



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

**CONTROL DE CALIDAD EN RADIOGRAFÍA
COMPUTARIZADA (CR) PARA MAMOGRAFÍA**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE:

MAESTRA EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:

ADRIANA MORENO RAMÍREZ

DIRECTOR DE TESIS: M. EN C. CÉSAR GUSTAVO RUIZ TREJO

MIEMBRO DE COMITÉ TUTOR: DRA. MARÍA ISABEL GAMBOA DE BUEN

MIEMBRO DE COMITÉ TUTOR: M. EN C. ANA ELENA BUENFIL BURGOS

ASESORA PROFESIONAL: DRA. YOLANDA VILLASEÑOR NAVARRO



MÉXICO D.F.

2011



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

RESUMEN

En México, el cáncer de mama es un problema de salud pública ya que representa la principal causa de muerte por cáncer en la población femenina en general. Hoy por hoy, la única herramienta que permite la detección temprana de esta enfermedad es la mamografía, misma que también es empleada en el diagnóstico de alteraciones mamarias. Por ello, la mamografía debe ser una imagen que permita detectar detalles de interés diagnóstico y diferenciar entre tejido sano y tejido tumoral. Lo anterior exige contar con programas de control de calidad dirigidos a los equipos de mamografía cuya aplicación ayude a identificar funcionamientos erróneos que deterioren la calidad de la imagen.

Debido a ciertas ventajas que ofrecen los mastógrafos digitales respecto de los analógicos o de película-pantalla, se ha optado recientemente por adquirir equipos digitales, dentro de los cuales, los de tipo radiografía computarizada (*computed radiography*, CR) gozan de una importante preferencia en nuestro país. A nivel nacional, la NOM-229-SSA1-2002, y a partir de junio de 2011 también la NOM-041-SSA2-2011, son los únicos documentos en los que se especifican los requisitos de funcionamiento para equipos de mamografía. En la primera de estas dos normas no se plantean especificaciones relativas a los equipos digitales mientras que en la segunda, se indica seguir únicamente las especificaciones del fabricante del equipo de mamografía digital con el que se cuente.

El objetivo de este trabajo fue el diseño y aplicación de un programa de control de calidad para sistemas de mamografía tipo CR. Para ello, se tomaron como referencia protocolos internacionales que especifican las características de calidad de imagen y funcionamiento general de mastógrafos digitales. El programa estructurado en este trabajo comprende pruebas de control de calidad dirigidas tanto al físico médico como a la técnica radióloga de un servicio de mamografía. Consta de 59 pruebas agrupadas en cinco rubros de interés para mamografía digital tipo CR, y que son: *adquisición de la imagen, receptor de imagen, calidad de imagen, dosimetría y presentación de la imagen*. El programa se aplicó en dos hospitales públicos de provincia cuyos servicios de mamografía se desempeñarán como centros emisores de estudios en un programa de detección temprana de cáncer de mama y en una clínica privada en la que se practican estudios tanto de detección temprana como de diagnóstico.

Los resultados muestran que la calidad de imagen en los tres servicios de mamografía abordados es inaceptable ya que pruebas tales como resolución espacial, ruido, homogeneidad del receptor de imagen y artefactos, las cuales son determinantes en la generación de una imagen de calidad, presentaron resultados no satisfactorios. Esto pone en evidencia la necesidad del establecimiento de programas de control de calidad en los servicios de mamografía. La

aplicación correcta y oportuna de estos programas hará posible la detección temprana de cambios o deterioros en el desempeño de los equipos que puedan influir negativamente sobre la calidad de la imagen. Se espera que estos resultados sirvan para actualizar y mejorar la NOM-229-SSA1-2002, en lo referente a los sistemas de mamografía CR.

ABSTRACT

In Mexico, breast cancer is a public health problem because it represents the leading cause of death from cancer in women. Nowadays, mammography is the only tool that allows early detection of this disease and it is also used in the diagnosis of breast abnormalities. Therefore, mammography should generate useful images to detect details of diagnostic interest and differentiate between healthy tissue and tumor tissue. This requires having quality control programs aimed at mammography equipment whose application will help to identify failures that impair image quality.

Due to certain advantages of digital mammography with respect to screen-film, recently it has been opted purchasing digital equipment, among them, computed radiography (CR) systems have significant preference in our country. Nationally, NOM-229-SSA1-2002, and from June 2011 also NOM-041-SSA2-2011, are the only official documents that specify the performance requirements for mammography equipments. The first of these two standards does not consider specifications for digital equipments while the second indicates only to follow the manufacturer's digital mammography equipment instructions.

The goal of this work was the design and implementation of a quality control program for CR mammography systems. To do so, we have taken as reference the protocols that specify the characteristics of image quality and overall performance of the digital systems. The structured program in this work includes quality control tests directed at both the medical physicist as the radiologic technologist of the mammography service. It consists of 59 tests grouped into five interest areas for CR digital mammography, which are: *image acquisition*, *image receptor*, *image quality*, *dosimetry* and *image display*. The program was implemented in two provincial hospitals whose mammography services will act as emitting centers of studies in a program of breast cancer screening and in a private clinic where both screening and diagnosis are practiced.

The results show that image quality in the addressed mammography services is unacceptable as tests such as spatial resolution, noise, image receptor homogeneity, and artifacts, which are crucial in producing high quality images, showed unsatisfactory results. This highlights the need for establishing quality control programs in mammography services. The proper and timely implementation of these programs will allow early detection of changes or deterioration in the performance of equipment that can adversely affect image quality. It is hoped that these results serve to update and improve the NOM-229-SSA1-2002, with regard to CR mammography systems.

A mi madre, abuela y hermanas, por su amor y apoyo incondicional.

AGRADECIMIENTOS

A mi director de tesis, el M. en C. César Ruiz Trejo, por haberme enseñado tanto sobre el mundo de la mamografía, guiarme durante este trabajo, depositar tanta confianza en mí y darme su valiosa amistad.

A todos los sinodales; M. en C. César Ruiz Trejo, Dra. María Ester Brandan, Dra. Yolanda Villaseñor Navarro, M. en C. Héctor Alejandro Galván Espinoza y M. en C. Xóchitl López Rendón, por la cuidadosa revisión de este trabajo y las acertadas observaciones que me permitieron mejorarlo.

A los miembros de mi comité tutor; M. en C. César Ruiz Trejo, M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos, Dra. María Isabel Gamboa de Buen y Dra. Yolanda Villaseñor Navarro, por la guía, apoyo y sugerencias durante estos años.

Al Instituto Nacional de Cancerología y al departamento de Imagen del mismo por todas las facilidades. De manera muy especial a la Dra. Yolanda Villaseñor Navarro por incluirnos en este reto, por el apoyo incansable a este trabajo, por la atención a las dificultades que surgieron a lo largo y por todo el respaldo. Al M. en C. Héctor Alejandro Galván Espinoza, por toda la disposición y colaboración durante el desarrollo de este trabajo.

Al Dr. Mario Gómez Zepeda, a la Dra. Rosa Ruiz Luna y al Dr. Hugo Calixto por el valioso apoyo brindado para llevar a cabo y concluir este trabajo.

A las Técnicas Radiólogas Beatriz Archundia, Rocío Gómez, Maribel Martínez y Lorena del Carmen Bautista, por la valiosa ayuda en el manejo de los equipos durante las pruebas de control de calidad y la obtención de imágenes.

A la Física Erika Ramírez y a la pasante de Física Analyn Velasco, por su valiosa ayuda durante las pruebas de control de calidad que se realizaron en este trabajo.

A la M. en C. Lizbeth Ayala, por gentilmente darme acceso al código Sacbé para los cálculos de MTF, NNPS y DQE.

A los Ingenieros de Servicio de Fuji y Carestream Health, por su ayuda con los equipos CR.

A los profesores de la maestría; Ana Elena Buenfil, Isabel Gamboa, César Ruiz, Arnulfo Martínez, Mercedes Rodríguez, Mariana Hernández, Benjamín Leal, Alicia Ortega, María Ester Brandan y Guerda Massillon, por compartir sus conocimientos y hacer de sus clases una experiencia grata y muy enriquecedora.

Al Consejo Nacional de Ciencia y la Tecnología, por la beca para realizar mis estudios de maestría.

Al Proyecto PAPIIT IN-102610-3, por el apoyo económico para concluir este trabajo de tesis.

Al Instituto de Física y al Posgrado en Ciencias Físicas, por todas las facilidades brindadas durante mis estudios de maestría y durante la realización de este trabajo de tesis.

A la Universidad Nacional Autónoma de México, por el acceso a educación de calidad y cultura desde el bachillerato hasta el posgrado.

A todos los amigos y compañeros que conocí y con los que compartí esta etapa.

A la familia Ruiz Tinoco, por cederme generosamente horas extra de trabajo de César.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
---------------------	----------

CAPÍTULO I PRINCIPIOS CLÍNICOS DE LA MAMOGRAFÍA

1.1 Anatomía de la mama	7
1.2 Alteraciones e indicadores de malignidad en la mamografía	7
1.2.1 Lesiones benignas	8
1.2.2 Lesiones malignas	9
1.3 La mamografía: imprescindible en la detección temprana de cáncer de mama	10

CAPÍTULO II PRINCIPIOS FÍSICOS DE LA MAMOGRAFÍA

2.1 Descripción de un equipo de mamografía	13
2.1.1 Generador de alta frecuencia	14
2.1.2 Tubo de rayos X para mamografía	14
2.1.3 Filtros	16
2.1.4 Colimación	16
2.1.5 Espectro de rayos X	17
2.1.6 Compresión	18
2.1.7 Rejilla antidispersora	18
2.1.8 Receptor de imagen	19
2.1.9 Sistema de control automático de exposición (CAE)	19
2.2 Sistemas de mamografía	20
2.3 Sistema de radiografía computarizada (CR) para mamografía	20

CAPÍTULO III CONTROL DE CALIDAD EN RADIOGRAFÍA COMPUTARIZADA (CR) PARA MAMOGRAFÍA

3.1 Panorama del control de calidad en mamografía digital CR	25
3.2 Rubros de interés en mamografía digital CR	27
3.2.1 General	27
3.2.2 Receptor de imagen	31
3.2.3 Calidad de la imagen	36
3.2.4 Dosimetría	40
3.2.5 Presentación de la imagen	41

3.3	Estructura del Programa de Control de Calidad para sistemas de radiografía computarizada CR para mamografía	43
-----	---	----

CAPÍTULO IV DESARROLLO EXPERIMENTAL

4.1	Sistemas de mamografía seleccionados	51
4.2	Pruebas de control de calidad seleccionadas	52

CAPÍTULO V RESULTADOS

5.1	Evaluación visual y mecánica	77
5.2	Fuerza de compresión	78
5.3	Distancia foco-receptor de imagen	78
5.4	Factor de exposición de rejilla	79
5.5	Artefactos de la rejilla	79
5.6	Colimación	80
5.7	Capa hemirreductora (CHR)	81
5.8	Repetibilidad del CAE	82
5.9	Compensación con el espesor	83
5.10	Función de respuesta	84
5.11	Ruido	86
5.12	Diferencia de sensibilidad entre placas	88
5.13	Linealidad espacial	89
5.14	Homogeneidad	89
5.15	Artefactos	92
5.16	Desvanecimiento de la imagen latente	94
5.17	Constancia de la calidad de la imagen	95
5.18	Resolución espacial	96
5.19	Distorsión geométrica	96
5.20	Remanencia de la imagen en el receptor	97
5.21	Función de transferencia de modulación (MTF)	97
5.22	Espectro normalizado de potencia de ruido (NNPS)	102
5.23	Eficiencia cuántica de detección (DQE)	104
5.24	Dosis glandular promedio	106
5.25	Iluminación ambiental	106
5.26	Inspección visual del monitor/de la imagen impresa	107
5.27	Niveles extremos de brillo/de densidad óptica	107
5.28	Curva de brillo/Escala de grises	108
5.29	Sensitometría	110
5.30	Uniformidad del brillo/de la imagen impresa	111

CAPÍTULO VI		
DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS		113

CAPÍTULO VII	
CONCLUSIONES	123

REFERENCIAS	127
--------------------	-----

APÉNDICES (CD ANEXO)

APÉNDICE A - Procedimientos de las pruebas de control de calidad

APÉNDICE B - Hojas de registro de las pruebas de control de calidad

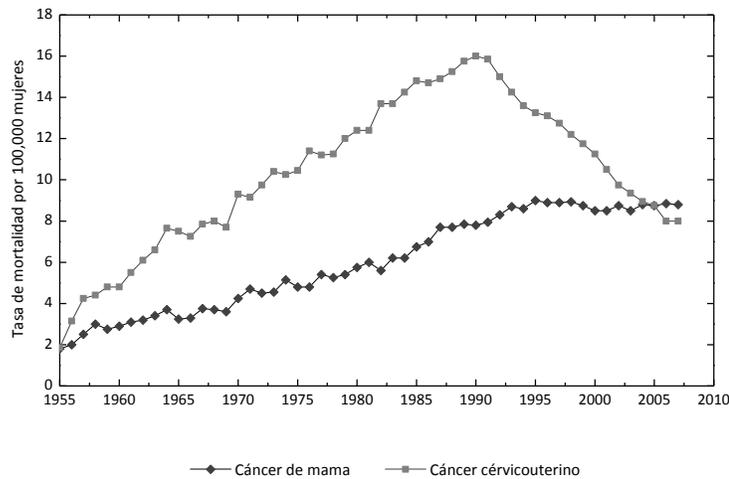
APÉNDICE C - Especificaciones de los equipos y materiales usados para las pruebas de control de calidad

APÉNDICE D - Hoja de cálculo para pruebas esenciales del físico médico

INTRODUCCIÓN

CÁNCER DE MAMA EN MÉXICO

En México, el cáncer de mama es la segunda causa de muerte en mujeres de 30 a 54 años de edad y la primera causa de muerte por cáncer en la población femenina en general [Knaul 09]. De acuerdo con las estadísticas de GLOBOCAN 2008, anualmente se diagnostica cáncer de mama a cerca de 14,000 pacientes y fallecen alrededor de 5,200 mujeres debido a éste [GLOBOCAN 08]. La mayoría de los casos se autodetecta y sólo entre el 5 y 10% de todos los casos se identifican en etapas iniciales.



Mortalidad por cáncer de mama y cáncer cérvicouterino, tasa por 100,000 mujeres ajustada por edad. México 1955-2007 [Knaul 09].

En el periodo 1955-2005, las tasas de mortalidad por cáncer cérvicouterino superaban a las debidas a cáncer de mama. La tendencia creciente en la mortalidad por cáncer cérvicouterino alcanzó su punto más alto en 16 muertes por 100,000 mujeres en 1990. A partir de este año se observó un rápido descenso llegando a su punto más bajo en 8 muertes por 100,000 mujeres en 2006, atribuible en parte a un mayor número de programas de detección temprana y tratamiento. Desde el año 2006, las tendencias se cruzaron y por primera vez el cáncer de mama superó al cáncer cérvicouterino. En lo sucesivo se espera que, con el mejoramiento y ampliación de los programas de detección temprana de cáncer de mama y tratamiento de la enfermedad, las tasas de mortalidad descendan tal como sucedió con el cáncer cérvicouterino.

LA MAMA FEMENINA

La mama es una glándula situada en la pared anterior del tórax y está conformada básicamente por tejido fibroglandular y tejido adiposo. La imagen de la mama comprende esencialmente la

evaluación de la morfología de las estructuras mamarias visibles macroscópicamente [Kopans 98] y, aunque existen diferentes técnicas de imagen médica para realizar dicha evaluación, la mamografía es la principal herramienta de la que dispone el médico radiólogo para detectar y posteriormente diagnosticar, mediante la práctica de una biopsia, algún tipo de alteración mamaria. Dicha técnica emplea un equipo de rayos X especialmente diseñado, llamado mastógrafo, para obtener una imagen bidimensional de las estructuras internas de la mama. En un examen de rutina, se adquieren dos diferentes proyecciones (cráneo-caudal o CC y medio-lateral-oblicua o MLO). Debido a que la atenuación experimentada por los rayos X es comparable para los diferentes tejidos de la mama y para las lesiones que en ella se encuentran, es necesario que la mamografía proporcione una imagen de adecuado contraste, alta resolución espacial y bajo ruido, de manera que permita diferenciar entre tejido sano y tejido tumoral, y detectar detalles tales como masas y microcalcificaciones.

SISTEMAS DE MAMOGRAFÍA EN MÉXICO

En nuestro país, existen alrededor de 600 mastógrafos entre analógicos y digitales¹. Hay que destacar que la diferencia principal entre ambas clases de mastógrafos es el receptor de imagen. Mientras que en el caso analógico se emplea una combinación de película radiográfica y pantalla intensificadora dentro de un chasis, en el caso digital existe una variedad de tecnologías que pueden clasificarse como sistemas de captura directa e indirecta, aunque otra clasificación permite separar a los que se conocen como sistemas de radiografía computarizada (*computed radiography*, CR) y a los sistemas de radiografía digital (*digital radiography*, DR). Debido a ciertas ventajas que ofrecen los equipos digitales respecto de los analógicos o de película-pantalla, tal como son la generación de un archivo de imagen digital que permite el uso de herramientas de procesamiento de imágenes, la transferencia de las imágenes de lugares remotos a centros de lectura y la eliminación del equipo procesador de película, se ha optado recientemente por adquirir equipos digitales. Dentro de la gama de equipos digitales es notable la preferencia que han tenido en nuestro país los de tipo CR. Esta preferencia se debe principalmente a que dichos equipos pueden seguir aprovechando el mastógrafo analógico y sólo se deben reemplazar los chasis (que contienen a un nuevo tipo de receptor de imagen) y adquirir monitores de alta resolución o una impresora especializada, para la visualización e interpretación de las imágenes. Todo lo anterior hace que los equipos digitales tipo CR sean los más accesibles económicamente hablando², lo cual es el motivo principal de su popularidad.

La cantidad de mastógrafos y médicos radiólogos³ es insuficiente para enfrentar el panorama nacional en relación al cáncer de mama. La tecnología de la comunicación ofrece una excelente oportunidad para mejorar el acceso y calidad de los servicios mediante la transferencia de información en línea desde el sitio en donde se realiza el examen de la mama hasta un sitio en donde radiólogos expertos en mama pueden interpretar las imágenes. Con base en esta alternativa, la Secretaría de Salud junto con el Instituto Nacional de Cancerología

¹ Según informes del 2010 de la Secretaría de Salud y otras instituciones de salud.

² El costo de un CR es alrededor de un millón de pesos, cerca de la mitad del costo de un equipo tipo DR.

³ En la actualidad, el número de médicos radiólogos certificados por el Consejo Mexicano de Radiología e Imagen es de 3,000, de los cuales, sólo cerca del 4% tienen certificación agregada en mama.

(INCan) y hospitales de la República Mexicana, ha impulsado desde 2009 un programa de Centros de Lectura para la detección temprana de cáncer de mama, dentro del Programa de Prevención y Control del Cáncer de Mama. Para ello se ubicaron 30 equipos de mamografía digital CR en 9 entidades federativas y 2 Centros de Lectura remota en el INCan y en el Hospital Oncológico de Sonora, en Hermosillo.

PANORAMA NACIONAL DEL CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA

La norma oficial mexicana NOM-229-SSA1-2002, establece que el conjunto de las personas involucradas en el proceso de adquisición de imágenes mamográficas, personal médico, técnico, administrativo y de servicio, observen lo establecido en un Programa de Garantía de Calidad. Dicho Programa es un conjunto de disposiciones administrativas y procedimientos técnicos así como acciones para verificación y medidas correctivas, destinados a generar la calidad de los servicios de diagnóstico médico con rayos X [SSA 06]. En dicho Programa se establecen: responsabilidades del personal involucrado, especificaciones sobre la adquisición de equipo, vigilancia del funcionamiento y mantenimiento de los equipos, un **Programa de Control de Calidad de los equipos**, mecanismos de evaluación del funcionamiento tanto de los equipos como del Programa mismo, registros de toda índole, un manual de garantía de calidad, el nombramiento de un comité de garantía de calidad y la revisión del Programa.

Uno de los rubros de mayor importancia dentro de un Programa de Garantía de Calidad es el **Programa de Control de Calidad** de los equipos, que a través de su aplicación, hará posible la verificación del correcto funcionamiento de éstos. Un **Programa de Control de Calidad** comprende las mediciones, la evaluación y el mantenimiento de niveles óptimos de todas las características que se pueden definir, medir y controlar en los equipos de radiodiagnóstico [IAEA 06]. Además, en el **Programa** se establecen criterios para calificar los resultados de las pruebas y las acciones correctivas que se deben tomar en caso de identificar algún funcionamiento erróneo. A nivel nacional, la NOM-229-SSA1-2002, y a partir de junio de 2011 también la NOM-041-SSA2-2011, son los únicos documentos en los que se especifican los requisitos de funcionamiento para equipos de mamografía. En la primera de estas dos normas no se plantean especificaciones relativas a los receptores de imagen digitales mientras que en la segunda, se indica seguir únicamente las especificaciones del fabricante del equipo de mamografía digital con el que se cuente. Por todo lo anterior y considerando la mencionada tendencia en la adquisición de este tipo de equipos, es inevitable recurrir a protocolos internacionales para conocer las características que conciernen a éstos.

