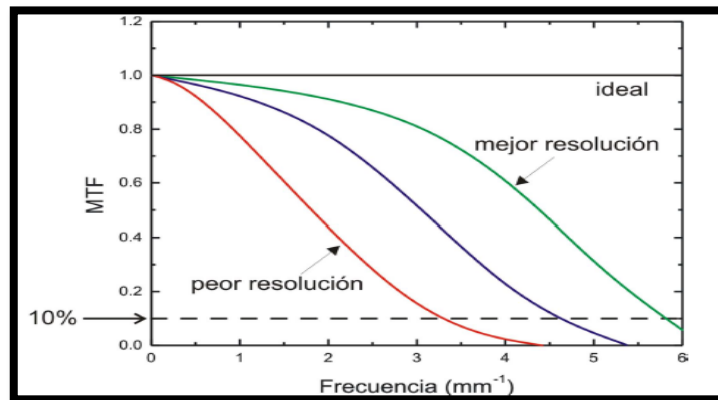


Figura 2.9 Funciones de transferencia de modulación para distintos sistemas de imágenes.

2.2.3 Ruido

El ruido en una imagen es la fluctuación en el nivel de gris o valor de píxel en una región y se evalúa por medio de la desviación estándar (σ) del valor medio de píxel. El ruido en una imagen digital tiene tres componentes, *ruido electrónico*, independiente de la exposición a la radiación y ocasionado principalmente por los circuitos de lectura y amplificación; *ruido estructural*, caracterizado por variaciones en la ganancia del sistema de imagen que permanecen fijas espacialmente y son proporcionales al cuadrado de la exposición; y *ruido cuántico*, directamente asociado a la naturaleza estocástica de la radiación y directamente proporcional a ésta.

En el caso del ruido cuántico, el ruido que percibe un observador humano en una imagen es el ruido relativo:

$$Ruido\ relativo = \frac{\sigma}{N} \quad (2.6)$$

donde N es el número promedio de fotones de rayos X registrados en cada píxel.

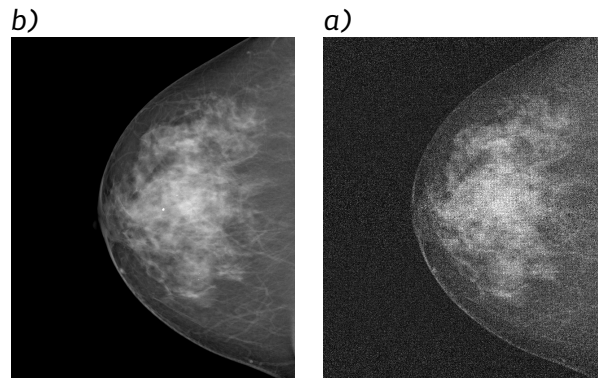


Figura 2.10 Mamografía con a) bajo nivel de ruido y b) alto nivel de ruido.

Un indicador de calidad de imagen es el inverso del ruido relativo llamado relación señal a ruido (RSR):

$$RSR = \frac{N}{\sigma} = \frac{N}{\sqrt{N}} = \sqrt{N} \quad (2.7)$$

Es importante mencionar que de acuerdo con la ecuación 2.5, si se quiere incrementar la relación señal a ruido es necesario incrementar N , lo cual implica mayor dosis a la paciente. En todas las imágenes médicas por rayos X se quiere reducir la dosis de radiación impartida a la paciente, sin embargo, debe de existir un balance entre estos dos conceptos, calidad de imagen y dosis ya que están intrínsecamente ligados. Es por esta razón que se deben llevar a cabo acciones de optimización entre estos dos parámetros, es decir, obtener la mejor imagen con la menor dosis impartida a la paciente.

2.2.3.1 Espectro de potencias de ruido (NPS)

La covarianza es una forma simple y útil de caracterizar el ruido cuando N sigue una distribución de Poisson, sin embargo es limitada ya que no proporciona información sobre las características espaciales del ruido. El espectro de potencia de ruido (noise power spectrum, NPS), conocido también como espectro de Wiener, describe la varianza del ruido tomando en cuenta la contribución de cada frecuencia espacial. El NPS se define mediante la transformada de Fourier de la función de autocovarianza del ruido para un sistema érgodico y estacionario y es determinado a partir de una o varias imágenes producidas con la misma fluencia de fotones (imágenes de campo plano) sin objeto de prueba. Para una descripción detallada del cálculo del NPS véase la referencia 15.

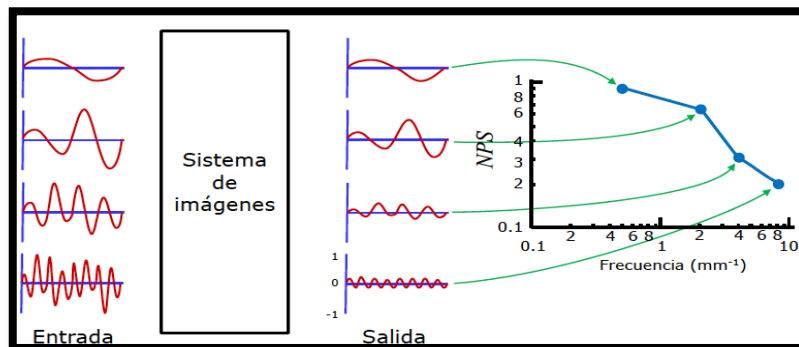


Figura 2.11 El NPS muestra cómo el sistema transfiere el ruido de la señal de entrada a la imagen final en función de la frecuencia espacial.

2.2.4 Eficiencia de detección cuántica (DQE)

La eficiencia de detección cuántica (*detective quantum efficiency, DQE*) se considera el parámetro que describe de mejor manera el desempeño global del receptor de imagen y se define como la capacidad del sistema para transferir la RSR del campo de radiación incidente en el receptor en función de la frecuencia espacial. La DQE se define como:

$$DQE = \frac{RSR_{out}^2}{RSR_{in}^2} \quad (2.8)$$

donde RSR_{in} y RSR_{out} son la relación señal ruido incidente y resultante del sistema de imagen.

Si los VMP en la imagen se pueden expresar como valores de kerma en aire (μGy), la expresión para el cálculo de la DQE es:

$$DQE(f) = \frac{MTF^2(f)}{qNNPS_{out}(f)} \quad (2.9)$$

donde q es la fluencia de fotones en el detector y se puede expresar como el producto del kerma en aire (K_{air}) a la entrada del detector y la RSR_{in}^2 . El $NNPS$ es el espectro de potencias de ruido normalizado por el cuadrado del valor promedio del kerma en aire al cual se adquieren las imágenes.

El estándar internacional IEC 62220-1-2^[28] especifica las condiciones de irradiación y procedimiento de medición para la MTF, NPS y DQE para sistemas de mamografía en función del kerma en aire y la frecuencia espacial, para una completa descripción del método de cálculo véase la referencia 15.

2.2.5 Curvas de Contraste-Detalle

Las curvas de contraste-detalle combinan de manera cuantitativa los conceptos de resolución espacial y resolución de contraste. Una curva típica de contraste-detalle se muestra en la Figura 2.12. La curva es el resultado de la evaluación del maniquí de contraste-detalle CDMAM^[25]. El eje x de la gráfica corresponde al diámetro de los discos de oro (detalle), y el eje y corresponde al espesor de los objetos, mientras más grueso es el objeto su imagen será más contrastada. Conforme los objetos se hacen más pequeños y su contraste disminuye, también lo hace la relación contraste-ruido (RCR), y éstos son más difíciles de ver en la imagen^[22].

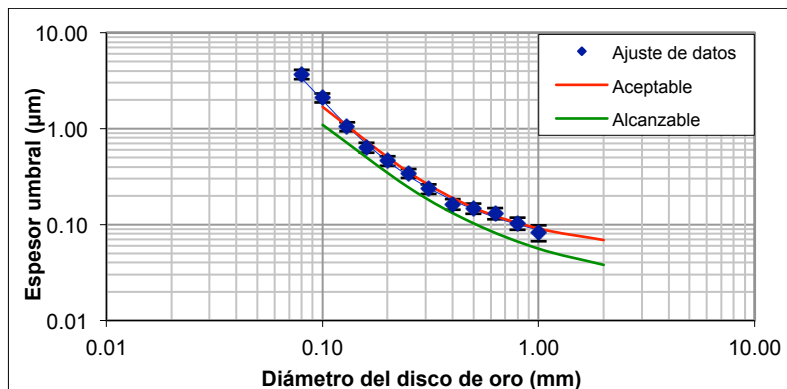


Figura 2.12. Curvas típicas de contraste-detalle resultado de la evaluación de una serie de imágenes del maniquí CDMAM.

La línea azul marino en la Figura 2.12, corresponde a la zona de transición, dónde los objetos localizados arriba y a la derecha son visibles en la imagen, mientras que los objetos localizados abajo y a la izquierda de la línea no son visibles. Las líneas roja y verde corresponden a los criterios de aceptación aceptable y alcanzable respectivamente.

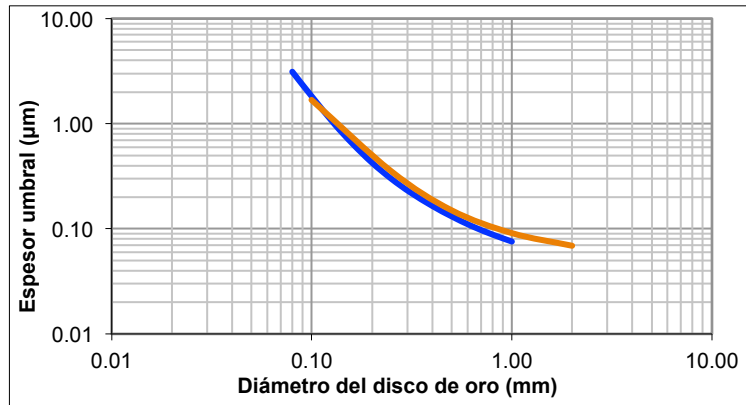


Figura 2.13. Curvas de contraste detalle para dos sistemas.

La utilidad de las curvas de contraste-detalle es ilustrada en la Figura 2.13. La Figura muestra dos curvas de contraste detalle resultado de la evaluación de una serie de imágenes del maniquí CDMAM para dos sistemas (azul y naranja). El sistema al que le corresponde la curva de contraste-detalle en color naranja tiene una mejor resolución espacial que el sistema en color azul ya que la curva naranja se extiende más hacia la derecha permitiendo la visibilidad de objetos más pequeños. Similarmente el sistema al que le corresponde la línea azul tiene mejor resolución en contraste.

2.3 DOSIS GLANDULAR PROMEDIO (DGP)

De los diferentes tejidos que componen la glándula mamaria, el de mayor radiosensibilidad es el tejido glandular, por esta razón, la cantidad que describe la dosis impartida al tejido mamario se define como Dosis Glandular Promedio (DGP):

$$DGP = K_{se}D_g \quad (2.10)$$

donde K_{se} [R] es el kerma en aire en la superficie de entrada y D_g [mGy/R] es un factor dependiente de la calidad del haz de rayos X (combinación blanco/filtro, kV, CHR) y de la composición y espesor de la glándula mamaria.

En la práctica la DGP se puede calcular como:

$$DGP = K_{se}cgs \quad (2.11)$$

donde c es un coeficiente que depende de la calidad del haz, g es un coeficiente que depende del espesor y glandularidad de la mama así como de la calidad del haz y s es un coeficiente que depende de la combinación ánodo/filtro en el tubo de rayos X. Estos coeficientes son determinados mediante métodos computacionales^[23].

DESARROLLO EXPERIMENTAL

Las pruebas de control de calidad de los sistemas de mamografía digital tipo CR que se describen en este capítulo fueron propuestas y consensuadas entre la UCM y el IFUNAM, y son una adaptación para México de protocolos y normas internacionales establecidas en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico 2011 (PECCR)^[12], el Mammography Quality Control Manual ACR 1999 (ACR)^[10], Quality Assurance Programme for Digital Mammography (QAPDM)^[13], así como el trabajo de tesis titulado: Herramientas para evaluar la calidad de la Imagen Producida por Detectores Digitales en Mamografía^[15].

La mayoría de las pruebas fueron realizadas en “condiciones clínicas” del servicio, es decir, seleccionando las técnicas radiográficas habituales para obtener imágenes de una mama de espesor comprendido entre 4 y 6 cm (mama típica). Las “condiciones clínicas” se obtienen irradiando con control automático de exposición un bloque de polimetil metacrilato (PMMA) de 45 mm de espesor. Este espesor simula la atenuación y dispersión de la radiación incidente en una mama de 53 mm de espesor y 29% de tejido glandular de una mujer en el intervalo de edades comprendido entre 40 y 64 años^[23]. En la Tabla 3.1 se definen algunos parámetros de interés así como las condiciones habituales que se seleccionaron para realizar las pruebas de control de calidad.

Tabla 3.1 Parámetros de interés y condiciones habituales para la realización de pruebas de control de calidad

Parámetros a seleccionar	Condiciones clínicas
Foco	Grueso
Rejilla	Sí
Compresor	Dentro del haz y ejerciendo sobre el maniquí una fuerza de compresión igual a la utilizada en condiciones clínicas (siempre ≥ 80 N)
Posición del detector del CAE	La más próxima a la pared del tórax
Maniquí patrón o estándar	Maniquí de PMMA de 4.5 cm de espesor
Punto de referencia	A 6 cm del lado correspondiente a la pared del tórax y centrado lateralmente
Imagen “preprocesada”	Imagen a la que solo se le han aplicado algoritmos de procesamiento destinados al aplanamiento o uniformización del campo
ROI	Región de interés que se define para realizar las medidas en las imágenes. Su tamaño depende del tipo de prueba
DTP	Desviación típica promedio en una ROI.
Haz de referencia	@28 kV combinación Mo/Mo

Las imágenes obtenidas para la evaluación de las pruebas, en su mayoría, fueron imágenes “preprocesadas”, llamadas comúnmente “for processing”, imágenes a las que únicamente se les aplicó el algoritmo de aplanamiento de campo con el fin de uniformizar lectura del chasis en el CR. Las imágenes preprocesadas fueron adquiridas en la modalidad descrita en la Tabla 3.2, de acuerdo con la marca del lector CR. Estas imágenes fueron grabadas y transferidas a otro ordenador; las medidas del valor medio del píxel (VMP) en una región de interés (ROI), del ruido de píxel (desviación típica del valor del píxel DTP en una ROI), la relación señal ruido (RSR), y la relación contraste ruido (RCR) fueron hechas utilizando el software Image J^[24]. En los casos en

los que no fue posible la transferencia de imágenes a otro ordenador, éstas fueron analizadas utilizando el programa instalado en la estación de adquisición del lector CR. Las pruebas de calidad de imagen se aplican sobre el mismo chasis para evitar la variabilidad de resultados ya que entre placas puede haber diferencias de sensibilidad.

Tabla 3.2 Modalidad de operación para la adquisición de imágenes crudas

Fabricante lector CR	Ajuste de la modalidad
Carestream Health	Seleccionar del menú para agregar vistas la vista Otro/prueba
Fujifilm (Philips)	Seleccionar la opción QC Test/Sensitivity
Konica	Seleccionar la opción Mammo/Test Phantom

PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD APLICADAS

Las 29 pruebas aplicadas a los sistemas de mamografía se agruparon en 3 grupos: evaluación del mastógrafo, evaluación del receptor de imagen, y evaluación de las condiciones de visualización. En la Tabla 3.3 se resumen las pruebas que se realizaron, así como la referencia específica del documento en que se basa cada prueba.

Tabla 3.3 Pruebas de control de calidad aplicadas

	1	Evaluación general	Referencia
Evaluación del mastógrafo	1.1	Evaluación mecánica y visual	PECCR, ACR
	1.2	Exactitud del espesor medido	PECCR
	1.3	Fuerza de compresión	PECCR, NOM-229
	1.4	Atenuación del compresor	PECCR
	2	Control Automático de Exposición	PECCR
	2.1	Tiempo de exposición	PECCR
	2.2	Repetibilidad del CAE	PECCR
	2.3	Valor del rendimiento en condiciones clínicas	PECCR
	2.4	Repetibilidad del rendimiento para 45 mm de PMMA	PECCR
	2.5	Linealidad del rendimiento con la carga del tubo	PECCR
	3	Rejilla	
	3.1	Artefactos de la rejilla	PECCR
	4	Calidad de haz	PECCR
	4.1	Exactitud del kV	PECCR, NOM-229 NOM- 041
	4.2	Capa hemirreductora	PECCR
	5	Dosimetría	
	5.1	Dosis glandular promedio (DGP)	PECCR, NOM-229, NOM- 041
Evaluación del receptor de imagen	6	Receptor de imagen y lector CR	
	6.1	Función de respuesta	PECCR
	6.2	Barrido del láser	PECCR
	6.3	Uniformidad de la imagen	PECCR
	6.4	Tiempo efectivo de los ciclos de borrado	PECCR
	7	Calidad de imagen	
	7.1	Compensación con el espesor y composición de la mama	PECCR, QAPDM
	7.2	Ruido	PECCR
	7.3	Remanencia de la imagen	PECCR
	7.4	Resolución espacial	PECCR
	7.5	Distorsión geométrica	PECCR
	7.6	Calidad de imagen CDMAM	PECCR
7.7	Función de transferencia de modulación (MTF)	PECCR, IEEC	
7.8	Espectro de potencias de ruido normalizado (NNPS)	PECCR, IEEC	

	7.9	Eficiencia de detección cuántica (DQE)	PECCR, IEEC
	7.10	Calidad de imagen ACR	PECCR
	7.11	Artefactos	PECCR
	8	Presentación de la imagen	
	8.1	Condiciones de visualización	PECCR, NOM-229, NOM- 041

A continuación se detallan el objetivo, la frecuencia, los materiales, el procedimiento y el criterio de aceptación de las pruebas aplicadas.

I) EVALUACIÓN DEL MASTÓGRAFO

3.1 Evaluación general

3.1.1 Evaluación mecánica y visual

Objetivo: Comprobar que los elementos mecánicos del mastógrafo funcionan correctamente.

Criterio de aceptación: Los elementos evaluados mecánica y visualmente deben encontrarse en buen estado y/o funcionar correctamente.

Material y equipo: Hoja de registro.

Procedimiento Verificar que el cuerpo del mastógrafo y la mampara de protección son mecánicamente estables, todas las piezas móviles se deben mover suavemente y sin fricción indebida; los indicadores de inclinación, angulación, fuerza de compresión y espesor, así como la luz indicadora del campo luminoso, deben funcionar correctamente. Se debe probar cada botón de bloqueo de forma independiente para asegurar que el movimiento mecánico se evita cuando se establece el bloqueo. El receptor de imagen debe de estar libre de vibraciones; además se debe de deslizar suavemente. Adicionalmente se debe verificar que no existan posibles riesgos eléctricos

3.1.2 Exactitud del espesor medido

Objetivo: Comprobar la exactitud del espesor medido por el equipo.

Criterio de aceptación: Desviación ≤ 5 mm.

Material y equipo: Placas de PMMA de 2, 3, 4, 4.5, 5, 6 y 7 cm.

Procedimiento: La prueba debe realizarse aplicando la fuerza de compresión utilizada en condiciones clínicas.

Observaciones: Esta prueba se realiza al mismo tiempo que la prueba de Compensación con el espesor y composición de la mama (3.7.1). Un desajuste en el espesor medido puede originar que la imagen sea adquirida utilizando factores de exposición que proporcionan una calidad de imagen y unos valores de dosis inadecuados. Además, cuando el desajuste es importante y da lugar a medidas del espesor por debajo en 1 ó 2 cm del valor real, puede paralizar el funcionamiento del propio CAE para espesores iguales o inferiores a 3 cm. En la mayoría de los mastógrafos, el espesor de la mama se determina a partir de la altura del compresor en la zona en la que está unido al brazo que lo desplaza. Debido a que la mama presenta un espesor menor en la zona del pezón, el compresor bascula y puede proporcionar un valor del espesor menor que el que se determina cuando se utilizan bloques rígidos de PMMA. Para compensar este efecto es deseable que se coloquen las placas de PMMA a la mitad del receptor para que el compresor bascule.

3.1.3 Fuerza de compresión

Objetivo: Verificar que el mastógrafo provee una compresión suficiente pero no excesiva, tanto en el modo motorizado como en el modo manual.

Criterio de aceptación: Máxima fuerza de compresión: entre 150-200 N (15.3-20.3 kg; 33.7-44.7 lb) en los dispositivos motorizados y < 300 N (30.6 kg; 67.5 lb) en modo manual. La compresión nominal deberá coincidir en ± 20 N (aprox. 2 kg) con la compresión medida. Después de un minuto, el valor de la fuerza debe mantenerse en el valor inicial aplicado.

Material y equipo: Báscula, es recomendable que sea tipo analógico, no digital. Toallas de baño (pañños) o bloque de gomaespuma.

Procedimiento: Las medidas pueden realizarse utilizando gomaespuma o la báscula envuelta en una toalla para no dañar el compresor ni el receptor de imagen. Para verificar el modo motorizado, se activa el compresor con los pedales o botones dedicados, y se deja descender el compresor hasta que éste se detenga. Se registra la lectura de la báscula y del indicador. Para verificar el modo manual, se activa el compresor manualmente, aplicando compresión hasta donde sea posible. Se registra la lectura de la báscula y del indicador.

3.1.4 Atenuación del compresor

Objetivo: Medir la atenuación que sufre el haz de radiación debido al compresor del equipo.

Criterio de aceptación: Atenuación del compresor $\leq 25\%$.

Material y equipo: Cámara de ionización.

Procedimiento: Medir el rendimiento para la calidad de haz de referencia (28 kV), primero con el compresor a contacto con la cámara de ionización situada en el punto de referencia (a 6 cm del borde de tórax y 4.5 cm de altura del soporte de la mama centrada lateralmente), posteriormente medir el rendimiento en las mismas condiciones *sin* compresor. Calcular el porcentaje de atenuación.

Observaciones: La atenuación del compresor se puede medir en la prueba *Valor del rendimiento en condiciones clínicas* (3.2.3).

3.2 Control Automático de Exposición (CAE)

3.2.1 Tiempo de exposición

Objetivo: Verificar que el tiempo de exposición para un grosor de mama promedio no supere los 2 s de exposición.

Criterio de aceptación: El tiempo requerido para obtener la imagen de 4.5 cm de PMMA en condiciones clínicas deberá ser: ≤ 2 s. Sería *deseable* que fuera ≤ 1.5 s.

Material y equipo: Medidor de tiempos de exposición adecuado para mamografía.

Procedimiento: Colocar el medidor de tiempo de exposición sobre el soporte de la mama y centrarlo en el campo de rayos X. Seleccionar manualmente los factores de exposición (ánodo/filtro, tensión, carga) correspondientes a las condiciones clínicas para obtener la imagen de 4.5 cm de PMMA. Realizar como mínimo tres exposiciones y registrar las lecturas en la hoja de registro.

Observaciones: El tiempo de exposición se limita para evitar la borrosidad en la imagen por movimiento (latidos del corazón, movimiento asociado a la respiración de la paciente). Su valor depende del espesor de la mama y la tolerancia se fija para una mama promedio (5,3 cm de espesor) simulada con PMMA de a cm de espesor. Se fija el valor de la tolerancia en 2 s por corresponder a la duración de un impulso inspiratorio de una persona normal siendo la duración del impulso expiratorio ligeramente mayor (3 s).

3.2.2 Repetibilidad del CAE

Objetivo: Verificar la repetibilidad de los parámetros de exposición que son automáticamente seleccionados por el equipo (ánodo/filtro, tensión y carga) y de la RSR.

Criterio de aceptación: RSR: máxima desviación $\leq \pm 5\%$

Material y equipo: Maniquí patrón, cámara de ionización, placa CR, programa de análisis de imágenes.

Procedimiento: Se adquieren cinco imágenes del maniquí estándar en condiciones clínicas (modo automático) utilizando el mismo chasis en todas las exposiciones. Se registran los parámetros de adquisición de la imagen (blanco/filtro, kV, mAs) en cada caso. Utilizando el software de análisis de imágenes se determina la relación señal-ruido (RSR) para cada imagen a partir de los valores linealizados, medida en una ROI de 4 cm² situada a 6 cm del lado correspondiente al tórax.

Observaciones: El espesor de mama detectado por el sistema depende de la fuerza de compresión aplicada, por ello deberá ejercerse siempre la misma fuerza (la utilizada en condiciones clínicas) y anotar su valor.

3.2.3 Valor del rendimiento en condiciones clínicas

Objetivo: Obtener los valores del rendimiento (mGy/mAs) del tubo de rayos X para las calidades de haz obtenidas en la prueba de Compensación con el espesor y composición de la mama (3.7.1) y para la calidad de haz de referencia.

Criterio de aceptación: Prueba de referencia.

Material y equipo: Cámara de ionización con electrómetro asociado.

Procedimiento: Colocar la cámara de ionización en el punto de referencia con el compresor a contacto. Medir y anotar la distancia foco-cámara. Seleccionar el modo manual, la combinación ánodo/filtro y la tensión obtenida para un espesor de 2 cm de PMMA obtenida anteriormente. Seleccionar tres valores de mAs entre los comúnmente utilizados en la práctica clínica. Seleccionar el primer valor de mAs elegido y realizar 3 exposiciones, registrar las lecturas en la hoja de datos. Repetir el procedimiento anterior para el resto de valores de mAs. Es necesario determinar los rendimientos para al menos las calidades del haz que son seleccionadas automáticamente para los distintos espesores de PMMA en la prueba de Compensación con el espesor y composición de la mama (3.7.1) y para la calidad de haz de referencia. También es necesario determinar el rendimiento sin compresor para la calidad de haz de referencia para el cálculo de atenuación del compresor.