El desempeño correcto de los equipos tiene un gran impacto en el diagnóstico exacto y oportuno del cáncer de mama, es por ello que el éxito de las acciones realizadas para reducir la mortalidad por este padecimiento, depende fuertemente de la implantación de un **Programa de Control de Calidad**. Con todas estas perspectivas, sería deseable diseñar un **Programa de Control de Calidad** que fuera dirigido específicamente a los equipos con receptores de imagen digitales, y en particular a los del tipo CR. Es ésta la motivación del presente trabajo.

Cabe mencionar que existen ya protocolos internacionales en los que se han plasmado las pruebas de control de calidad relacionadas a los sistemas de mamografía tipo CR, sin embargo, en este trabajo se pretende conjuntar las pruebas esenciales propuestas en uno u otro protocolo. De esta manera, se esbozará un documento que puede ser auxiliar en los servicios con sistemas tipo CR en el país.

OBJETIVO

El objetivo general es el diseño y aplicación de un **Programa de Control de Calidad** para equipos de radiografía computarizada (CR) para mamografía. Para cumplir con dicho objetivo se plantearon 3 metas:

- i. Diseño de un **Programa de Control de Calidad** que se deberá implantar en los equipos para mamografía CR, para comprobar su correcto funcionamiento.
- ii. Establecimiento del **Programa** en tres servicios de radiología seleccionados, dos de ellos forman parte de un programa de detección temprana de cáncer de mama y el tercero pertenece a una clínica privada.
- iii. Verificar que las imágenes producidas mediante mamografía CR en estos tres servicios cumplan con los requisitos establecidos en normas y recomendaciones internacionales para este tipo de imágenes.

METODOLOGÍA

Para el diseño del **Programa de Control de Calidad** se realizó un estudio de protocolos internacionales y otros documentos sobre control de calidad, que comprenden o que están dedicados exclusivamente a los equipos con receptores de imagen digitales, así como de protocolos que se limitan a los equipos analógicos, ya que los mastógrafos CR conservan elementos de los equipos tradicionales. Los documentos en los que se basa el **Programa de Control de Calidad** para los equipos de mamografía digital CR son [ACR 99], [IAEA 06], [Yaffe 06 I], [Yaffe 06 II], [EC 06], [ACR 06], [IEC 07] y [SEFM 08].

El **Programa** que se diseñó consta de 59 pruebas de control de calidad. En él se incluyen procedimientos para la realización de cada una de las pruebas, hojas de trabajo para el registro de datos en cada uno de los casos y una hoja de cálculo automatizada para pruebas esenciales del físico médico. En cada caso, se especifica el personal a quien compete aplicar cada prueba (ya sea una técnica radióloga o un físico médico), la frecuencia de aplicación de cada una de ellas y los criterios de aceptación que juzgan si los equipos cumplen satisfactoriamente o no las pruebas.

Una vez diseñado el **Programa de Control de Calidad**, se aplicó una parte del mismo en tres servicios de mamografía; dos instalados en hospitales públicos de provincia que serán centros emisores de estudios mamográficos en un programa de detección temprana de cáncer de mama y uno instalado en una clínica privada de la Ciudad de México. El **Programa** no fue aplicado en su totalidad ya que en algunos casos no se contaba con el material necesario para su

aplicación, en otros casos debido a la falta de seguimiento en el caso de las pruebas que verifican la constancia de parámetros de interés y en otros casos por tratarse de pruebas complementarias que son muy específicas. Sin embargo, se seleccionó un conjunto de 30 pruebas que se consideran esenciales para la evaluación del desempeño de los mastógrafos y que permiten juzgar la calidad de las imágenes producidas. Adicionalmente se consultaron reportes técnicos de evaluaciones realizadas a equipos de mamografía CR de las marcas Carestream (Kodak) y Fuji entre 2004 y 2009 en el Reino Unido [MHRA 04], [NHSCSP 05], [NHSCSP 06], [NHSCSP 07], [NHSCSP 09], los cuales fueron útiles para comparar los resultados obtenidos ya que éstas fueron las marcas comerciales con las que se trabajó.

Finalmente se estableció el nivel de funcionamiento de cada uno de los sistemas de mamografía, lo cual permitió determinar la calidad de las imágenes que se obtuvieron en cada uno de ellos. Todos los servicios en los que se trabajó fueron retroalimentados con los resultados obtenidos en cada evaluación, con los resultados finales y con las recomendaciones que se hicieron al respecto.

El resultado final de este trabajo fue la aplicación de pruebas esenciales del **Programa de Control de Calidad** diseñado en tres servicios de mamografía digital CR. Esto permite determinar el estado de cada uno de los sistemas, conocer el desempeño de sistemas de mamografía CR, sentar un precedente para futuras evaluaciones e incidir en las consideraciones que se deberían hacer al respecto a nivel normativo.

El presente trabajo está dividido en siete capítulos:

En el capítulo I se abordan los principios clínicos de la mamografía y que incluyen una breve descripción de la anatomía de la glándula mamaria, las alteraciones e indicadores de malignidad que un médico radiólogo indaga en una mamografía así como el estándar mundial para la interpretación y comunicación de los resultados de exámenes para detección y diagnóstico de cáncer de mama (BI-RADS). En el capítulo II se describen los principios físicos básicos de la mamografía, los equipos mamográficos desarrollados y empleados actualmente en la clínica y el funcionamiento detallado de los equipos de mamografía digital tipo CR. En el capítulo III se define qué es un **Programa de Control de Calidad** en mamografía digital y se presenta la estructura que tiene el **Programa** diseñado. Se explican además las secciones en las que el **Programa** se divide, los rubros que contempla para su evaluación y el conjunto de pruebas que deben conformarlo en el caso específico de los equipos CR. En el capítulo IV se plantean los objetivos de cada una de las pruebas del **Programa de Control de Calidad** aplicadas, las tolerancias o criterios de aceptación establecidos en ellas, las observaciones que deben considerarse al aplicarlas y la frecuencia con la que deben realizarse. En el capítulo V se presentan los resultados de la ejecución del **Programa de Control de Calidad** en los equipos seleccionados, siguiendo los procedimientos presentados en el Apéndice A. En el capítulo VI se analizan y discuten los resultados de la evaluación de los elementos que componen a cada uno de los sistemas de mamografía, en particular aquellos que inciden en la calidad de la imagen y la dosis impartida a las pacientes. En el capítulo VII se exponen las conclusiones sobre este trabajo de tesis y las perspectivas sobre el tema abordado.

CAPÍTULO I

PRINCIPIOS CLÍNICOS DE LA MAMOGRAFÍA

A continuación se presentan los conceptos y principios clínicos básicos de la de mamografía. Se describe la anatomía de la mama, las alteraciones e indicadores de malignidad que un médico radiólogo busca en una mamografía y se explica la forma de interpretación y reporte de los resultados de un examen para la detección y diagnóstico de cáncer de mama. Este capítulo se basa en las referencias [Kopans 98], [Pisano 04] y [ACS].

1.1 ANATOMÍA DE LA MAMA

La mama es una glándula cutánea modificada que se desarrolla sobre la pared torácica, entre la clavícula y el sexto u octavo arcos costales. El tejido mamario se puede extender medialmente sobre el esternón y lateralmente hasta la línea axilar media. La piel de la mama tiene un grosor de entre 0.5mm y 2mm generalmente. Debajo de la piel se encuentra la capa superficial de la fascia, la cual, se divide en una hoja superficial y otra profunda. La mama se desarrolla entre ambas hojas. La hoja profunda forma la fascia retromamaria, que recubre directamente la fascia que envuelve al músculo pectoral mayor proporcionando una superficie que permite cierto movimiento de la mama sobre la pared torácica. Las fascias no aíslan por completo la mama del pectoral mayor. Los vasos linfáticos y sanguíneos atraviesan los planos fasciales, discurriendo entre el músculo y la mama. La mama se divide en compartimentos incompletos por medio de tejido conjuntivo conocido como ligamentos de Cooper. Estos planos de colágeno forman ganchos que se insertan en la piel. La mama se sostiene en principio por medio de la piel y se ancla a la pared torácica a lo largo del esternón y próxima a la clavícula. Es bastante móvil en sus límites inferior y lateral. Por debajo de la piel se encuentra también la grasa subcutánea. En algunas mujeres esta capa de grasa se encuentra claramente separada del parénquima mamario mientras que en otras la grasa subcutánea no es distinguible de la que se encuentra entre las estructuras glandulares. Típicamente la mama presentará de 15 a 20 lóbulos que derivan desde el pezón. Cada lóbulo está rodeado de tejido adiposo y tejido fibroconectivo y se divide a su vez en lobulillos. El lóbulo o unidad lóbulo-ductal se considera la estructura básica de la mama y está revestida de células epiteliales. Ver figura 1.1.

1.2 ALTERACIONES E INDICADORES DE MALIGNIDAD EN LA MAMOGRAFÍA

El examen o estudio de la glándula mamaria puede realizarse mediante la mamografía, el ultrasonido, la resonancia magnética, la mamografía por emisión de positrones (PEM), etc. La primera tiene como objetivo la detección de elementos y/o características que implican el inicio

o la presencia de alguna patología, siendo el cáncer la de mayor interés. Los elementos y características más frecuentes incluyen a masas, microcalcificaciones, asimetrías, distorsión en la arquitectura y cambios en la densidad que pueden ser catalogados bajo el criterio médico como alteraciones benignas o malignas.

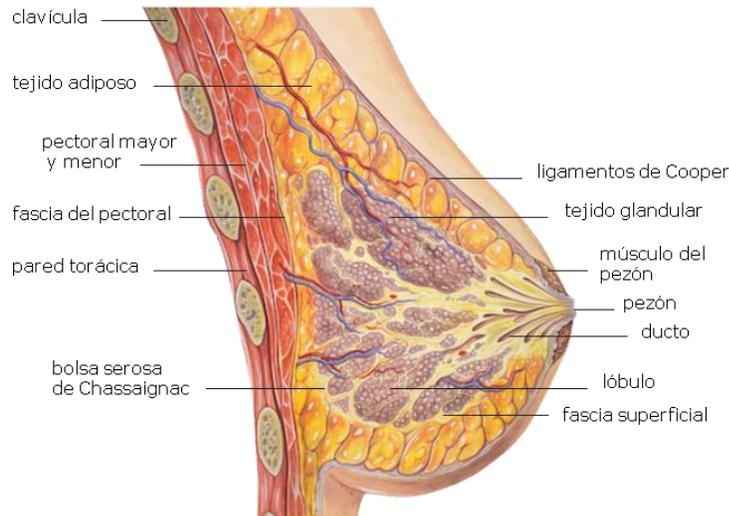


Figura 1.1. Representación esquemática de la anatomía mamaria.

1.2.1 LESIONES BENIGNAS

Las alteraciones que son consideradas benignas forman un grupo heterogéneo de lesiones que se pueden catalogar en dos tipos: inflamatorias tales como infecciones o traumas y lesiones epiteliales benignas como los cambios fibroquísticos. Las principales causas de las alteraciones benignas son los cambios en la actividad hormonal y los factores genéticos.

La apariencia de las lesiones benignas puede hacer que se les confunda con carcinomas, aunque la mayoría de las masas, inflamaciones y otros cambios mamarios no tienen relación con actividad tumoral. Los cambios benignos en la glándula mamaria son muy comunes y dentro de estos cambios, los de tipo fibroquístico son los más frecuentes. Los cambios fibroquísticos se agrupan en 3 tipos (no proliferativos, proliferativos no atípicos, y proliferativos atípicos) según sea la apariencia de las células en un estudio histopatológico y cada uno involucra un riesgo para el desarrollo de cáncer.

La presencia de una lesión benigna sólo puede ser confirmada por medio de imágenes (mamografía y ultrasonido) o biopsia.

1.2.2 LESIONES MALIGNAS

A. Calcificaciones

Son depósitos de calcio dentro de la glándula mamaria. En la imagen mamográfica se observan como puntos o regiones de alta intensidad. Las calcificaciones pueden ser de dos tipos, microcalcificaciones o macrocalcificaciones. Las primeras suelen presentarse de manera aislada, en cúmulos o en el interior de una masa, su tamaño varía desde los cientos de micras hasta 1 mm y pueden formar cúmulos de 1 cm² de área. Las segundas se presentan de manera dispersa y tienen apariencia gruesa. Cerca del 30-50% de las lesiones malignas no palpables pueden verse únicamente como microcalcificaciones, el resto pueden tratarse de nódulos o asimetrías.

B. Masas

El cáncer de mama generalmente implica la presencia de masas con o sin presencia de calcificaciones. Una masa es una lesión ocupante que se puede visualizar al menos en 2 proyecciones. La detección de una masa es un tanto más difícil que la de una calcificación debido a la similitud en la atenuación de los rayos X de energías mamográficas por este tipo de lesiones y por el tejido mamario sano circundante. Para evaluar el riesgo de cáncer debido a la presencia de una masa se debe juzgar su localización, tamaño, forma, densidad y bordes. Las masas de tipo benigno suelen estar bien delimitadas y tienen formas redondas, mientras que las de carácter maligno, no se observan bien delimitadas, son amorfas y pueden tener bordes espiculados. Las imágenes por ultrasonido pueden ayudar a determinar si una masa es sólida (que puede ser de tejido no canceroso o un tumor canceroso) o está llena de fluido (como un quiste benigno).

C. Densidad radiológica

El tejido glandular de la mama o densidad mamaria puede observarse como zonas de mayor intensidad o brillo en la imagen mamográfica aunque las áreas en donde la densidad mamaria aumenta resultan difíciles para su evaluación. En un alto porcentaje, las mujeres jóvenes presentan una mayor proporción de tejido glandular en comparación con las mujeres mayores y esto se debe al reemplazo que sufre este tipo de tejido por tejido adiposo después de la menopausia.

D. Cáncer de mama

El cáncer es el proceso en el cual células normales experimentan cambios en su ADN que eventualmente las modifican y las convierten en anormales, cuya principal característica es su reproducción no controlada. Una gran cantidad de casos de cáncer de mama surge a partir de una secuencia que inicia con un incremento en el número de células de la mama o hiperplasia, continúa con la manifestación de células atípicas o hiperplasia atípica y da lugar a un carcinoma in situ hasta que adquiere un carácter invasivo o infiltrante. Sin embargo, no todos los casos seguirán este proceso, además de que la rapidez del mismo es considerablemente variable. Se

puede agrupar en 4 tipos: carcinoma ductal in situ, carcinoma lobular in situ, carcinoma ductal infiltrante y carcinoma lobular infiltrante. El término “in situ” se refiere a que el crecimiento celular está confinado a la estructura (en este caso ya sea ductal o lobular) mientras que el carácter de infiltrante implica que las células del carcinoma penetran la pared de la estructura e invaden el tejido mamario circundante, de esta manera las células pueden hacer metástasis a otras partes del cuerpo vía el sistema linfático o el sistema circulatorio.

1.3 LA MAMOGRAFÍA: IMPRESCINDIBLE EN LA DETECCIÓN TEMPRANA DE CÁNCER DE MAMA

La mamografía es la principal herramienta de la que dispone el médico radiólogo para examinar y posteriormente, en caso de sospecha de malignidad, diagnosticar algún tipo de alteración mamaria a través de una biopsia. Es la única técnica que permite detectar el cáncer mamario en una etapa temprana.

La mamografía es un examen radiográfico que puede ser dividido en dos categorías, detección temprana y diagnóstico, la primera conocida también como escrutinio o tamizaje. El objetivo del tamizaje es la detección de lesiones que aun no son palpables en mujeres consideradas sanas puesto que no presentan síntomas de enfermedad. La mamografía de diagnóstico tiene como finalidad determinar características de una lesión que ya es palpable tales como su localización y su morfología, o evaluar alteraciones mamarias tales como hundimiento de pezón, presencia de ganglios en axila y secreción por pezón.

La mamografía es un procedimiento que emplea rayos X para obtener una imagen bidimensional de las estructuras internas de la mama. Un examen de rutina consiste de dos diferentes proyecciones por cada mama (cráneo-caudal o CC y medio-lateral-oblicua o MLO) ya que cualquier hallazgo debe poder observarse en ambas proyecciones para confirmar su presencia y descartar que éste se deba a una simple superposición de tejido. Debido a que la atenuación experimentada por los rayos X es comparable para los diferentes tejidos de la mama y para las lesiones que en ella se encuentran, la mamografía deberá ser una imagen de alto contraste, gran resolución espacial y bajo ruido, de manera que permita diferenciar entre tejido sano y tejido tumoral y detectar detalles tales como nódulos, distorsiones, asimetrías y microcalcificaciones. Los equipos destinados a esta tarea se diseñan exclusivamente para la generación de imágenes de la mama y se conocen como mastógrafos.

En 1992, el *American College of Radiology (ACR)*, publicó el Informe Estandarizado para las Imágenes Mamográficas (*Breast Imaging Reporting and Data System, BI-RADS*). El BI-RADS es un sistema usado por los médicos radiólogos para interpretar y comunicar de manera estandarizada los resultados de exámenes de mamografía, ultrasonido y resonancia magnética, usados para detectar y diagnosticar el cáncer de mama. Hay 7 categorías BI-RADS, que van del 0 al 6. La categoría 0 es una categoría de evaluación incompleta, es decir, los hallazgos deben ser evaluados mediante otras proyecciones mamográficas u otras pruebas como ultrasonido, resonancia magnética o PEM para reasignar el hallazgo en el resto de las categorías. El resto, son

categorías completas e implican una probabilidad creciente de malignidad y las recomendaciones sobre el seguimiento.

CAPÍTULO 2

PRINCIPIOS FÍSICOS DE LA MAMOGRAFÍA

A continuación se describen los principios físicos básicos de la mamografía, de los equipos mamográficos desarrollados y empleados actualmente en la clínica y el funcionamiento detallado de los equipos de mamografía digital tipo CR. Este capítulo se basa en las referencias [Yaffe 97], [Subramanian 97], [Bushberg 02], [Mahesh 04], [Pisano 04], [Neitzel 05] y [AAPM 06].

2.1 DESCRIPCIÓN DE UN EQUIPO DE MAMOGRAFÍA

Los equipos para la adquisición de imágenes mamográficas son diseñados exclusivamente para esta tarea y se conocen como mastógrafos.

Los mastógrafos tienen componentes básicas tales como un generador de alta frecuencia, un tubo de rayos X, filtros, un sistema de colimación, un sistema de compresión, una rejilla antidispersora, un sistema de magnificación, un receptor de imagen y un sistema de control automático de exposición (ver figura 2.1). A continuación se da una breve descripción de los mismos.

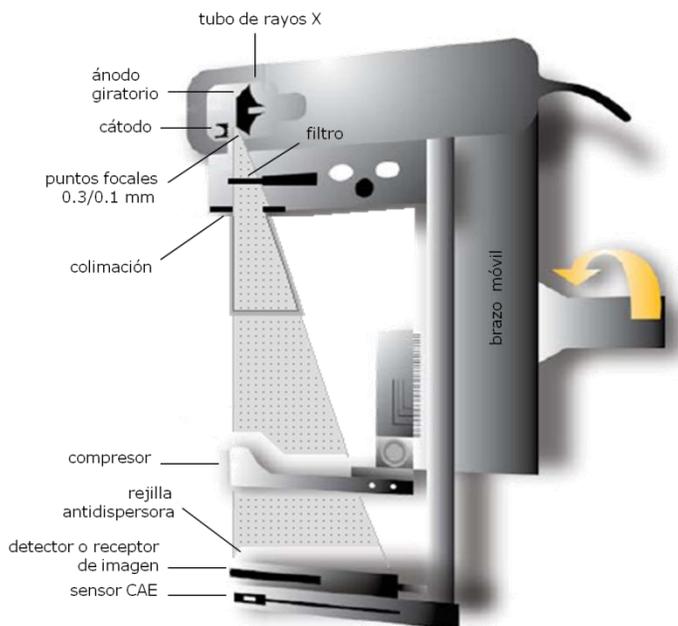


Figura 2.1. Componentes principales de un mastógrafo. Adaptado de [Brandan 06].

2.1.1 GENERADOR DE ALTA FRECUENCIA

La función de un generador de alta frecuencia es proveer de corriente y voltaje al tubo de rayos X del mastógrafo. Algunas de las componentes principales de un generador son el transformador, el circuito rectificador y los diodos. Un transformador permite convertir el voltaje alterno de entrada en un voltaje de salida que puede ser de mayor, igual o menor intensidad al proporcionado por la red de energía eléctrica. La producción de rayos X requiere de una tensión de alrededor de 20 000 V (20 kV) mientras que la red urbana de energía eléctrica puede ser sólo de 110 o hasta 220 V. En este caso, el transformador debe aumentar la tensión cerca de 100 o 200 veces para poder obtener 20 000 V. El circuito rectificador transforma la corriente alterna de entrada a corriente directa, lo que garantiza la continuidad de la corriente en el tubo para la producción de rayos X. La función de los diodos es controlar la polaridad en el tubo de rayos X y por lo tanto mantener o apagar la corriente durante la producción de rayos X.