Observaciones: Estas determinaciones son necesarias, ya que en este protocolo la metodología de estimación de los valores de dosis glandular promedio (maniquí y pacientes) se basa en la medida de los rendimientos.

3.2.4 Repetibilidad del rendimiento para 45 mm de PMMA

Objetivo: Evaluar la repetibilidad del rendimiento para 45 mm de PMMA.

Criterio de aceptación: Repetibilidad: máxima desviación $\leq 5\%$.

Material y equipo: Cámara de ionización.

Procedimiento: La repetibilidad de los rendimientos se evalúa seleccionando la combinación ánodo-filtro y tensión utilizados en la práctica clínica para obtener imágenes de la mama promedio realizando cinco disparos seguidos, se utiliza la metodología descrita en la prueba de Valor de rendimiento en condiciones clínicas (3.2.3).

Observaciones: Las medidas se harán con el compresor a contacto.

3.2.5 Linealidad del rendimiento con la carga del tubo

Objetivo: Evaluar la linealidad de los mAs con el valor del rendimiento (mGy/mAs).

Criterio de aceptación: Coeficiente de linealidad ≥ 0.99 .

Material y equipo: Hoja de cálculo.

Procedimiento: Los valores de la linealidad se calculan en paralelo con los del rendimiento. Comprobar la linealidad para la calidad del haz (ánodo y tensión) utilizada en condiciones clínicas y para la calidad de haz de referencia. Para cada valor de mAs seleccionado, calcular el

valor promedio de las lecturas obtenidas y registrar en la hoja de datos. Calcular los rendimientos dividiendo cada valor promedio por el mAs correspondiente y registrar los valores. Calcular el coeficiente de correlación lineal.

Observaciones: Las medidas se harán con el compresor.

3.3 Rejilla

3.3.1 Artefactos de la rejilla

Objetivo: Verificar que en las imágenes de atenuadores uniformes de PMMA no aparezcan artefactos producidos por la rejilla.

Criterio de aceptación: Las líneas de la rejilla no deben apreciarse en ninguna de las imágenes.

Material y equipo: Placas de PMMA de 2.0, 4.5 y 6.0 cm de espesor y 18 cm x 24 cm de área, chasis CR para mamografía, hoja de registro.

Procedimiento: Se adquieren imágenes de atenuadores de PMMA de 2.0, 4.5 y 6.0 cm de espesor, utilizando el modo automático del equipo. Se registran los parámetros de adquisición de la imagen (blanco/filtro, kV, mAs) en cada caso. Se visualizan las imágenes crudas en los monitores de interpretación o en formato impreso en un negatoscopio específico para mamografías para evaluar la presencia de artefactos generados por un mal funcionamiento de la rejilla antidispersora.

Observaciones: Se pueden usar las imágenes obtenidas en la prueba de Compensación con el espesor y composición de la mama (3.7.1) para los espesores antes mencionados. Las rejillas se mueven durante la exposición para evitar que sus líneas aparezcan sobre la imagen. Un mal contacto eléctrico puede originar que la rejilla no se mueva y en la imagen aparecerán las líneas de rejilla. A primera vista, detectaremos un fondo en la imagen similar al papel de estraza y las líneas solo se visualizarán si se utiliza una lupa ya sea del software o física de al menos 2X.

3.4 Calidad de haz

3.4.1 Exactitud del kV

Objetivo: Comprobar la exactitud de la tensión (kV) aplicada al tubo de rayos X.

Criterio de aceptación: Exactitud: Desviación $\leq \pm 1$ kV.

Material y equipo: Kilovoltímetro específico para mamografía calibrado para los distintos tipos de ánodos (Mo, Rh,W).

Procedimiento: Seleccionar por lo menos 3 valores de tensión entre los comúnmente utilizados en la práctica clínica (para las tensiones que se seleccionan en la práctica clínica para obtener imágenes de mamas de 3, 4.5 y 6 cm de espesor, incluida la tensión de referencia 28 kV). Posicionar el instrumento de medida sobre el soporte de la mama y centrarlo en el campo de radiación con el compresor a contacto. En el modo manual (sin el CAE), realizar como mínimo 3 exposiciones para cada tensión y anotar los valores medidos y el mAs usado. Determinar para cada valor de tensión seleccionado, la desviación obtenida entre el valor nominal y el promedio del valor medido.

Observaciones: Hay que verificar para que combinaciones de blanco/filtro está calibrado el kilovoltímetro. Consultar las especificaciones del kilovoltímetro ya que puede ocurrir que esté calibrado para medir sin el compresor interpuesto en el haz.

3.4.2 Capa hemirreductora

Objetivo: Verificar que la capa hemirreductora del haz de rayos X sea adecuada y esté en correspondencia con los requisitos mínimos de las normas nacionales e internacionales

Criterio de aceptación: $kV/100 + 0.03 \leq CHR \text{ (mm Al)} \leq kV/100 + C^1$

Material y equipo: Láminas de aluminio tipo 1145 (99.45 % de pureza) con espesores de 0.2, 0.3, 0.4, 0.5 y 0.6 mm. Cámara de ionización.

Procedimiento: Se coloca el compresor tan cerca como sea posible del tubo de rayos X. Se coloca la cámara de ionización en el punto de referencia. Utilizando el modo manual del equipo se selecciona la combinación blanco/filtro y el valor del kV empleados en condiciones clínicas para una mama promedio, y un valor de mAs suficiente para obtener una exposición de aproximadamente 1 R con la cámara de ionización. Se registran todos los parámetros de exposición, de ser posible, se colima el haz de rayos X de tal manera que la cámara de ionización esté cubierta exactamente por el haz de radiación (con objeto de minimizar la producción de radiación dispersa). Se realiza una exposición sin que exista alguna lámina de aluminio entre el tubo de rayos X y la cámara de ionización, y se registra el valor de la exposición. Se añaden 0.2 mm de Al entre el tubo de rayos X y la cámara de ionización, colocando la lámina de aluminio sobre la placa de compresión. Se realiza una exposición y se registra el valor de la exposición. Sucesivamente se colocan una por una, láminas adicionales de aluminio de 0.1 mm entre el tubo de rayos X y la cámara de ionización, registrando la lectura de la cámara en cada ocasión, hasta tener 0.5 mm de Al o más, de tal manera que la lectura sea menor que la mitad de la exposición obtenida en la lectura inicial (sin aluminio). Se retiran todas las láminas de aluminio del compresor y se hace una exposición final, verificando que el resultado de esta irradiación no difiera en más del 2% de la exposición inicial. Ajustando una recta a los valores del logaritmo de la atenuación (lectura de la cámara de ionización en función del grosor de Al) se puede conocer la capa hemirreductora.

Observaciones: El intervalo de valores indicado en la tolerancia tiene carácter orientativo. El valor de la CHR determinada con la placa del compresor interpuesta en el haz es necesario para calcular la dosis glandular promedio.

3.5 Dosimetría

3.5.1 Dosis glandular promedio (DGP)

Objetivo: Determinar el valor de la dosis glandular promedio impartida por proyección para distintos espesores de PMMA y verificar que se encuentra por debajo del valor orientativo recomendado.

Criterio de aceptación:

Espesor de PMMA (cm)	DGP Aceptable (mGy)
2	< 1
3	< 1.5
4	< 2
4.5	< 2.5
5	< 3
6	< 4.5
7	< 6.5

Material y equipo: Placas de PMMA con espesores entre 2 y 7 cm, cámara de ionización, placa CR.

Procedimiento: Para el cálculo de la DGP con maniquí se deben utilizar los factores de exposición obtenidos en las exposiciones realizadas durante la prueba de valor del rendimiento

¹ C = 0,12 para Mo/Mo; 0,19 para Mo/Rh; 0,22 para Rh/Rh; 0,30 para W/Rh; 0,32 para W/Ag; 0,25 para W/Al.

en condiciones clínicas. El valor del kerma en aire en la superficie de entrada KAD se estima a partir de los rendimientos y de la carga del tubo como:

$$KAD = Y(d)P_{it}(d/d_{DFS})^2 \quad (3.2)$$

siendo:

Y(d) : el rendimiento del tubo, expresado en mGy/mAs, medido a la distancia d del foco y en el punto de referencia para las calidades de los haces automáticamente seleccionadas por el CAE en la obtención de las imágenes de los distintos espesores de PMMA o de las mamas reales bajo compresión.

P_{it}: la carga del tubo expresada en mAs. Su valor es el que aparece indicado tras realizar las exposiciones necesarias para obtener las imágenes de los distintos espesores de PMMA o de las mamas reales.

d: la distancia del centro de la cámara de ionización al foco del tubo.

d_{DFS} : la distancia entre la superficie de entrada del maniquí y la mancha focal del tubo.

El valor de la DGP se obtiene a partir del KAD utilizando los coeficientes de conversión obtenidos por Dance^[23], de forma que:

$$DGP = KAD g c s, \quad (3.3)$$

donde g, c, s, son coeficientes cuyo valor depende del espesor de mama y de la calidad del haz (en el caso de c), del espesor de mama, de la glandularidad mamaria y de la calidad del haz (en el caso de g) y de la combinación ánodo/filtro en el tubo de rayos X (en el caso de s)^[23].

II) EVALUACIÓN DEL RECEPTOR DE IMAGEN

3.6 Receptor de imagen y lector CR

3.6.1 Función de respuesta

Objetivo: Determinar la relación entre el valor medio de pixel (VMP) y el nivel de kerma en aire a la entrada del receptor de imagen (KAD).

Criterio de aceptación: La función de respuesta del receptor de imagen (relación VMP vs Log₁₀(KAD)) debe exhibir un comportamiento lineal, cuyo coeficiente de correlación (R²) sea mayor que 0.99.

Material y equipo: Cámara de ionización con electrómetro asociado, lámina de Al tipo 1100 (99.00 % de pureza) de 2 mm de espesor, chasis CR para mamografía, software de tratamiento de imágenes y hoja de registro.

Procedimiento: Determinación del KAD: Se realizan medidas de exposición con la cámara de ionización para al menos 5 diferentes valores de mAs, que cubran aproximadamente el intervalo de valores de mAs empleados clínicamente (de 10 – 400 mAs). Las exposiciones se realizan sin compresor, con una combinación blanco/filtro de Mo/Mo, una tensión en el tubo de 28 kV y colocando a la salida del haz de rayos X la lámina de 2 mm de Al. Para convertir los valores de exposición a valores de KAD, cada valor de exposición en mR debe multiplicarse por 0.00873 mGy/mR para luego corregirse por la distancia foco-receptor, según:

$$KAD(mGy) = KA_2(mGy) = X(mR)0.00873 \frac{mGy}{mR} \left(\frac{d_1}{d_2}\right)^2 = KA_1 \left(\frac{d_1}{d_2}\right)^2 \quad (3.4)$$

donde X es el valor de exposición medido con la cámara de ionización y corregido por el factor de calibración de la cámara, 0.00873 mGy/mR es el factor de conversión de exposición a kerma en aire, KA₁ es el kerma en aire medido por la cámara de ionización, KA₂ es el kerma en

aire a la entrada del receptor o KAD, d_1 es la distancia foco-centro efectivo de la cámara de ionización y d_2 es la distancia foco-receptor de imagen. Luego, se grafican los valores de KAD en función del mAs y se realiza el ajuste de regresión lineal a estos datos.

Posteriormente se obtiene una serie de no menos de 5 imágenes con 2 mm de Al situado próximo a la salida del tubo y se retirarán la rejilla (el chasis que contiene al receptor de imagen debe colocarse sobre el portachasis en donde se encuentra la rejilla) y el compresor seleccionando manualmente la combinación Mo/Mo y 28 kV, variando la carga desde un valor próximo a 4 mAs hasta aproximadamente 320 mAs. En cada imagen preprocesada se medirá el valor medio de píxel (VMP) en un ROI de 4 cm² situado a 6 cm de la pared del tórax sobre la línea media de la imagen. Se grafican los valores de VMP en función del KAD, esta relación es del tipo:

$$VMP = m \ln(KAD) + b \quad (3.5)$$

El VMP y la DTP se linealizan de acuerdo con:

$$VMP' = \exp^{(VMP-b)/m} \quad (3.6)$$

$$DTP' = (VMP + DTP)' - VMP' \quad (3.7)$$

3.6.2 Barrido del láser

Objetivo: Verificar la linealidad del lector láser analizando la imagen de un objeto con bordes rectos. La falta de linealidad en la lectura puede generar artefactos o variaciones en la imagen.

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

Material y equipo: Regla metálica ó borde para MTF, chasis CR para mamografía, monitores de interpretación de alta resolución/negatoscopio, software de tratamiento de imágenes (Image J) y hoja de registro.

Procedimiento: Se adquiere una imagen del objeto metálico de bordes rectos, utilizando el modo manual del equipo, con una combinación blanco/filtro de Mo/Mo, una tensión de 28 kV y una carga de 30 mAs. Se visualiza la imagen preprocesada en los monitores de interpretación o en formato impreso, en búsqueda de distorsiones en los bordes del objeto. Se analiza la imagen cruda con el software de tratamiento de imágenes para determinar variaciones en el valor de píxel.

Observaciones: La falta de linealidad del lector láser genera artefactos que pueden entorpecer la detección de estructuras de interés diagnóstico.

3.6.3 Uniformidad de la imagen

Objetivo: Evaluar inhomogeneidades en la respuesta del receptor de imagen, deficiente o indebidamente corregidas por el proceso de aplanado de campo.

Criterio de aceptación: Desviación máxima VMP de las ROI's individuales con respecto al VMP de la ROI central $< \pm 15\%$. Desviación máxima RSR de las ROI's individuales con respecto al valor medio de la RSR de la ROI central $< \pm 20\%$.

Material y equipo: Maniquí estándar, chasis CR para mamografía, software de tratamiento de imágenes (Image J) y hoja de registro.

Procedimiento: Las medidas se realizarán sobre las imágenes preprocesadas. Se adquiere una imagen del maniquí estándar en condiciones clínicas. Con el software de tratamiento de imágenes, se mide el VMP y la DTP de regiones de 1 cm² situadas en una línea paralela a la pared del tórax que diste 6 cm de dicha pared y equiespaciados entre sí. Se determina la RSR para cada región.

Observaciones: Debido a que es necesario etiquetar digitalmente las imágenes obtenidas, es necesario recortar la imagen original para tener una región óptima para la evaluación de homogeneidad.

3.6.4 Tiempo efectivo de los ciclos de borrado

Objetivo: Verificar que el proceso de borrado de las placas CR es eficiente.

Criterio de aceptación: Las imágenes han de ser uniformes y no debe apreciarse imágenes remanentes ni ruido. El ciclo del borrado primario ha de ser más largo que el secundario.

Material y equipo: Cronómetro, placas CR, hoja de registro.

Procedimiento: Comprobar que el tiempo que tarda el lector de CR en realizar el borrado primario de una placa es superior al empleado en el borrado secundario para garantizar su efectividad.

Observaciones: Las placas de los CR han de ser borradas con un borrado primario todos los días antes de comenzar a obtener imágenes de pacientes para evitar la acumulación de imágenes remanentes que disminuyen la sensibilidad de la placa.

3.7 Calidad de imagen

3.7.1 Compensación con el espesor y composición de la mama

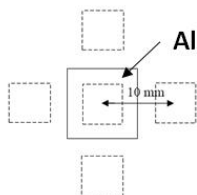
Objetivo: Verificar que la calidad de las imágenes evaluada a partir de la relación contraste-ruido (RCR) es estable y se mantiene dentro de unos márgenes de referencia, independientemente de las características de la mama, manteniendo al mismo tiempo los valores de dosis por debajo de los límites definidos en la prueba de dosis glandular promedio.

Criterio de aceptación: 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 de acuerdo con la siguiente Tabla:

Espesor de PMMA (cm)	2	3	4	4.5	5	6	7
RCR límite (%)	115	110	105	103	100	95	90

Material y equipo: 4.5 cm y 5 cm de PMMA, maniquí contraste-detalle CDMAM, cámara de ionización, placa CR.

Procedimiento: La compensación se verifica evaluando la relación contraste-ruido (RCR) asociada a las imágenes de una lámina aluminio tipo 1145 (99.9% de pureza) de 0,2 mm de espesor y dimensiones 1 cm x 1 cm que se mantiene colocada sobre 2 cm de PMMA, centrada y a 6 cm del lado correspondiente al tórax, se van añadiendo láminas de PMMA de 1 cm de grosor para obtener los distintos espesores hasta alcanzar el valor máximo de 7 cm. Se aplica la fuerza de compresión que se utilice en condiciones clínicas. La lámina de Al se mantendrá durante la realización de toda la prueba sobre 2 cm de PMMA. El sensor del CAE se posiciona de forma que no interfiera con la lámina de Al. Anotar los factores de exposición (ánodo/filtro, tensión, carga) que luego serán utilizados para calcular la dosis glandular promedio. Medir sobre las imágenes preprocesadas el valor medio del píxel (VMP) y la desviación típica promedio (DTP) en los ROI de tamaño 5 mm x 5 mm indicados en la siguiente figura:



La RCR se calcula para cada espesor de PMMA de acuerdo con la fórmula:

$$RCR = \frac{VMP_{AL} - VMP_F}{\sqrt{\frac{DTP_{AL}^2 - DTP_F^2}{2}}} \quad (3.8)$$

siendo VMP_{AL} y DTP_{AL} el valor medio del píxel y la desviación típica de la ROI de 5 x 5 mm situada en el centro de la imagen de la lámina de Al; VMP_F y DTP_F son respectivamente el valor medio del píxel y la desviación típica asociados al fondo y calculados de acuerdo con la siguiente expresión:

$$VMP_F = \sum_{i=1}^4 \frac{VMP_{Fi}}{4}, \quad DTP_F = \sum_{i=1}^4 \frac{DTP_{Fi}}{4} \quad (3.9)$$

en la que el subíndice i designa cada uno de las 4 ROIs de 5 x 5 mm colocadas a cada lado de la lámina de Al y distando 10 mm del centro de la lámina de Al. Este procedimiento de cálculo tiene el objetivo de compensar las diferencias en los valores de los píxeles debidas al efecto talón.

Cálculo del valor límite de la RCR para el espesor de 5 cm.

$$(Contraste\ umbral_{medido})(RCR_{medida}) = (Contraste\ umbral_{límite})(RCR_{valor\ límite}) \quad (3.10)$$

A partir de $RCR_{valor\ límite}$ obtenida para 5 cm, se calculan los valores límite para el resto de espesores aplicando los porcentajes indicados en la Tabla incluida en el criterio de aceptación de 3.7.1. Por ejemplo, el valor límite de la RCR para 4 cm se obtendría multiplicando $RCR_{valor\ límite}$ por 1.05; el de 4.5 cm se obtendría multiplicando por 1.03; y así sucesivamente. Los valores límite obtenidos han de ser menores que o iguales a la RCR determinada para cada espesor de acuerdo con el procedimiento descrito anteriormente.

Observaciones: Los resultados de esta prueba determinan si un sistema es apto para ser utilizado clínicamente. Es necesario utilizar la RCR linealizada.

3.7.2 Ruido

Objetivo: Verificar que el ruido en el receptor de imagen se deba principalmente al ruido cuántico y no a otras fuentes de ruido.

Criterio de aceptación: Coeficiente $n \approx 0.5$ en el ajuste $DTP = a(KAD)^n$.

Material y equipo: Cámara de ionización con electrómetro asociado, láminas de Al tipo 1100 de 10 cm x 10 cm x 0.2 cm, chasis CR para mamografía, software de tratamiento de imágenes y hoja de registro.

Procedimiento: Utilizando los valores de la DTP' y del KAD obtenidos durante la determinación de la función de respuesta, se grafica DTP' en función del KAD. Se realiza un ajuste del tipo:

$$DTP' = aKAD^b \quad (3.11)$$

Observaciones: La contribución más importante al ruido en un detector de rayos X ha de ser la asociada al número finito de fotones de rayos X que alcanza el sistema (ruido cuántico). En el caso de los sistemas de radiografía computada el sistema no es lineal con respecto a la dosis y es preciso utilizar los valores de la DTP' linealizados ya que son los directamente asociados a las fluctuaciones de los fotones de rayos X incidentes.

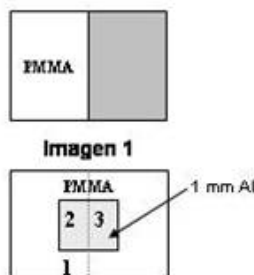
3.7.3 Remanencia de la imagen

Objetivo: Cuantificar el grado de remanencia en el receptor para asegurar que la información contenida en cada imagen no se vea alterada por información previa.

Criterio de aceptación: Factor de remanencia < 0,3.

Material y equipo: Maniquí patrón, cámara de ionización, chasis CR, programa de análisis de imágenes.

Procedimiento: Situar el maniquí patrón de forma que cubra únicamente la mitad del detector. Obtener una imagen en modo manual seleccionando los factores de exposición utilizados en condiciones clínicas. Transcurrido 1 minuto, adquirir en las mismas condiciones de exposición una imagen del maniquí patrón colocado de forma que cubra todo el detector, con la lámina de Al en la parte superior y centrada.



Medir el VMP en las ROIs situadas en los puntos indicados en el gráfico sobre las imágenes preprocesadas). El factor de remanencia se calcula de acuerdo con la expresión siguiente:

$$FR = \frac{VMP(3) - VMP(2)}{VMP(1) - VMP(2)} \quad (3.12)$$

Observaciones: Los parámetros de adquisición de ambas imágenes deben ser los mismos. Los VMP deben de ser los valores linealizados.

3.7.4 Resolución espacial

Objetivo: Verificar que el factor limitante de la resolución espacial es el tamaño de pixel del receptor de imagen y que ésta no se ve afectada por otros factores.

Criterio de aceptación: Lo más próxima posible a la frecuencia de Nyquist asociada al tamaño del píxel del detector y siempre superior al 80% de ésta.

Material y equipo: Maniquí estándar, patrón de barras paralelas (5-20 pl/mm), chasis CR para mamografía, lupa de al menos 2X, monitores de interpretación de alta resolución y hoja de registro.

Procedimiento: Se coloca el maniquí estándar sobre el receptor de imagen y sobre el maniquí, se coloca el patrón de barras, centrado lateralmente, con su centro a 6 cm del borde del tórax y en un ángulo de 45° con respecto al eje ánodo/cátodo para evitar interferencias con las columnas y reglones de pixeles en la imagen o las líneas de barrido de los monitores de interpretación. Se adquiere una imagen en condiciones clínicas, registrando los parámetros de exposición. Se determina la máxima resolución espacial (dada en pares de líneas por milímetro) visible en la imagen en los monitores de interpretación o en formato impreso. Se debe considerar que la resolución espacial asociada al receptor de imagen se determina según:

$$\text{Resolución espacial} \left(\frac{pl}{mm} \right) = \frac{1}{2[\text{distancia de muestreo}(mm)]} \quad (3.13)$$

3.7.5 Distorsión geométrica

Objetivo: Identificar distorsiones en la imagen de un objeto con bordes rectos.

Criterio de aceptación: La imagen del objeto con bordes rectos no debe presentar distorsión.

Material y equipo. Malla de contacto para mamografía u objeto que contenga líneas para medir distancias, chasis CR para mamografía, monitores de interpretación de alta resolución y hoja de registro.

Procedimiento: Se adquiere una imagen de la malla de contacto u objeto en condiciones clínicas. Se visualiza la imagen cruda en los monitores de interpretación o en formato impreso, en búsqueda de distorsiones en los bordes del objeto y variaciones entre medidas.

3.7.6 Calidad de imagen CDMAM

Objetivo: Calcular los valores del espesor umbral (espesor mínimo detectable) para discos de oro con diámetros comprendidos entre 2 y 0.1 mm y verificar que estos valores son menores que los valores propuestos como aceptables para cada diámetro.

Criterio de aceptación:

Tamaño del disco de oro (mm)	Espesor umbral (μm)
2	< 0.069
1	< 0.091
0.5	< 0.150
0.25	< 0.352
0.1	< 1.68

Material y equipo: Maniquí contraste-detalle (CDMAM); programa de evaluación; placas de PMMA.

Procedimiento: El maniquí CDMAM contiene en su interior un conjunto de discos de oro con distintos espesores ($0,03 \mu\text{m} - 2 \mu\text{m}$) y diámetros ($0,06 \text{ mm} - 2 \text{ mm}$). La calidad de la imagen se evalúa determinando el umbral de contraste (mínimo espesor visualizado) correspondiente a cada diámetro. El espesor total del maniquí en la configuración recomendada por el fabricante (placa con objetos de prueba más 4 placas de PMMA de 1 cm de espesor) es aproximadamente 4.5 cm y equivale en cuanto a atenuación a una mama de 5 cm de espesor. Se necesitan al menos 8 imágenes del maniquí CDMAM para su evaluación, siendo recomendable la adquisición de 16 imágenes en modo automático anotando los factores de exposición. Para tomar las imágenes del maniquí, éste se coloca en el receptor de imagen con los diámetros de disco más pequeños en el lado del tórax sobre 2 cm de PMMA cubriéndolo con 2 cm de PMMA. Entre exposición y exposición debe desplazarse ligeramente el maniquí para compensar que la señal de los discos más pequeños se reparta entre dos o más píxeles, siendo indistinguibles del ruido. En este protocolo las imágenes se evaluarán automáticamente usando el software CDMAM Analyser ya que la evaluación de las imágenes con observadores presenta varias desventajas, siendo las fundamentales los errores inter e intra observadores y lo tedioso de la tarea.