2.1.2 TUBO DE RAYOS X PARA MAMOGRAFÍA

Los rayos X se generan cuando electrones energéticos interactúan con la materia. El tubo de rayos X es el dispositivo que ofrece las condiciones necesarias para la producción de rayos X tanto de frenado como característicos. Antes de explicar el origen de ambos tipos de rayos X, se deben considerar las componentes básicas de los tubos: cátodo (fuente de electrones), ánodo (blanco), fuente de energía para acelerar electrones y cubierta de vidrio o metal al vacío.

La fuente de electrones en un tubo de rayos X es el cátodo, el cual es un filamento de tungsteno rodeado por una copa de enfoque. La copa de enfoque modifica el ancho del haz de electrones. Esto permite dar forma y enfocar el haz de electrones para obtener un área de interacción de los electrones con el ánodo pequeña a la que llamamos punto focal real. El área del punto focal real, proyectada en la dirección del eje central del haz de radiación, se conoce como punto focal efectivo. El punto focal efectivo varía de tamaño en el plano de la imagen, en dirección cátodo-ánodo, siendo mayor en el borde del tórax y menor en dirección del ánodo. Esta variación se debe a la inclinación del ánodo (inclinación del tubo) con respecto al eje central del haz, necesaria para una adecuada cobertura del receptor de imagen. Ver figura 2.2.

En mamografía, generalmente los puntos focales reales son de 0.3 y 0.1 mm, para proyecciones normales y con magnificación, respectivamente. El tamaño del punto focal 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.

El ánodo es un metal que constituye el blanco para los electrones provenientes del cátodo. Los electrones que golpean el ánodo (acelerados por una diferencia de potencial de entre 22 y 40 kV) depositan en éste la mayor parte de su energía en forma de calor mientras que una pequeña fracción producirá rayos X. Es por esto que la producción de rayos X, en cantidades necesarias para una calidad de imagen aceptable, hará que el ánodo se caliente. Un tubo de

rayos X puede tener una configuración de ánodo ya sea estacionario o giratorio. La configuración de ánodo giratorio se emplea en la mayoría de las aplicaciones para diagnóstico con rayos X, principalmente por su mayor descarga de calor y como resultado, mayor capacidad de los rayos X de salida. Los electrones provenientes del cátodo imparten su energía a un blanco que gira continuamente, distribuyendo energía térmica sobre una mayor área y masa del ánodo en forma de disco. Un arreglo de rotor montado en unos soportes, sostiene el ánodo en forma de disco dentro del tubo de rayos X al vacío. En el caso particular de los tubos de rayos X para mamografía, se emplean blancos de molibdeno ($Z=42$), rodio ($Z=45$) y en algunos casos tungsteno ($Z=74$).

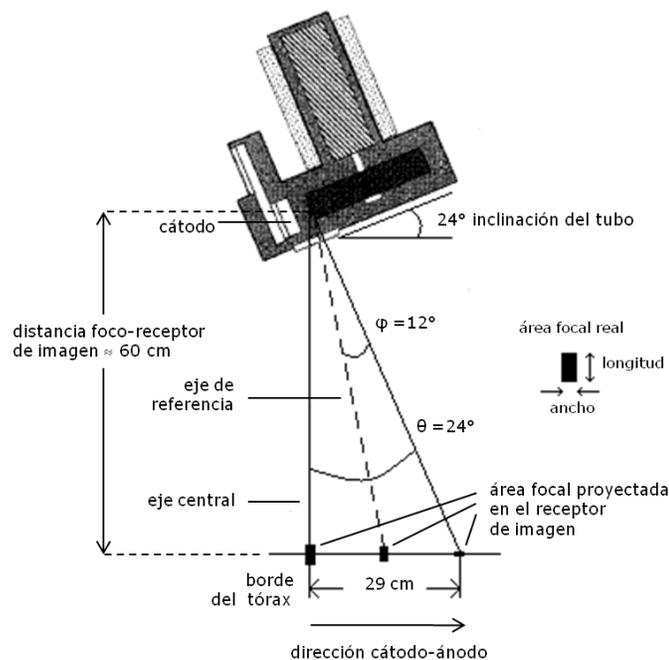


Figura 2.2. Proyección del punto focal real en la dirección cátodo-ánodo. Adaptado de [Bushberg 02].

Los electrones provenientes del cátodo son acelerados hacia el ánodo (o blanco) por la diferencia de potencial eléctrico (kV) establecida entre cátodo y ánodo. Como resultado de esto, los electrones ganarán energía cinética igual, en valor numérico (en eV), al valor de la diferencia de potencial entre cátodo y ánodo (en V). Al impactar los electrones con el ánodo, es posible que parte de o toda su energía cinética: a) se convierta en rayos X, b) se disipe en forma de calor o c) se transfiera a electrones atómicos del ánodo. Los rayos X de frenado o Bremsstrahlung se generan cuando los electrones interactúan con zonas de carga positiva del ánodo (interacción coulombiana), tales como los núcleos atómicos. En este caso los electrones desviarán su trayectoria ya que son atraídos por las cargas positivas de los núcleos, es decir, se acelerarán. De acuerdo a la teoría electromagnética, una carga eléctrica acelerada emite radiación electromagnética, que en el caso de las energías involucradas (del orden de

keV), son llamados rayos X. Como resultado de la emisión de rayos X, los electrones irán perdiendo energía y se frenarán. La energía de los rayos X producidos de esta manera es variable y puede ir desde cero hasta el valor de la energía cinética inicial del electrón. Los rayos X característicos se producen cuando los electrones acelerados interactúan con electrones de las capas más internas de los átomos del ánodo, cediéndoles toda o parte de su energía. En algunos casos, esta energía será suficiente para que el electrón abandone el átomo, dejando una vacancia. Esta vacancia debe ser ocupada por electrones atómicos de capas exteriores. Ya que el estado de energía de los electrones atómicos en cada capa es diferente, siendo mayor para aquellos que se encuentran en capas exteriores, cuando un electrón de una capa exterior ocupa la vacancia dejada, su “excedente” se convertirá en un rayo X al que se le llama característico. Este adjetivo es adecuado para denominar a este tipo de rayos X ya que la diferencia de energías entre las capas electrónicas es característica de cada átomo. La energía de los rayos X producidos de esta manera no es variable y sólo se tendrán rayos X característicos con energías iguales a las diferencias de energías entre capas del átomo en cuestión.

2.1.3 FILTROS

Filtración es la atenuación de rayos X de cierta región del espectro cuando el haz pasa a través de una capa de un determinado material. El haz de rayos X se atenúa tanto por la filtración misma del tubo como por filtros añadidos. La filtración inherente al tubo incluye el grosor de vidrio o metal del inserto en la salida del tubo de rayos X. Los tubos para mamografía utilizan berilio en la ventana de salida ($Z=4$), con lo que resultan atenuados los rayos X por debajo de 15 keV. Los filtros añadidos son láminas de metal que se interponen al haz para cambiar su energía efectiva. En mamografía se utilizan filtros llamados de borde (típicamente molibdeno, rodio, aluminio o plata) cuyo efecto, es la atenuación de rayos X del espectro con energía superior a la energía de los bordes K del filtro.

2.1.4 COLIMACIÓN

Los colimadores ajustan el tamaño y dan forma al campo de rayos X que emerge de la salida del tubo. En algunos equipos, el tamaño y forma del campo tiene una sola configuración que coincide con el tamaño y forma del receptor de imagen, características que se obtienen mediante la colocación de aperturas a la salida del haz. Otros equipos poseen un juego de hojas móviles de acero paralelamente opuestas y ajustables, que se sujetan a la salida del tubo y permiten definir la forma y tamaño del campo de rayos X. Un sistema lámpara-espejo ubicada entre la salida del tubo y el colimador, define un campo luminoso que debe coincidir, en principio, con el campo de rayos X. La proyección del campo luminoso es útil para la técnica radiológica durante la colocación de la paciente.

2.1.5 ESPECTRO DE RAYOS X

El espectro de rayos X a la salida del tubo y una vez pasados los filtros, con una componente de rayos X de frenado y otra de rayos X característicos, está constreñido a una región de unos cuantos keV debido al efecto de los filtros de borde, con una energía efectiva⁴ de entre 17 y 23 keV, dependiendo del material blanco y filtros que se utilicen (como ejemplo, ver figura 2.3). La razón de adquirir mamografías con este tipo de espectros es aprovechar la diferencia máxima entre los coeficientes de atenuación⁵ de los tejidos glandular, adiposo y tumoral, lo que se traducirá en mayor contraste de estas estructuras en la imagen. Con la mamografía digital se puede potenciar el contraste de la imagen, independientemente del contraste inherente de los tejidos mamarios, por lo que algunos mastógrafos han incorporado combinaciones de blanco/filtro con números atómicos más altos (e.g. W/AI) que ofrecen espectros de rayos X más duros, con lo que se puede reducir la dosis impartida a la paciente⁶.

La combinación blanco/filtro, la diferencia de potencial entre cátodo y ánodo del tubo (tensión o kV), la corriente en el tubo (mA) y el tiempo de exposición, son cuatro parámetros controlables desde la consola de control de un mastógrafo y caracterizan cualitativa y cuantitativamente un haz de rayos X.

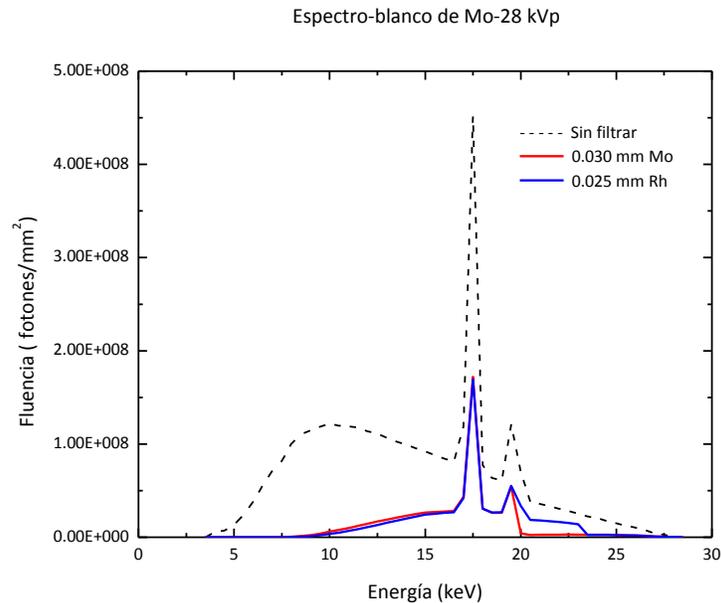


Figura 2.3. Espectro de rayos X de un blanco de molibdeno (Mo) sin filtrar y con filtros de 0.030 mm de Mo y 0.025 de rodio (Rh). El efecto de los filtros llamados de borde, es la atenuación de rayos X del espectro cuya energía es superior a la energía del borde K del filtro (20 keV para el Mo y 23.22 keV para el Rh).

⁴ Energía efectiva: energía de un haz de rayos X monoenergético con igual capa hemirreductora que la asociada a un espectro de rayos X polienergético.

⁵ Coeficiente lineal de atenuación: probabilidad de interacción de los X con un material dado, por unidad de espesor de dicho material.

⁶ La diferencia de potencial aplicada en estos casos suele estar por encima de 31 kV. En la actualidad se realizan estudios de calidad de imagen y optimización de la dosis usando voltajes superiores a 35 kV.

2.1.6 COMPRESIÓN

La compresión en un sistema mamográfico tiene múltiples propósitos que incluyen: evitar movimientos en la paciente durante la adquisición de la imagen, esparcir los tejidos mamarios para reducir la superposición de los mismos y disminuir el espesor que deberán atravesar los rayos X y por ende reducir la radiación dispersa, la cual no contribuye a la imagen y aumenta la dosis depositada en la paciente. La compresión se lleva a cabo con una placa plana de acrílico acoplada a un sistema neumático o mecánico. La superficie de la placa tiene las mismas dimensiones que las del receptor de imagen al mismo tiempo que es paralela al soporte de la mama. La fuerza de compresión aplicada durante la adquisición de una imagen mastográfica se encuentra típicamente entre 130 y 200 N.

2.1.7 REJILLA ANTIDISPERSORA

Debido al carácter polienergético del haz de rayos X y al intervalo de energías al que pertenecen los fotones del mismo haz, las formas de interacción más probables de éstos con la materia son el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton. El efecto fotoeléctrico es el responsable de la absorción de los fotones de rayos X a través de la mama de la paciente o cualquier otro elemento en el camino del haz. El efecto Compton conlleva la absorción y dispersión de fotones de rayos X. Durante la dispersión se generarán fotones de energía inferior y dirección diferente a la de los fotones incidentes, en este caso, sobre la mama comprimida. A pesar de que los fotones resultantes de la dispersión son de menor energía, y es muy probable que sean absorbidos dentro del volumen de mama comprimido, es posible que puedan abandonar la mama y llegar al detector o receptor de imagen. Sin embargo, estos fotones no “portan información” útil al detector para la formación de la imagen y lo único que harán será degradar el contraste y la calidad de ésta.

Una forma de resolver el problema de la radiación dispersa es la ubicación de una rejilla antidispersora por encima del detector. Sin la ayuda de este dispositivo alrededor de sólo el 50% o 70% del contraste inherente del objeto podría ser detectado. La estructura de la rejilla antidispersora puede ser lineal (bandas de plomo paralelas) o en forma de red, ésta última permitirá eliminar la dispersión en dos direcciones (figura 2.4). En cualquier caso, la rejilla oscila rápidamente durante la exposición para evitar que sus líneas aparezcan en la imagen.

El precio que se debe pagar por la efectividad de la rejilla para remover radiación dispersa, es el aumento del tiempo de exposición, con lo que se preservará la fluencia de fotones que debe llegar al detector para generar una imagen útil. El aumento en el tiempo de exposición conlleva un aumento en la dosis depositada a la paciente.

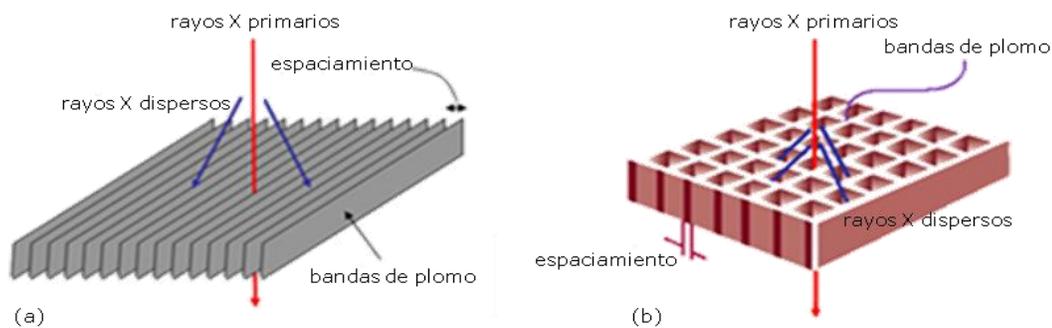


Figura 2.4. Rejillas antidispersoras empleadas en mamografía. (a) Estructura lineal, (b) estructura de celdas o en red. Adaptado de [Upstate 11].

2.1.8 RECEPTOR DE IMAGEN

La distribución de rayos X a la entrada y salida de la mama será diferente debido a que una fracción de los fotones incidentes interactúa con los tejidos mamarios, siendo absorbidos o bien dispersados por éstos. La distribución a la salida de la mama se convierte en la distribución de entrada en el receptor de imagen, que es el elemento del sistema en donde será detectada con mayor o menor eficiencia dicha distribución, formando así la imagen mamográfica. En los equipos analógicos el receptor de imagen o detector lo constituye la película radiográfica acoplada a una pantalla intensificadora. Actualmente los detectores en mamografía han evolucionado y son de tipo digital, lo que permite la aplicación de post-procesamiento a la imagen así como programas computacionales de detección. En cualquiera de los casos, las dimensiones del receptor son aproximadamente de 18 cm x 24 cm y en algunos casos de 24 cm x 30 cm, para examinar mamas de mayor tamaño. En la sección 2.2 se explicarán con más detalle las características de los diferentes detectores empleados en la práctica.

2.1.9 SISTEMA DE CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)

La generación de una imagen mamográfica comienza con la producción de rayos X (fotones) en el tubo, éstos en su camino atravesarán los diferentes tejidos de la mama y algunos fotones alcanzarán a incidir sobre el receptor, formando así la imagen radiográfica de la mama. Los parámetros de exposición tales como la combinación blanco/filtro, el kV, la corriente en el tubo de rayos X y el tiempo de exposición, deben ser seleccionados cuidadosamente de tal manera que el número y energía de los fotones atenuados por los diferentes tejidos mamarios, sean los adecuados para producir una imagen de rayos X con alto contenido de información para que el receptor pueda traducirla adecuadamente.

El sistema de control automático de exposición CAE, está formado por un sensor (o sensores) de radiación, un amplificador y un comparador, y en conjunto se encargan de regular

el tiempo que dura una exposición. En los sistemas analógicos el sensor puede ser un arreglo de diodos semiconductores o una cámara de ionización. El CAE en esta clase de equipos determina el tiempo de exposición con base en el valor del espesor de mama comprimida y el selector de exposición o densidad óptica, y su objetivo es producir la densidad óptica en la película asociada a una buena calidad de imagen. El CAE de algunos equipos analógicos es capaz de definir también la combinación blanco/filtro y el kV por medio de una exposición de prueba del orden de milisegundos para determinar la penetrabilidad de la mama. En los sistemas digitales el sensor de radiación del CAE (Optimización Automática de Parámetros AOP en algunos) lo constituye el detector mismo o una región de éste. El CAE de este tipo de equipos selecciona los parámetros de exposición en su totalidad con el objetivo de producir una relación señal-ruido (RSR, ver 3.2.2, apartado B) asociada a una buena calidad de imagen.

2.2 SISTEMAS DE MAMOGRAFÍA

En la actualidad existen dos modalidades de mastógrafos, analógica y digital, dependiendo del tipo de receptor y de la técnica de procesado de la imagen con que trabajen. Los mastógrafos analógicos son también llamados de *película-pantalla*, ya que utilizan una pantalla fluorescente intensificadora y una película radiográfica para la formación de la imagen, la cual después puede visualizarse gracias a un proceso de revelado. Los mastógrafos digitales utilizan detectores de estado sólido de panel plano que, al interactuar con los rayos X transmitidos a través de la mama, generan una señal eléctrica que se digitaliza después para obtener una imagen. El tipo de detectores que emplean los sistemas digitales corresponden a dos clasificaciones: detectores de conversión indirecta y directa.

Los detectores de conversión indirecta utilizan un proceso de dos etapas. En la primera se utiliza un cristal centellador (como el yoduro de cesio, CsI) el cual generará luz al interactuar con los rayos X. En la segunda etapa, la luz deberá ser detectada por fotodiodos o dispositivos de acoplamiento de carga (CCD) para generar la señal eléctrica. Los detectores de conversión directa están constituidos por un material fotoconductor tal como el selenio amorfo (a-Se). Los rayos X al interactuar con el a-Se generarán una señal eléctrica de forma directa. Como consecuencia, no existe esparcimiento de información debido a un proceso intermedio en la generación de la señal eléctrica, como sucede en los detectores de conversión indirecta.

2.3 SISTEMA DE RADIOGRAFÍA COMPUTARIZADA (CR) PARA MAMOGRAFÍA

Los sistemas CR para mamografía se adaptan a los equipos de mamografía analógicos comunes ya que sólo se debe reemplazar el tipo de chasis (que contiene un nuevo tipo de receptor de imagen). Además, de deben adquirir monitores de alta resolución o una impresora especializada para la visualización e interpretación de las imágenes. Cabe mencionar que los equipos de

mamografía asociados a un lector CR, utilizan al menos cuatro chasis de imagen con los cuales se puede realizar un estudio de rutina en una paciente (proyecciones CC y MLO de cada mama).

En este caso el receptor lo constituye una placa plástica y flexible cubierta con un material fosforescente mediante fotoestimulación (luminiscencia fotoestimulada), típicamente un cristal de fluorohalogenuro de bario con impurezas de europio (BaFX:Eu^{2+}), en donde X es cualquiera de los halógenos Cl, Br o I, o una mezcla de ellos. La interacción de los rayos X con el cristal que cubre 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 de la imagen latente o centros F). El número de estados intermedios que se ocupen en este proceso es proporcional al número de rayos X absorbidos en la placa.