3.7.7 Función de transferencia de modulación (MTF)

Objetivo: Determinar la función de transferencia de modulación MTF del receptor de imagen.

Criterio de aceptación: Comparar los valores obtenidos con los valores de referencia determinados durante la instalación del equipo o los proporcionados por el fabricante.

Material y equipo: Lámina de Al tipo 1100 de 10 cm x 10 cm x 0.2 cm, borde de acero tipo 304 (acero inoxidable de aleación de hierro con un mínimo de un 10.5% de cromo) pulido a 90° de 12 cm x 6 cm x 0.1 cm, chasis CR para mamografía, software para el cálculo de la MTF Sacbé y hoja de registro.

Procedimiento: Se adquieren dos imágenes del borde pulido. Se coloca el chasis sobre el portachasis (para evitar la rejilla antidispersora). Sobre el chasis se coloca el borde pulido en un ángulo de entre 1.5°-3° con respecto al eje de las filas de pixeles del receptor de imagen, en el caso de la primera imagen y en un ángulo de entre 1.5°-3° con respecto al eje de las columnas de pixeles del receptor de imagen, para la segunda. Ambas imágenes se adquieren sin compresor, con una combinación blanco/filtro de Mo/Mo, una tensión en el tubo de 28 kV, un valor de carga similar al empleado clínicamente, y colocando a la salida del haz de rayos X la lámina de Al, para simular la atenuación que sufriría el haz por una mama de espesor equivalente a 5.3 cm. Una vez adquiridas las imágenes, se linealizan e introducen en el software para el cálculo de la MTF.

Observaciones: La resolución espacial se define como la frecuencia espacial (lp/mm) a la que la función de transferencia de modulación (MTF) cae al 50%, 10% o 2%.

3.7.8 Espectro de potencias de ruido normalizado (NNPS)

Objetivo: Determinar el NNPS del receptor de imagen

Criterio de aceptación: Comparar los valores obtenidos con los valores de referencia determinados durante la instalación del equipo o los proporcionados por el fabricante.

Material y equipo: Lámina de Al tipo 1100 de 10 cm x 10 cm x 0.2 cm, chasis CR para mamografía, software para el cálculo del NNPS Sacbé y hoja de registro

Procedimiento: Se adquieren cuatro imágenes sin objeto de prueba. Para ello se coloca el chasis sobre el portachasis (para evitar la rejilla antidispersora). Todas las imágenes se adquieren sin compresor, con una combinación blanco/filtro de Mo/Mo, una tensión en el tubo de 28 kV, un valor de carga similar al empleado clínicamente, y colocando a la salida del haz de rayos X la lámina de Al, para simular la atenuación que sufriría el haz por una mama de espesor equivalente a 5.3 cm. Una vez adquiridas las imágenes, se linealizan e introducen en el software para el cálculo del NNPS.

3.7.9 Eficiencia de detección cuántica (DQE)

Objetivo: Determinar el desempeño del receptor de imagen mediante la obtención de la eficiencia cuántica de detección (DQE).

Criterio de aceptación: Comparar los valores obtenidos con los valores de referencia determinados durante la instalación del equipo o los proporcionados por el fabricante.

Material y equipo: Software para el cálculo de la DQE.

Procedimiento: Las imágenes de MTF y NNPS linealizadas se introducen en el software para el cálculo de la DQE. Estas imágenes deben ser obtenidas usando el mismo mAs o el mismo kerma en aire.

3.7.10 Calidad de imagen ACR

Objetivo: Evaluar la calidad de imagen mediante la visualización de fibras, grupos de microcalcificaciones y masas.

Criterio de aceptación: El número de objetos que como mínimo se deben poder observar en la imagen del maniquí acreditado por el ACR es de: 4 fibras, 3 grupos de microcalcificaciones y 3 masas.

Material y equipo: Maniquí de calidad de imagen para mamografía acreditado por el ACR, chasis CR para mamografía, monitores de interpretación de alta resolución/negatoscopio, lupa de al menos 2X y hoja de registro.

Procedimiento: Se adquiere una imagen del maniquí de acreditación del ACR en condiciones clínicas, registrando los parámetros de adquisición. Se evalúa la imagen en los monitores de interpretación o en formato impreso siguiendo el método de puntuación indicado en la criterio

de aceptación. Las condiciones de visualización de la imagen (iluminación ambiental, ancho y nivel de ventana, etc.) deben ser las mismas en cada evaluación.

Observaciones: El maniquí de acreditación del ACR representa una mama comprimida de 4.2 cm de espesor y de composición 50% glandular y 50% adiposa. En su interior contiene objetos que representan: ductos de diferente grosor (simulados por fibras de nylon), grupos de microcalcificaciones de diferente diámetro (simulados por motas de Al) y masas tumorales simuladas de diferente diámetro.

3.7.11 Artefactos

Objetivo: Identificar la presencia de artefactos que puedan obstaculizar la visualización de elementos de interés diagnóstico ó simular la presencia de los mismos.

Criterio de aceptación: Imagen sin presencia de artefactos.

Material y equipo: Maniquí estándar, chasis CR para mamografía, monitores de interpretación de alta resolución/negatoscopio, lupa de al menos 2X, software de tratamiento de imágenes y hoja de registro.

Procedimiento: Se adquiere una imagen del maniquí estándar en condiciones clínicas. Se visualiza la imagen cruda en los monitores de interpretación (seleccionando un ancho de ventana de aproximadamente el 10% del VMP y un alto de ventana apropiado para la búsqueda/visualización de artefactos) o en formato impreso, en búsqueda de artefactos que puedan obstaculizar la visualización de elementos de interés diagnóstico.

3.8 Presentación de la imagen

3.8.1 Condiciones de visualización

Objetivo: Verificar que el nivel de luz ambiental medido en condiciones clínicas no propicie artefactos ni pérdida en la calidad de la imagen (asociados a reflexiones de las superficies de los dispositivos de visualización).

Criterio de aceptación: La iluminancia ambiental ($I_{\text{ambiental}}$) debe ser menor que 10 lux para monitores de interpretación.

Material y equipo: Fotómetro (medidor de luminancia e iluminancia), dispositivo de presentación de la imagen (monitores de interpretación o negatoscopio) y hoja de registro.

Procedimiento: Se apaga el dispositivo y en su centro se coloca el fotómetro con el sensor de iluminancia mirando hacia afuera. Se mide la cantidad de luz que incide sobre el dispositivo utilizando el fotómetro en su modalidad para medir iluminancia. Adicionalmente se verifica que no existan puntos de luz reflejados sobre el dispositivo ni fuentes de luz en el campo de visión del observador.

CENTROS EVALUADOS

Los centros evaluados en este trabajo de tesis se enlistan en la Tabla 3.1.

1. Hospital Regional del Valle del Mezquital			
<i>Ubicación: Ixmiquilpan, Hidalgo</i>			
	Mastógrafo	Lector CR	Chasis
Marca	Planmed	Carestream	Carestream
Modelo	Sophie Classic	DirectView	EHR-M2
2. Hospital de la Mujer Puebla			
<i>Ubicación: Puebla, Puebla</i>			
	Mastógrafo	Lector CR	Chasis
Marca	Metaltronica	Carestream	Carestream
Modelo	Lilyum	DirectView	EHR-M2
3. Hospital General de Zacatlán			
<i>Ubicación: Zacatlán, Puebla</i>			
	Mastógrafo	Lector CR	Chasis
Marca	Philips	Carestream	Carestream
Modelo	MammoDiagnost	DirectView	EHR-M2
4. UNEME DEDICAM San Luis Potosí			
<i>Ubicación: San Luis Potosí, S.L.P.</i>			
	Mastógrafo	Lector CR	Chasis
Marca	Hologic	Carestream	Carestream
Modelo	Lorad M-IV	DirectView	EHR-M3
5. Instituto Nacional de Perinatología			
<i>Ubicación: México D.F.</i>			
	Mastógrafo	Lector CR	Chasis
Marca	IMS	Konica	Konica
Modelo	Giotto Image	Regius 190	RP-6M
6. Hospital General de Libres			
<i>Ubicación: Libres, Puebla</i>			
	Mastógrafo	Lector CR	Chasis
Marca	IMS	Konica	Konica
Modelo	Giotto Image	Regius190	RP-6M
7. UNEME DEDICAM Morelia			
<i>Ubicación: Morelia, Michoacán</i>			
	Mastógrafo	Lector CR	Chasis
Marca	IMS	Konica	Konica
Modelo	Giotto Image	Regius210	RP-6M
8. UNEME DEDICAM Querétaro			
<i>Ubicación: Querétaro, Querétaro</i>			
	Mastógrafo	Lector CR	Chasis
Marca	Hologic	Fujifilm	Fujifilm
Modelo	Lorad M-IV	Profect CS	CHR-BD
9. UNEME DEDICAM Durango			
<i>Ubicación: Gómez Palacio, Durango</i>			
	Mastógrafo	Lector CR	Chasis
Marca	Hologic	Fujifilm	Fujifilm
Modelo	Lorad M-IV	CapsulaXLII	HR-V
10. UNEME DEDICAM Pachuca			
<i>Ubicación: Pachuca, Hidalgo</i>			
	Mastógrafo	Lector CR	Chasis
Marca	Hologic	Fujifilm	Fujifilm
Modelo	Lorad M-IV	PCR Eleva S	CHR-BD

RESULTADOS

Este capítulo está dividido en dos secciones. En la primera sección se reportan los resultados obtenidos durante la evaluación del mastógrafo para las pruebas de evaluación general, control automático de exposición, rejilla, y dosimetría, para los 10 sistemas evaluados. La segunda parte está dedicada a las pruebas realizadas sobre el receptor de imagen y el lector CR, incluyendo calidad de imagen. En esta segunda parte, los resultados están clasificados de acuerdo con la marca del lector CR; por último se presentan los resultados de la evaluación de las condiciones de visualización. Algunas pruebas no fueron realizadas en todos los equipos debido a dificultades técnicas.

EVALUACIÓN DEL MASTÓGRAFO

4.1 Evaluación general

4.1.1 Evaluación mecánica y visual

Criterio de aceptación: Los elementos evaluados mecánica y visualmente deben encontrarse en buen estado y/o funcionar correctamente.

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.1.1.

Tabla 4.1.1 Evaluación mecánica y visual del mastógrafo

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Estabilidad mecánica de la unidad	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green
Indicador de angulación	Red	Green	Green	Red	Green	Green	Green	Green	Green	Green
Dispositivos de bloqueo	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green
Campo luminoso	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green
Fluidez del movimiento	Yellow	Yellow	Yellow	Yellow	Green	Green	Green	Green	Green	Green
Estado de los compresores	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green
Soporte del detector libre de vibraciones	Green	Yellow	Red	Yellow	Green	Green	Green	Green	Green	Green
Deslizamiento suave del detector	Green	Green	Red	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green
Desactivación de autodescompresión disponible	N/A	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green
Descompresión manual disponible	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green
Mampara plomada	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green	Green

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
INPer	Ixmiquilpan	Libres	Puebla	SLP	Zacatlán	Querétaro	Morelia	Pachuca	Durango
Green	Cumplió	Yellow	Cumplió parcialmente	Red	No cumplió				

Comentarios: Los soportes de los mastógrafos ubicados en el INPer, Ixmiquilpan, Libres y Puebla no se deslizan suavemente dentro del receptor de imagen, lo que ocasiona que el detector no se encuentre libre de vibraciones. El cuerpo del mastógrafo ubicado en Puebla presenta vibraciones al subir o bajar y no es estable mecánicamente, además no cuenta con la pantalla dónde se indica la fuerza de compresión y el espesor de la mama, siendo notable que este daño se presenta desde hace mucho tiempo y no se ha reparado. El receptor de imagen del mastógrafo de Libres, se encuentra seriamente dañado y no permite el deslizamiento

suave del chasis, lo cual ocasiona que sea forzado cada vez que se requiere tomar una imagen, al punto de doblarse, ocasionando daño a la placa de fósforo fotoestimulable y a la superficie de los chasis utilizados. Los mastógrafos ubicados en San Luis Potosí, Zacatlán, Querétaro, Morelia, Pachuca y Durango, no presentan ninguna falla mecánica.

4.1.2 Exactitud del espesor medido.

Criterio de aceptación: Desviación $\leq \pm 5$ mm.

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.1.2.

Tabla 4.1.2. Exactitud del espesor medido

Espesor PMMA (cm)	INPer	Ixmiquilpan	Libres	Puebla	San Luis Potosí
2	N/D	2.7	2	2.1	N/D
3		3.7	3	3.1	
4		4.7	4	4.1	
4.5		5.2	4.5	4.6	
5		5.7	5	5.1	
6		6.7	6	6.1	
7		7.7	7	7.1	
Espesor PMMA (cm)	Zacatlán	Querétaro	Morelia	Pachuca	Durango
2	2	3.2	2.4	2.2	2.1
3	2.9	4.2	3.4	3.2	3.1
4	3.9	5.2	4.4	4.2	4.1
4.5	4.4	5.7	4.9	4.7	4.6
5	4.5	6.2	5.4	5.2	5.1
6	5.9	7.2	6.4	6.2	6.1
7	6.9	8.2	7.4	7.2	7.1

Comentarios: La exactitud del espesor medido se encuentra fuera del criterio de aceptación para los equipos de Ixmiquilpan y Querétaro. Para los equipos ubicados en Libres, Puebla, Zacatlán, Morelia, Pachuca y Durango la exactitud del espesor medido es adecuada. Para los mastógrafos ubicados en el INPer y en San Luis Potosí no se realizó esta prueba.

4.1.3 Fuerza de compresión.

Criterio de aceptación: La fuerza de compresión debe encontrarse en el intervalo de 15 a 20 kg para el modo motorizado y debe de ser menor de 30 kg para el modo manual. La compresión nominal debe de coincidir en ± 2 kg con la compresión medida.

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.1.3.

Tabla 4.1.3. Fuerza de compresión

Modo de compresión	INPer	Ixmiquilpan	Libres	Puebla	San Luis Potosí
Motorizado	± 1.5	± 9.25	± 2.25	Sin Display	± 0.1
Manual	± 1.5	N/A	± 2.25	N/A	± 0
Modo de compresión	Zacatlán	Querétaro	Morelia	Pachuca	Durango
Motorizado	± 1.7	± 0.9	± 1.4	± 0.9	0.225
Manual	± 1.7	± 1.35	N/A	± 0.9	0

Comentarios: La fuerza de compresión motorizada en el mastógrafo de Ixmiquilpan se excede en 9.25 kilos el criterio de aceptación. No se cuenta con modo manual de compresión en los

mastógrafos de Ixmiquilpan, Puebla y Morelia. En el mastógrafo de Libres la fuerza de compresión está en el límite del criterio de aceptación. El mastógrafo ubicado en Puebla no cuenta con el display y por este motivo no pasa la prueba, sin embargo la fuerza medida está en acuerdo con los criterios de aceptación.

4.1.4 Atenuación del compresor

Criterio de aceptación: Atenuación del compresor $\leq 25\%$.

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.1.4.

Tabla 4.1.4 Atenuación del compresor (%)

INPer	Ixmiquilpan	Libres	Puebla	San Luis Potosí
N/D	26.51 ± 0.13	22.59 ± 0.02	17.49 ± 0.06	27.99 ± 0.09
Zacatlán	Querétaro	Morelia	Pachuca	Durango
6.15 ± 0.06	25.14 ± 0.04	27.74 ± 0.04	N/D	N/D

Comentarios: La atenuación del compresor medida para los mastógrafos ubicados en Ixmiquilpan y San Luis Potosí es mayor al 25%, en el mastógrafo de Querétaro es ligeramente superior al criterio de aceptación.

4.2 Control Automático de Exposición (CAE)

4.2.1 Tiempo de exposición

Criterio de aceptación: El tiempo requerido para obtener la imagen de 4.5 cm de PMMA en condiciones clínicas deberá ser: ≤ 2 s.

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.2.1

Tabla 4.2.1 Tiempo de exposición (s)

INPer	Ixmiquilpan	Libres	Puebla	SLP	Zacatlán	Querétaro	Morelia	Pachuca	Durango
N/D	1.2	0.8	0.5	N/D	0.2	0.8	0.6	N/D	N/D

Comentarios: Los mastógrafos evaluados cumplen con el criterio de aceptación. La prueba no pudo ser realizada en los mastógrafos del INPer, SLP, Pachuca y Durango.

4.2.2 Repetibilidad del control automático de exposición (CAE)

Criterio de aceptación: La discrepancia entre los valores de la RSR para las 5 imágenes debe ser menor al 5%. $(RSR_{\max} - RSR_{\min}) / RSR_{\min} (\%) < 5\%$.

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.2.2

Tabla 4.2.2 Repetibilidad del Control Automático de Exposición (CAE).

Discrepancia entre los valores de la RSR (%)

INPer	Ixmiquilpan	Libres	Puebla	SLP	Zacatlán	Querétaro	Morelia	Pachuca	Durango
N/D	1.01	1.19	N/D	3.53	1.77	2.30	3.91	1.04	N/D

Comentarios: Para los mastógrafos ubicados en Ixmiquilpan, Libres, SLP, Zacatlán, Querétaro, Morelia y Pachuca, la discrepancia entre los valores de la RSR calculada se encuentra dentro del criterio de aceptación. En los mastógrafos ubicados en el INPer, Puebla y Durango esta prueba no fue aplicada.

4.2.3 Valor del rendimiento en condiciones clínicas

Criterio de aceptación: Prueba de referencia

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.2.3.

Tabla 4.2.3 Valor del rendimiento en condiciones clínicas (mGy/mAs) @ Mo/Mo 28 kV

INPer	Ixmiquilpan	Libres	Puebla	SLP	Zacatlán	Querétaro	Morelia	Pachuca	Durango
N/D	0.12	0.13	0.15	0.09	0.10	0.112	0.11	0.11	N/D

4.2.4 Repetibilidad del rendimiento para 45 mm de PMMA

Criterio de aceptación: Máxima desviación $\leq 5\%$.

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.2.4.

Tabla 4.2.4 Repetibilidad del rendimiento.

	INPer	Ixmiquilpan	Libres	Puebla	SLP
A/F	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo
kV	28	28	25	27	25
mAs	61	123	40	50	203
Desviación (%)	N/D	0.2	0.4	0.2	N/D
	Zacatlán	Querétaro	Morelia	Pachuca	Durango
A/F	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo
kV	29	26	29	27	25
mAs	32	82	40	100	169
Desviación (%)	0.7	0.1	0.3	0.1	N/D

Comentarios: Todos los mastógrafos donde fue evaluada la prueba, cumplieron con el criterio de aceptación.

4.2.5 Linealidad del rendimiento con la carga del tubo.

Criterio de aceptación: Coeficiente de linealidad ≥ 0.99 .

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.2.5.

Tabla 4.2.5 Linealidad del rendimiento con la carga del tubo.

INPer	Ixmiquilpan	Libres	Puebla	SLP	Zacatlán	Querétaro	Morelia	Pachuca	Durango
N/D	0.82	0.99	0.99	N/D	0.99	0.93	0.99	0.94	N/D

4.3 Rejilla

4.3.1 Artefactos de la rejilla.

Criterio de aceptación: No deben verse en las imágenes las líneas ni defectos de la rejilla.

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.3.1.

Tabla 4.3.1 Artefactos de la rejilla.

INPer	Ixmiquilpan	Libres	Puebla	SLP	Zacatlán	Querétaro	Morelia	Pachuca	Durango
N/D									N/D

Comentarios: En las imágenes obtenidas en el sistema CR de la UNEME DEDICAM Pachuca se observa una línea en uno de los bordes laterales ocasionada por la rejilla antidispersora.

4.4 Calidad del haz

4.4.1 Exactitud del kV

Criterio de aceptación: Exactitud: Desviación $\leq \pm 1$ kV

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.4.1.

Tabla 4.4.1. Exactitud del kV @ Mo/Mo 28 kV

INPer	Ixmiquilpan	Libres	Puebla	SLP	Zacatlán	Querétaro	Morelia	Pachuca	Durango
N/D	28.16	28.3	28.9	28.2	28.4	28.1	27.7	N/D	N/D

Comentarios: Todos los sistemas evaluados cumplen con el criterio de aceptación.

4.4.2 Capa Hemireductora.

Criterio de aceptación: $0.31 \leq \text{CHR (28 kV)} \leq 0.40$ mm Al.

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.4.2.

Tabla 4.4.2 Capa Hemireductora (mm Al) @ Mo/Mo 28 kV

INPer	Ixmiquilpan	Libres	Puebla	SLP	Zacatlán	Querétaro	Morelia	Pachuca	Durango
0.38	0.37	0.37	0.34	0.33	0.37	0.36	0.37	0.35	0.36

Comentarios: Todos los sistemas evaluados cumplen con el criterio de aceptación.

4.5 Dosimetría

4.5.1 Dosis Glandular Promedio.

Criterio de aceptación: Los niveles orientativos para espesores de 2-7 cm se muestran en la Tabla 4.5.1. Cabe hacer mención que la NOM-229-SSA1-2002 establece un único nivel orientativo para DGP (por proyección craneocaudal) de 3 mGy para una mama comprimida de 4.5 cm.

Los resultados se muestran en la Tabla 4.5.1.

Tabla 4.5.1 Dosis Glandular Promedio DGP (mGy)

Espesor de PMMA (cm)	DGP Aceptable (mGy)	INPer	Ixmiquilpan	Libres	Puebla	SLP
2	< 1	0.76 ± 0.03	0.62 ± 0.02	0.71 ± 0.03	0.24 ± 0.01	0.85 ± 0.03
3	< 1.5	1.07 ± 0.05	1.09 ± 0.06	0.87 ± 0.05	0.40 ± 0.02	1.36 ± 0.07
4	< 2	1.73 ± 0.11	2.13 ± 0.2	1.38 ± 0.09	0.75 ± 0.05	2.33 ± 0.16
4.5	< 2.5	1.99 ± 0.14	3 ± 0.2	1.51 ± 0.10	1.11 ± 0.08	3.26 ± 0.25
5	< 3	2.80 ± 0.22	4.13 ± 0.36	1.84 ± 0.13	1.46 ± 0.12	3.91 ± 0.32
6	< 4.5	6.33 ± 0.59	7.12 ± 0.71	2.93 ± 0.24	2.59 ± 0.20	4.48 ± 0.40
7	< 6.5	N/D	6.09 ± 0.67	4.52 ± 0.43	4.29 ± 0.39	4.07 ± 0.35

Tabla 4.5.1 Dosis Glandular Promedio DGP (mGy)						
Espesor de PMMA (cm)	DGP Aceptable (mGy)	Zacatlán	Querétaro	Morelia	Pachuca	Durango
2	< 1	0.23 ± 0.01	0.39 ± 0.02	0.35 ± 0.01	0.53 ± 0.02	0.67 ± 0.03
3	< 1.5	0.42 ± 0.02	0.75 ± 0.04	0.63 ± 0.03	0.84 ± 0.05	1.18 ± 0.06
4	< 2	0.78 ± 0.06	1.28 ± 0.09	1.14 ± 0.07	1.42 ± 0.10	1.89 ± 0.13
4.5	< 2.5	0.79 ± 0.06	1.48 ± 0.11	1.52 ± 0.10	1.92 ± 0.15	2.78 ± 0.21
5	< 3	1.06 ± 0.09	2.10 ± 0.17	2.33 ± 0.17	1.79 ± 0.13	3.41 ± 0.28
6	< 4.5	0.99 ± 0.10	2.81 ± 0.26	4.30 ± 0.37	3.12 ± 0.27	4.30 ± 0.38
7	< 6.5	1.86 ± 0.19	2.68 ± 0.24	5.48 ± 0.54	4.63 ± 0.46	4.10 ± 0.35

Comentarios: En tres de los sistemas evaluados, Ixmiquilpan, San Luis Potosí y Durango, se obtuvieron medidas superiores a los niveles orientativos de dosis para diferentes espesores de PMMA. En el INPer solamente se obtuvo un nivel de la dosis alto para el espesor de 6 centímetros de PMMA. El resto de los equipos entregan dosis con niveles aceptables.

EVALUACIÓN DEL RECEPTOR DE IMAGEN

Se agrupan los resultados del análisis de los 10 centros evaluados según la marca del fabricante del lector CR para las pruebas de control de calidad aplicadas al receptor de imagen.