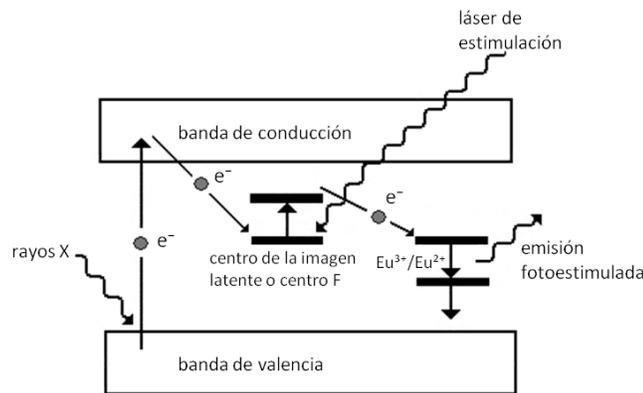


Figura 2.6. Modelo de la luminiscencia fotoestimulada. Adaptado de [Bick 10].

Posteriormente, se debe leer la placa con un láser focalizado (630-680 nm aproximadamente) para estimular el tránsito de electrones desde esos niveles de energía intermedios hacia niveles de energía asociados a las impurezas. Los electrones que lleguen a esos niveles regresarán a su nivel de energía fundamental de forma espontánea y en un tiempo del orden de nanosegundos, mediante la emisión de fotones con longitud de onda cercana a 400 nm (luz azul). Esta luz se conduce mediante una guía óptica hacia un foto sensor, generalmente un tubo fotomultiplicador, el cual generará una corriente eléctrica proporcional al número de fotones que incidieron en su cátodo (figura 2.7). Enseguida, como la cantidad de luz azul emitida es proporcional a la energía de los rayos X absorbidos en el cristal, la corriente generada en el tubo se amplifica y luego se digitaliza para formar la imagen mamográfica digital. Ejemplos de estos sistemas son el CR CS Profect de Fuji y el CR DirectView de Carestream Health.

El barrido del láser o muestreo de la placa de imagen, se realiza en una dirección paralela al lado correspondiente al borde del tórax al mismo tiempo que la placa es desplazada por un sistema mecánico al interior del lector CR en dirección perpendicular. Estos barridos se denominan *scan* y *subscan* respectivamente. El llamado tamaño de pixel queda definido por el ancho del láser y por la distancia entre muestras.

Con el objetivo de mejorar características de los receptores de imagen CR, tales como la eficiencia de absorción de los rayos X, se podría simplemente incrementar su espesor. Sin embargo, esto tiene dos limitantes: el esparcimiento lateral de la luz (tanto del láser como la que resulta de la estimulación de éste) crece proporcionalmente con el espesor de la cubierta fosforescente, lo cual deteriora la resolución, y la intensidad de la señal crece sólo marginalmente cuando la cubierta fosforescente supera cierto espesor, ya que la mayor parte de la luz resultante de la estimulación originada en regiones profundas de la cubierta no llegará a la superficie y no podrá ser detectada. Para superar estas limitantes, se ha hecho que el soporte de la cubierta fosforescente sea transparente para poder detectar la luz de estimulación tanto de la parte frontal como trasera del receptor de imagen. Esto aunque requiere de dos sistemas guía óptica-foto sensor, sólo necesita de un láser de estimulación. Los sistemas de lectura CR para mamografía actuales han incorporado este principio a su funcionamiento.

Debido al grosor incrementado de la cubierta fosforescente y a que la luz de estimulación colectada en la parte frontal y trasera tiene un origen espacial diferente, las señales de imagen de ambos lados tienen contenidos en frecuencia espacial diferentes. Como consecuencia de esto, la imagen de la parte trasera es más borrosa que la imagen de la parte frontal. Para equilibrar el aumento en la eficiencia de absorción de los rayos X y la preservación de la resolución espacial, se lleva a cabo una suma ponderada de ambas imágenes, en la cual la contribución de la imagen frontal domina para altas frecuencias espaciales mientras que, para bajas frecuencias, ambas imágenes contribuyen por igual.

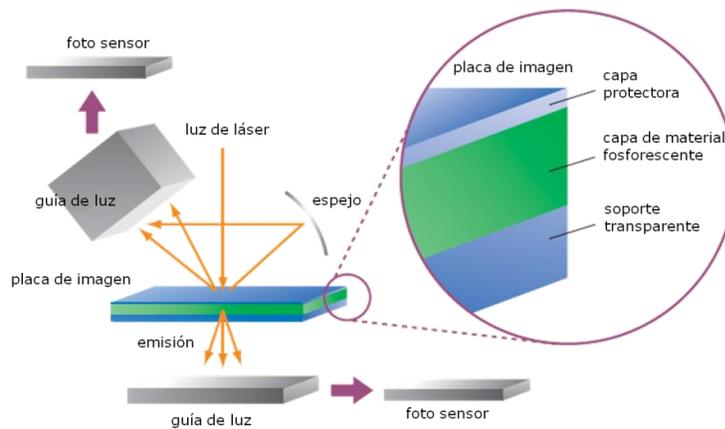


Figura 2.7. Esquema de lectura de una placa CR. [Chevalier 10].

Recientemente se ha buscado optimizar otras características de los CR, tales como el tiempo de lectura de cada placa de imagen y la difusión de la luz en la placa fosforescente.

En el primer caso, se han desarrollado sistemas de lectura con fuentes de estimulación lineales que reemplazan al láser focalizado usado comúnmente (figura 2.8). Con el método de lectura tradicional se estimula cada pixel de manera individual, dando como resultado un tiempo de lectura total de 64 s como mínimo y la pérdida de resolución en una de las direcciones de lectura. Con el nuevo método, el tiempo de lectura se podría reducir a menos de 10 s y se evitarían las pérdidas en resolución.

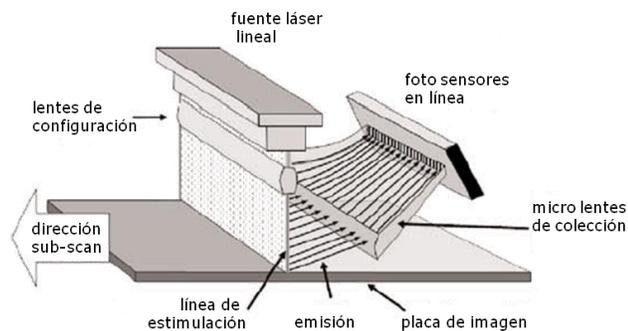


Figura 2.8. Esquema de lectura en línea de una placa CR. Adaptado de [AAPM 06].

En el segundo caso, 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 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 (figura 2.9). Otra ventaja de estas estructuras es el incremento que ofrecen en la eficiencia de absorción de los rayos X, ya que éstas se distribuyen o aglomeran sobre el soporte cubriendo al 100% su superficie, mientras que las estructuras granulares o en polvo comunes, logran cubrir sólo el 60%.

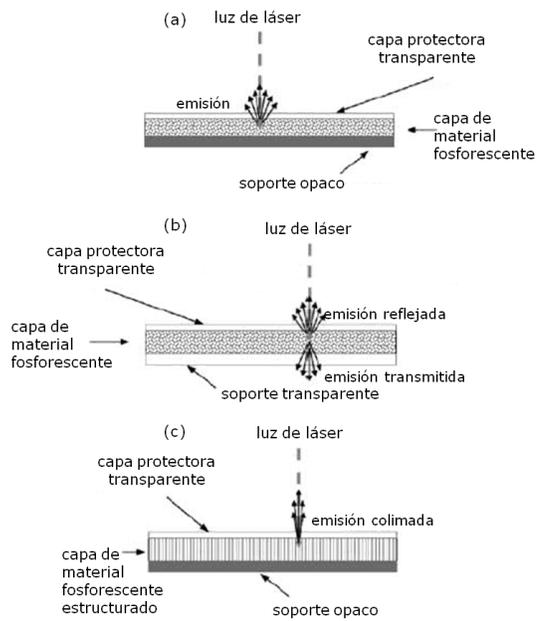


Figura 2.9. Sección transversal de una placa (a) genérica, (b) de doble lectura y (c) de material estructurado. Adaptado de [AAPM 06].

CAPÍTULO 3

CONTROL DE CALIDAD EN RADIOGRAFÍA COMPUTARIZADA (CR) PARA MAMOGRAFÍA

A continuación se presenta una revisión crítica del control de calidad en mamografía digital CR en países y regiones con mayor experiencia en la materia. Se detallan los elementos que se deben considerar y por lo tanto evaluar en este terreno. Se plantea la estructura del Programa de Control de Calidad diseñado específicamente para sistemas de mamografía digital que basan su funcionamiento en la radiografía computarizada (CR). Este capítulo se basa en las referencias [ACR 99], [Ruiz 01], [Bushberg 02], [SEFM 02], [Trujillo 02], [Pisano 04], [AAPM 06], [EC 06], [Galván 06], [IAEA 06], [SS 06], [Yaffe 06 I], [Yaffe 06 II], [ACR 07], [IEC 07], [SEFM 08] y [Chevalier 10].

3.1 PANORAMA DEL CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA DIGITAL CR

La mamografía es una de las modalidades de la imaginología diagnóstica más demandantes técnicamente. Por ello, exige contar con equipo especializado y tecnología de punta, con personal médico y técnico altamente capacitado, así como con programas de Garantía de Calidad que aseguren la certeza del diagnóstico emitido. Un Programa de Control de Calidad es uno de los elementos críticos dentro de la Garantía de Calidad. Éste comprende las mediciones, la evaluación y el mantenimiento de niveles óptimos de todas las características que se pueden definir, medir y controlar en los equipos de radiodiagnóstico [IAEA 06].

En diferentes países o regiones se han desarrollado protocolos de control de calidad específicos para mamografía digital, en los cuales se incluye la modalidad CR.

Uno de ellos es el *European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening*, incluido en las *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*, publicadas por la Comunidad Europea [EC 06]. En este documento se consideran los sistemas mamográficos tanto analógicos como digitales, incluyendo al CR. En ambos casos se proponen pruebas comprendidas en dos rubros que son: adquisición y presentación de la imagen. En cada prueba se establece una frecuencia mínima de aplicación así como un criterio de aceptación. Se comisiona a la técnica radióloga la realización de las pruebas diarias o semanales, dejando el resto de pruebas a cargo del físico médico.

Otro documento es la *Practice guideline for determinants of image quality in digital mammography*, emitido por el ACR [ACR 07]. En él se mencionan las características y responsabilidades de los médicos y técnicos radiólogos así como de los físicos médicos que se desempeñan en un servicio de mamografía que emplee equipos digitales. También se

especifican los parámetros que se deberán medir, controlar y optimizar en los rubros de adquisición, presentación y almacenamiento de la imagen.

El estándar internacional, *Determination of the detective quantum efficiency – Detectors used in mammography*, IEC 62220-1-2, publicado por la *International Electrotechnical Commission* (IEC) [IEC 07], especifica la metodología que se debe seguir para determinar los parámetros de calidad de imagen tales como la función de transferencia de modulación (*modulation transfer function*, MTF), el espectro de potencia de ruido (*noise power spectrum*, NPS) y la eficiencia cuántica de detección (*detective quantum efficiency*, DQE), y que conciernen a cualquier tipo de detector digital empleado para mamografía.

El Protocolo de Control de Calidad en Mamografía Digital, Apéndice del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) [SEFM 08], sigue básicamente las mismas directrices que el protocolo de la región (de manera análoga a otros emitidos en el continente europeo), concentrándose en los sistemas digitales de mamografía, incluyendo al CR. Los rubros manejados en este documento son: adquisición de la imagen, detector, homogeneidad, artefactos y distorsión del detector, calidad de la imagen, dosimetría y presentación de la imagen.

El *American College of Radiology Imaging Network* (ACRIN) dirigió el *Digital Mammography Imaging Screening Trial* (DMIST), que consistió en un estudio clínico diseñado para comparar la exactitud diagnóstica de las mamografías analógica y digital. Durante este estudio se desarrolló y aplicó un programa de control de calidad para garantizar la consistencia y operación óptima de los equipos digitales, enfocado en los siguientes rubros: producción de rayos X y seguridad física, calidad de imagen y dosis de radiación, y presentación de la imagen. En la parte I del control de calidad realizado durante el estudio [Yaffe 06 I], se especifican los parámetros medidos, el método seguido en cada caso, así como los resultados y discusión al respecto. En la parte II, se recomienda un conjunto de pruebas que se consideran útiles para garantizar la calidad de la imagen, incluyendo el objetivo, criterio de aceptación, utilidad, frecuencia de aplicación, personal responsable (técnica radióloga o físico médico) y recomendaciones para cada prueba [Yaffe 06 II].

Como se ha mencionado, la diferencia entre los mastógrafos analógicos y digitales es el receptor de imagen. Por lo tanto, algunas pruebas de control de calidad se aplican idénticamente en ambos tipos de equipo. Para este tipo de pruebas, los protocolos antes mencionados consideran procedimientos similares a los establecidos en el *Mammography Quality Control Manual* del ACR [ACR 99] y en el Protocolo de Control de Calidad en Mamografía de la *International Atomic Energy Agency* (IAEA) [IAEA 06].

3.2 RUBROS DE INTERÉS EN MAMOGRAFÍA DIGITAL CR

El enfoque de los protocolos y documentos sobre control de calidad consultados, sugiere que los rubros de interés en mamografía digital CR deben ser: adquisición de la imagen, calidad de la imagen, dosimetría y presentación de la imagen. Los rubros que se proponen en este trabajo siguen un esquema similar al de [SEFM 08]. Estos son: adquisición de la imagen o general, detector o receptor de imagen, calidad de la imagen, dosimetría y presentación de la imagen. En cada rubro se contemplan diferentes parámetros que se deben medir, controlar y optimizar. A continuación se presenta una breve descripción de cada uno de ellos.

3.2.1 GENERAL

El rubro de adquisición de la imagen contempla la generación del haz de rayos X con el que se adquirirá la imagen mamaria. La evaluación del haz de rayos X implica desde la ubicación de posibles fugas en el armazón del tubo de rayos X hasta la evaluación del sistema que determina automáticamente los parámetros de exposición (CAE). Específicamente, los elementos que han sido considerados son:

A. Radiación de fuga

El tubo de rayos X de la unidad mamográfica se encuentra instalado dentro de una carcasa metálica, sellada y que evita fugas al exterior de rayos X por lugares diferentes a la ventana de salida del tubo. La intensidad de radiación que se propone como límite máximo que puede fugarse o transmitirse a través de la carcasa del tubo se da en términos de rapidez de kerma en aire y es de 1 mGy/h, medido a 1 m de distancia, a la máxima carga del tubo y promediado sobre un área no mayor que 100 cm².

B. Parámetros geométricos

La distancia foco-receptor de imagen, la colimación, los artefactos del equipo, el factor de magnificación y el tamaño del punto focal, son características y elementos del cuerpo del mastógrafo que por su posición, orientación, etc., influyen en la adquisición de la imagen.

La distancia que existe entre el foco y el receptor de imagen se encuentra típicamente entre los 60 y 65 cm y no debe ser menor que 60 cm para que el equipo cumpla con los requisitos de alta resolución. Este límite inferior se ha establecido considerando que entre mayor sea la distancia entre el foco y el receptor, se reduce la influencia del punto focal sobre la resolución.

La colimación del equipo comprende tres aspectos; coincidencia del campo luminoso con el campo de rayos X, la alineación del campo de rayos X y el receptor de imagen, y la alineación de los bordes que limitan con el tórax del compresor y el receptor de imagen. En el primer caso, la coincidencia es importante puesto que la técnica radióloga puede usar la luz de

campo para guiarse durante la colocación de la paciente. En el segundo caso, la alineación es fundamental ya que de lo contrario habrá tejido de la mama que no podrá visualizarse, lo cual es particularmente importante en el borde del tórax. En el último caso, la alineación se considera esencial también ya que la correcta posición del compresor afecta la colocación y compresión de la mama de la paciente. Una mala alineación en este caso podría dar como resultado imágenes en las que aparezca el compresor o, que parte del tejido mamario se aparte del receptor, impidiendo su visualización.

En la trayectoria de los rayos X hacia el receptor de imagen, se encuentran elementos que interceptan el haz. Ninguno de de estos elementos debe generar artefactos en la imagen siempre y cuando mantengan su posición, orientación, etc.

El factor de magnificación del equipo es el cociente entre la dimensión de un objeto dado, colocado sobre el dispositivo de magnificación, medida en la imagen, y la dimensión real del objeto. Dicho factor debe estar de acuerdo con las especificaciones del fabricante, considerando sobre todo que la magnificación afecta la resolución del sistema.

La alta resolución espacial exigida en mamografía requiere del uso de puntos focales reales muy pequeños. Estos varían de 0.3 a 0.4 mm para imágenes normales y de 0.1 a 0.15 mm para imágenes amplificadas. Es por ello que se debe determinar con exactitud el tamaño del punto focal del mastógrafo.

C. Calidad del haz de rayos X

La calidad del haz de rayos X es básicamente la capacidad de penetración de éste. Esta capacidad está determinada por su energía media y su energía máxima, la cual depende exclusivamente de la combinación blanco/filtro utilizada y de la tensión en el tubo o kV (también llamado kVp por ser el valor máximo de la tensión a través del tubo). Para verificar la calidad del haz de rayos X deben evaluarse la exactitud y reproducibilidad del kV y otro parámetro llamado capa hemirreductora (CHR).

La tensión en un tubo de rayos X para mamografía se encuentra generalmente entre los 22 y 40 kV. Cada valor de la tensión, al menos para el conjunto de valores de kV usados en condiciones clínicas, debe coincidir con el valor nominal y ser reproducible, es decir, el kV del equipo debe ser exacto y reproducible, para todas las combinaciones blanco/filtro y tamaños de punto focal disponibles.

La CHR es el espesor de un material que atenúa la fluencia de fotones inicial de un haz de rayos X a la mitad⁷. El material que se emplea comúnmente para evaluar la CHR de haces de rayos X de baja energía, como los de mamografía, es aluminio de alta pureza ($\geq 99.9\%$). La CHR

⁷ En la práctica, para determinar el valor de una CHR no se mide la fluencia de fotones sino una magnitud asociada llamada exposición (X). La exposición es el cociente dQ entre dm, donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en aire cuando los electrones liberados por los fotones en un volumen de aire de masa dm han sido completamente frenados en aire. Sus unidades son Ckg^{-1} o Roentgen (R). $1\text{R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{Ckg}^{-1}$.

de un haz de rayos X debe cuantificarse para asegurar que se minimiza la dosis a la mama de la paciente sin tener pérdida de contraste en la imagen. La evaluación de la CHR debe realizarse en condiciones de buena geometría o de haz angosto para minimizar la influencia de la radiación dispersa.

D. Tiempo de exposición

Los tiempos de exposición de un mastógrafo deben ser exactos y reproducibles. Adicionalmente, debe verificarse que el tiempo de exposición para una mama promedio en condiciones clínicas sea menor que 2 s, lo que tiene como objetivo reducir el efecto del posible movimiento de la paciente en la imagen.

E. Rendimiento

El rendimiento es la magnitud del kerma en aire por unidad de carga del mastógrafo, sus unidades son $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$. Esta magnitud debe cuantificarse para una calidad de haz específica dada por la combinación blanco/filtro de Mo/Mo y 28 kV de tensión, sin la presencia de material atenuador, en un punto conocido como punto de referencia y debe especificarse su valor a 1 m de distancia del foco y a la distancia foco-receptor de imagen. El rendimiento del mastógrafo debe ser mayor que $30 \mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m del foco. Esta condición resulta en tiempos de exposición más cortos, minimizando los efectos del movimiento de la paciente en la imagen, y garantiza una penetración adecuada en el caso de mamas grandes o densas. Adicionalmente debe verificarse que el rendimiento del mastógrafo sea reproducible y lineal con el tiempo de exposición y la corriente.

F. Sistema de compresión

Debido al impacto que tiene una adecuada compresión en la adquisición de una mamografía, se debe verificar el estado del compresor, que no se deforme ni bascule durante la compresión, al mismo tiempo que proporcione una fuerza de compresión mínima de 130 N (algunos protocolos o normas pueden ser menos o más exigentes pidiendo 110 N o 150 N respectivamente) sin superar los 300 N.

El sistema de control automático de exposición (CAE) de algunos mastógrafos, utiliza el espesor determinado por el sistema de compresión para determinar los parámetros de exposición para la mama bajo estudio. Debido a esta relación, se debe verificar la exactitud del espesor determinado por el sistema de compresión.

G. Rejilla antidispersora

La efectividad de la rejilla para remover radiación dispersa requiere del aumento en el tiempo de exposición y esto conlleva un aumento en la dosis depositada a la mama de la paciente. Con el objetivo de que el aumento en la dosis no sea excesivo, se debe verificar el valor del llamado factor de rejilla, el cual se define como el cociente entre la cantidad de radiación (primaria y dispersa) que incide sobre la rejilla, entre la cantidad de radiación transmitida a través de la rejilla.