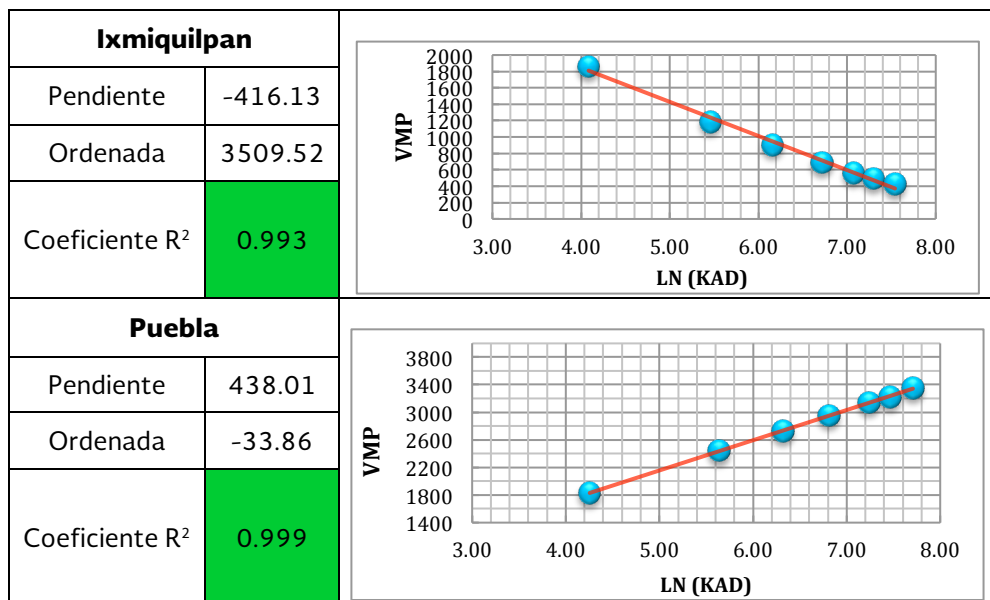
A. Sistemas Carestream

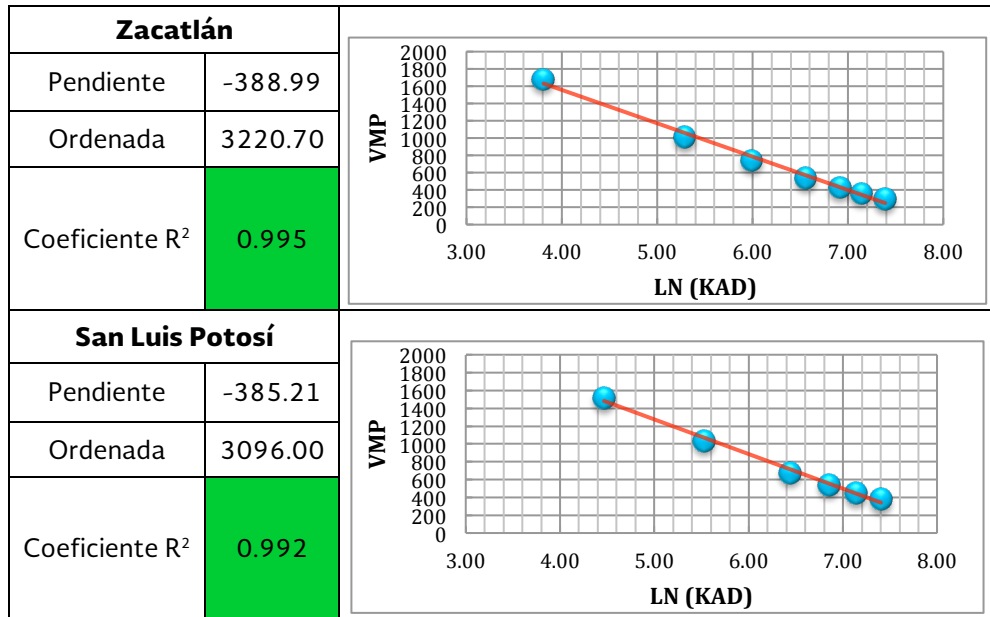
4.6 Care. Receptor de imagen y lector CR

4.6.1 Care. Función de respuesta

Criterio de aceptación: La función de respuesta del receptor de imagen (relación VMP vs $\ln(KAD)$) debe exhibir un comportamiento lineal cuyo coeficiente de determinación (R^2) sea mayor que 0.990. Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla A.4.6.1

Tabla 4.6.1 Care. de sistemas Carestream





Comentarios: Se evaluó la función de respuesta en los cuatro equipos Carestream, todos exhiben una función de respuesta lineal VMP vs. Ln(KAD). Todos cumplen con el criterio de aceptación.

4.6.2 Care. Barrido del láser

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

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.6.2 Care.

Tabla 4.6.2 Care. Barrido del láser

	Ixmiquilpan	Puebla	Zacatlán	SLP
Barrido del láser				

Comentarios: Todos los sistemas Carestream evaluados cumplen con el criterio de aceptación.

4.6.3 Care. Uniformidad de la imagen

Criterio de aceptación: Desviación máxima VMP de las ROI's individuales con respecto al VMP de la ROI central $< \pm 15\%$. Desviación máxima RSR de las ROI's individuales con respecto al valor medio de la RSR de la ROI central $< \pm 20\%$.

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.6.3 Care.

Tabla A.4.6.3 Care. Uniformidad de la imagen

	Ixmiquilpan	Puebla	Zacatlán	SLP
VMP	17.3%	13.4%	21.4%	19.2%
RSR	44.3%	32.0%	37.9%	27.5%

Comentarios: Ningún sistema Carestream evaluado cumple con el criterio de aceptación de homogeneidad.

4.6.4 Care. Tiempo efectivo de los ciclos de borrado

Criterio de aceptación: Las imágenes han de ser uniformes y no debe apreciarse imágenes remanentes ni ruido. El ciclo del borrado primario ha de ser más largo que el secundario.

Comentarios: Ningún equipo CR marca Carestream evaluado cuenta con la opción de borrado primario.

4.7 Care. Calidad de imagen

4.7.1 Care. Compensación con el espesor y composición de la mama

Criterio de aceptación: El criterio de aceptación calculado para cada sistema evaluado se muestra en la Tabla 4.7.1 Care.

Tabla 4.7.1 Care. Compensación con el espesor y composición de la mama (RCR)

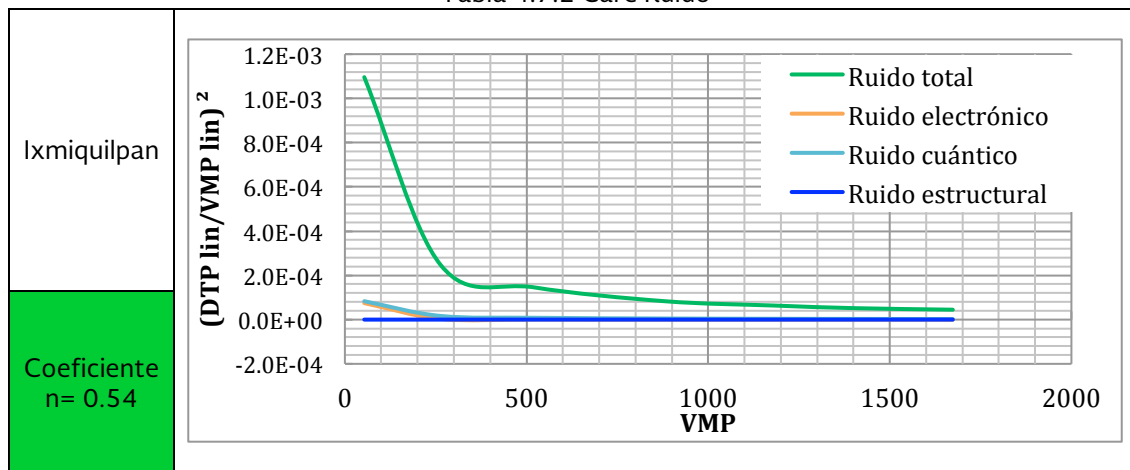
Espesor de PMMA (cm)	Ixmiquilpan		Puebla		Zacatlán		SLP	
	RCR _L	RCR	RCR _L	RCR	RCR _L	RCR	RCR _L	RCR
2	11.1	8.1	14.8	6.3	14.7	13.8	11.6	5.2
3	10.6	8.4	14.1	5.7	14.1	13.0	11.1	5.4
4	10.1	8	13.5	5.3	13.5	12.4	10.6	5.2
4.5	9.9	8.1	13.2	5.2	13.2	12.2	10.4	4.4
5	9.6	7.7	12.8	5.1	12.8	11.1	10.1	4.3
6	9.1	6.8	12.2	5.0	12.2	8.5	9.6	3.2
7	8.7	5.4	11.6	5	11.5	6.5	9.1	3.0

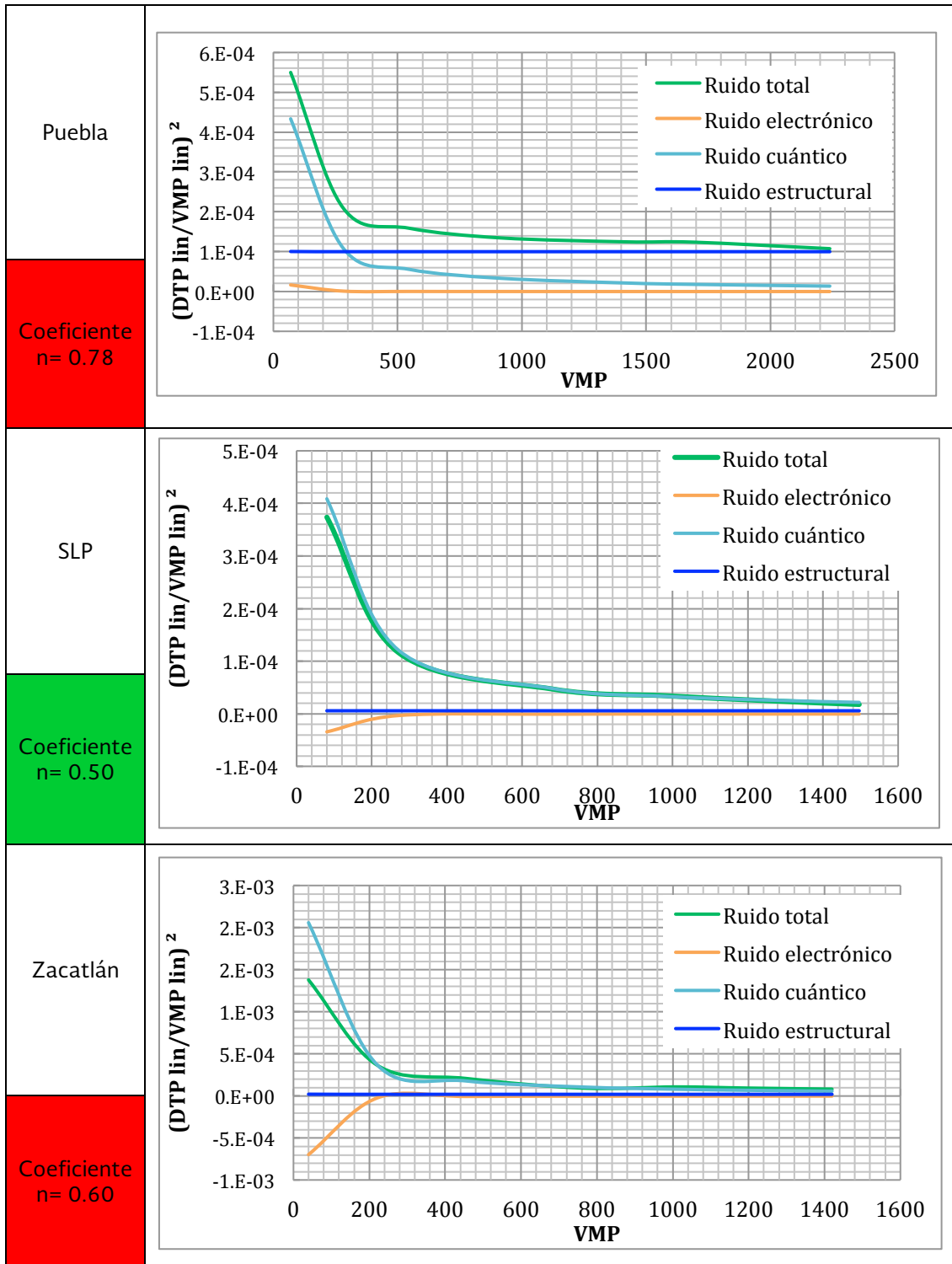
Comentarios: Como se muestra en la Tabla 4.7.1 Care de resultados para la prueba de compensación con el espesor, los valores calculados para la RCR de todos los sistemas son menores que los valores de RCR_L, para todos los espesores de PMMA. Esto tiene como consecuencia imágenes ruidosas y de calidad diagnóstica no adecuada.

4.7.2 Care. Ruido

Criterio de aceptación: Coeficiente $n \approx 0.5$ en el ajuste $DTP = a (KAD)^n$

Tabla 4.7.2 Care Ruido





Comentarios: El análisis de ruido muestra que para los sistemas de Ixmiquilpan y SLP la mayor contribución al ruido se debe a la componente de ruido cuántico. El sistema de Puebla tiene una contribución significativamente distinta de cero de ruido estructural.

4.7.3 Care. Remanencia de la imagen

Criterio de aceptación: Factor de remanencia < 0,3

Tabla 4.7.3 Care. Remanencia de la imagen

	Ixmiquilpan	Puebla	Zacatlán	SLP
Factor de remanencia	0.01	0.15	N/D	0.12

Comentarios: El factor de remanencia de la imagen fue muy bajo para los tres sistemas evaluados.

4.7.4 Care. Resolución espacial

Criterio de aceptación: Lo más próxima posible a la frecuencia de Nyquist asociada al tamaño del píxel del detector y siempre superior al 80% de ésta.

Tabla 4.7.4 Care. Resolución espacial

	Ixmiquilpan	Puebla	Zacatlán	SLP
pl/mm	9	7	7	7

Comentarios: Solamente para el sistema de Ixmiquilpan se cumple el criterio de aceptación para el patrón de barras. En los tres sistemas restantes los pares de líneas observados están por debajo del 80 % de la frecuencia de Nyquist asociada al tamaño de pixel del detector (para el tamaño un tamaño de pixel de μm 50 deberíamos de observar al menos 10 pl/mm).

4.7.5 Care Distorsión geométrica

Criterio de aceptación: Sin distorsión geométrica.

Tabla 4.7.5 Care. Distorsión geométrica

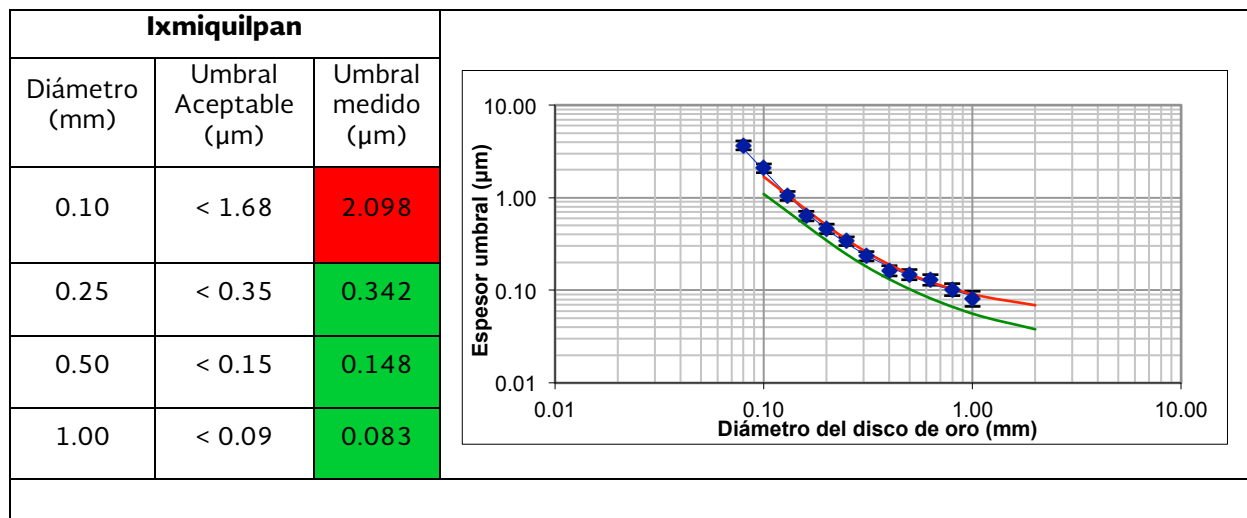
Ixmiquilpan	Puebla	Zacatlán	SLP
Sin distorsión	Sin distorsión	Sin distorsión	Sin distorsión

Comentarios: No se observa distorsión geométrica en ningún sistema evaluado.

4.7.6 Care. Calidad de imagen CDMAM

Criterio de aceptación: El criterio de aceptación se muestra en la Tabla 4.7.6 Care para cada sistema.

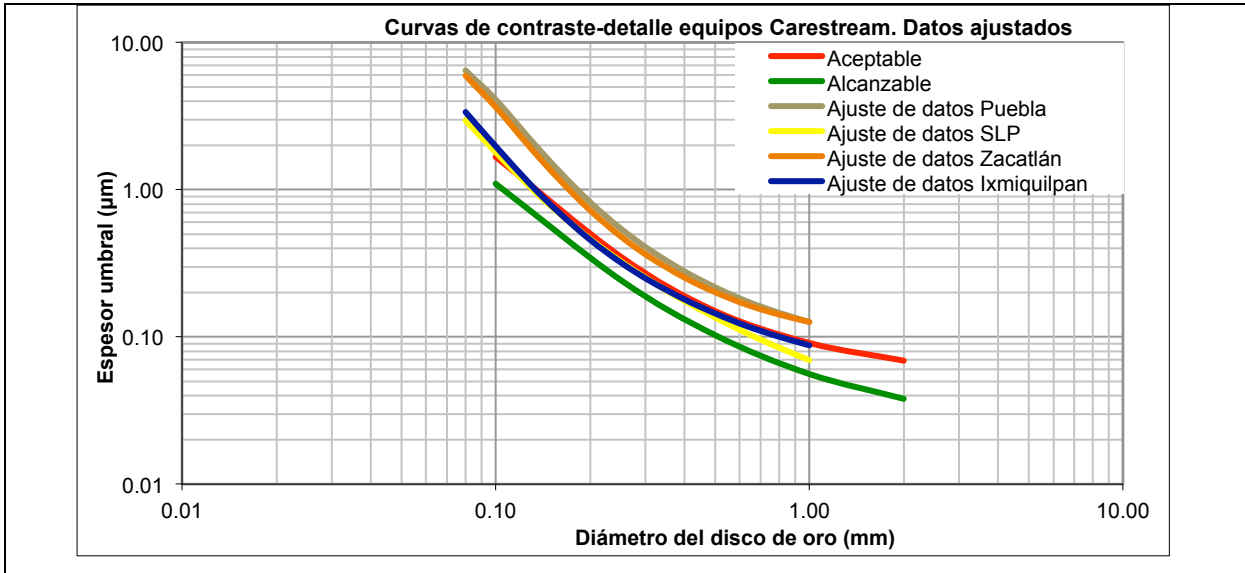
Tabla 4.7.6 Care. Curvas Contraste-Detalle sistemas Carestream.



Puebla			
Diámetro (mm)	Umbral Aceptable (µm)	Umbral medido (µm)	
0.10	< 1.68	4.237	
0.25	< 0.35	0.591	
0.50	< 0.15	0.214	
1.00	< 0.09	0.118	

San Luis Potosí			
Diámetro (mm)	Umbral Aceptable (µm)	Umbral medido (µm)	
0.10	< 1.68	1.943	
0.25	< 0.35	0.308	
0.50	< 0.15	0.147	
1.00	< 0.09	0.064	

Zacatlán			
Diámetro (mm)	Umbral Aceptable (µm)	Umbral medido (µm)	
0.10	< 1.68	5.591	
0.25	< 0.35	0.438	
0.50	< 0.15	0.235	
1.00	< 0.09	0.121	

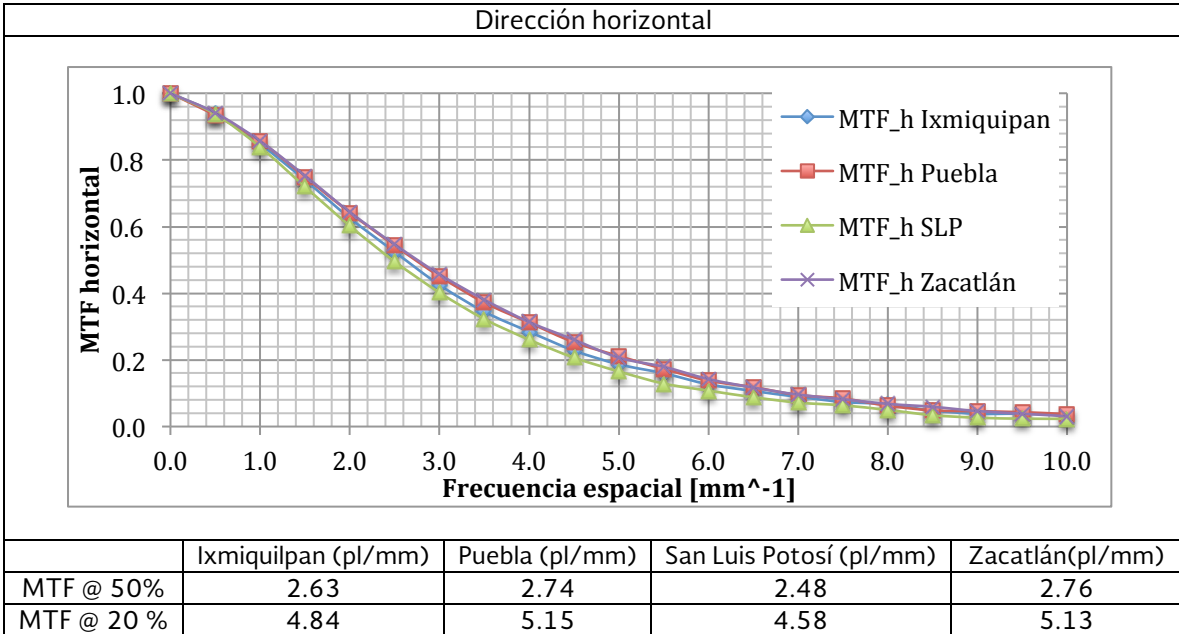


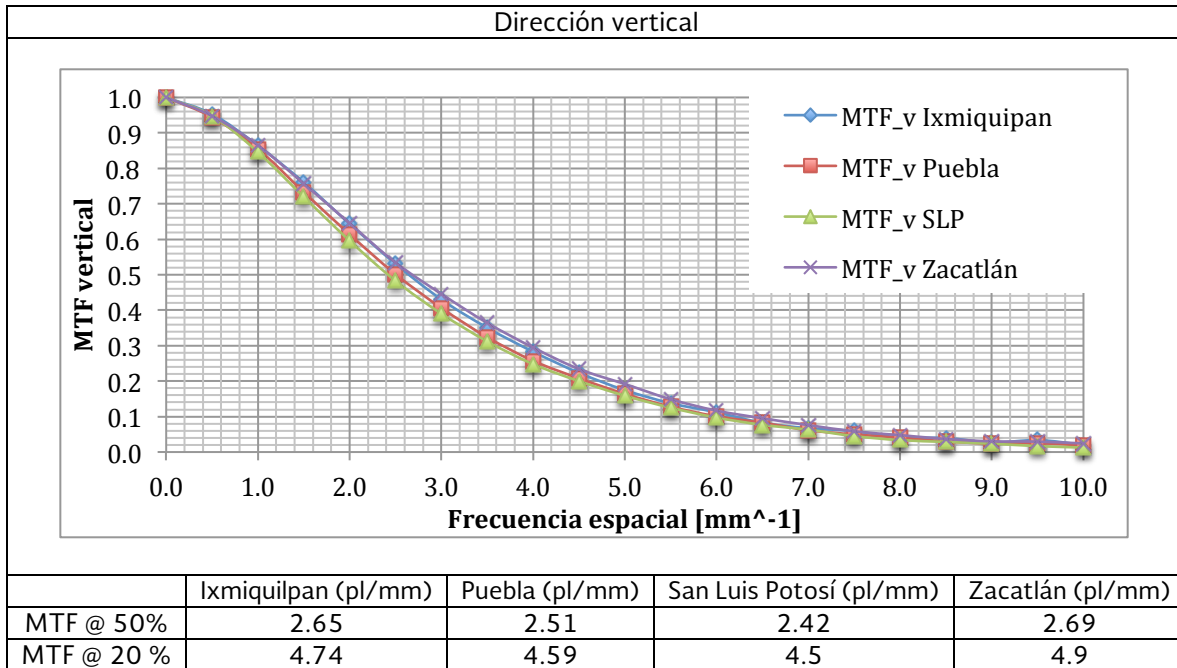
Comentarios: Ningún sistema Carestream cumple con requisitos de umbral de contraste para el disco de 0.10 mm. Las curvas de contraste-detalle para los sistemas de Ixmiquilpan y SLP se encuentran en un nivel aceptable sólo a partir del disco de oro de 0.25 mm de diámetro.

4.7.7 Care. Función de transferencia de modulación (MTF)

Criterio de aceptación: Prueba de referencia.