Una rejilla con un factor de 5 implica que el tiempo de exposición (por lo tanto la dosis a la mama de la paciente) debe ser 5 veces más largo que sin el uso de la rejilla. En mamografía, el factor de rejilla máximo permitido es de 3.

Durante su funcionamiento, la rejilla oscila rápidamente para atenuar la radiación dispersa. Un mal funcionamiento podría generar artefactos en la imagen como el que se muestra en la figura 3.1, por lo que debe verificarse en imágenes durante el control de calidad.

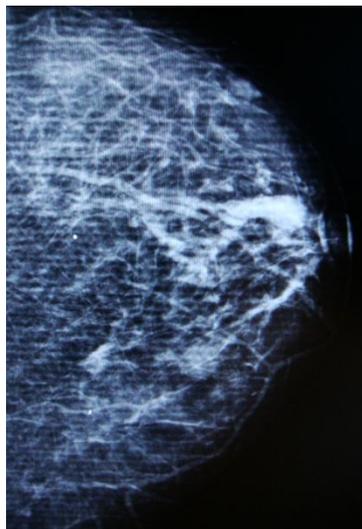


Figura 3.1. Mamografía digital que muestra líneas de la rejilla antidispersora en la imagen.

H. Control automático de exposición

El objetivo del control de calidad de este dispositivo es comprobar que tanto la dosis como los parámetros de calidad de imagen, se mantienen dentro de unos determinados márgenes independientemente de las características de la mama (espesor de mama comprimida y composición⁸). Para ello, se debe verificar: la repetibilidad del CAE, lo cual significa que los parámetros de exposición seleccionados (combinación blanco/filtro, kV y mAs) sean congruentes así como la relación señal-ruido (RSR, ver 3.2.2, apartado B) producida, para condiciones dadas de adquisición de la imagen, la reproducibilidad entre sensores del CAE y la constancia a través del tiempo del funcionamiento global del CAE.

⁸ Para propósitos dosimétricos y de optimización de imágenes mamográficas, comúnmente se asume que la mama femenina tiene composición 50% de tejido fibroglandular y 50% de tejido adiposo. En [Yaffe 09] se discute qué tan realista es este mito.

3.2.2 RECEPTOR DE IMAGEN

Como se mencionó en 2.2, los mastógrafos digitales utilizan detectores de estado sólido con los que los rayos X, transmitidos a través de la mama, interaccionan generando una señal eléctrica que se digitaliza para obtener la imagen digital. Una imagen digital es una matriz de números y es resultado de un proceso de muestreo. Como se ilustra en la figura 3.2, el proceso de muestreo o adquisición de la señal sólo se realiza sobre una matriz de elementos discretos (*del*) del receptor de imagen (fig. 3.3). Recuérdese que en un equipo CR el elemento detector está definido por el ancho del láser y por la distancia entre muestras. Cada elemento o *del* tiene un tamaño finito y el valor asignado a cada *del* representa el promedio de la señal sobre el área sensible del *del*. Cabe mencionar que la resolución espacial de la imagen digital estará limitada por el tamaño del *del* (ver 3.2.3). El nivel de señal asociado a cada *del* proviene de un conjunto de valores enteros que van de 0 a 2^n-1 , donde n es el número de bits de digitalización.

Debido a la naturaleza de las imágenes digitales, la matriz de números se presenta o despliega a través de un conjunto de elementos discretos de imagen llamados pixeles, mediante un formato que puede ser impreso (película impresa) o electrónico (monitor). A cada pixel en la imagen se le asocia un valor relacionado con el nivel de señal registrado en cada *del*, este valor está dado en términos de nivel o tono de gris.

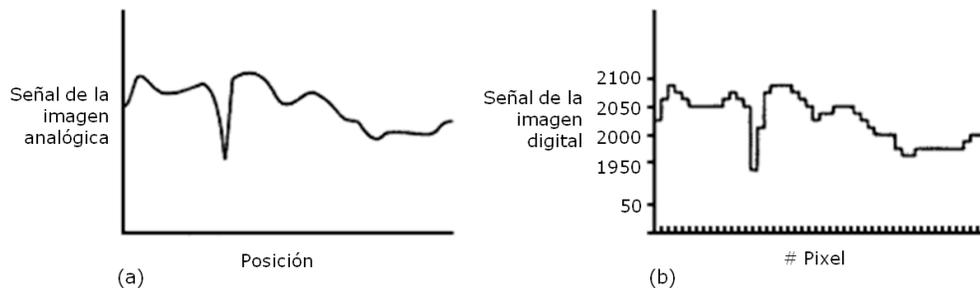


Figura 3.2. A diferencia de la imagen analógica (a), que se define de manera continua tanto a nivel espacial como de señal, la imagen digital (b) se define de manera discreta a nivel espacial (pixeles) y a nivel de señal. Adaptado de [Pisano 04].

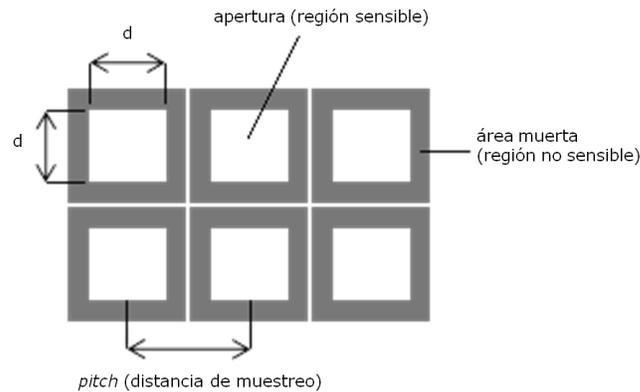


Figura 3.3. Elementos detectores discretos del receptor de imagen (dels). Cada del contiene una región sensible y una muerta. La distancia entre dels se conoce como pitch. Adaptado de [Pisano 04].

A. Función de conversión del receptor de imagen

La función de conversión del receptor (o detector) de un equipo de mamografía es la relación entre el valor medio de pixel⁹ (VMP) medido en una región de la imagen y el kerma en aire en la superficie del receptor (KAD). En los equipos de radiografía directa (DR) esta función es lineal mientras que en los equipos de radiografía computarizada (CR) la función es de tipo logarítmico como se muestra en la relación 3.1. En ambos casos se requiere verificar que el coeficiente de determinación (R^2) del ajuste a la relación VMP vs KAD sea superior a 0.99.

$$VMP = m \log_{10}(KAD) + b \quad (3.1)$$

La función de conversión es un elemento indispensable para la evaluación de la mayoría de los parámetros que determinan la calidad de la imagen (función de transferencia de modulación o MTF, eficiencia cuántica de detección o DQE, entre otros) ya que con ésta se linealizan los VMP medidos en la imagen (es decir, se convierten a valores de KAD) utilizados para el cálculo de dichos parámetros.

B. Ruido

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

El ruido electrónico puede surgir de una serie de fuentes que incluyen ruido negro (originado por carga generada térmicamente en el receptor de imagen), ruido de los circuitos de lectura y amplificación, etc.

⁹ Es el promedio del valor de pixel (nivel de gris) de los pixeles contenidos en una región de interés (ROI) dada.

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

La componente principal del ruido en radiología es el ruido cuántico asociado a las fluctuaciones estadísticas en la fluencia de fotones incidentes en el receptor de imagen y a las variaciones aleatorias en la absorción de los mismos. Una forma simple de caracterizar el ruido es a través de la desviación estándar σ del número de fotones absorbidos N en una determinada región del receptor de imagen. Cuando N obedece una estadística de Poisson, σ está dado por $N^{1/2}$. Aunque σ es una forma simple de caracterizar el ruido, es limitada ya que no proporciona información sobre las características espaciales del ruido. Este tipo de información se puede obtener por medio del espectro de potencia de ruido (*noise power spectrum, NPS*, ver 3.2.3, apartado F). Se considera esencial evaluar la presencia o dominio indebidos de fuentes de ruido distintos al cuántico.

Para el caso especial del ruido cuántico, el ruido relativo o que percibe un observador humano en una imagen es el coeficiente de variación de N (COV):

$$\text{Ruido relativo} = COV = \frac{\sigma}{N} \quad (3.2)$$

Conforme N aumenta, σ lo hace pero más lentamente, como $N^{1/2}$. Como resultado, el ruido relativo disminuye conforme aumenta N . Al inverso del ruido relativo se le conoce como relación señal-ruido (RSR):

$$RSR = \frac{N}{\sigma} = \frac{N}{\sqrt{N}} = \sqrt{N} \quad (3.3)$$

C. Diferencia de sensibilidad entre placas de imagen

Ya que los equipos de mamografía asociados a un lector CR utilizan al menos cuatro chasis de imagen diferentes, se debe verificar la diferencia en sensibilidad o respuesta de las placas de imagen contenidas en cada chasis (evaluada mediante la variabilidad en la RSR) y comprobar que la calidad de imagen obtenida con los chasis disponibles sea aceptable.

D. Láser para lectura de la placa CR

El láser que realiza la estimulación durante la lectura de la placa de imagen realiza el proceso de muestreo mediante el cual se obtiene la imagen mamográfica digital. Errores en el proceso de lectura generan artefactos en la imagen tales como inconsistencias en el nivel de gris (valor de pixel), discontinuidades o distorsión geométrica en la imagen de un objeto con bordes rectos (figura 3.4). La verificación de la linealidad de la lectura del láser debe hacerse mediante imágenes de objetos con bordes rectos para descartar este tipo de artefactos.

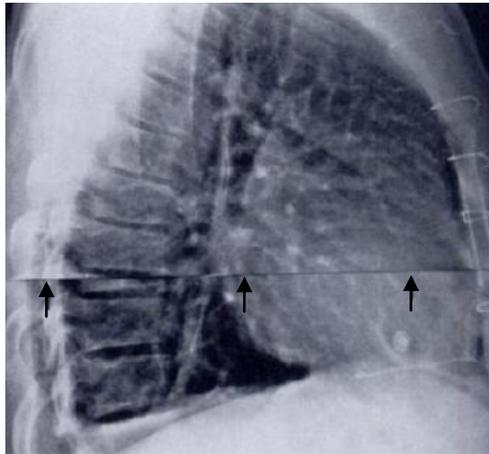


Figura 3.4. Radiografía digital que muestra un artefacto debido errores en el proceso de lectura realizado por el láser (flechas). [Oestmann 91].

E. Homogeneidad del receptor de imagen

La homogeneidad de un receptor de imagen comprende entre otras, la uniformidad del campo de rayos X, la uniformidad en la respuesta de los *dels*, un preprocesamiento de aplanado de campo (*flat-fielding*) aplicado correctamente a la imagen, etc. Contrario al caso de las imágenes obtenidas con los equipos analógicos, en las que resulta imposible eliminar inhomogeneidades tales como el efecto talón, las imágenes digitales admiten preprocesamientos de aplanado de campo destinados a disminuir o eliminar una serie de inhomogeneidades que alteran la uniformidad de la imagen. En los CR, el proceso de aplanado de campo se denomina aplanado unidimensional (*shading*) y consiste en algoritmos que reducen las variaciones en la sensibilidad de la guía de recolección de luz. La eficiencia de recolección es menor en los bordes del receptor de imagen en comparación con el centro debido a que la luz se difunde en todas direcciones. Aunque cada fabricante dispone de métodos para medir y corregir estas faltas de uniformidad, un esquema básico se ilustra en la figura 3.5, en la que se indican los perfiles medido y corregido, así como la imagen resultante. Este tipo de correcciones sin embargo, sólo se aplican en la dirección *scan* del proceso de lectura.

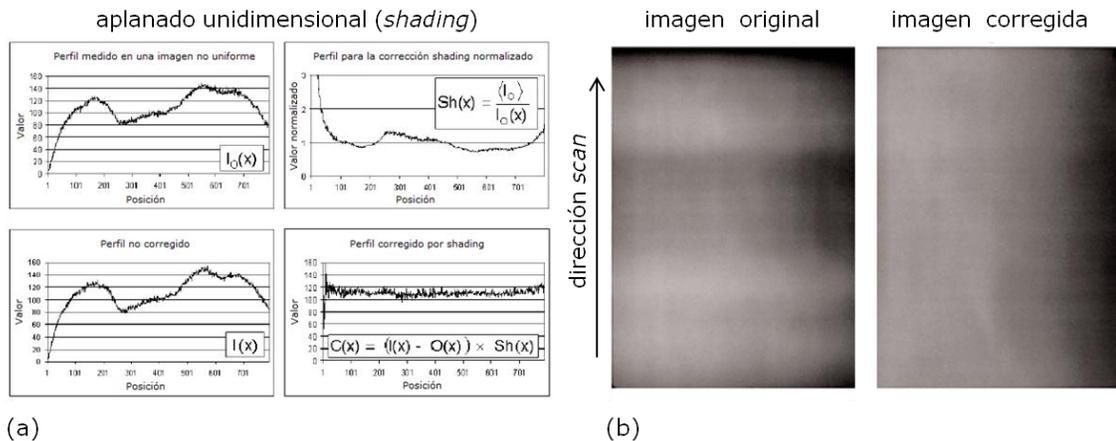


Figura 3.5. (a) El aplanado unidimensional corrige variaciones en la sensibilidad de la guía de luz midiendo la respuesta de un campo uniforme conocido y haciendo el producto del inverso de la imagen de campo plano resultante con la imagen no corregida. (b) La corrección reduce no uniformidades en la dirección scan no siendo así en la dirección perpendicular, por lo que el efecto talón persiste (dirección derecha-izquierda de las imágenes). Adaptado de [AAPM 06].

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

F. Artefactos

Se consideran artefactos todos aquellos elementos de la imagen que no son parte del objeto bajo estudio. Los artefactos en la imagen mamográfica pueden interferir con la detección de elementos de interés clínico, llegando a ser la causa de falsos negativos o falsos positivos. La evaluación de artefactos en la imagen mamográfica se realiza sobre imágenes de objetos uniformes. Algunos de los artefactos que se pueden observar en mamografía se deben a: líneas de la rejilla antidispersora, manchas por suciedad, marcas de dedos, rasgaduras o defectos físicos en el receptor de imagen, distorsión geométrica, variaciones en el VMP debidas a variaciones en la sensibilidad de la guía de luz, procesamientos o correcciones deficientes en la imagen, etc. Adicionalmente, durante la etapa de presentación de la imagen, pueden aparecer artefactos producidos por los monitores e impresoras.

G. Desvanecimiento de la imagen latente

Como se mencionó en 2.3, como resultado de la interacción de los rayos X con la placa de imagen CR, electrones y huecos pasan a estados excitados metaestables conocidos como centros de la imagen latente. Posteriormente, la placa será leída por un láser el cuál estimulará

la desexcitación de electrones desde esos niveles de energía. Sin embargo, la desexcitación también puede ser espontánea y comienza a darse de manera casi inmediata a la adquisición de la imagen. La pérdida de la imagen latente implica un decaimiento exponencial del valor de pixel en la imagen en función del tiempo, lo cual introduce incertidumbres que pueden afectar la función de respuesta del CR, la RSR, etc. Se debe determinar el comportamiento de los receptores de imagen empleados para evaluar el grado de incertidumbre que se tiene en las medidas de valores de pixel de la imagen.

3.2.3 CALIDAD DE LA IMAGEN

El término calidad de la imagen engloba las características de contraste (sección 3.2.3, apartado A), alta resolución espacial (sección 3.2.3, apartado C), bajo ruido, ausencia de artefactos, entre otras, que debe tener una imagen mamográfica. Una mamografía que además de tener todos estos atributos, contiene la información anatómica adecuada para que el médico radiólogo pueda dar un diagnóstico exacto, se considera una imagen de alta calidad.

Algunos parámetros que determinan la calidad de la imagen pueden evaluarse con facilidad en los equipos analógicos mediante el uso de maniqués especialmente diseñados para mamografía, como el acreditado por el *American College of Radiology* (ACR) o los de fabricación europea TOR (MAX) y TOR (MAN). Estos maniqués además de simular la interacción de los rayos X con tejido mamario de tamaño y composición promedio, incluyen desde objetos de prueba que simulan conductos, microcalcificaciones y masas, hasta patrones de barras paralelas para cuantificar resolución espacial y cuñas de aluminio para evaluar contraste. Pese a la utilidad de dichos maniqués en los equipos analógicos, en los equipos digitales, en los que se puede optimizar el proceso de presentación de la imagen, resulta difícil apreciar las diferencias entre la calidad de imagen de sistemas diferentes y la influencia de factores de exposición diversos. Es por ello que se han comenzado a emplear maniqués llamados de contraste-detalle, como el CDMAM de fabricación europea, que permiten evaluar la calidad de la imagen en función del umbral de contraste asociado a objetos de diferente diámetro.

A. Contraste

El contraste se define como la diferencia en tono de gris entre dos regiones A y B adyacentes en la imagen que corresponden a objetos diferentes. El contraste en una imagen médica es resultado de las diferentes etapas que ocurren durante la adquisición, el procesamiento y el despliegue de la imagen, procesos en los que se definen el contraste inherente al objeto y el contraste inherente al receptor de imagen, por ejemplo. En el caso del contraste asociado a imágenes digitales, se define una magnitud más apropiada llamada relación contraste-ruido (RCR):

$$RCR = \frac{VMP_A - VMP_B}{\sqrt{(\sigma_A^2 + \sigma_B^2)/2}} \quad (3.4)$$

en donde VMP_A , VMP_B y σ_A y σ_B son el valor medio de pixel asociado a la región A, el valor medio de pixel asociado a la región B y la desviación estándar asociado a las mismas regiones, respectivamente.

B. Constancia de la calidad de la imagen

Para hablar de constancia de la calidad de la imagen, se debe establecer un valor de referencia para cada objeto de prueba contenido en algún maniquí de calidad de imagen, así como para los parámetros de exposición (combinación blanco/filtro, tensión y mAs). Cambios en la constancia del número de objetos visualizados o en cualquiera de los parámetros de exposición, puede sugerir cambios o deterioro en el sistema de mamografía.

C. Resolución espacial

La resolución espacial se define como la capacidad de un sistema de imagen para representar con exactitud objetos en las dos dimensiones espaciales de la imagen. El concepto clásico de resolución espacial es la capacidad de un sistema de imagen para distinguir dos objetos pequeños y cercanos como independientes. Una descripción más completa y objetiva de la resolución espacial de un sistema la ofrece la función de transferencia de modulación (MTF, ver sección 3.2.3, apartado E). El uso de patrones de resolución (figura 3.6) permite verificar que la resolución espacial no se degrade o se vea afectada por factores adicionales al tamaño de pixel del receptor de imagen. Se pueden obtener imágenes de este tipo de patrones en las que se observarán líneas negras y blancas. Cada par de líneas (pl) representa un ciclo. El patrón de la figura 3.6 tiene grupos con líneas negras y líneas blancas que van de 5 a 20 pares de líneas contenidas en 1 mm de distancia (5-20 pl/mm).

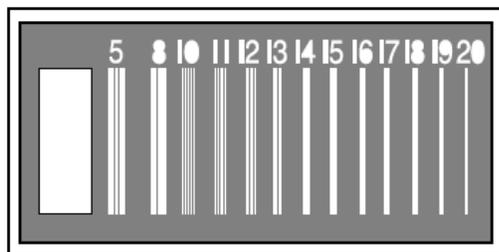


Figura 3.6. Patrón de barras paralelas (5-20 pl/mm) para mamografía.

D. Remanencia de la imagen

Los receptores de imagen digitales, sobre todo si se irradian con altos niveles de exposición, pueden guardar información de adquisiciones previas, lo que se conoce como remanencia de la imagen o imagen fantasma. La posible remanencia en los receptores de imagen de los equipos CR específicamente, exige técnicas de borrado con luz de alta intensidad que se realizan automáticamente una vez adquirida la imagen o que debe realizar el usuario cuando el receptor de imagen no ha sido utilizado por un periodo largo de tiempo (de unas cuantas horas). Se debe cuantificar el grado de remanencia en el receptor para asegurar que la información contenida en cada imagen no se vea alterada por información previa.

E. Función de transferencia de modulación (MTF)

La función de transferencia de modulación de un sistema de imagen describe la pérdida de contraste en la imagen asociada a las diferentes frecuencias espaciales, lo cual ilustra cómo se degrada una señal al atravesar dicho sistema. La modulación se refiere básicamente a una comparación o normalización de las componentes frecuenciales de la señal a la salida del sistema de imagen con respecto a las componentes de la señal a la entrada, las cuales no son iguales debido al efecto que tiene la función de respuesta del sistema de imagen a un estímulo puntual (*point spread function*, PSP). La MTF unidimensional puede determinarse a través de la transformada de Fourier de la función que describe la respuesta de un sistema de imagen a un estímulo lineal (*line spread function*, LSF, figura 3.7), la cual es una representación unidimensional de la PSF bidimensional, según:

$$MTF(f) = |\mathcal{F}(LSF(x))| \quad (3.4)$$

En [Ayala 10] se puede encontrar una descripción detallada y precisa sobre la MTF y el método a seguir para su determinación.

F. Espectro de potencia de ruido (NPS)

Como se mencionó en el apartado B de 3.2.2, la caracterización del ruido a través de la desviación estándar σ del número de fotones absorbidos N , es limitada puesto que no aporta información sobre las características espaciales del ruido. El ruido en una imagen tiene componentes asociados a cada frecuencia espacial y el espectro normalizado de potencia de ruido (*noise power spectrum*, NPS) es el parámetro que describe la varianza del ruido de la imagen (σ^2) en función de la frecuencia espacial f . El $NPS(f)$ se determina a partir de una o varias imágenes producidas con la misma fluencia de fotones (imágenes de campo plano) y sus unidades son mm^2 . En [Ayala 10] se puede encontrar una descripción detallada y precisa sobre el NPS y el método a seguir para su determinación.

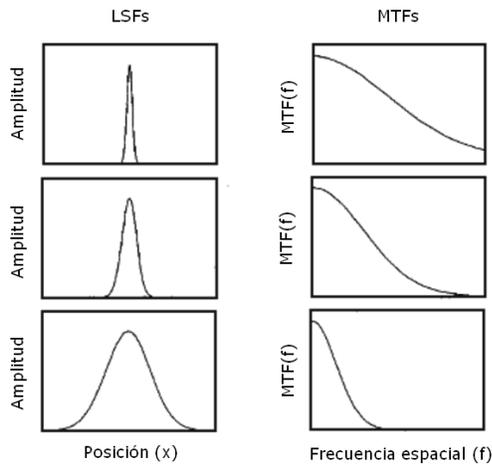


Figura 3.7. En la práctica, la MTF se determina a partir de la LSF. Conforme la LSF se ensancha, el valor de la MTF se degrada para una misma frecuencia espacial, al mismo tiempo que la frecuencia de corte se reduce. Adaptado de [Bushberg 02].

G. Eficiencia cuántica de detección (DQE)

La eficiencia cuántica de detección 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. En términos conceptuales:

$$DQE = \frac{RSR_{out}^2}{RSR_{in}^2} \quad (3.5)$$

siendo RSR_{in} y RSR_{out} la relación señal-ruido incidente y resultante del sistema de imagen. Ya que la MTF describe la capacidad de un sistema de imagen para procesar una señal y el NPS describe la capacidad del sistema para procesar el ruido en la imagen, el numerador de (3.5) se puede ver como:

$$RSR_{out}^2 = \frac{|MTF(f)|^2}{\sigma^2(f)} = \frac{|MTF(f)|^2}{NPS(f)} \quad (3.6)$$

Por lo tanto, (3.5) resulta:

$$DQE(f) = \frac{|MTF(f)|^2}{RSR_{in}^2 NPS(f)} \quad (3.7)$$

En [Ayala 10] se puede encontrar una descripción detallada y precisa sobre la DQE y el método a seguir para su determinación.

3.2.4 DOSIMETRÍA

De los tejidos que componen a la glándula mamaria, el tejido glandular es el que presenta mayor riesgo de inducción de cáncer, por lo que durante el control de calidad es de gran importancia cuantificar la dosis¹⁰ impartida a este tejido. La cantidad que describe mejor la dosis impartida al tejido glandular es la dosis glandular promedio ya que la dosis varía en función de la profundidad desde la superficie de entrada. La dosis glandular promedio se puede calcular a partir de:

$$DGP = D_{gN} X_{ESE} \quad (3.8)$$

donde X_{ESE} es la exposición de entrada en la superficie medida en R y D_{gN} es un factor que convierte exposición de entrada en la superficie a kerma¹¹ en aire en la superficie de entrada y a su vez a dosis glandular promedio, dado en mGy/R. X_{ESE} se mide en la práctica con un maniquí que simula una mama comprimida de 4.5 cm de espesor y composición 50% glandular – 50% adiposa, y con una cámara de ionización, para un kV, mAs y calidad de haz dada. D_{gN} se determina mediante métodos computacionales y experimentales, y depende de la calidad del haz de radiación (combinación blanco/filtro, kV y CHR) y de la composición y espesor de la glándula mamaria (simulada por el maniquí) [Wu 91].

De acuerdo a protocolos tales como [EC 06] y [SEFM 08], la DGP se puede calcular a partir de:

$$DGP = ESAK c g s \quad (3.9)$$

donde $ESAK$ es el kerma en aire en la superficie de entrada, mientras que c , g , 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). Éstos últimos se determinan mediante métodos computacionales y experimentales [Dance 00].

¹⁰ Dosis: valor esperado de la energía impartida a la materia por unidad de masa. Sus unidades son Jkg^{-1} o Gray (Gy).

¹¹ Kerma: valor esperado de la energía transferida a partículas cargadas por radiación indirectamente ionizante por unidad de masa. Sus unidades son Jkg^{-1} o Gy.

3.2.5 PRESENTACIÓN DE LA IMAGEN

Los dispositivos de presentación de la imagen asociados a la mamografía digital son monitores, que se clasifican como de visualización y de interpretación o diagnóstico, e impresoras. La presentación de la imagen es el último eslabón en la cadena de la generación de una imagen para el diagnóstico médico, por lo que el control de calidad en este último proceso incidirá de manera directa en la exactitud del diagnóstico.

A. Luminancia e iluminancia

Algunos conceptos útiles durante el control de calidad de los dispositivos de presentación de la imagen son luminancia e iluminancia. La luminancia se define como la brillantez de una fuente de luz o de la luz reflejada por la superficie de los objetos. Sus unidades son cd/m^2 . La iluminancia se define como la cantidad de energía luminosa incidente sobre un plano. Este plano se define como el plano geométrico del sensor de iluminancia. Sus unidades son los luxes.

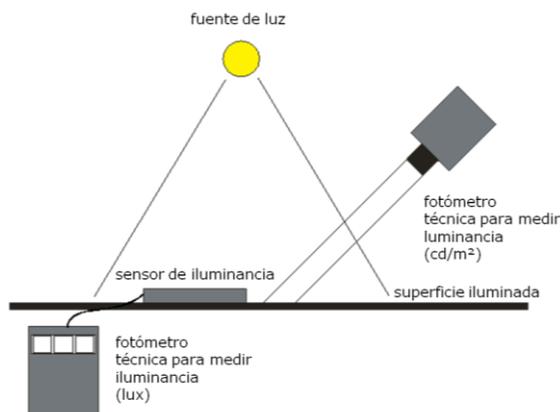


Figura 3.8. Esquema que muestra la técnica para medir luminancia e iluminancia.

B. Monitores

Se clasifican como de visualización y de interpretación. Los primeros, son útiles para que la técnica radióloga realice una evaluación preliminar de la utilidad de la imagen, inmediata a su adquisición. Los segundos, son los monitores en los que el médico radiólogo lleva a cabo la interpretación definitiva de la imagen.

Los monitores de interpretación por estación de trabajo vienen en pares (izquierdo y derecho) ya que durante el diagnóstico, los médicos radiólogos observan simultáneamente las imágenes de la mama izquierda y derecha de la paciente. La principal característica de este tipo

de monitores es su alta resolución, 5 megapíxeles (MP) como mínimo. De acuerdo al tamaño de píxel y dimensiones físicas del receptor de imagen o detector empleado en el sistema mamográfico, la imagen digital contendrá un determinado número de píxeles. Para un receptor de imagen de dimensiones 19 cm x 23 cm y con un tamaño de píxel de 100 μm , el tamaño de la imagen en píxeles será de 1914 x 2294. Para visualizar esta imagen en su resolución original, el número de píxeles del monitor de despliegue debe ser igual a o mayor que el número de píxeles contenidos en la imagen (cerca de 4.4 millones de píxeles o 4.4 MP). De lo contrario, el monitor sólo podrá desplegar parte de la imagen en su resolución original.

Tanto para los monitores de visualización como para los de interpretación, se deben realizar pruebas de control de calidad que evalúen: respuesta en luminancia, niveles extremos de luminancia, homogeneidad de la luminancia, resolución espacial de alto y bajo contraste, distorsión geométrica, artefactos, además de su correcta disposición espacial para minimizar la reflexión especular y el nivel de iluminación ambiental en el que deben utilizarse. Para ello son indispensables patrones o imágenes de ensayo (SMPTE, TG18 QC, o similares, ver figura 3.9) y un fotómetro, que es un medidor de luminancia e iluminación.

C. Impresoras

Las impresoras láser empleadas en mamografía digital deberán tener la capacidad de reproducir la imagen en su resolución original, manteniendo una escala de grises similar a la de las imágenes mamográficas obtenidas con sistemas de película-pantalla. Las pruebas de control de calidad aplicables en este caso evalúan: escala de grises, niveles extremos de densidad óptica, sensitometría, uniformidad de la imagen, resolución espacial de alto y bajo contraste, distorsión geométrica y artefactos. Todo lo anterior se debe evaluar en imágenes impresas en la película de impresión utilizada en el servicio de mamografía.

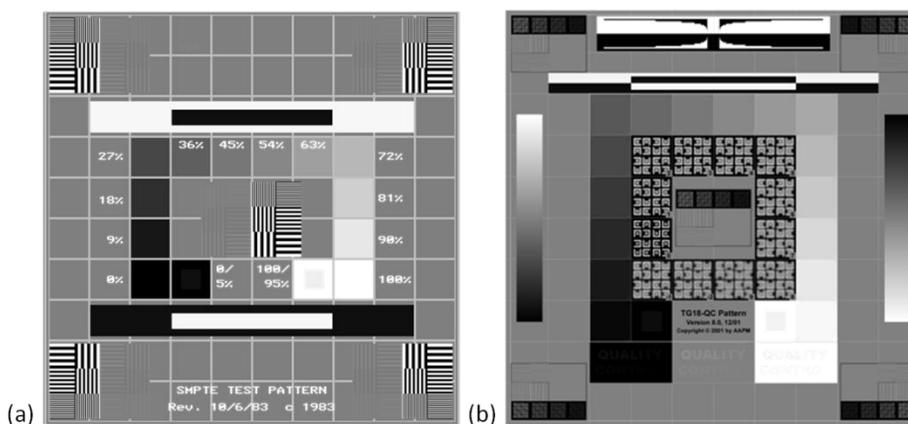


Figura 3.9. Patrones para la evaluación de monitores (a) SMPTE y (b) TG18 QC.

3.3 ESTRUCTURA DEL PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD PARA SISTEMAS DE MAMOGRAFÍA CR

A continuación se presenta la estructura que tiene el Programa de Control de Calidad dedicado a los equipos CR para mamografía y que ha sido esbozado en este trabajo. El programa consiste de 2 secciones, una dedicada a las pruebas que corresponde aplicar a la técnica radióloga y otra dedicada a las pruebas que debe aplicar el físico médico.

El número de pruebas es de 59, de las cuales:

- 6 son exclusivas de la técnica radióloga
- 34 son exclusivas del físico médico
- 19 son comunes

El contenido del Programa:

- Procedimientos de cada una de las pruebas (Apéndice A, CD anexo)
- Frecuencia de aplicación de cada una de las pruebas (Apéndice A, CD anexo)
- Criterios de aceptación o tolerancia (Apéndice A, CD anexo)
- Hojas de registro (Apéndice B, CD anexo)
- Hoja de cálculo automatizada para las pruebas esenciales del físico médico (Apéndice D, archivo .xlsx, CD anexo)

En las tablas 3.1 y 3.2 se presenta el total de pruebas de control de calidad para la técnica radióloga y para el físico médico, respectivamente. Las pruebas están agrupadas en los rubros antes mencionados; general o adquisición de la imagen, receptor de imagen, calidad de la imagen, dosimetría y presentación de la imagen, y se especifican las tolerancias, la jerarquía, la frecuencia de aplicación y las referencias bibliográficas concernientes a cada prueba.

Tabla 3.1. Pruebas de control de calidad asignadas a la técnica radiológica.

PRUEBA	TOLERANCIA	JERARQUÍA	FRECUENCIA	REFERENCIA
GENERAL O ADQUISICIÓN DE LA IMAGEN				
Evaluación visual y mecánica del mastógrafo	Los elementos de la unidad deben encontrarse en buen estado y/o funcionar correctamente	Esencial	Semanal	[ACR 09] [IAEA 06]
Parámetros geométricos				
Distancia foco-receptor de imagen	>60 cm y discrepancia $\leq 2\%$ del valor nominal	Complementaria	Inicial/Cambios	[EC 06] [SEFM 02]
Artefactos del equipo	Los dispositivos que interceptan el haz de rayos X no deben generar artefactos en la imagen	Esencial	Semestral Inicial/Cambios	[SEFM 02]
Factor de magnificación	Según especificaciones del fabricante	Complementaria	Inicial/Cambios	[SEFM 02]
Tiempo de exposición				
Exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición	Exactitud: $\leq \pm 10\%$ si $t \geq 200$ ms; $\leq \pm 15\%$ si $t < 200$ ms Repetibilidad: $\leq 10\%$	Complementaria	Anual Inicial/Cambios	[SEFM 02] [IAEA 06]
Tiempo de exposición para las condiciones clínicas	≤ 2 s (exposición en condiciones clínicas para 4.5 cm de PMMA)	Esencial	Anual Inicial/Cambios	[SEFM 02]
Control automático de exposición (CAE)				
Constancia del funcionamiento global del CAE	Reproducibilidad mAs: $\leq \pm 5\%$; RCR: $\leq \pm 20\%$; RSR: $\leq \pm 20\%$	Esencial	Semanal	[SEFM 08]
Sistema de compresión				
Exactitud del espesor determinado por el compresor	$\leq \pm 5$ mm	Esencial	Semanal Inicial/Cambios	[SEFM 08]
RECEPTOR DE IMAGEN				
Funcionamiento del láser (linealidad espacial)	Uniformidad en la imagen de un borde recto	Esencial	Anual Inicial/Cambios	[SEFM 08]
Constancia en la homogeneidad del receptor	RSR: $\leq \pm 5\%$ mAs $\leq \pm 5\%$	Esencial	Semanal Inicial/Cambios	[SEFM 08]
Artefactos	Imagen sin artefactos	Esencial	Semanal Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
CALIDAD DE LA IMAGEN				
Constancia de la calidad de la imagen	Desviación entre el número de detalles visualizados y el valor de referencia \leq reproducibilidad del valor de referencia	Esencial	Quincenal Inicial/Cambios	[SEFM 08]

Resolución espacial	No inferior al tamaño de pixel del receptor	Complementaria	Inicial/Cambios Anual	[SEFM 08] [SEFM 08]
Distorsión geométrica	Sin distorsión	Esencial	Inicial/Cambios Anual	[EC 06] [SEFM 08]
Remanencia de la imagen	Factor de remanencia <0.3	Esencial	Inicial/Cambios	[EC 06]
PRESENTACIÓN DE LA IMAGEN				
Monitores				
Inspección visual del monitor	Sin distorsión, sin pérdidas de contraste, sin artefactos	Esencial	Semanal	[SEFM 08]
Iluminación ambiental	$L_{\text{ambiental}} < 0.25 L_{\text{min}}$ ó $I_{\text{ambiental}} < 10 \text{ lux}$	Esencial	Semestral Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
Distorsión geométrica	Monitores de diagnóstico: desviaciones entre medidas ortogonales <2% Monitores de visualización: desviaciones entre medidas ortogonales <2%	Esencial	Semestral Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
Uniformidad del brillo o luminancia	$(L_{\text{max}} - L_{\text{min}}) / L_{\text{centro}} < 0.3$	Esencial	Semestral Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
Impresoras				
Inspección visual de la imagen impresa	Sin distorsión, sin artefactos y visualización completa de la escala de grises	Esencial	Semanal	[SEFM 08]
Distorsión geométrica	Desviaciones entre medidas ortogonales <2%	Esencial	Semestral Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
Niveles extremos de densidad óptica	$D_{\text{min}} < 0.25 \text{ DO}$ $D_{\text{max}} > 3.40 \text{ DO}$	Esencial	Semestral Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
Sensitometría	Desviación: $D_{\text{max}} < 0.15$; $DD \leq \pm 0.15$ $D_M \leq \pm 0.15$; $B+V \leq 0.03$	Esencial	Semanal Inicial	[SEFM 08]
Uniformidad de la imagen	$2 (D_{\text{max}} - D_{\text{min}}) / (D_{\text{max}} + D_{\text{min}}) < 0.3$	Esencial	Semestral Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]

Tabla 3.2. Pruebas de control de calidad asignadas al físico médico.

PRUEBA	TOLERANCIA	JERARQUÍA	FRECUENCIA	REFERENCIA
GENERAL O ADQUISICIÓN DE LA IMAGEN				
Radiación de fuga				
Detección y medida de la radiación de fuga	< 1 mGy en 1 h a 1 m del foco, a la máxima carga del tubo, promediando sobre un área no mayor que 100 cm ²	Complementaria	Inicial/Cambios	[SEFM 02] [EC 06] [IAEA 06]
Parámetros geométricos				
Colimación	<p><i>Campos luminoso-Campo de R-X:</i> Suma bordes izq.+der. y ant.+post.: <2% dist. foco-receptor</p> <p><i>Campo de R-X-receptor:</i> Bordes izq. y der.: <±2% dist. foco-receptor Borde ant.: <+2% y <-4% dist. foco-receptor Borde post.: <+2% dist. Foco-receptor <i>Borde post. Del receptor-compresor:</i> <1% dist. foco-receptor</p>	Esencial	Anual Inicial/Cambios	[ACR 99] [IAEA 06] [EC 06]
Artefactos del equipo	Los dispositivos que interceptan el haz de rayos X no deben generar artefactos en la imagen	Esencial	Semestral Inicial/Cambios	[SEFM 02]
Factor de magnificación	Según especificaciones del fabricante	Complementaria	Inicial/Cambios	[SEFM 02]
Tamaño del foco	<0.4 mm	Complementaria	Inicial/Cambios	[Trujillo 02] [EC 06]
Calidad del haz				
Exactitud y reproducibilidad del kV	Exactitud: ≤±5% Reproducibilidad: CV ≤0.02	Esencial	Semestral Inicial/Cambios	[ACR 99] [IAEA 06] [EC 06]
Capa hemirreductora (CHR)	Para Mo/Mo a 28 kV: >0.31 mm Al y <0.40 mm Al	Esencial	Anual Inicial/Cambios	[ACR 99] [IAEA 06] [EC 06]
Tiempo de exposición				
Exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición	Exactitud: ≤±10% si t≥200 ms; ≤±15% si t<200 ms Repetibilidad: ≤10%	Complementaria	Anual Inicial/Cambios	[SEFM 02] [IAEA 06]
Tiempo de exposición para las condiciones clínicas	≤2 s (exposición en condiciones clínicas para 4.5 cm de PMMA)	Esencial	Anual Inicial/Cambios	[SEFM 02]

Rendimiento				
Reproducibilidad	≤ 5%	Esencial	Anual Inicial/Cambios	[SEFM 02] [IAEA 06]
Rendimiento	> 30 μGy/mAs a 1 m del foco (Mo/Mo, 28 kV y sin compresor)	Esencial	Anual Inicial/Cambios	[SEFM 02] [IAEA 06]
Variación del rendimiento con el tiempo de exposición y la corriente	Coef. de linealidad ≤ 0.1	Esencial	Anual Inicial/Cambios	[SEFM 02] [IAEA 06]
Rejilla				
Factor de exposición de rejilla	< 3	Esencial	Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
Artefactos de la rejilla	Las líneas de la rejilla no deben verse en las imágenes	Esencial	Anual Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
Control automático de exposición (CAE)				
Ajuste del CAE	DG ≤ 2.5 mGy para el maniquí estándar Tiempo de exposición para el maniquí estándar ≤ 2 s Maniquí contraste-detalle: espesor umbral objeto de 0.1 mm de diámetro ≤ 1.68 μm	Esencial	Anual Inicial/Cambios	[SEFM 08]
Incrementos de exposición por paso del selector	mAs: 5% - 15%	Esencial	Anual Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
Repetibilidad del CAE	DG: ≤5%; RSR: ≤5%	Esencial	Anual Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
Reproducibilidad entre sensores del CAE	mAs: ≤±10%; RSR: ≤±20%	Complementaria	Anual Inicial/Cambios	[SEFM 08]
Compensación con el espesor	Maniquí estándar (4.5 cm PMMA): Desviación RCR ≤±20% del valor de referencia Otros espesores: < 4.5 cm: RCR/RCR _{4.5 cm} > 1.05 > 4.5 cm: RCR/RCR _{4.5 cm} > 0.80	Esencial	Anual Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
Constancia del funcionamiento global del CAE	mAs: ≤±5%; RCR: ≤±20%; RSR: ≤±20%	Esencial	Semanal	[SEFM 08]
Sistema de compresión				
Fuerza de compresión	Fuerza de compresión se debe encontrar entre 130-200 N. Fuerza máxima ≤ 300 N. Exactitud ≤±20N.	Esencial	Anual Inicial/Cambios	[SEFM 02] [EC 06] [IAEA 06]
Exactitud del espesor determinado por el sistema de compresión	≤±5 mm	Esencial	Semanal Inicial/Cambios	[SEFM 08]