Tabla 4.7.7 Care. Función de Transferencia de Modulación Sistemas Carestream. Dirección horizontal



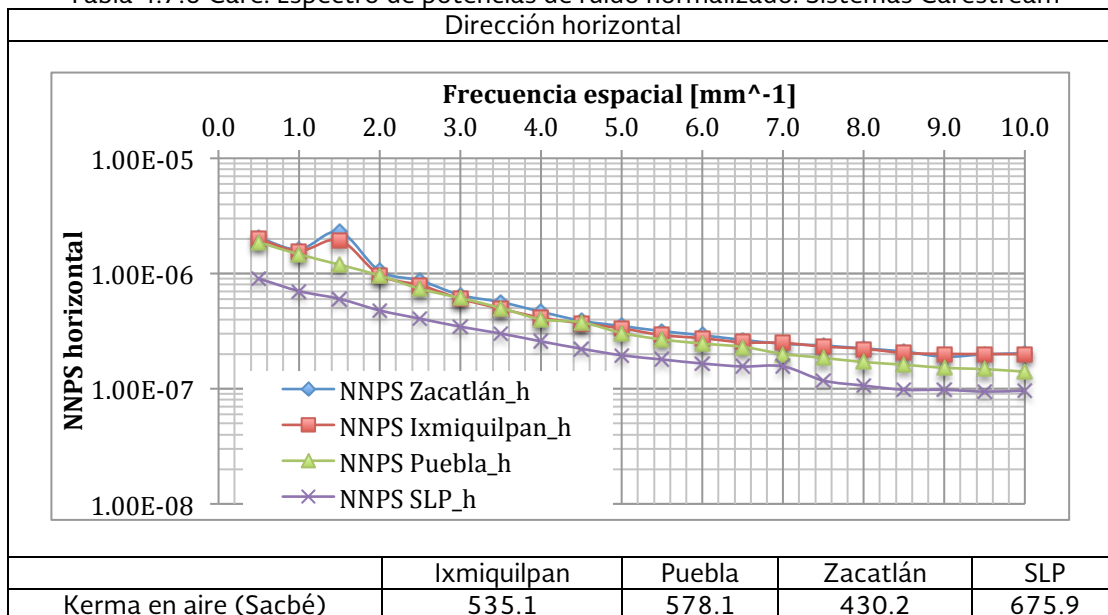


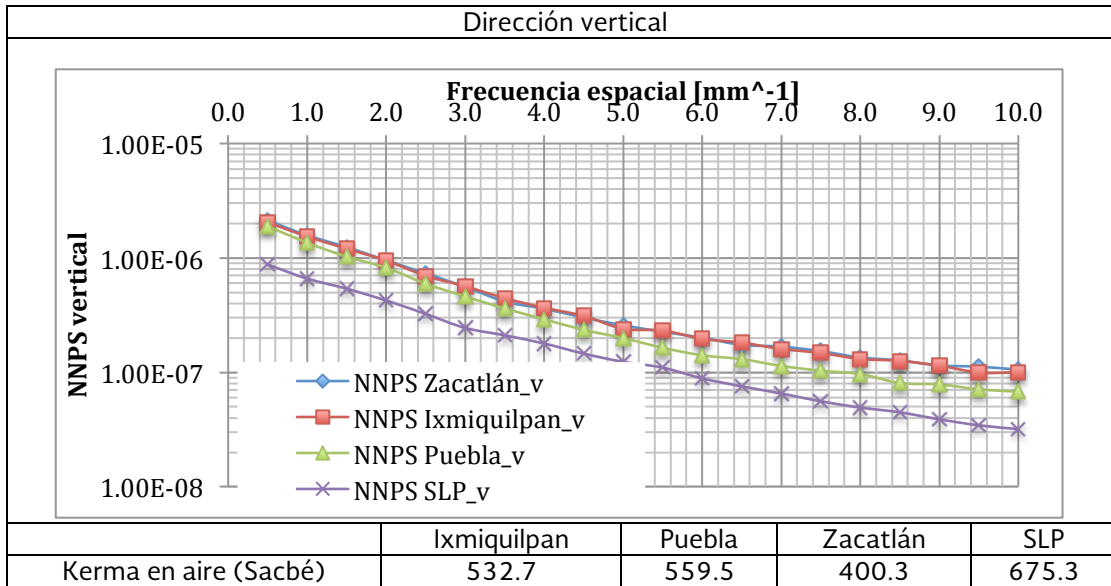
Comentarios: La Tabla de resultados muestra la MTF en dirección horizontal y vertical para los sistemas Carestream. Las MTF en ambas direcciones son similares (dentro de un 10%) para todos los equipos, lo cual indica que hay consistencia entre equipos. En general para los sistemas ubicados en Ixmiquilpan, SLP y Zacatlán, la MTF es ligeramente mejor en dirección horizontal ya que las curvas en dirección horizontal son ligeramente mayores que en dirección vertical, estos tres sistemas son casi isotrópicos. Para el CR ubicado en el Hospital de la Mujer en Puebla, la MTF medida en dirección horizontal es mayor que la medida en dirección vertical en más de un 10%.

4.7.8 Care. Espectro de potencias de ruido normalizado (NNPS)

Criterio de aceptación: Prueba de referencia.

Tabla 4.7.8 Care. Espectro de potencias de ruido normalizado. Sistemas Carestream



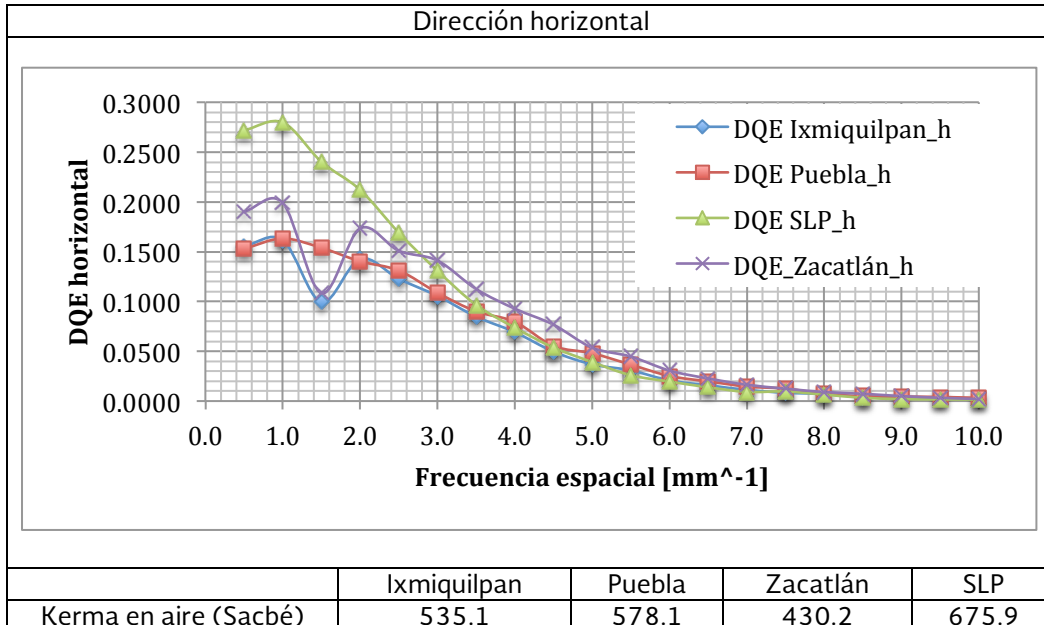


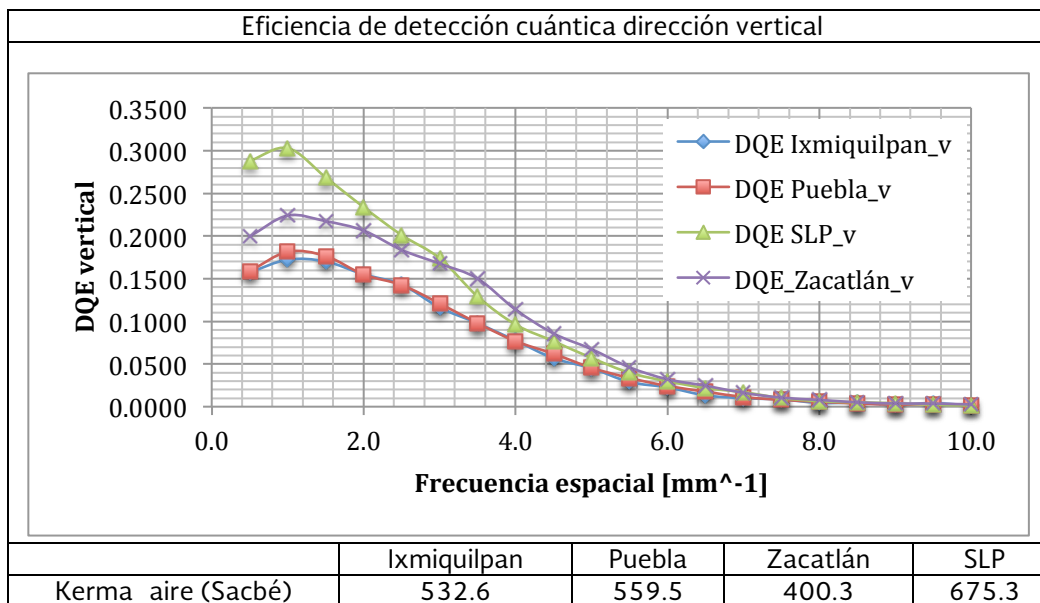
Comentarios: Las gráficas muestran el espectro de potencia de ruido normalizado comparados por el Kerma calculado en aire por Sacbé. Se observa para ambas direcciones que conforme el kerma aumenta el ruido disminuye (menor ruido para el sistema de SLP que para el sistema de Ixmiquilpan). En ambas direcciones se obtienen valores similares para los sistemas de Ixmiquilpan y Zacatlán, además en ambos sistemas se observan picos con una frecuencia de aproximadamente 1.5 mm^{-1} , que podrían corresponder a líneas observadas en las imágenes. Para todos los sistemas, sin importar el valor del Kerma en aire, el NNPS en dirección vertical es menor.

4.7.9 Care. Eficiencia de detección cuántica (DQE)

Criterio de aceptación: Prueba de referencia.

Tabla 4.7.9 Care. Eficiencia de detección cuántica sistemas Carestream





Comentarios: Las gráficas muestran la eficiencia de detección cuántica comparada por el Kerma en aire calculado por Sacbé. El sistema con mayor DQE es SLP debido a que las imágenes para la evaluación de NNPS fueron adquiridas con un kerma mayor y por consiguiente tienen menos ruido. Las imágenes para la evaluación de NNPS adquiridas en Zacatlán se tomaron con el menor kerma, sin embargo, la DQE calculada para este sistema está en segundo lugar debido a que la MTF es mejor que la de los tres sistemas restantes. La DQE calculada para los sistemas de Ixmiquilpan y Puebla son similares. En dirección horizontal se observan los valles en los sistemas de Ixmiquilpan y Zacatlán que corresponden a los picos en el espectro de potencia de ruido horizontal. En todos los sistemas Carestream la DQE vertical es mayor que la horizontal.

4.7.10 Care. Calidad de imagen ACR

CRITERIO DE ACEPTACIÓN: El número de objetos que como mínimo se debe poder observar en la imagen del maniquí acreditado por el ACR es de: 4 fibras, 3 grupos de microcalcificaciones y 3 masas.

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.7.10 Care.

Tabla 4.7.10 Care. Calidad de imagen ACR

	Ixmiquilpan	Puebla	Zacatlán	SLP
Fibras	4	4	3	4
Microcalcificaciones	3	3	3	3
Masas	4	4	4	4

Comentarios: En el sistema de Zacatlán no se alcanza a observar el número mínimo de fibras aceptable.

4.7.11 Care. Artefactos

CRITERIO DE ACEPTACIÓN: Imagen sin presencia de artefactos.

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.7.11 Care.

Tabla 4.7.11 Care. Artefactos

Ixmiquilpan	Puebla	Zacatlán	SLP

Comentarios: En todos los sistemas evaluados se observan artefactos en forma de motas y

fibras, siendo los más visibles en sistema de Puebla, la mayoría de estos se pueden asociar a la falta de limpieza en los chasis o al desgaste de éstos.

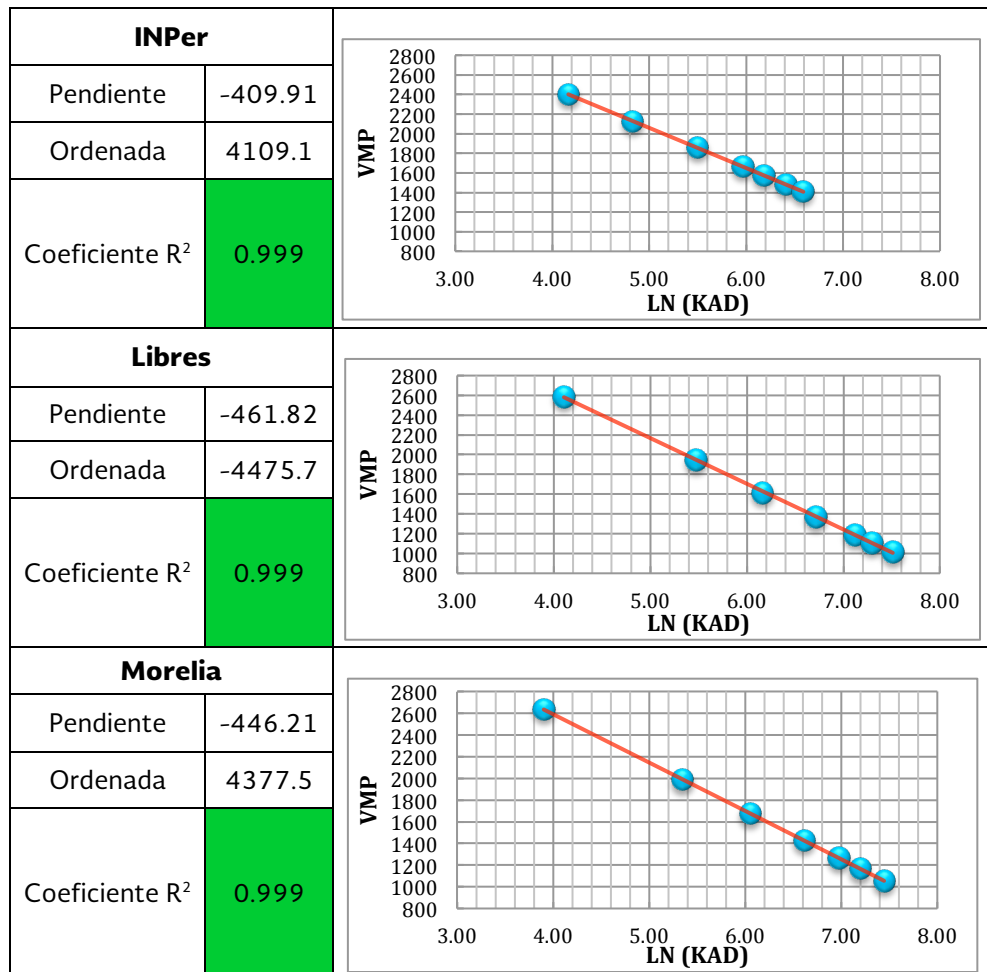
B) Sistemas Konica

4.6 Koni. Receptor de imagen y lector CR

4.6.1 Koni. Función de respuesta

Criterio de aceptación: La función de respuesta del receptor de imagen (relación VMP vs $\ln(KAD)$) debe exhibir un comportamiento lineal cuyo coeficiente de determinación (R^2) sea mayor que 0.990.

Tabla 4.6.1 Koni. Función de respuesta de sistemas Konica



Comentarios: Se evaluó la función de respuesta en los tres equipos Konica, todos exhiben una función de respuesta lineal VMP vs. $\ln(KAD)$, los tres sistemas tienen una pendiente negativa con valores medios de pixel en un rango de 900 – 2600, es decir, valores bajos de KAD corresponden a niveles de pixel altos. Todos los sistemas Konica cumplen con el criterio de aceptación.

4.6.2 Koni Barrido del láser

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

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.6.2 Koni.

Tabla 4.6.2 Koni. Barrido del láser

	INPer	Libres	Morelia
Barrido del láser			

Comentarios: Los sistemas Konica evaluados cumplen con el criterio de aceptación.

4.6.3 Koni. Uniformidad de la imagen

Criterio de aceptación: Desviación máxima VMP de las ROI's individuales con respecto al VMP de la ROI central $<\pm 15\%$. Desviación máxima RSR de las ROI's individuales con respecto al valor medio de la RSR de la ROI central $<\pm 20\%$.

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.6.3 Koni.

Tabla 4.6.3 Koni. Homogeneidad del receptor de imagen

	INPer	Libres	Morelia
VMP	23.5%	24.0%	19.6%
RSR	40.5%	52.3%	43.4%

Comentarios: Ningún sistema Konica evaluado cumple con el criterio de aceptación de homogeneidad.

4.6.4 Koni. Tiempo efectivo de los ciclos de borrado

Criterio de aceptación: Las imágenes han de ser uniformes y no debe apreciarse imágenes remanentes ni ruido. El ciclo del borrado primario ha de ser más largo que el secundario.

Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.6.4 Koni.

Tabla 4.6.4 Koni Tiempo efectivo de los ciclos de borrado

	INPer	Libres	Morelia
Barrido del láser			

Comentarios: Todos los sistemas Konica cumplen el criterio de aceptación.

4.7 Koni Calidad de imagen

4.7.1 Koni Compensación con el espesor y composición de la mama

Criterio de aceptación: El criterio de aceptación calculado para cada sistema evaluado se muestra en la Tabla 4.7.1 Koni.

Tabla 4.7.1 Koni. Compensación con el espesor y composición de la mama

Espesor de PMMA (cm)	INPer		Libres		Morelia	
	RCR _L	RCR	RCR _L	RCR	RCR _L	RCR
2	11.92	9.56	15.69	13.01	21.71	12.92
3	11.40	8.90	15.01	10.81	20.77	11.01
4	10.88	8.14	14.33	9.21	19.82	9.98
4.5	10.67	7.78	14.05	8.32	19.44	9.70
5	10.36	7.63	13.64	7.75	18.88	9.78
6	9.84	7.31	12.96	6.53	17.93	8.66
7	9.32	N/D	12.28	5.55	16.99	7.07

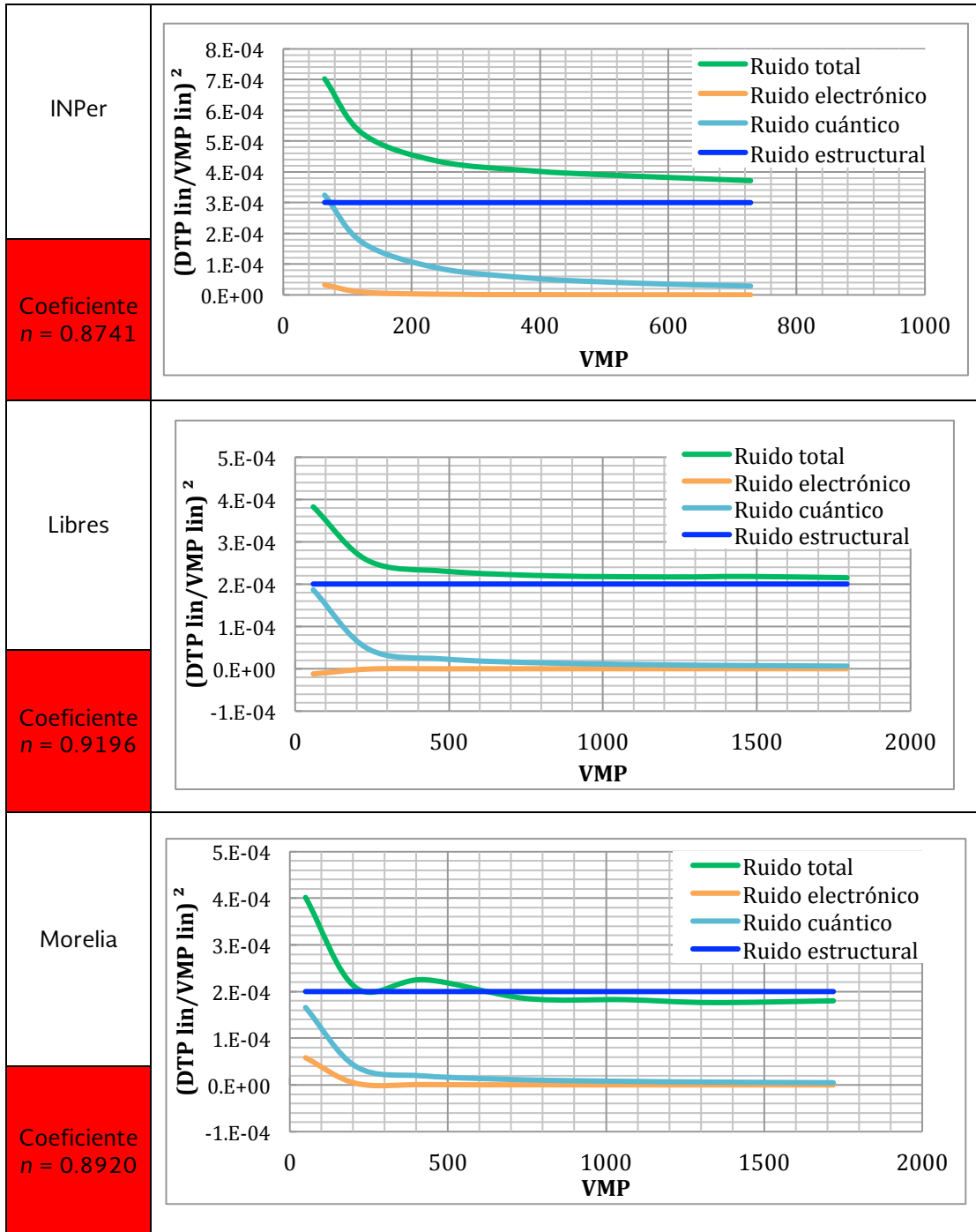
Comentarios: Los valores calculados para la RCR en la prueba de compensación con el espesor para los sistemas Konica son inferiores a los valores de RCR_L, para todos los espesores de PMMA. Cabe hacer mención que el modelo Regius 190 en combinación las placas RP-6M

utilizados en el Hospital General de Libres, y en el INPer, no se cumple con los requisitos del NHSBSP, ni con los protocolos europeos.

4.7.2 Koni Ruido

Criterio de aceptación: Coeficiente $n \approx 0.5$ en el ajuste $DTP = a(KAD)^n$

Tabla 4.7.2 Koni. Ruido



Comentarios: El análisis de ruido indica que el ruido estructural en los sistemas Koni es la componente dominante en los tres equipos evaluados. Ninguno cumple.

4.7.3 Koni. Remanencia de la imagen

Criterio de aceptación: Factor de remanencia < 0,3

Tabla 4.7.3 Koni. Remanencia de la imagen

	INPer	Libres	Morelia
Factor de remanencia	N/D	0.03	0.01

Comentarios: El factor de remanencia de la imagen fue muy bajo para los dos sistemas evaluados, ambos cumplen.

4.7.4 Koni. Resolución espacial

Criterio de aceptación: Lo más próxima posible a la frecuencia de Nyquist asociada al tamaño del píxel del detector y siempre superior al 80% de ésta.

Tabla 4.7.4 Koni. Resolución espacial

	INPer	Libres	Morelia
pl/mm	9	7	9

Comentarios: La resolución espacial en el INPer y en la UNEME DEDICAM de Morelia medida con patrón de barras cumple con el criterio de aceptación, mientras que en Libres Puebla no se cumple con este criterio.

4.7.5. Koni. Distorsión geométrica

Criterio de aceptación: sin distorsión geométrica

Tabla 4.7.5 Koni. Distorsión geométrica

INPer	Libres	Morelia
Sin distorsión	Sin distorsión	Sin distorsión

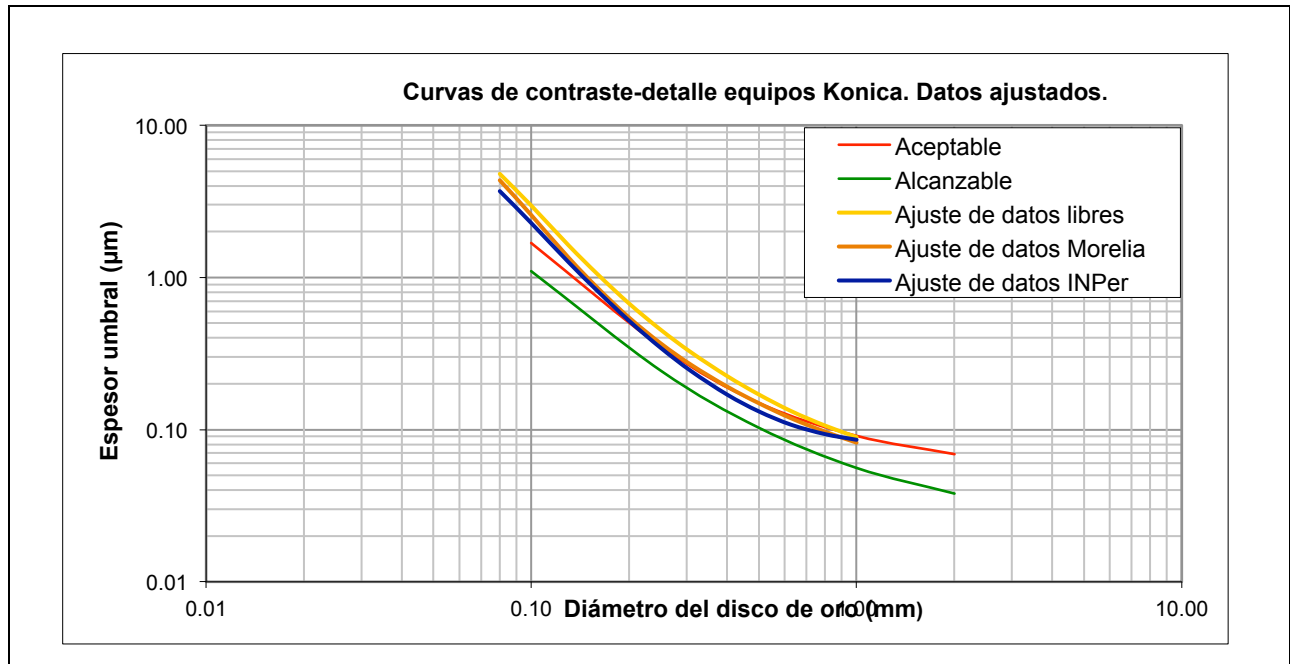
Comentarios: Los tres sistemas Konica cumplen con el criterio de ausencia de distorsión geométrica.