RECEPTOR DE IMAGEN				
Función de respuesta del receptor de imagen	Coef. de determinación (R^2) del ajuste VMP vs Log(KAD) \geq 0.99	Esencial	Anual	[SEFM 08]
Ruido	Coef. b del ajuste $DTP' = a \cdot KAD^b$ aproximadamente igual a 0.5	Esencial	Inicial/Cambios	[EC 06]
Pérdida de imagen en la pared del tórax	Ancho de la región perdida \leq 5 mm	Esencial	Anual	[SEFM 08]
Diferencia de sensibilidad entre placas	RSR: $\leq \pm 10\%$ mAs: $\leq \pm 5\%$	Esencial	Inicial/Cambios	[EC 06]
Funcionamiento del láser (linealidad espacial)	Uniformidad en la imagen de un borde recto	Esencial	Anual	[SEFM 08]
Homogeneidad del receptor de imagen	VMP: $\leq \pm 15\%$; RSR: $\leq \pm 20\%$	Esencial	Inicial/Cambios	[EC 06]
Artefactos	Imagen sin artefactos	Esencial	Semanal	[SEFM 08]
Desvanecimiento de la imagen latente	De acuerdo a las especificaciones del fabricante	Esencial	Inicial/Cambios	[EC 06]

CALIDAD DE LA IMAGEN						
	Diámetro (mm)	Espesor umbral (μm)				
		Deseable	Aceptable			
Umbral de contraste	2	0.038	0.069	Esencial	Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
	1	0.056	0.091			
	0.5	0.103	0.15			
	0.25	0.244	0.352			
	0.1	1.10	1.68			
Constancia de la calidad de la imagen	La desviación entre el número de detalles visualizados y el valor de referencia \leq reproducibilidad del valor de referencia		Esencial	Quincenal	Inicial/Cambios	[SEFM 08]
Resolución espacial	No inferior a la determinada por el tamaño de pixel del receptor		Complementaria	Inicial/Cambios		[SEFM 08]
Distorsión geométrica	Sin distorsión		Esencial	Anual	Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
Remanencia de la imagen	Factor de remanencia < 0.3		Esencial	Anual	Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]

Función de transferencia de modulación (MTF)	Prueba de referencia	Complementaria	Inicial/Cambios	[IEC 07]
Espectro de potencia de ruido (NNPS)	Prueba de referencia	Complementaria	Inicial/Cambios	[IEC 07]
Eficiencia cuántica de detección (DQE)	Prueba de referencia	Complementaria	Inicial/Cambios	[IEC 07]

DOSIMETRÍA

Dosis glandular promedio (DGP)	DGP \leq 3 mGy, para una mama comprimida de 4.5 cm de espesor y composición 50% glandular-50% adiposa	Esencial	Anual Inicial/Cambios	[ACR 99]
--------------------------------	---	----------	--------------------------	----------

PRESENTACIÓN DE LA IMAGEN

Monitores

Inspección visual del monitor	Sin distorsión, sin pérdidas de contraste, sin artefactos	Esencial	Semanal	[SEFM 08]
Iluminación ambiental	$L_{amb} < 0.25 L_{min}$ ó	Esencial	Semestral	[SEFM 08]
	$I_{amb} < 10$ lux		Inicial/Cambios	[EC 06]
Distorsión geométrica	Monitores de diagnóstico: desviaciones entre medidas ortogonales $< 2\%$	Esencial	Semestral	[SEFM 08]
	Monitores de visualización: desviaciones entre medidas ortogonales $< 2\%$		Inicial/Cambios	[EC 06]
Niveles extremos de brillo o luminancia	Monitores de diagnóstico: $L_{max} \geq 170$ cd/m ² ; $L_{max}/L_{min} \geq 250$	Esencial	Semestral	[SEFM 08]
	Monitores de visualización: $L_{max} \geq 100$ cd/m ² ; $L_{max}/L_{min} \geq 100$		Inicial/Cambios	[EC 06]
Curva de brillo o luminancia	Difs. De luminancia máx. entre monitores $\leq 5\%$	Esencial	Semestral	[SEFM 08]
	Monitores de diagnóstico: $dL/L \leq 10\%$		Inicial/Cambios	[EC 06]
Uniformidad del brillo o luminancia	Monitores de visualización: $dL/L \leq 20\%$	Esencial	Semestral	[SEFM 08]
	$(L_{max} - L_{min})/L_{centro} < 0.3$		Inicial/Cambios	[EC 06]
Resolución espacial de alto y bajo contraste	La frecuencia del patrón de barras (pl/mm) igual a la frecuencia de Nyquist del monitor debe ser visible en ambas direcciones y en cualquier zona de la imagen. Diferencias del 5% en brillo deben ser igualmente visibles.	Esencial	Semestral Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
Artefactos	No deben ser visibles artefactos de ningún tipo	Esencial	Semestral Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]

Impresoras

Distorsión geométrica	Desviaciones entre medidas ortogonales $< 2\%$	Esencial	Semestral Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
Niveles extremos de densidad óptica	$D_{min} < 0.25$ DO	Esencial	Semestral	[SEFM 08]
	$D_{max} > 3.40$ DO		Inicial/Cambios	[EC 06]

Escala de grises	$dL/L \leq 10\%$	Esencial	Semestral Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
Uniformidad de la imagen	$2 (D_{\max} - D_{\min}) / (D_{\max} + D_{\min}) < 0.3$	Esencial	Semestral Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
Resolución espacial de alto y bajo contraste	La frecuencia del patrón de barras (pl/mm) igual a la frecuencia de Nyquist de la impresora debe ser visible en ambas direcciones y en cualquier zona de la imagen. Diferencias del 5% en densidad óptica deben ser igualmente visibles.	Esencial	Semestral Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]
Artefactos	No deben ser visibles artefactos de ningún tipo	Esencial	Semestral Inicial/Cambios	[SEFM 08] [EC 06]

CAPÍTULO 4 DESARROLLO EXPERIMENTAL

A continuación se describen las características de los tres sistemas de mamografía CR en los que se ejecutó el Programa de Control de Calidad, así como el objetivo, frecuencia, materiales, procedimiento y criterio de aceptación de cada una de las pruebas aplicadas.

4.1 SISTEMAS DE MAMOGRAFÍA SELECCIONADOS

El Programa fue aplicado en tres servicios de mamografía. Dos se encuentran en la provincia y participan en el Programa de Prevención y Control de Cáncer de Mama, instrumentado por la SSA. El tercero pertenece a una clínica privada de la Ciudad de México. Los servicios que forman parte del programa de detección temprana utilizan la modalidad analógica para realizar estudios locales en pacientes con alguna sintomatología y la modalidad CR sólo en pacientes asintomáticas. El servicio de la clínica privada sólo trabaja la modalidad CR y atiende pacientes con o sin sintomatología alguna. En adelante, a los sistemas del programa de detección temprana se les llamará sistema 1 y 2, y al sistema de la clínica privada se le llamará sistema 3. Las características de los tres sistemas se indican en la tabla 4.1.

Tabla 4.1. Características de los sistemas de mamografía CR

MASTÓGRAFO						
Sistema	Marca	Modelo	Blanco	Filtros	Mancha focal (mm)	Distancia foco – receptor de imagen (cm)
1	Elscint	Glory	Mo	Mo/Rh	0.1, 0.3	60
2	Lorad	M-IV	Mo	Mo/Rh	0.1, 0.3	65
3	IMS Giotto	HT	Mo	Mo/Rh	0.1, 0.3	60
LECTOR CR						
Sistema	Marca	Modelo	Lectura del receptor de imagen	Tamaño de pixel (µm)	Tamaño de la imagen (píxeles)	
1	Carestream	DirectView Classic	De un solo lado	50	3529x4784	
2	Carestream	DirectView Classic	De un solo lado	50	3529x4784	
3	Fujifilm	FCR Profect CS	Dual	50	3540x4740	
PRESENTACIÓN DE LA IMAGEN						
Sistema	Dispositivo	Marca	Modelo	Resolución (MP)	Resolución (µm)	
1	Monitores de LCD	Totoku	MDL2116A	5	N/A	
2	Monitores de LCD	Totoku	MDL2116A	5	N/A	
3	Impresora especializada	Fujifilm	DryPix 4000	N/A	50	

4.2 PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD SELECCIONADAS

Se seleccionaron 30 pruebas que se consideran esenciales para evaluar el desempeño de los mastógrafos y para juzgar la calidad de las imágenes producidas por cada uno de los sistemas. A continuación se enlistan y agrupan las pruebas según el rubro de interés.



Algunas de las pruebas de control de calidad del Programa se deben realizar bajo condiciones y parámetros de exposición específicos, lo que se llama condiciones de referencia. Otras pruebas conviene realizarlas seleccionando los parámetros de exposición utilizados clínicamente para una mama de espesor y composición promedio, propios de cada sistema mamográfico, lo que se llama condiciones clínicas. En la tabla 4.2 se definen las condiciones de referencia y clínicas en las que se realizarán las pruebas de control de calidad.

Tabla 4.2. Condiciones para realizar las pruebas de control de calidad.

Parámetro a seleccionar	Condiciones de referencia	Condiciones clínicas
Tamaño de la mancha focal	Grueso	Grueso
Rejilla	Sí	Sí
Compresor	Dentro del haz y ejerciendo una fuerza de compresión ≥ 80 N	Dentro del haz y ejerciendo una fuerza de compresión ≥ 80 N
Posición del detector del CAE	La más cercana al borde del tórax	La más cercana al borde del tórax
Maniquí estándar	Placas de PMMA de 4.5 cm de espesor y área \geq área del receptor de imagen, que simulan la atenuación de una mama promedio	Placas de PMMA de 4.5 cm de espesor y área \geq área del receptor de imagen, que simulan la atenuación de una mama promedio
Blanco/Filtro	Mo/Mo	La empleada clínicamente para una mama promedio en el modo automático del equipo
kV	28	La empleada clínicamente para una mama promedio en el modo automático del equipo
Punto de referencia	Centrado lateralmente y a 6 cm del borde del tórax	Centrado lateralmente y a 6 cm del borde del tórax
Imagen cruda	Imagen con procesamiento nulo o mínimo, sólo con aplanado de campo	Imagen con procesamiento nulo o mínimo, sólo con aplanado de campo
Región de interés estándar (ROI estándar)	Región de interés de 4 cm ² de área	Región de interés de 4 cm ² de área

En seguida, se detallan el objetivo, la frecuencia, los materiales, el procedimiento y el criterio de aceptación de las pruebas aplicadas. Los pormenores del resto de pruebas del Programa se pueden consultar en el Apéndice A del CD anexo. Las especificaciones de los equipos, materiales y software utilizados se pueden consultar en el Apéndice B del CD anexo.

1. Evaluación visual y mecánica del mastógrafo

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

Frecuencia: Semanal.

Responsable de la prueba: Técnica radióloga.

Material: Hoja de registro.

Procedimiento: Verificar que el mastógrafo es estable mecánicamente, que los indicadores de inclinación, angulación, fuerza de compresión y espesor funcionen, que los dispositivos de bloqueo operen correctamente, que la luz indicadora del campo luminoso funcione, que los dispositivos móviles del mastógrafo tengan fluidez de movimiento, que los compresores se encuentren en buen estado, que el soporte del receptor de imagen esté libre de vibraciones, que el receptor de imagen se deslice suavemente en el portachasis, que las opciones de descompresión manual y desactivación de la autodescompresión estén disponibles, la presencia e integridad de la mampara plomada y en su caso, la existencia de tablas con las técnicas radiológicas para la adquisición de imágenes de mamas de diferente espesor y composición.

Criterio de aceptación: Los elementos del mastógrafo evaluados visual y mecánicamente deben encontrarse en buen estado y/o funcionar correctamente.

2. Fuerza de compresión

Objetivo: Verificar que el mastógrafo puede proveer una compresión suficiente tanto en el modo motorizado como en el modo manual y que al mismo tiempo el equipo impide la aplicación de una compresión excesiva.

Frecuencia: Anual/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico.

Material: Báscula, toallas, hoja de registro.

Procedimiento: Se coloca la báscula sobre el portachasis y por debajo del compresor, envuelta en una toalla para no dañar el mastógrafo. 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.

Criterio de aceptación: La fuerza de compresión aplicada se debe encontrar en el intervalo de 130 a 200 N (aprox. 13 a 20 kg) para el modo motorizado y no deberá ser mayor que 300 N (aprox. 30 kg) en el modo manual. La compresión nominal deberá coincidir en ± 20 N (aprox. 2 kg) con la compresión medida.

3. Distancia foco-receptor de imagen

Objetivo: Verificar que la distancia foco-receptor de imagen es superior a 60 cm y que ésta coincide con el valor nominal.

Frecuencia: Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Técnica radióloga.

Material: Flexómetro, objeto de prueba de dimensiones conocidas (≥ 10 cm), chasis CR para mamografía, hoja de registro.

Procedimiento: Se adquieren 2 imágenes del objeto de prueba, la primera con el objeto sobre el portachasis y la segunda con el objeto a una distancia $d \geq 20$ cm sobre el portachasis. La distancia foco-receptor de imagen se determina mediante la relación:

$$D = \frac{d}{a \left(\frac{1}{p_1} - \frac{1}{p_2} \right)} \quad (4.1)$$

donde d es la distancia entre las posiciones 1 y 2 del objeto de prueba mientras que a , p_1 y p_2 representan el tamaño real del objeto y el medido en la imagen 1 y 2 respectivamente.

Criterio de aceptación: La distancia foco-receptor medida debe ser mayor que 60 cm y no debe diferir del valor nominal en más del 2%.

4. Factor de exposición de rejilla

Objetivo: cuantificar el factor de exposición de rejilla para verificar que el aumento en la dosis impartida a la mama, como consecuencia de la presencia de la rejilla (cuyo objetivo es mejorar la calidad de la imagen), no sea excesivo.

Frecuencia: Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico.

Material: Maniquí estándar, chasis CR para mamografía, hoja de registro.

Procedimiento: Se adquieren 2 imágenes del maniquí estándar, una con la presencia de la rejilla antidispersora y la segunda sin ella. Para la imagen con rejilla, se coloca el maniquí estándar sobre el portachasis y se adquiere la imagen en condiciones clínicas. Se registran los parámetros de adquisición de la imagen (blanco/filtro, kV, mAs). Para la imagen sin rejilla, se coloca el chasis CR sobre el portachasis y sobre el chasis se coloca el maniquí. Utilizando el modo manual del equipo, se selecciona la combinación blanco/filtro y valor del kV empleados en la imagen con rejilla, y un valor del mAs tal que produzca un VMP en la ROI estándar centrada en el punto de referencia, similar al de la imagen con rejilla. El factor de exposición de rejilla se obtiene de acuerdo con la siguiente relación:

$$FR = \frac{mAs_1}{mAs_2} \left(\frac{d_2}{d_1} \right)^2 \quad (4.2)$$

donde mAs_1 es la carga del tubo para la imagen con rejilla, mAs_2 es la carga del tubo para la imagen sin rejilla, d_1 es la distancia foco-receptor de imagen con el chasis en su posición habitual (imagen con rejilla) y d_2 es la distancia foco-receptor de imagen con el chasis sobre el portachasis (imagen sin rejilla).

Criterio de aceptación: El factor de rejilla determinado debe ser menor que 3.

5. Artefactos de la rejilla

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

Frecuencia: Anual/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico.

Material: 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 búsqueda de artefactos generados por un mal funcionamiento de la rejilla antidispersora.

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

6. Colimación

Objetivo: (1) Verificar que los bordes del campo de rayos X coinciden con los del campo de luz. (2) Verificar que la colimación del campo de rayos X permite que éste cubra en su totalidad al receptor de imagen sin que se extienda excesivamente más allá de sus bordes. (3) Verificar que el compresor se encuentra alineado con el borde posterior (tórax) del receptor de imagen.

Frecuencia: Anual/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico.

Material: Película de tinte radiocrómico para mamografía, placa de Al de 18 cm x 24 cm x 3.2 cm, chasis CR para mamografía, moneda, cinta adhesiva y hoja de registro.

Procedimiento: Se coloca la placa de Al sobre el portachasis para evitar que el receptor de imagen se dañe por la prolongada irradiación que se tendrá que realizar. Se alinea el cero de la escala de las tiras de película con los bordes izquierdo, derecho, anterior y posterior del campo luminoso proyectado sobre la placa de Al (figura 4.1). Se pega la moneda por debajo del compresor (en el borde que limita con la pared del tórax) de tal manera que el borde exterior de la moneda sea tangente al borde interior del compresor. Se eleva el compresor 4.2 cm sobre la superficie del portachasis. Se coloca el chasis CR en su posición normal. Se realiza una exposición utilizando el modo manual del equipo, seleccionando una combinación blanco/filtro de Mo/Mo, 28 kV y 250 mAs, parámetros con los que se conseguirá un espectro de rayos X tal que la dosis absorbida en la película inducirá su cambio de color.

Una vez realizada la exposición, la película cambiará de color e indicará los límites del campo de rayos X en los bordes izquierdo, derecho, anterior y posterior. La diferencia entre el límite del campo de rayos X y el cero de la escala de la película indicará la desviación entre campo de rayos X y campo luminoso existente en cada borde. Una vez conocidos los límites del campo de rayos X en cada borde, se determina la desviación entre el campo de rayos X y el receptor de imagen (usando la imagen del chasis CR). Con la imagen de la moneda, se determina la alineación entre el compresor y el receptor de imagen en el borde que limita con el tórax.

Criterio de aceptación: (1) La suma de las desviaciones de los bordes derecho más izquierdo y anterior más posterior no debe exceder el 2% de la distancia foco-receptor de imagen. (2) El campo de rayos X no debe exceder al receptor de imagen por cualquiera de sus lados en más del 2% de la distancia foco-receptor de imagen. El campo de rayos X no debe estar dentro del receptor de imagen en el borde posterior. El campo de rayos X no debe estar dentro del receptor de imagen por más del 2% de la distancia foco-receptor en los lados izquierdo y derecho, o por más del 4% en el lado anterior. (3) El borde del compresor que limita con el tórax no debe estar dentro del receptor de imagen o proyectarse más allá del borde del receptor que limita con el tórax en más del 1% de la distancia foco-receptor.

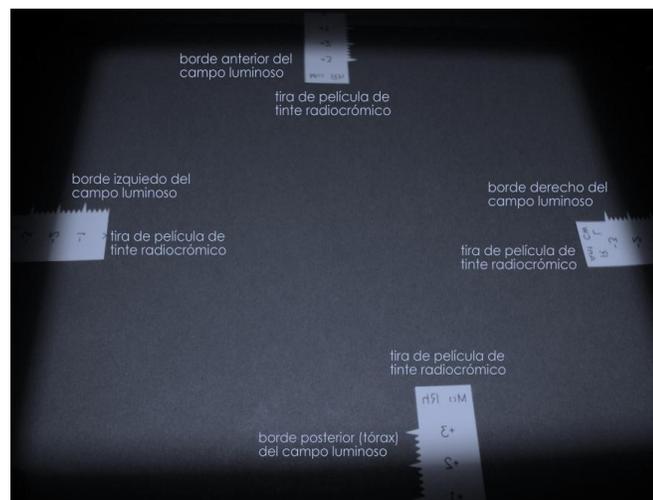


Figura 4.1. Fotografía de la alineación de las tiras de película de tinte radiocrómico con los bordes del campo luminoso durante la prueba de colimación.

7. Capa hemirreductora (CHR)

Objetivo: Verificar que la capa hemirreductora del haz de rayos X sea adecuada, minimizando así la dosis a la mama de la paciente.

Frecuencia: Semestral/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico.

Material: Cámara de ionización con electrómetro asociado, calibrados a la energía del haz de rayos X por estudiar, láminas de aluminio de 0.1 mm, tipo 1145 (99.9% de pureza) de área suficiente para cubrir totalmente la cámara de ionización y con exactitud en su espesor de $\pm 1\%$ y hoja de registro.

Procedimiento: Se coloca el compresor tan cerca como sea posible del tubo de rayos X. Se coloca la cámara de ionización 4.5 cm por encima del receptor de imagen, a 4 cm del borde del tórax y centrada lateralmente (figura 4.2). 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 ninguna lámina de aluminio entre el tubo de rayos X y la cámara de ionización, y se registra el valor de la exposición medida por la cámara de ionización. 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 dado por la cámara de ionización. Sucesivamente se colocan una por una, láminas adicionales 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.