4.7.6 Koni. Calidad de imagen CDMAM

Criterio de aceptación: El criterio de aceptación se muestra en la Tabla 4.7.6 Koni.

Tabla 4.7.6 Koni. Curvas de contraste-Detalle sistemas Koni.

INPer		
Diámetro (mm)	Umbral Aceptable (μm)	Umbral medido (μm)
0.10	< 1.68	2.282
0.25	< 0.35	0.386
0.50	< 0.15	0.127
1.00	< 0.09	0.086
Libres		
Diámetro (mm)	Umbral Aceptable (μm)	Umbral medido (μm)
0.10	< 1.68	2.957
0.25	< 0.35	0.454
0.50	< 0.15	0.168
1.00	< 0.09	0.090
Morelia		
Diámetro (mm)	Umbral Aceptable (μm)	Umbral medido (μm)
0.10	< 1.68	3.245
0.25	< 0.35	0.372
0.50	< 0.15	0.153
1.00	< 0.09	0.082

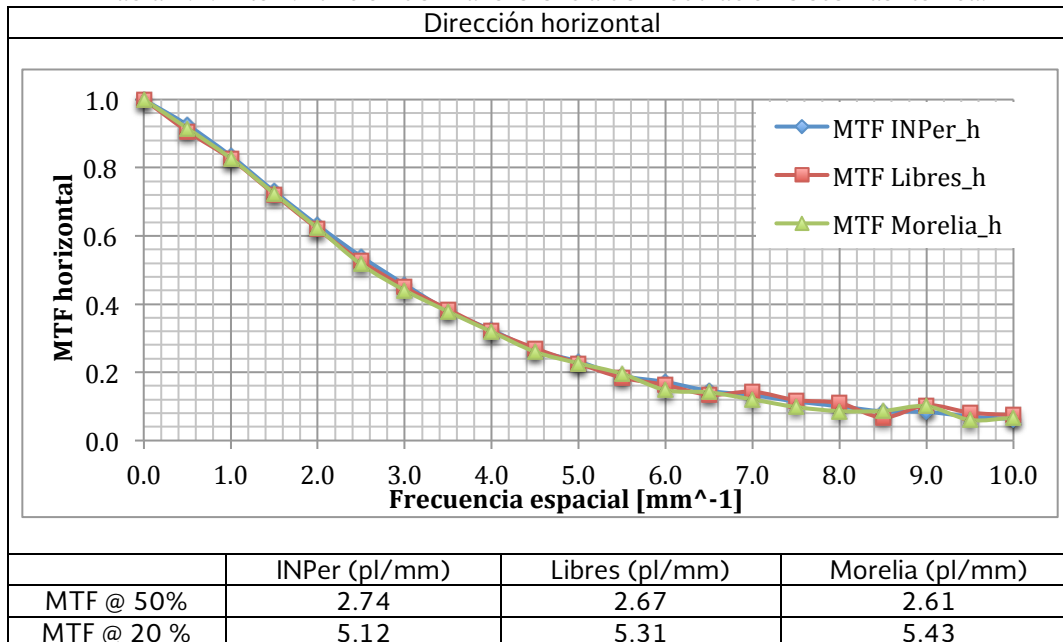


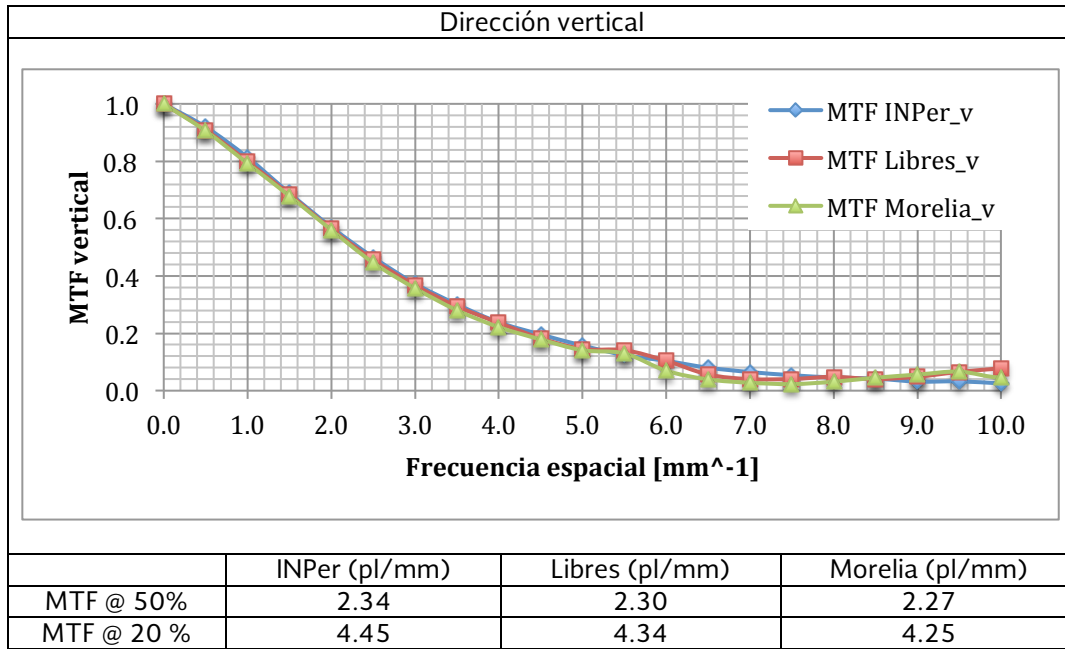
Comentarios: Ningún sistema Konica cumple con requisitos de umbral de contraste para el disco de 0.10 mm tampoco para el disco de 0.25 mm. Las curvas de contraste detalle para los sistemas de Libres y Morelia son peores que las calculadas para el INPer. Solamente para en el sistema evaluado en el INPer se alcanza el nivel aceptable para discos de diámetro mayores a 0.25 mm.

4.7.7 Koni Función de transferencia de modulación (MTF)

Criterio de aceptación: Prueba de referencia.

Tabla 4.7.7 Koni. Función de Transferencia de Modulación Sistemas Konica.



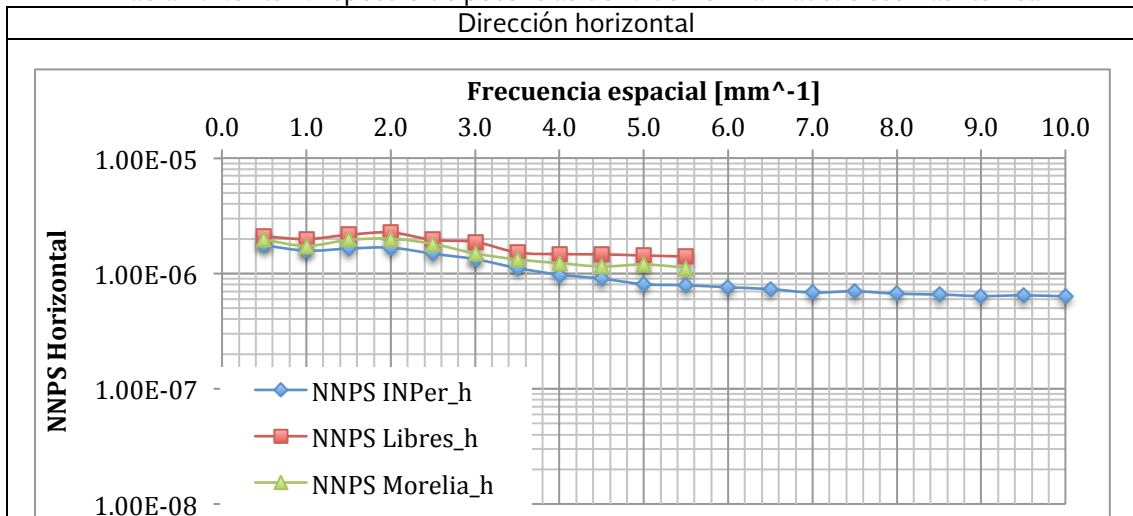


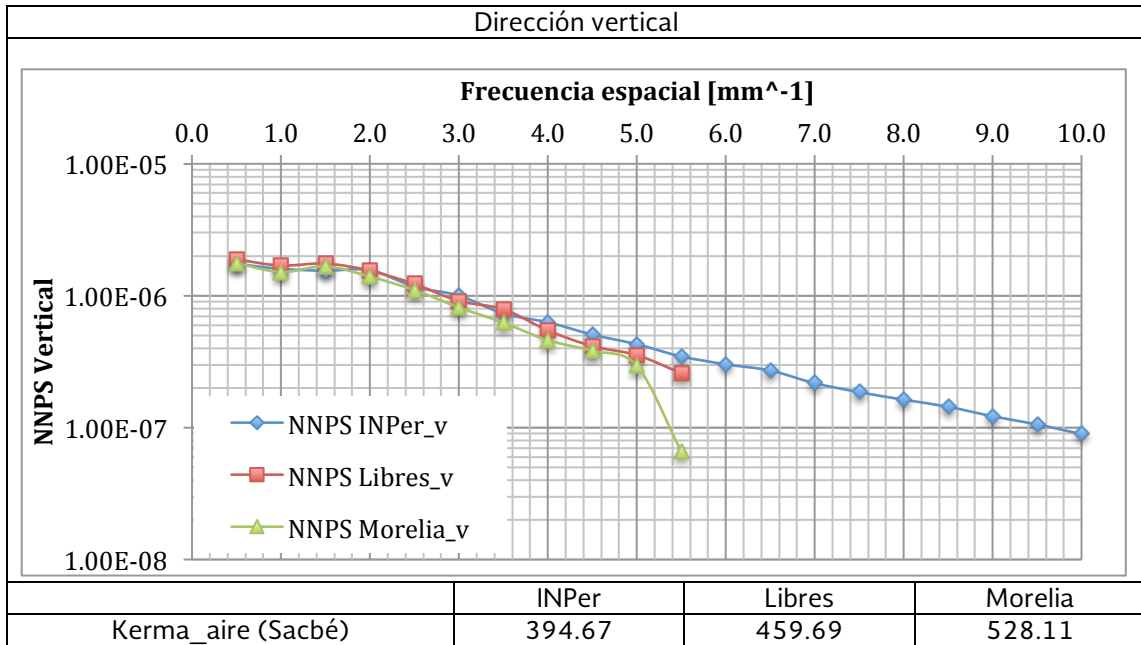
Comentarios: Los resultados muestran la MTF en dirección horizontal y vertical para los sistemas Konica, las MTF en ambas direcciones muestran comportamientos similares para los tres sistemas evaluados, lo cual indica que hay consistencia entre equipos. Para los tres sistemas Konica la MTF es mayor en dirección horizontal, ningún sistema es isotrópico. El sistema ubicado en Libres Puebla es el que tiene mejor resolución espacial en dirección horizontal, mientras que el sistema ubicado en el INPer tiene la mejor resolución espacial en dirección vertical.

4.7.8 Koni. Espectro de potencias de ruido normalizado (NNPS)

Criterio de aceptación: Prueba de referencia.

Tabla 4.7.8 Koni. Espectro de potencias de ruido normalizado. Sistemas Konica



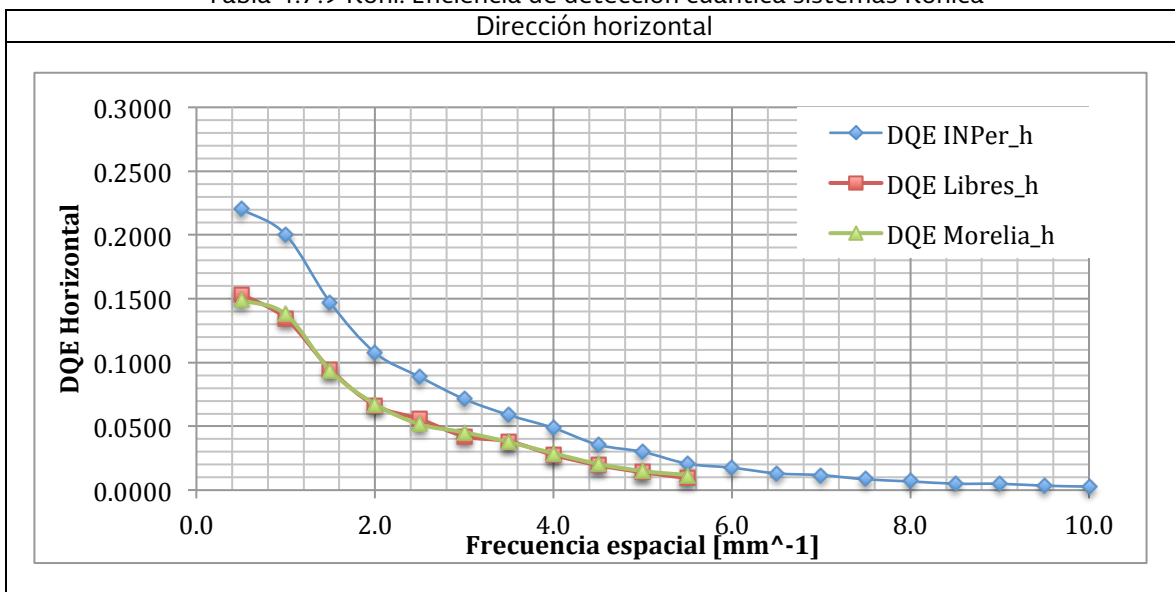


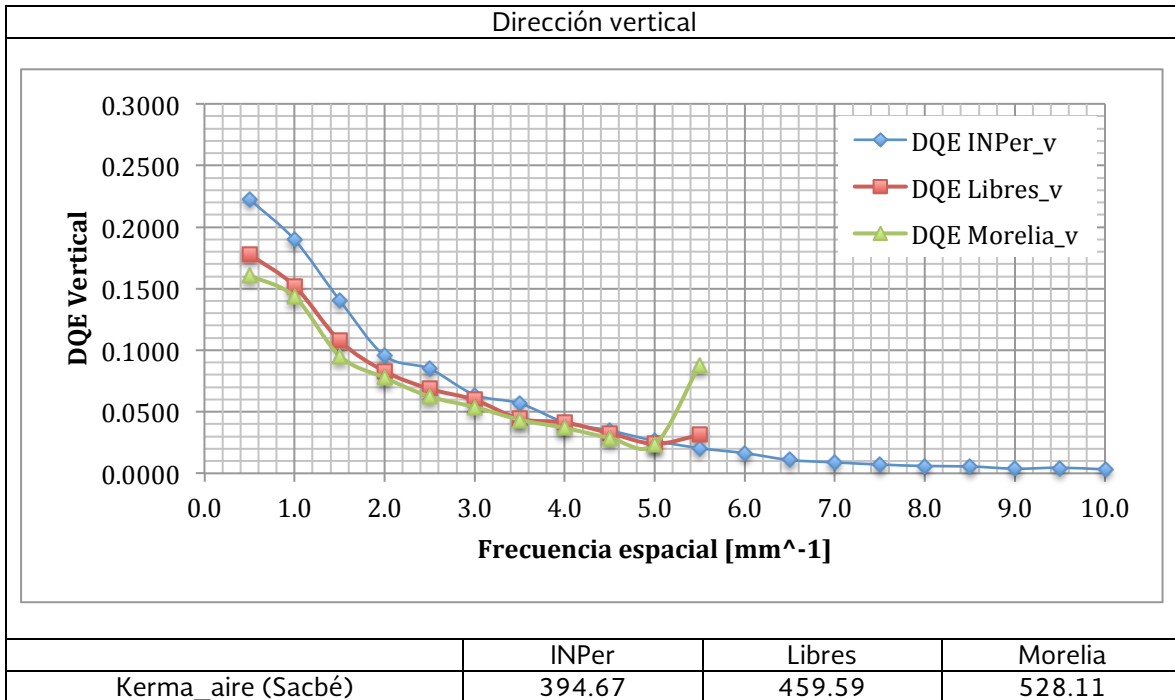
Comentarios: Las gráficas muestran el espectro de potencia de ruido normalizado comparados por el Kerma promedio calculado en aire por Sacbé para sistemas Konica. El ruido en dirección horizontal para el sistema del INPer es el que tiene un nivel de ruido más bajo a pesar de tener el menor nivel de kerma de los tres equipos, sin embargo, esto no se mantiene para la dirección vertical. Para el sistema ubicado en Libres Puebla, se observan niveles de ruido altos en ambas direcciones. El ruido en el sistema de Morelia es el más bajo en dirección vertical debido probablemente a que la medición se obtuvo con un nivel de kerma mayor. Para los tres sistemas sin importar el valor del Kerma en aire, el NNPS en dirección vertical es menor.

4.7.9 Koni Eficiencia de detección cuántica (DQE)

Criterio de aceptación: Prueba de referencia.

Tabla 4.7.9 Koni. Eficiencia de detección cuántica sistemas Konica





Comentarios: Las gráficas muestran la eficiencia de detección cuántica de los sistemas Konica. El sistema con mayor DQE es el INPer en ambas direcciones. Las imágenes para la evaluación de NNPS adquiridas en el INPer se tomaron con el menor kerma, sin embargo, la DQE calculada para este sistema es la mejor debido a que en dirección vertical tiene la mejor MTF y el menor ruido en dirección horizontal lo que compensa el cálculo de la DQE. La DQE calculada para los sistemas de Libres y Morelia tienen un comportamiento similar, siendo en estos dos sistemas la DQE mucho mayor en dirección vertical. Para el sistema ubicado en el INPer, la DQE es muy similar en ambas direcciones.

4.7.10 Koni. Calidad de imagen ACR

CRITERIO DE ACEPTACIÓN: El número de objetos que como mínimo se debe poder observar en la imagen del maniquí del ACR es de: 4 fibras, 3 grupos de microcalcificaciones y 3 masas. Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.7.10 Koni.

Tabla 4.7.10 Koni. Calidad de imagen ACR

	INPer	Libres	Morelia
Fibras	4	4	6
Microcalcificaciones	3	3	6
Masas	4	4	4

Comentarios: Todos los sistemas Konica evaluados cumplen con el criterio de aceptación del maniquí del ACR.

4.7.11 Koni. Artefactos

CRITERIO DE ACEPTACIÓN: Imagen sin presencia de artefactos. Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.7.11 Koni.

Tabla 4.7.11 Koni. Artefactos

Ixmiquilpan	Puebla	SLP

Comentarios: En todos los sistemas Konica evaluados se observan artefactos en forma de motas, fibras, y masas. Adicionalmente se observan imágenes remanentes de mamas así como y bandas.

C) Sistemas Fujifilm

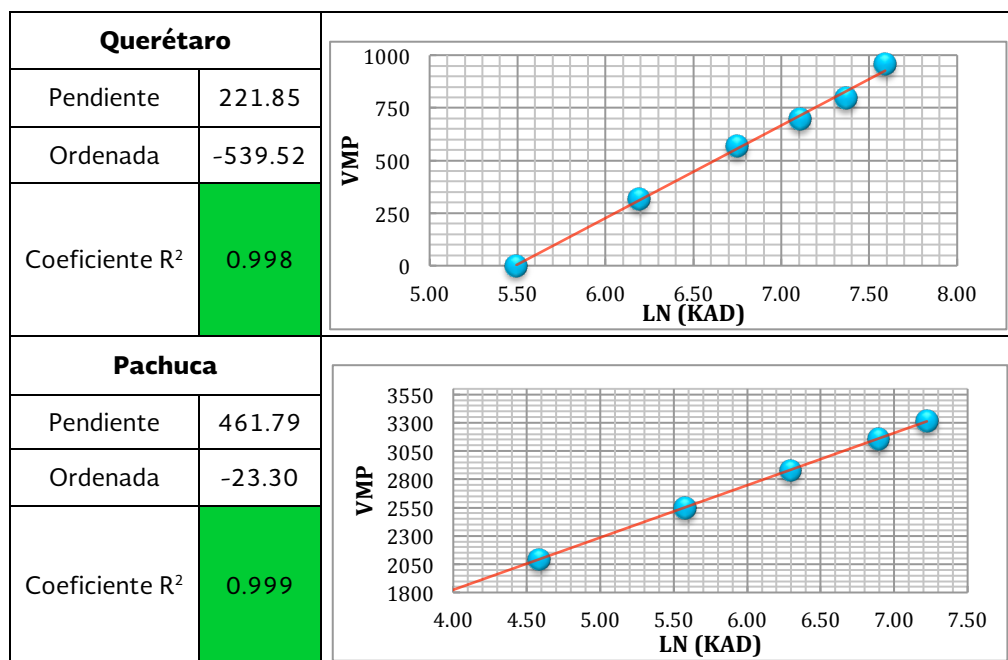
En los sistemas instalados en la UNEME DEDICAM Durango y Pachuca no fue posible la extracción de imágenes preprocesadas. En esta última, la evaluación de las imágenes adquiridas se realizó en la estación de adquisición del lector CR.

4.6 Fuji. Receptor de imagen y lector CR

4.6.1 Fuji. Función de respuesta

Criterio de aceptación: La función de respuesta del receptor de imagen (relación VMP vs Ln(KAD)) debe exhibir un comportamiento lineal cuyo coeficiente de determinación (R^2) sea mayor que 0.990.

Tabla 4.6.1 Fuji. Función de respuesta de equipos Fujifilm



Comentarios: Se evaluó la función de respuesta para dos equipos uno Fujifilm en Querétaro y un Philips en Pachuca, ambos exhiben una función de respuesta lineal VMP vs. Ln(KAD).

4.6.2 Fuji. Barrido del láser

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

Comentarios: No se observan variaciones en la imagen del borde en el sistema de Querétaro. La prueba no fue realizada en los sistemas de la UNEME DEDICAM Durango y Pachuca debido a que no fue posible extraer imágenes preprocesadas.

4.6.3 Fuji. Uniformidad de la imagen

Criterio de aceptación: Desviación máxima VMP de las ROI's individuales con respecto al VMP de la ROI central $<\pm 15\%$. Desviación máxima RSR de las ROI's individuales con respecto al valor medio de la RSR de la ROI central $<\pm 20\%$.

Tabla 4.6.3 Fuji. Uniformidad de la imagen

	Querétaro
VMP	12.8%
RSR	26.4%

Comentarios: No se observan variaciones en la imagen del borde en el sistema de Querétaro. La prueba no fue realizada en los sistemas de la UNEME DEDICAM Durango y Pachuca debido a que no fue posible extraer imágenes preprocesadas.

4.6.4 Fuji. Tiempo efectivo de los ciclos de borrado

Criterio de aceptación: Las imágenes han de ser uniformes y no debe apreciarse imágenes remanentes ni ruido. El ciclo del borrado primario ha de ser más largo que el secundario.

Tabla 4.6.4 Fuji. Tiempo efectivo de los ciclos de borrado

	Querétaro	Pachuca	Durango
Barrido del láser			

Comentarios: Los tres equipos evaluados Fujifilm cumplen con el criterio de aceptación.

4.7 Fuji. Calidad de imagen

4.7.1 Fuji. Compensación con el espesor y composición de la mama

Criterio de aceptación: El criterio de aceptación calculado para cada sistema evaluado se muestra en la Tabla 4.7.1 Fuji.

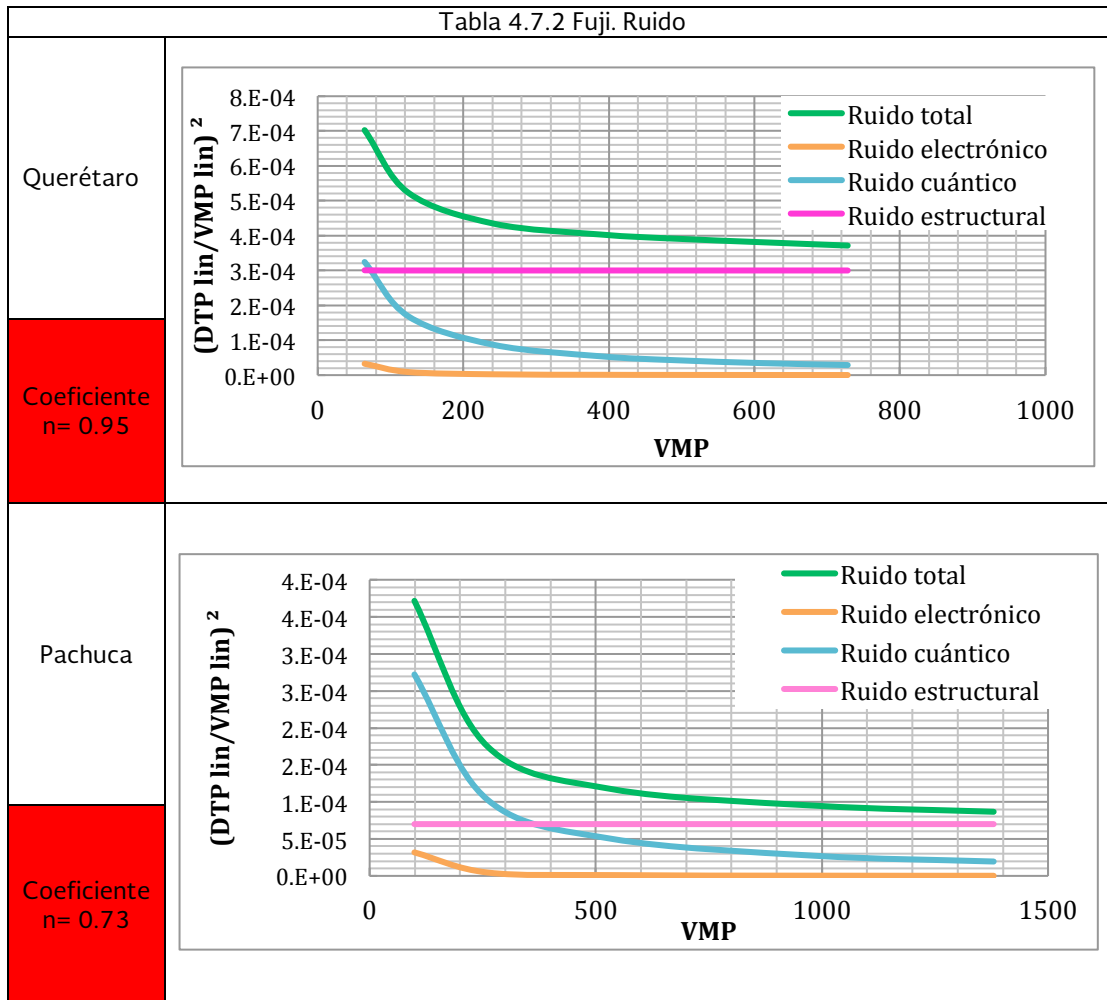
Tabla 4.7.1 Fuji. Compensación con el espesor y composición de la mama (RCR)

Espesor de PMMA (cm)	Querétaro		Pachuca	
	RCR _L	RCR	SDNR _A	SDNR
2	9.12	8.54	9.80	9.31
3	8.72	8.47	9.40	8.73
4	8.32	7.76	8.98	7.88
4.5	8.16	7.09	8.80	7.77
5	7.93	6.96	8.56	6.74
6	7.53	5.63	8.14	6.29
7	N/D	N/D	7.70	6.04

Comentarios: Los valores calculados para la RCR en Querétaro y SDNR en Pachuca de ambos sistemas no cumplen con el criterio de aceptación para todos los espesores de PMMA.

4.7.2 Fuji. Ruido

Criterio de aceptación: Coeficiente $n \approx 0.5$ en el ajuste $DTP = a (KAD)^n$



Comentarios: El análisis de ruido muestra que para los sistemas Fujifilm ubicados en Querétaro y Pachuca, la componente dominante se debe al ruido estructural. Ambos equipos exhiben una componente alta de ruido estructural y ninguno cumple.

4.7.3 Fuji. Remanencia de la imagen

Criterio de aceptación: Factor de remanencia $< 0,3$

Tabla 4.7.3 Fuji. Remanencia de la imagen

Factor de remanencia	Querétaro
	0.05

Comentarios: El factor de remanencia de la imagen fue muy bajo para el sistema de Querétaro.

4.7.4 Fuji. Resolución espacial

Criterio de aceptación: Lo más próxima posible a la frecuencia de Nyquist asociada al tamaño del píxel del detector y siempre superior al 80% de ésta.

Tabla 4.7.4 Fuji. Resolución espacial

	Querétaro	Pachuca	Durango
pl/mm	9	8	9

Comentarios: Solamente para el sistema de Pachuca los pares de líneas observados no son mayores al 80 % de la frecuencia de Nyquist asociada al tamaño de pixel del detector, en los dos restantes se cumple el criterio de aceptación.

4.7.5 Fuji. Distorsión geométrica

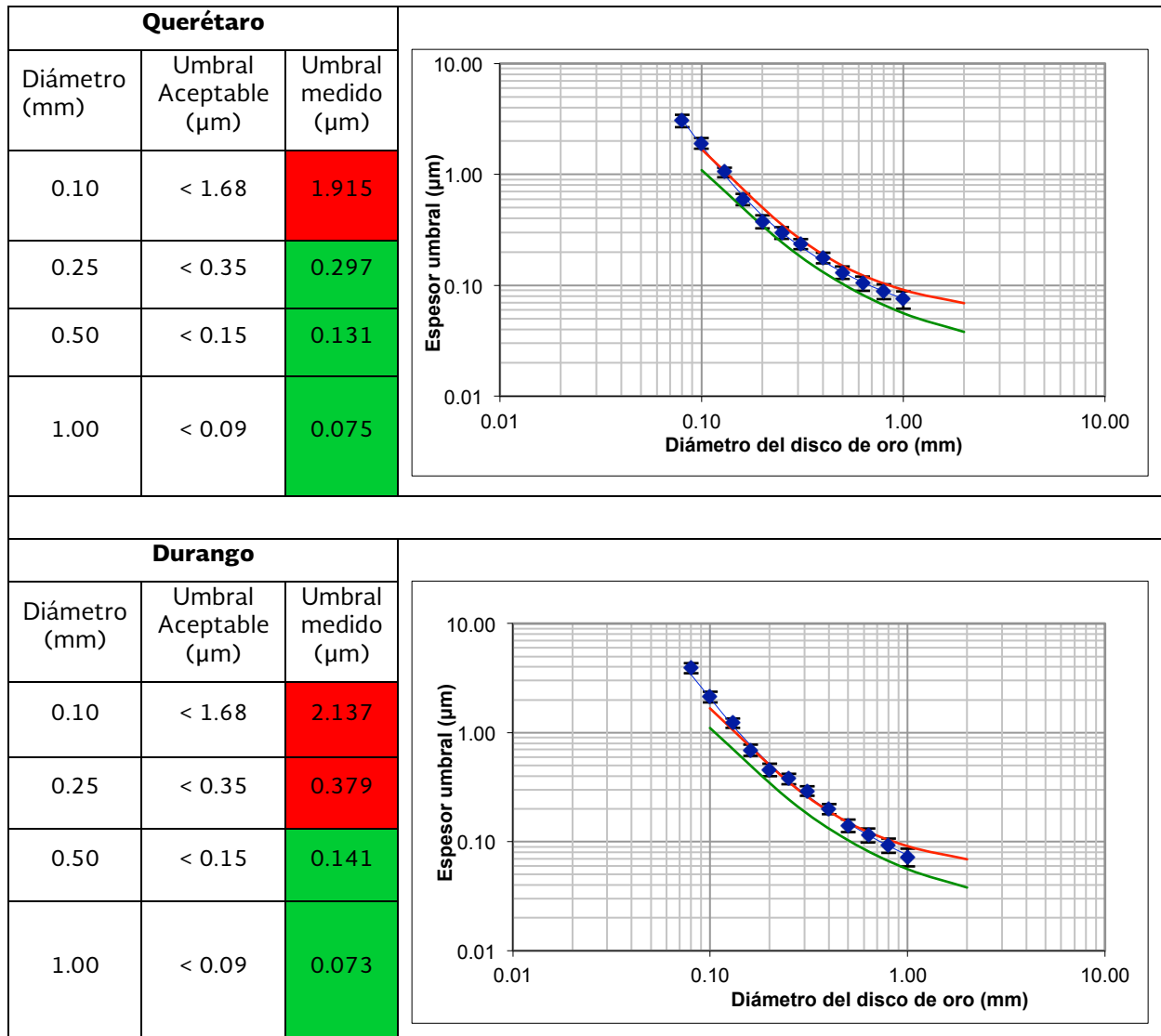
Criterio de aceptación: Sin distorsión geométrica.

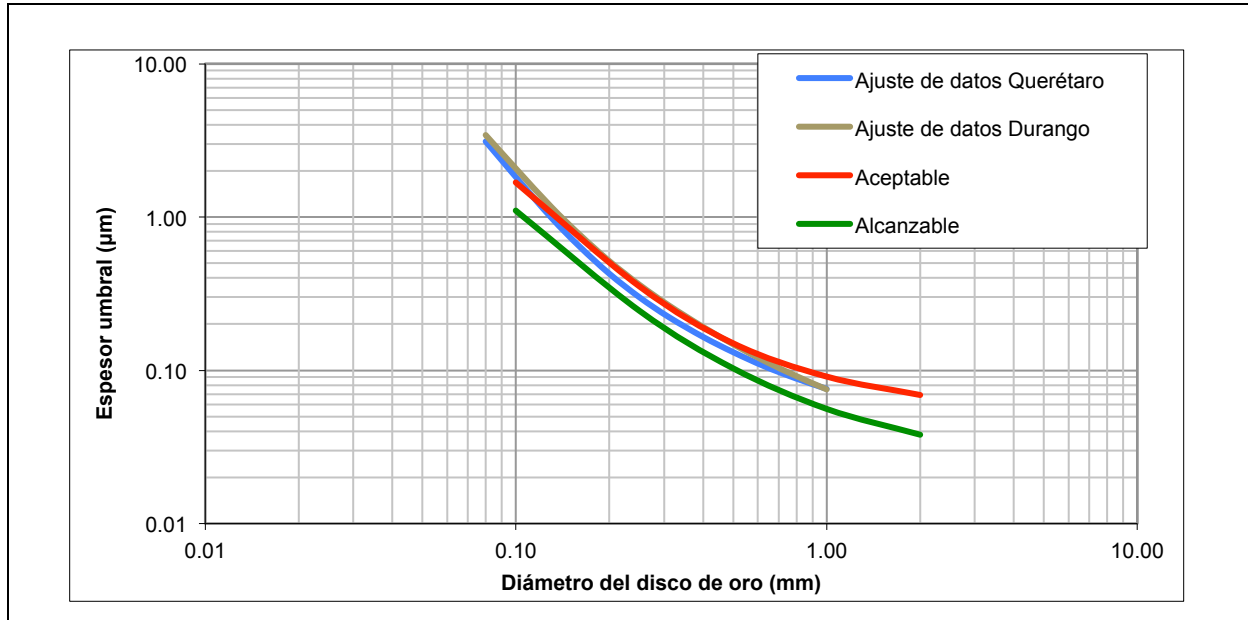
Comentarios: No se observa distorsión geométrica en el sistema de Querétaro, en los sistemas de la UNEME DEDICAM Durango y Pachuca no se realizó esta prueba debido a que no fue posible extraer imágenes preprocesadas.

4.7.6 Fuji. Calidad de imagen CDMAM

Criterio de aceptación: El criterio de aceptación se muestra en la Tabla 4.7.6 Fuji.

Tabla 4.7.6 Fuji. Curvas Contraste-Detalle sistemas Fujifilm



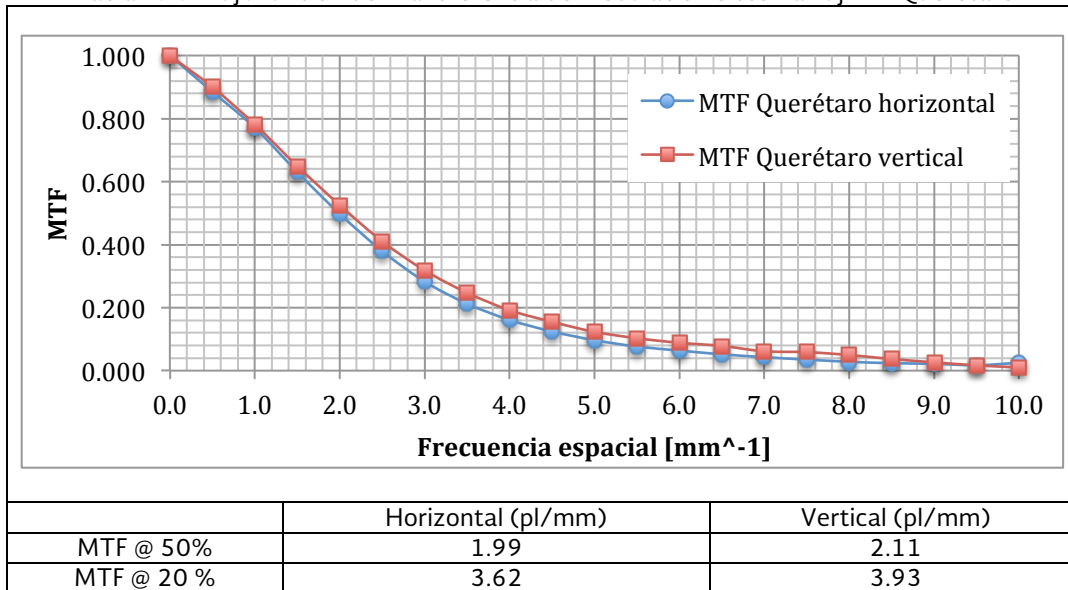


Comentarios: Ningún sistema Fujifilm cumple con requisitos de umbral de contraste para el disco de 0.10 mm. Las curvas de contraste detalle para el sistema de Durango se encuentran en un nivel aceptable a partir del disco de oro de 0.50 mm de diámetro.

4.7.7 Fuji. Función de transferencia de modulación (MTF)

Criterio de aceptación: Prueba de referencia.

Tabla 4.7.7 Fuji. Función de Transferencia de Modulación Sistema Fujifilm Querétaro

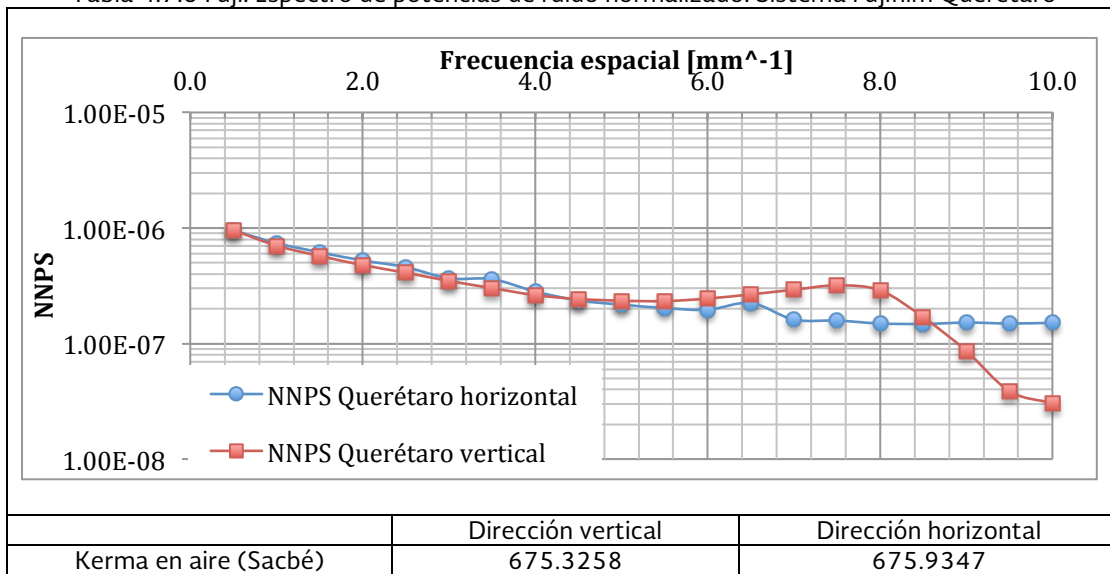


Comentarios: La Tabla de resultados muestra la MTF en dirección horizontal y vertical para el sistema Fujifilm evaluado en la UNEME DEDICAM de Querétaro. La gráfica muestra que este sistema es casi isotrópico ya que el valor de la MTF en ambas direcciones difiere en menos del 10%.

4.7.8 Fuji. Espectro de potencias de ruido normalizado (NNPS)

Criterio de aceptación: Prueba de referencia.

Tabla 4.7.8 Fuji. Espectro de potencias de ruido normalizado. Sistema Fujifilm Querétaro

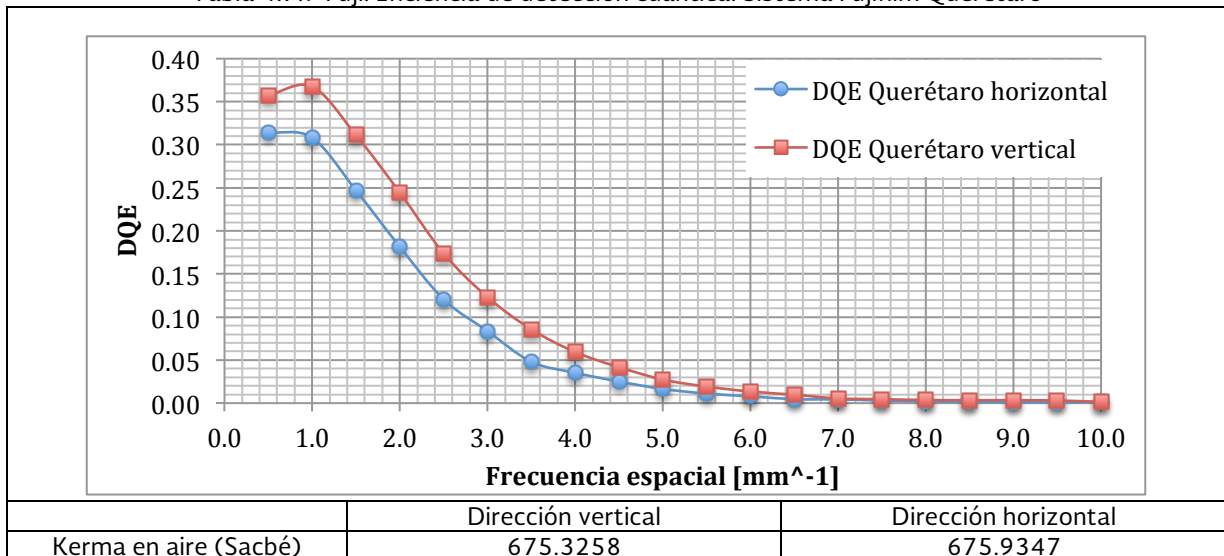


Comentarios: La gráfica muestra el espectro de potencia de ruido normalizado para ambas direcciones para el sistema Fujifilm de Querétaro.

4.7.9 Fuji. Eficiencia de detección cuántica (DQE)

Criterio de aceptación: Prueba de referencia.

Tabla 4.7.9 Fuji. Eficiencia de detección cuántica. Sistema Fujifilm Querétaro



Comentarios: La gráfica muestra la eficiencia de detección cuántica para ambas direcciones para el sistema Fujifilm de Querétaro. Se observa una eficiencia cuántica de detección mayor en todo el intervalo en dirección vertical.

4.7.10 Fuji. Calidad de imagen ACR

CRITERIO DE ACEPTACIÓN: El número de objetos que como mínimo se debe poder observar en la imagen del maniquí del ACR es de: 4 fibras, 3 grupos de microcalcificaciones y 3 masas. Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.7.10 Fuji.

Tabla 4.7.10 Fuji. Calidad de imagen ACR

	INPer	Pachuca	Durango
Fibras	4	6	4
Microcalcificaciones	3	4	3
Masas	4	4	5

Comentarios: Todos los sistemas Fujifilm evaluados cumplen con el criterio de aceptación.

4.7.11 Fuji. Artefactos

CRITERIO DE ACEPTACIÓN: Imagen sin presencia de artefactos. Los resultados de esta prueba se presentan en la Tabla 4.7.11 Fuji.

Tabla 4.7.11 Fuji. Artefactos

INPer	Pachuca	Durango

Comentarios: En todos los sistemas evaluados se observan artefactos en forma de motas ocasionadas en su mayoría a la falta de limpieza de los chasis además de imágenes remanentes de diversas mamas así como bandas en toda la imagen.

DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

En este capítulo se discuten los resultados obtenidos para los diez sistemas evaluados. El capítulo se divide en dos secciones. En la primera se discuten los resultados obtenidos durante la evaluación del mastógrafo para las pruebas de evaluación general, rendimiento del tubo de rayos X, calidad del haz y dosis glandular promedio. La segunda parte está dedicada a la discusión de los resultados obtenidos de las pruebas realizadas al receptor de imagen haciendo un especial énfasis en las pruebas de calidad de imagen, MTF, NNPS y DQE, clasificados de acuerdo con la marca del lector CR.

5.1 Evaluación del mastógrafo.

Con base en los resultados de la prueba **evaluación mecánica y visual**, los equipos ubicados en San Luis Potosí, Zacatlán, Querétaro, Morelia, Pachuca, Durango y Querétaro, cumplen satisfactoriamente los criterios de aceptación de cada uno de los rubros detallados en la Tabla 4.1.1. Cabe hacer mención que de estos equipos, los ubicados en San Luis, Morelia, Pachuca y Durango pertenecen a una Unidad de Especialidades Médicas - Detección y Diagnóstico de Cáncer de Mama (UNEME - DEDICAM), son de reciente instalación a la fecha de visita y las pruebas realizadas fueron pruebas de aceptación de los equipos. Por el contrario, el mastógrafo ubicado en el INPer a la fecha de evaluación tenía una antigüedad de 18 años y el juego de chasis que estaba en uso eran los mismos que se entregaron en el 2008 con la instalación del lector CR. A la fecha de la visita se contaba con póliza de mantenimiento vigente para ambos equipos (Mastógrafo y CR). El mastógrafo de Ixmiquilpan fue instalado en mayo de 2012, en la fecha de última visita, este mastógrafo presentaba un fallo en la fluidez del movimiento provocando que el soporte del detector vibrara al subir o bajar el equipo. El mastógrafo y el lector CR cuentan con pólizas de mantenimiento vigente. El mastógrafo ubicado en el Hospital General de Libres Puebla fue instalado en 2010, en las dos visitas que se realizaron se detectó y reportó un fallo en el receptor de imagen el cual se encuentra seriamente dañado y no permite el deslizamiento suave del chasis, lo cual ocasiona que éste se forcé cada vez que se requiere tomar una imagen al punto de doblarse ocasionando daño a la placa de fósforo fotoestimulable y a la superficie de los chasis utilizados, generando artefactos que son visibles en las imágenes clínicas. No se cuenta con póliza de mantenimiento ni del mastógrafo ni del lector CR y la única supervisión del funcionamiento de los equipos es por parte del área de ingeniería del propio hospital. El mastógrafo ubicado en el Hospital de la Mujer en Puebla presenta vibraciones al subir o bajar, no es estable mecánicamente y no cuenta con el display indicador de fuerza de compresión y espesor de la mama, siendo notable que este daño es de tiempo atrás a la fecha de la visita. Se desconoce la edad de cada componente. No se cuenta con póliza de mantenimiento vigente.

De acuerdo con los resultados para la prueba de **exactitud del espesor medido**, los equipos instalados en Libres, Puebla, San Luis Potosí, Zacatlán, Morelia, Pachuca y Durango cumplen satisfactoriamente el criterio de aceptación. Para los equipos ubicados en Ixmiquilpan y Querétaro no se cumple satisfactoriamente el criterio de aceptación. Este parámetro es esencial que se encuentre bien calibrado debido a que es una referencia para la selección de los parámetros técnicos (combinación ánodo/filtro, kV, mAs) del control automático de exposición (CAE). No se realizó la prueba para los equipos instalados en el INPer y en San Luis Potosí. Este parámetro es imprescindible que esté bien ajustado ya que los parámetros de exposición que son seleccionados de forma automática por el control automático de exposición dependen del espesor de la mama que determina el dispositivo de compresión, y un desajuste en éste

parámetro puede originar que la imagen sea adquirida utilizando factores de exposición que proporcionan una calidad de imagen y unos valores de dosis inadecuados.

Para la prueba de **fuerza de compresión**, los equipos evaluados instalados en el INPer, San Luis Potosí, Zacatlán, Querétaro, Morelia, Pachuca y Durango cumplen con los criterios de aceptación tanto para el modo motorizado como para el modo manual. El mastógrafo instalado en Ixmiquilpan no cumple con el criterio de aceptación en modo motorizado y aplica una fuerza de compresión excesiva; este fallo fue resuelto por el ingeniero de servicio en una segunda visita. El mastógrafo del Hospital de la Mujer en Puebla cumple con el criterio de aceptación para el modo motorizado, sin embargo, el mastógrafo no cuenta con el indicador de fuerza de compresión, el cual fue removido. El mastógrafo ubicado en el Hospital General de Libres se encuentra ligeramente por encima del criterio de aceptación. No se cuenta con modo manual de compresión en los mastógrafos de Ixmiquilpan, Puebla y Morelia.

Al evaluar la **atenuación del compresor**, los resultados muestran que las placas de compresión de los mastógrafos instalados en Libres, Puebla y Zacatlán cumplen con el criterio de aceptación establecido, mientras que las placas de compresión de los equipos de Ixmiquilpan y Morelia (ambos marca Planmed) y San Luis Potosí (marca Hologic) atenúan el haz de radiación en más de un 25 %. La atenuación de la placa de compresión del mastógrafo de Querétaro (marca Hologic) es ligeramente superior al criterio de aceptación establecido. Esta prueba no se realizó en los equipos instalados en Pachuca y Durango.

Se evaluó el **tiempo de exposición** para obtener una imagen de 4.5 cm de PMMA con el fin de verificar que el tiempo de exposición no es demasiado largo y de esta manera evitar la borrosidad en la imagen por movimiento (latidos del corazón, movimiento respiratorio) en condiciones clínicas. Para los sistemas instalados en Ixmiquilpan, Libres, Puebla, Zacatlán, Querétaro y Morelia se obtuvieron resultados satisfactorios en todos los equipos mencionados. La prueba no fue realizada en los equipos del INPer, SLP, Pachuca y Durango.

La **repetibilidad del control automático de exposición (CAE)**, consiste en verificar que, bajo las mismas condiciones de espesor de la mama, el equipo produzca la imagen con los mismos parámetros de exposición (combinación ánodo/filtro, kV, mAs) y que la RSR no varíe más del 5% entre una imagen y otra. Todos los servicios obtuvieron resultados satisfactorios, con excepción del INPer, Puebla y Durango en donde no se aplicó la prueba.

Se reportan los resultados obtenidos para la prueba del **valor del rendimiento en condiciones clínicas** con excepción del INPer y Durango en donde la prueba no pudo ser evaluada. Los resultados muestran que para todos los equipos evaluados, la variación en la **repetibilidad del rendimiento para 45 mm de PMMA** es menos que un 5 %. Además, todos los equipos evaluados cumplen con la prueba de **linealidad del rendimiento con la carga del tubo**.

Se evaluaron los **artefactos de la rejilla** en imágenes preprocesadas de bloques de PMMA de 4.5 cm de espesor buscando líneas de la rejilla. En general no se observaron líneas de la rejilla para los equipos evaluados, con excepción de los equipos instalados en Pachuca, en donde se observó un artefacto de rejilla en el borde izquierdo para dos mastógrafos analógicos marca Philips modelo MammoDiagnost. Los ingenieros de servicio de Philips concluyeron que se trataba de un problema mayor en la rejilla y los equipos fueron reemplazados por dos mastógrafos digitales tipo DR de la misma marca.

Se evaluó la **exactitud del kV** para las diferentes combinaciones ánodo/filtro y diferentes kV encontrados en la práctica clínica obtenidos en la prueba de compensación del CAE con el espesor y composición de la mama. Se obtuvieron resultados satisfactorios en todos los sistemas evaluados. Esta prueba no se realizó en el INPer, Pachuca y Durango.

Todos los sistemas evaluados cumplen con el criterio de aceptación de la prueba de **capa hemirreductora**. La CHR fue medida con compresor, y es necesaria para determinar el valor de los factores de conversión kerma- dosis glandular.

Para el cálculo de la Dosis Glandular Promedio (DGP) asociada con las imágenes de diferentes espesores de PMMA (2-7 cm), obtenidas en condiciones clínicas habituales (modo automático), se utilizaron los factores de exposición obtenidos en las exposiciones realizadas durante la *prueba de compensación por espesor y composición de la mama (3.7.1)*. El valor del kerma en aire en la superficie de entrada se estimó a partir de los rendimientos y de la carga del tubo.

El cálculo de la DGP se obtiene a partir del kerma en aire y de coeficientes de conversión que han sido obtenidos por métodos de Monte Carlo^[24] en función del espesor de PMMA y de la capa hemirreductora medida durante la realización de las pruebas de control de calidad. Debido al perjuicio directo que puede ocasionar el uso de rayos X con fines de diagnóstico o tamizaje médico, la evaluación de la dosis impartida a la paciente es un elemento esencial y que ineludiblemente debe de estar en acuerdo con los niveles orientativos publicados en diferentes protocolos internacionales y normas nacionales. Los resultados de **dosis glandular promedio** muestran que los mastógrafos ubicados en el INPer, Libres, Puebla, Zacatlán, Querétaro, Morelia y Pachuca cumplen satisfactoriamente el criterio de aceptación ya que los valores medidos se encuentran por debajo del nivel orientativo para los espesores de PMMA de 2 a 7 centímetros de espesor. Cabe hacer mención que el sistema ubicado en Zacatlán mantiene los niveles de dosis glandular promedio extremadamente bajos y esto tiene una consecuencia negativa en la calidad de la imagen. El sistema ubicado en el INPer cumple parcialmente el criterio de aceptación ya que para el espesor de 6 centímetros la dosis glandular promedio se encuentra por arriba del nivel orientativo. Los equipos de Ixmiquilpan, San Luis Potosí y Durango entregan dosis mayores a los niveles orientativos para diferentes espesores incluyendo el espesor representativo de 4.5 cm.

La norma oficial mexicana NOM-229-SSA1-2002^[11], establece un único nivel orientativo para DGP (por proyección craneocaudal) de 3 mGy para una mama comprimida de 4.5 cm compuesta por 50% de tejido glandular y 50% de tejido adiposo; tomando este nivel orientativo para las medidas de 4.5 cm de PMMA, los equipos instalados en Ixmiquilpan, San Luis Potosí y Durango no cumplen con la norma oficial mexicana.

5.2 Evaluación del receptor de imagen.

Los parámetros que determinan la calidad de imagen valoran la eficacia de la imagen en relación a la calidad diagnóstica. Por tanto, estos parámetros hacen referencia a la capacidad de la imagen para demostrar la presencia o no de patología y para identificar estructuras anatómicas que sean relevantes para su detección, localización y diagnóstico diferencial.

De los cuatro centros evaluados que tienen un lector tipo CR marca Carestream, en San Luis Potosí se utilizan placas fotoestimulables modelo EHR-M3, para los sistemas CR ubicados en Ixmiquilpan, Puebla y Zacatlán se utilizan placas fotoestimulables modelo EHR-M2. No se observan consecuencias significativas de esta diferencia. Los tres lectores CR marca Konica utilizan placas RP-6M mientras que de los tres sistemas marca Fujifilm dos de ellos, Querétaro y Pachuca, utilizan placas modelo HD-BR y el sistema de Durango utiliza placas modelo HR-V. El impacto en la diferencia del uso de diferentes modelos de placa en los sistemas Fujifilm no pudo ser evaluada debido a que no se pudieron extraer imágenes del último sistema CR.

La **función de respuesta** de los cuatro equipos evaluados muestra una respuesta lineal, VMP vs $\ln(KAD)$. Tres de ellos tienen pendiente negativa con valores medios de pixel en un rango de 200 – 1800, estos sistemas asocian valores bajos de KAD a niveles de pixel altos. El sistema CR ubicado en Puebla es el único que muestra una función de respuesta con pendiente negativa con un rango de valores de pixel de 1800- 3600 aproximadamente; este sistema asocia valores bajos de KAD a niveles de gris cercanos al negro (valores de pixel bajos) mientras que a valores altos de KAD les asigna niveles de gris cercanos al blanco (valores de pixel altos). Esto sugiere la intervención de diferentes ingenieros de servicio por parte de Carestream sin que esto tenga un impacto notable. Todos los sistemas evaluados cumplen con el criterio de aceptación. Para los sistemas Konica la función de respuesta exhibe un comportamiento lineal con pendiente negativa y valores de pixel en el rango de 800 – 2800. En los sistemas Fujifilm de Querétaro y Pachuca la función de respuesta muestra un comportamiento lineal y con pendiente positiva; los VMP en Querétaro son más pequeños que lo observado en otros lugares.

Los resultados de la **evaluación de la compensación con el espesor y compensación de la mama** que produce el control automático de exposición para espesores de 2 a 7 cm de placas de PMMA, muestran una situación preocupante debido a que ningún sistema cumple con el criterio de aceptación establecido. Para cada equipo, los valores calculados para la RCR están por debajo de los valores de RCR_L para todos los espesores de PMMA, lo cual tiene como consecuencia imágenes de calidad diagnóstica no adecuada. Las imágenes obtenidas con estos parámetros de adquisición seleccionados automáticamente por el CAE, probablemente no contienen la información necesaria para realizar un buen diagnóstico por el médico radiólogo. Esta prueba determina si un sistema es apto para ser utilizado clínicamente, ya que asegura en primer lugar que la calidad de la imagen es adecuada optimizando los valores de dosis. El resultado de la evaluación es que ninguno de los equipos evaluados cumplen el criterio mínimo de aceptación.

La contribución más importante al **ruido** en un detector de rayos x debe de ser la asociada al número finito de fotones que alcanzan y se absorben en el receptor de imagen, llamado ruido cuántico. Los resultados de la evaluación de las componentes del ruido a través de la función de respuesta del receptor de imagen (coeficiente n), muestran que para los sistemas Carestream instalados en Ixmiquilpan y San Luis Potosí, es mayoritariamente cuántico, ambos sistemas cumplen con el criterio de aceptación. El sistema Carestream instalado en Puebla muestra una componente de ruido estructurado notablemente alta y no cumple con el criterio de aceptación. Para los sistemas marca Konica instalados en el INPer, Libres y Morelia, el ruido es fuertemente estructurado esperado debido al tipo de placa empleado y consistente con lo reportado en la literatura, los tres equipos no cumplen con el criterio de aceptación. Los sistemas marca Fujifilm instalados en Querétaro, Pachuca y Durango muestran un similar exceso de componente estructural en el ruido, ninguno cumple con el criterio de aceptación.

La **homogeneidad del receptor de imagen** evaluada con imágenes preprocesadas de placas homogéneas de PMMA a través del VMP y RSR, medidos en tres regiones de interés situadas en una línea paralela al borde del tórax, arrojó resultados no satisfactorios para todos los equipos. Una causa de los resultados negativos puede deberse a un deficiente preprocesamiento de aplanado de campo (*flat-fielding*) que es bastante apreciable en todas las imágenes adquiridas de todos los equipos sin importar la marca del lector CR. La prueba no pudo realizarse en Pachuca ni Durango ya que en estos sistemas no fue posible exportar imágenes.

Se evaluó la **remanencia de la imagen** para los equipos instalados en Ixmiquilpan, Libres, Puebla, Zacatlán, Querétaro y Morelia calculando el factor de remanencia, el cual indica que la técnica de borrado que se realiza automáticamente, una vez adquirida la imagen es eficiente y la placa no guarda información de adquisiciones previas. Todos los equipos evaluados cumplen con el criterio de aceptación.

La evaluación de la **resolución espacial** medida con patrón de barras permite verificar que la resolución no sea afectada por factores adicionales al tamaño de pixel del receptor de imagen. Para los sistemas Carestream los pares de líneas observados no alcanzan el criterio de aceptación aceptable (80 % de la frecuencia de Nyquist) en Puebla, Zacatlán y San Luis Potosí, lo cual indica que existen factores adicionales que degradan la resolución espacial del sistema; el equipo instalado en Ixmiquilpan cumple satisfactoriamente. En el caso de los equipos Konica, el único que no cumple con el criterio de aceptación es el sistema de Libres. Los equipos Fujifilm instalados en Querétaro y Durango cumplen con el criterio de aceptación mientras que el equipo de Pachuca cumple con mínimo aceptable.

En los equipos que se evaluó la **distorsión geométrica** se obtuvieron resultados positivos. Esta prueba no fue realizada en los equipos de Pachuca, Durango y el INPer.

Calidad de imagen: CDMAM, MTF, NNPS y DQE

- a) Sistemas Carestream: Las curvas de contraste-detalle siguen el comportamiento esperado. Ningún equipo Carestream distingue el objeto de 0.10 mm de diámetro por lo cual no es posible observar objetos pequeños y de bajo contraste. Los sistemas de Ixmiquilpan y San Luis Potosí cumplen con el criterio de aceptación a partir del disco de 0.25 mm de diámetro. En los sistemas de Puebla y Zacatlán la calidad de imagen es mucho peor, ambos sistemas no cumplen con el criterio de aceptación para ningún espesor umbral medido, lo cual es bastante notable en las gráficas de contraste-detalle en donde la curva calculada en todo el intervalo está por encima de la curva de aceptación. Haciendo una comparación entre las curvas calculadas de los diferentes centros, los sistemas de Ixmiquilpan y San Luis Potosí, exhiben un comportamiento muy similar; cabe mencionar que en ambos sistemas los niveles de dosis se mantienen relativamente altos dentro de las recomendaciones para algunos espesores mejorando la calidad de imagen. Mientras que en los sistemas de Puebla y Zacatlán los niveles de dosis se mantienen relativamente bajos dentro de las recomendaciones, lo cual tiene un impacto negativo en la calidad de imagen. Si bien el factor de valores de dosis altas o bajas tiene un impacto directo en la calidad de la imagen que se ve reflejado, éste no es el único factor por el cual ésta se ve afectada. Esto pone en evidencia que no existen acciones de optimización entre calidad de imagen y dosis en estos sistemas.

Las curvas de **MTF, NNPS, y DQE**, calculadas para los sistemas Carestream exhiben el comportamiento esperado tanto en dirección vertical como horizontal. El comportamiento de las curvas es similar para todos los equipos Carestream lo cual indica una buena consistencia entre los equipos evaluados. Para los sistemas ubicados en Ixmiquilpan, San Luis Potosí y Zacatlán la MTF en dirección horizontal es ligeramente mayor que en dirección vertical, lo cual indica que estos sistemas son cuasi isotrópicos. Para el sistema instalado en Puebla, la MTF calculada en dirección horizontal es mayor que la calculada en dirección vertical. Haciendo una comparación entre estos equipos, se observa que en dirección horizontal, los equipos de Zacatlán e Ixmiquilpan presentan picos en una frecuencia de aproximadamente 1.5 mm^{-1} .

- b) Sistemas Konica: Las curvas de contraste-detalle siguen el comportamiento esperado sin embargo ningún sistema Konica cumple con requisitos de umbral de contraste para el disco de 0.10 mm de diámetro ni para el disco de 0.25 mm de diámetro. Las curvas de contraste detalle para los sistemas de Libres y Morelia son peores que las calculadas para el INPer siendo el sistema de Libres el peor de los tres. En este sistema no cumple con el criterio de aceptación para ningún espesor umbral y la curva de contraste-detalle se mantiene por encima del valor aceptable para todo el intervalo. Solamente para el sistema evaluado en el INPer se alcanza el nivel aceptable para discos de diámetro

estrictamente mayores a 0.25 mm. No existe calibración alguna o acciones de optimización entre calidad de imagen y dosis en sistemas Konica.

Las curvas de **MTF, NNPS, y DQE** calculadas para los sistemas Konica exhiben el comportamiento esperado tanto en dirección vertical como horizontal. El comportamiento de las curvas es similar para todos los equipos Konica lo cual indica una buena consistencia entre los equipos evaluados.

- c) Sistemas Fujifilm: Las curvas de contraste-detalle de los dos sistemas Fujifilm instalados en Querétaro y Durango siguen el comportamiento esperado. La evaluación del sistema de Durango se realizó con imágenes procesadas, ya que éste no permite la extracción de imágenes preprocesadas. Ambos sistemas no distinguen el objeto de 0.10 mm de diámetro, el sistema de Querétaro distingue objetos a partir de 0.25 mm de diámetro, mientras que el sistema de Morelia lo hace a partir de 0.50 mm. No existe calibración alguna o acciones de optimización entre calidad de imagen y dosis en sistemas Fujifilm.

Las curvas de **MTF, NNPS, y DQE** calculadas para los sistemas Fujifilm exhiben el comportamiento esperado tanto en dirección vertical como horizontal.

CONCLUSIONES

En la presente tesis, realizada en colaboración con el CNEGSR, se evaluó el desempeño técnico de diez sistemas de mamografía digital tipo CR pertenecientes al Programa de Acción Específico Cáncer de la Mujer, localizados en la región central del país concluyendo lo siguiente:

Los resultados indican graves problemas en la operación de los equipos debido a la deficiente calidad de las imágenes mastográficas. Ningún sistema CR evaluado en este estudio cumple los requisitos mínimos de calidad de imagen. La presencia recurrente de artefactos en las imágenes producidas por todos los equipos evaluados, ocasionados mayoritariamente por el deterioro y la falta de limpieza de los chasis, aunado al deficiente procesamiento de la imagen en el lector CR, tiene un impacto negativo directo en la calidad de imagen final. La presencia de estos artefactos oculta información importante al Médico Radiólogo, comprometiendo la certeza diagnóstica del estudio. La producción de imágenes con artefactos queda fuera de los criterios normativos nacionales establecidos en la NOM-229-SSA1-2002 y en la NOM-041-SSA2-2011. Ningún sistema CR cumple con los criterios mínimos de aceptación en la prueba de compensación con el espesor de la mama (R_{CR_L}), lo cual indica que el control automático de exposición no selecciona los parámetros técnicos adecuados que garanticen la mejor calidad de imagen con la mínima exposición de la paciente a la radiación. Ningún sistema evaluado cumple con requisitos mínimos de umbral de contraste-detalle para objetos de 0.10 mm de diámetro evaluados con maniquí CDMAM, lo cual indica que la información contenida en la imagen es pobre debido a que no es posible observar objetos pequeños, como microcalcificaciones, y de bajo contraste, como tumores en el tejido circundante. Por otro lado, los niveles de dosis se mantienen en buen acuerdo con los niveles orientativos establecidos en la normativa nacional, así como en protocolos internacionales en el 60% de los sistemas evaluados. Debido a la baja eficiencia de detección cuántica de los sistemas CR, la dosis necesaria para obtener imágenes de calidad aceptable es mayor que los niveles orientativos. Todos estos resultados ponen en evidencia la falta de acoplamiento y posterior calibración entre el mastógrafo y el lector CR durante la instalación del equipo y la ausencia de optimización entre calidad de imagen y dosis impartida a la paciente, estas acciones de optimización deben ser realizadas entre el físico médico, el ingeniero de servicio y el médico radiólogo de la unidad.

Se concluye que los equipos evaluados, NO son aptos para ser utilizados clínicamente en el diagnóstico, ni en acciones de tamizaje del Programa de Acción Específico Cáncer de mama al que pertenecen. Es necesario que a la brevedad posible se apliquen las medidas correctivas por parte del Ingeniero de Servicio del equipo de mamografía o del lector CR, según sea el caso. Cualquier reparación o intervención en los equipos repercute en la calidad de la imagen y en la dosis a la paciente, y por consiguiente éstas deben ser verificadas por un Físico Médico con entrenamiento adecuado en mastografía.

El Programa de Cáncer de la Mujer, debe implementar un estricto programa de Garantía de Calidad en todos y cada uno de los servicios de mamografía, con el fin de evitar fallos como los encontrados, y de esta manera asegurar la certeza diagnóstica de los estudios realizados.

6.1 Perspectivas

La normativa nacional vigente, requiere de una actualización integral en la que se incluyan las pruebas de control de calidad que se deben aplicar a sistemas digitales tanto CR como DR, las especificaciones para el área de interpretación y las especificaciones y pruebas que se deben aplicar a los monitores en donde se interpreten los estudios de mamografía. A continuación se enlistan las pruebas que se proponen para su inclusión en la NOM-229-SSA1-2002:

Pruebas de control de calidad en equipos digitales		
Evaluación del mastógrafo	Evaluación general	Referencia
	Evaluación mecánica y visual	PECCR, ACR
	Exactitud del espesor medido	PECCR
	Fuerza de compresión	PECCR
	Control Automático de Exposición	PECCR
	Tiempo de exposición	PECCR
	Repetibilidad del CAE	PECCR
	Valor del rendimiento en condiciones clínicas	PECCR
	Repetibilidad del rendimiento para 45 mm de PMMA	PECCR
	Linealidad del rendimiento con la carga del tubo	PECCR
	Rejilla	
	Artefactos de la rejilla	PECCR
	Calidad de haz	PECCR
	Exactitud del kV	PECCR
	Capa hemirreductora	PECCR
	Dosimetría	
Dosis glandular promedio (DGP)	PECCR	
Evaluación del receptor de imagen	Receptor de imagen y lector CR	
	Función de respuesta	PECCR
	Barrido del láser	PECCR
	Uniformidad de la imagen	PECCR
	Calidad de imagen	
	Compensación con el espesor y composición de la mama	PECCR, QAPDM
	Ruido	PECCR
	Remanencia de la imagen	PECCR
	Resolución espacial	PECCR
	Distorsión geométrica	PECCR
Calidad de imagen ACR	PECCR	
Artefactos	PECCR	
Visualización	Presentación de la imagen	
	Condiciones de visualización	PECCR
	Respuesta en luminancia	PECCR
	Uniformidad del brillo o luminancia	PECCR
	Resolución espacial de alto y bajo contraste	PECCR
	Verificación del sistema de calibración de la escala de grises	PECCR

EPÍLOGO

Los resultados globales de las pruebas de control de calidad aplicadas a los diez sistemas se informaron a los responsables médicos de cada servicio.

En la UNEME DEDICAM Pachuca, se adquirieron dos mastógrafos analógicos nuevos, a los que se les aplicaron pruebas de control de calidad (de aceptación). Los resultados de las pruebas mostraron que se presentaban en ambos equipos, un artefacto ocasionado por la rejilla antidispersora. El proveedor intentó corregir el problema sin éxito, por lo que no se aceptó ninguno de los mastógrafos, siendo reemplazados por dos mastógrafos digitales de campo completo, sin costo adicional.

En Ixmiquilpan, Hgo., la interpretación de las mamografías se realizaba en un área de interpretación inadecuada para este fin, además de utilizarse un monitor de 2 MP. Posterior a la realización de este trabajo, se mejoró el área de interpretación y el monitor ha sido cambiado por uno de 5 MP.

En la UNEME Querétaro, la salas de informes mastográficos contaba con entradas de luz natural por lo que los niveles de luminancia eran llevados incumpliendo la NOM-229-SSA1-2002 y la NOM-041-SSA2-2011. Posterior a las visitas, se remodeló la sala de informes, eliminando las entradas de luz natural.

En Libres, Puebla, el mastógrafo y los chasis presentan un serio deterioro debido a la falla que no permite deslizar el chasis dentro del receptor de imagen suavemente. Este fallo está en proceso de servicio correctivo.

El mastógrafo del INPer fue dado de baja y reemplazado por un mastógrafo digital.

El resto de sistemas no presentan cambios significativos desde la última visita.

Las recomendaciones del CNEGSR a partir de los resultados obtenidos en este trabajo son impulsar la migración a mamografía digital de campo completo, además en servicios con sistemas tipo CR, se debe contar con contratos de mantenimiento vigentes, e implementar un estricto programa de control de calidad para mantener niveles óptimos de funcionamiento.

BIBLIOGRAFÍA

1. Organización Mundial de la Salud (WHO). Cáncer de mama: prevención y control. (Consulta: 09 enero 2015). Disponible en: <http://www.who.int/topics/cancer/breastcancer/es/index2.html>
2. Programa de Acción Específico. Prevención y Control del Cáncer de la Mujer 2013-2018. Programa Sectorial de Salud. Primera edición. Secretaría de Salud.
3. Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI). Estadísticas a propósito del día internacional contra el cáncer de mama. Aguascalientes, Ags., 19 de Octubre 2013.
4. International Agency for Research on Cancer <http://globocan.iarc.fr>
5. NOM-041-SSA2-2011, Para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama, Diario Oficial de la Federación, Secretaría de Salud, México, 2011.
6. Lacey JV Jr. et al. (2009). Breast cancer epidemiology according to recognized breast cancer risk factors in the Prostate, Lung, Colorectal and Ovarian (PLCO) Cancer Screening Trial Cohort. *BMC Cancer*, 9, 84.
7. Danaei G et al. (2005). Causes of cancer in the world: comparative risk assessment of nine behavioural and environmental risk factors. *Lancet*, 366, 1784–93.
8. Organización para la Cooperación y Desarrollo Económicos. OECD Health Statistics 2014 – Frequently Requested Data. (Consulta 08 enero 2015). Disponible en: <http://www.oecd.org/health/health-systems/Tableof-Content-Metadata-OECD-Health-Statistics-2014.pdf>
9. E. Gaona et al. (2014) Exploratory survey of image Quality on CR digital Mammography imaging systems in Mexico. *Applied Radiation and Isotopes* 83(2014)245–248.
10. American College of Radiology, Mammography Quality Control Manual, ACR, 1999.
11. NOM-229-SSA1-2002, Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X. Secretaría de Salud. Diario Oficial de la Federación, 2006.
12. Sociedad Española de Física Médica, Protocolo de control de calidad en mamografía digital. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, SEFM-SEPR-SERAM Revisión 2011.
13. Quality Assurance Programme for Digital Mammography. International Atomic Energy Agency, 2011.
14. Moreno Ramírez A. Control de Calidad en Radiografía Computada (CR) para Mamografía, Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica), UNAM, 2011.
15. Ayala Domínguez LR, Herramientas para evaluar la calidad de la imagen producida por detectores digitales en mamografía, Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica), UNAM, 2010.
16. L. Ayala-Domínguez, H. Pérez-Ponce, M.E. Brandan. Validation of a custom-made software for DQE assessment in mammography digital detectors. *AIP Conf. Proc.*, 1310 (2010), pp. 39–43.
17. Chevalier M, Torres R, Mamografía digital, *Rev Fis Med*, 2010; 11(1): 11-26.
18. Bick U, Diekmann F, *Digital Mammography*, Springer, Berlin, 2010.
19. American Association of Physicists in Medicine, Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems, AAPM Report No. 93, USA, 2006.
20. Monnin P, Gutierrez D, Bulling S, Guntern D, Verdun FR. A comparison of the performance of digital mammography systems, *Med Phys* 2007;34:906-14.
21. Monnin P, Holzer Z, Wolf R, Neitzel U, Vock P, Gudinchet F et al. Influence of cassette type on the DQE of CR systems. *Med Phys* 2006;33:411-20.
22. Bushberg JH, *The Essential Physics of Medical Imaging*, Lippincott Williams & Wilkins,

U.S.A, 2002

23. Dance DR, et al, Additional factors for the estimation of mean glandular dose using the UK mammography protocol , *Phys Med Biol*, 2000; 45: 3225-3240.
24. ImageJ, Rasband W, National Institute of Health, USA.
25. Sociedad Española de Física Médica, Protocolo de control de calidad en mamografía digital. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, SEFM-SEPR-SERAM Revisión 2008.
26. Martin J. Yaffe et.al. Comparative performance of modern digital mammography systems in a large breast screening program. *Medical Physics* 40 , 121915 (2013); doi: 10.1118/1.4829516.
27. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth Edition.
28. International Electrotechnical Commission, Medical Electrical Equipment Characteristics of Digital X-ray Imaging Devices – Part 1-2: Determination of the Detective Quantum Efficiency – Detectors used in mammography , Publication IEC 62220-1-2, Geneva, 2007.