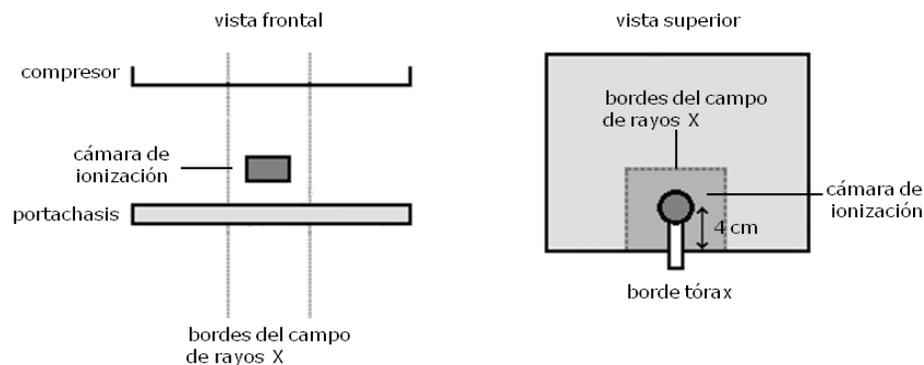


Figura 4.2. Colocación de la cámara de ionización durante la prueba de capa hemirreductora.

La capa hemirreductora se determina mediante la interpolación exponencial:

$$CHR = \frac{t_b \cdot \ln\left(\frac{2E_a}{E_0}\right) - t_a \cdot \ln\left(\frac{2E_b}{E_0}\right)}{\ln\left(\frac{E_a}{E_b}\right)} \quad (4.3)$$

donde E_0 es la lectura de la exposición inicial, sin aluminio, E_a es la lectura que es un poco mayor que $E_0/2$ y t_a el valor del espesor de aluminio correspondiente, E_b es la lectura que es un poco menor que $E_0/2$ y t_b el espesor de aluminio correspondiente. La CHR está dada en las mismas unidades que t_a y t_b , es decir, mm Al.

Criterio de aceptación: En la tabla 4.3 se indican el límite inferior y superior para la CHR para una combinación blanco/filtro y valor de kV dados.

Tabla 4.3. Tolerancias para la CHR.

kV	CHR mínima (mm Al)	CHR máxima Mo/Mo (mm Al)	CHR máxima Mo/Rh (mm Al)	CHR máxima Rh/Rh (mm Al)
26	0.29	0.38	0.45	0.48
27	0.30	0.39	0.46	0.49
28	0.31	0.40	0.47	0.50
29	0.32	0.41	0.48	0.51
30	0.33	0.42	0.49	0.52
31	0.34	0.43	0.50	0.53
32	0.35	0.44	0.51	0.54

8. Repetibilidad del CAE

Objetivo: Verificar la repetibilidad de los parámetros de exposición que el equipo selecciona de manera automática (combinación blanco/filtro, kV y mAs) a través del control automático de exposición (CAE). Verificar la repetibilidad de la relación señal–ruido (RSR) en las imágenes adquiridas ya que ésta es también una medida de la repetibilidad del receptor de imagen.

Frecuencia: Anual/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico.

Material: Maniquí estándar, chasis CR para mamografía, software de tratamiento de imágenes y hoja de registro.

Procedimiento: Se adquieren cinco imágenes del maniquí estándar en condiciones clínicas. Se registran los parámetros de adquisición de la imagen (blanco/filtro, kV, mAs) en cada caso. Se determina la relación señal-ruido (RSR) para cada imagen, según:

$$RSR = \frac{VMP'}{DTP'} \quad (4.4)$$

donde VMP' y DTP' son el valor medio de pixel y la desviación típica promedio linealizados (3.2.2, apartado A y 4.2, apartado 10), medidos en la ROI estándar, centrada en el punto de referencia, utilizando el software de tratamiento de imágenes.

Criterio de aceptación: Los parámetros de exposición seleccionados por el CAE deben ser los mismos para todas las imágenes. La discrepancia entre valores de RSR debe ser menor que el 5%.

9. Compensación con el espesor

Objetivo: Verificar que la calidad de las imágenes, evaluada mediante la relación contraste–ruido (RCR), es estable y se mantiene en un intervalo determinado, independientemente del espesor de la mama.

Frecuencia: Anual/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico.

Material: Placas de PMMA de 2.0, 3.0, 4.0, 4.5, 5.0, 6.0 y 7.0 cm de espesor y 18 cm x 24 cm de área, lámina de Al tipo 1145 de 1 cm x 1 cm x 0.2 mm, chasis CR para mamografía, software de tratamiento de imágenes y hoja de registro.

Procedimiento: Se coloca una placa de PMMA de 1.0 cm de espesor sobre el portachasis, sobre ésta se coloca la lámina de Al (ver figura 4.3) y sobre este arreglo, se coloca una placa de 1.0 cm de PMMA. Se adquiere una imagen en condiciones clínicas y se registran los parámetros de adquisición (blanco/filtro, kV, mAs). Posteriormente se agregan placas de PMMA sobre el arreglo anterior y se adquieren imágenes en condiciones clínicas para espesores de 3.0, 4.0, 4.5, 5.0, 6.0 y 7.0 cm, registrando los parámetros de adquisición en cada caso.

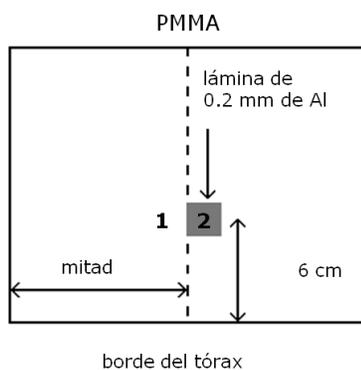


Figura 4.3. Posición de la lámina de Al para medir la RCR.

La RCR para cada imagen se determina según:

$$RCR = \frac{VMP'_2 - VMP'_1}{\sqrt{(DTP'_1)^2 + (DTP'_2)^2}/2} \quad (4.5)$$

donde VMP'_1 , VMP'_2 , DTP'_1 y DTP'_2 son el valor medio de pixel y la desviación típica promedio linealizados (3.2.2, apartado A y 4.2, apartado 10), medidos en la ROI estándar en las posiciones 1 y 2 respectivamente (figura 4.3), utilizando el software de tratamiento de imágenes.

Criterio de aceptación: La discrepancia entre el valor de la RCR de una imagen de 4.5 cm de PMMA y el valor de referencia obtenido en las pruebas iniciales debe ser menor o igual que $\pm 20\%$. La proporción $RCR/RCR_{4.5cm}$ debe ser mayor que 1.05 para espesores de PMMA menores que 4.5 cm y mayor que 0.8 para espesores mayores que 4.5 cm.

10. 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).

Frecuencia: Anual/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico.

Material: Cámara de ionización con electrómetro asociado, calibrados a la energía del haz de rayos X por estudiar, lámina de Al tipo 1100 de 0.2 cm de espesor, chasis CR para mamografía, software de tratamiento de imágenes y hoja de registro.

Procedimiento: El primer paso para obtener la función de respuesta consiste en determinar el KAD. Para ello, se realizan medidas de exposición con la cámara de ionización para tres diferentes valores de mAs, que cubran aproximadamente el intervalo de valores de mAs empleados clínicamente. Las exposiciones se realizan sin la presencia del 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 Al, esto último para simular la atenuación que sufriría el haz por 4.5 cm de PMMA, lo cual simula una mama de espesor equivalente a 5.3 cm y glandularidad del 29% (figura 4.4).

Para convertir los valores de exposición a valores de KAD, cada valor de exposición debe multiplicarse por 0.00873 mGy/mR para luego corregirse por la distancia foco-receptor, según:

$$KAD (mGy) = KA_2(mGy) = X (mR) \cdot 0.00873 \frac{mGy}{mR} \cdot \left(\frac{d_1}{d_2}\right)^2 = KA_1 \left(\frac{d_1}{d_2}\right)^2 \quad (4.6)$$

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, KA_1 es el kerma en aire en la cámara de ionización, KA_2 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. Posteriormente, se grafican los valores de KAD en función del mAs y se realiza el ajuste a estos datos.

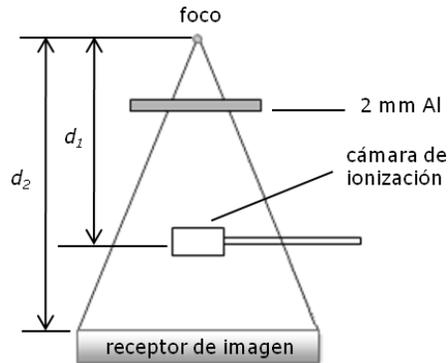


Figura 4.4. Geometría para medir kerma en aire a la entrada del receptor de imagen.

El segundo paso consiste en determinar la función de respuesta. Para ello, se retira la cámara de ionización y la rejilla antidispersora. Cuando no es posible retirar la rejilla, el chasis (que contiene al receptor de imagen) debe colocarse sobre el portachasis en donde se encuentra la rejilla (figura 4.5). En estas condiciones, se adquieren imágenes para seis diferentes valores de mAs, para la misma combinación blanco/filtro de Mo/Mo y tensión de 28 kV.

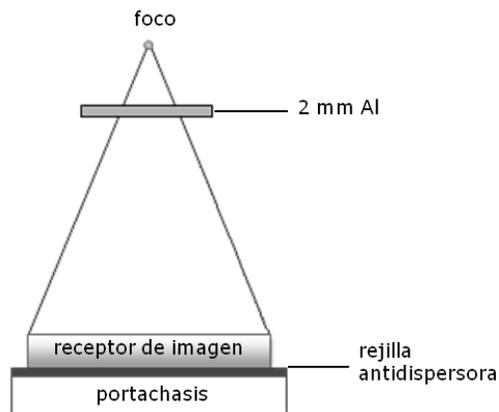


Figura 4.5. Geometría para la adquisición de imágenes para determinar la función de respuesta.

Con base en el ajuste de la relación KAD vs mAs, se determina el valor del KAD para los seis valores de mAs con los que se adquirieron las imágenes. En cada una de éstas, se mide el VMP y la DTP en la ROI estándar, centrada en el punto de referencia, utilizando el software de tratamiento de imágenes. Posteriormente, se grafican los valores de VMP en función del KAD. Dicha relación no obedece una ley lineal y más bien es del tipo:

$$VMP = m \log_{10}(KAD) + b \quad (4.7)$$

Por lo tanto, el VMP y la DTP medidos en las imágenes crudas, se linealizan de acuerdo con:

$$VMP' = 10^{(VMP-b)/m} \quad (4.8)$$

$$DTP' = (VMP + DTP)' - VMP' \quad (4.9)$$

Criterio de aceptación: La función de respuesta del receptor de imagen (relación VMP vs $\log_{10}(KAD)$) debe exhibir un comportamiento lineal, cuyo coeficiente de determinación (R^2) sea mayor que 0.99.

11. Ruido

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

Frecuencia: Anual/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico.

Material: Cámara de ionización con electrómetro asociado, calibrados a la energía del haz de rayos X por estudiar, 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:

$$DTP' = aKAD^b \quad (4.10)$$

Criterio de aceptación: El coeficiente b del ajuste (4.10) deberá ser aproximadamente igual a 0.5. La presencia de otras fuentes de ruido distintas a la del ruido cuántico ocasionará que el coeficiente b sea diferente de 0.5.

12. Diferencia de sensibilidad entre placas

Objetivo: Determinar la diferencia en la respuesta de cada una de las placas de imagen de los diferentes chasis empleados clínicamente mediante la discrepancia entre sus valores de la relación señal-ruido.

Frecuencia: Anual/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico.

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

Procedimiento: Se adquiere una imagen del maniquí estándar en condiciones clínicas con cada uno de los chasis CR disponibles. Se registran los parámetros de adquisición de la imagen (blanco/filtro, kV, mAs) en cada caso. Se determina la relación señal-ruido (RSR) para cada imagen de acuerdo a (4.4).

Criterio de aceptación: La discrepancia entre valores de RSR debe ser menor que o igual a 10%. La discrepancia entre valores de mAs debe ser menor que o igual a 5%.

13. Linealidad espacial

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.

Frecuencia: Anual/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Técnica radióloga/Físico médico.

Material: Malla de contacto para mamografía u objeto metálico de bordes rectos, chasis CR para mamografía, monitores de interpretación de alta resolución/negatoscopio, software de tratamiento de imágenes y hoja de registro.

Procedimiento: Se adquiere una imagen de la malla de contacto u objeto metálico de bordes rectos, utilizando el modo manual del equipo, seleccionando una combinación blanco/filtro de Mo/Mo, una tensión de 28 kV y una carga de 30 mAs. Se visualiza la imagen cruda 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 pixel.

Criterio de aceptación: La imagen de la malla no debe presentar artefactos, variaciones ni puntos con distinto valor de gris.

14. Homogeneidad

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

Frecuencia: Anual/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico.

Material: Maniquí estándar, chasis CR para mamografía, software de tratamiento de imágenes y hoja de registro.

Procedimiento: 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 que barren toda la imagen, menos un margen de 2 cm. Se determina la RSR para cada región de acuerdo a (4.4).

Criterio de aceptación: La desviación máxima del VMP de las regiones individuales con respecto al VMP de la imagen completa debe ser menor o igual que $\pm 15\%$. La desviación máxima de la RSR de las regiones individuales con respecto al valor medio de la RSR debe ser menor o igual que $\pm 20\%$.

15. Artefactos

Objetivo: Identificar la presencia de artefactos que puedan obstaculizar la visualización de elementos de interés diagnóstico.

Frecuencia: Semanal/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Técnica radióloga/Físico médico.

Material: Maniquí estándar, chasis CR para mamografía, monitores de interpretación de alta resolución/negatoscopio, 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) o en formato impreso, en búsqueda de artefactos que puedan obstaculizar la visualización de elementos de interés diagnóstico.

Criterio de aceptación: Las imágenes del maniquí estándar no deben exhibir artefactos.

16. Desvanecimiento de la imagen latente

Objetivo: Determinar las variaciones del valor de pixel debidas a diferentes tiempos de lectura del receptor de imagen.

Frecuencia: Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico.

Material: Maniquí estándar, chasis CR para mamografía, software de tratamiento de imágenes y hoja de registro.

Procedimiento: Se adquieren imágenes del maniquí estándar en condiciones clínicas variando el lapso de tiempo entre la adquisición de la imagen y la lectura del chasis CR cada vez (1, 2, 5, 10,

15 y 30 min). Se registran los parámetros de adquisición de la imagen (blanco/filtro, kV, mAs) en cada caso. Se mide el VMP' en la ROI estándar, centrada en el punto de referencia, utilizando el software de tratamiento de imágenes.

Criterio de aceptación: No existen criterios de aceptación, se deben seguir las especificaciones del fabricante.

17. Constancia de la calidad de imagen

Objetivo: Verificar la constancia de los parámetros de adquisición (combinación blanco/filtro, kV y mAs) empleados por el mastógrafo para la imagen de un maniquí de calidad de imagen. Verificar la constancia del número de objetos visualizados en ésta.

Frecuencia: Quincenal/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Técnica radióloga/Físico médico.

Material: Maniquí de calidad de imagen para mamografía del ACR, chasis CR para mamografía, monitores de interpretación de alta resolución/negatoscopio y hoja de registro.

El maniquí 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_2O_3) y masas tumorales simuladas de diferente diámetro.

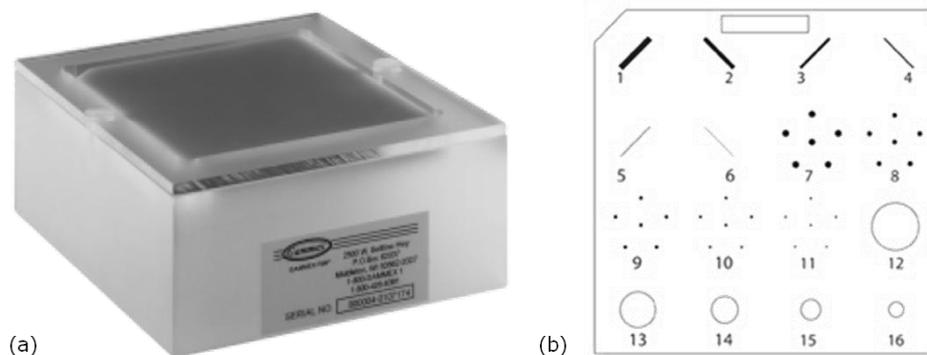


Figura 4.6. (a) Maniquí de calidad de imagen del ACR. (b) Objetos en el interior del maniquí que simulan ductos (1-6), grupos de microcalcificaciones (7-11) y masas (12-16).

Tabla 4.4. Dimensiones de los objetos del maniquí de calidad de imagen del ACR.

Fibras de nylon	Grosor (mm)	Motas de Al ₂ O ₃	Diámetro (mm)	Masas tumorales	Diámetro (mm)
1	1.56	7	0.54	12	2.00
2	1.12	8	0.40	13	1.00
3	0.89	9	0.32	14	0.75
4	0.75	10	0.24	15	0.50
5	0.54	11	0.16	16	0.25
6	0.40				

Procedimiento: Se adquiere una imagen del maniquí 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 [ACR 99]. Las condiciones de visualización de la imagen (iluminación ambiental, ancho y nivel de ventana, etc.) deben ser las mismas en cada evaluación.

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.

18. 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.

Frecuencia: Inicial/Tras cambios. **Responsable de la prueba:** Técnica radióloga/Físico médico.

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

Procedimiento: Se coloca el maniquí estándar sobre el portachasis 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:

$$\text{Resolución espacial (pl/mm)} = \frac{1}{2[\text{distancia de muestreo(mm)}]} \quad (4.11)$$

La distancia de muestreo de los tres equipos CR evaluados es de 0.050 mm, por lo tanto, la resolución espacial mínima que se debe poder apreciar es de 10 pl/mm.

Criterio de aceptación: La resolución espacial no debe ser inferior a la asociada al tamaño de pixel del receptor de imagen (10 pl/mm).

19. Distorsión geométrica

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

Frecuencia: Anual/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Técnica radióloga/Físico médico.

Material: Malla de contacto para mamografía u objeto que contenga líneas para medir distancias, chasis CR para mamografía, monitores de interpretación de alta resolución/negatoscopio 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.

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

20. Remanencia de la imagen en el receptor

Objetivo: Determinar si en el receptor de imagen persiste información de imágenes anteriores que pueda alterar la imagen inmediata.

Frecuencia: Anual/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Técnica radióloga/Físico médico.

Material: Maniquí estándar, lámina de Al tipo 1145 de 0.2 mm de espesor, chasis CR para mamografía, software de tratamiento de imágenes y hoja de registro.

Procedimiento: Se adquieren dos imágenes. La primera, es la imagen del maniquí estándar colocado sobre la mitad del portachasis, en condiciones clínicas (figura 4.7). En la segunda imagen, se coloca el maniquí estándar normalmente sobre el portachasis, y sobre el maniquí se coloca la lámina de 0.2 mm de Al (figura 4.7). Los parámetros de adquisición de ambas imágenes deben ser los mismos. La segunda imagen se adquiere una vez transcurrido un minuto entre la adquisición y la lectura de la primera imagen.

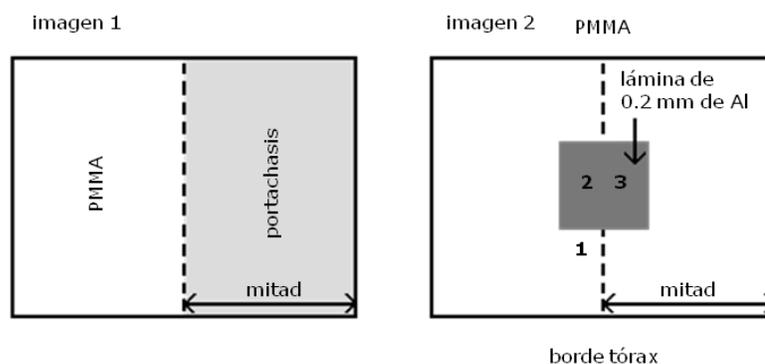


Figura 4.7. Geometría para adquirir las imágenes 1 y 2.

El grado de remanencia de la imagen se estima a partir del factor de remanencia:

$$FR = \frac{VMP'_3 - VMP'_2}{VMP'_1 - VMP'_2} \quad (4.12)$$

donde VMP'_1 , VMP'_2 , VMP'_3 , son el valor medio de pixel linealizado (3.2.2, apartado A y 4.2, apartado 10) medido en la ROI estándar, en las posiciones 1, 2 y 3 respectivamente de la imagen 2 (figura 4.7), utilizando el software de tratamiento de imágenes.

Criterio de aceptación: El factor de remanencia debe ser menor que 0.3.

21. Función de transferencia de modulación (MTF)

Objetivo: Determinar la MTF del receptor imagen.

Frecuencia: Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico.

Material: Lámina de Al tipo 1100 de 10 cm x 10 cm x 0.2 cm, borde de acero tipo 304 pulido a 90° de 12 cm x 6 cm x 0.1 cm, chasis CR para mamografía, software para el cálculo de la MTF [Ayala 10] 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 (figura 4.8). 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 mama de espesor equivalente a 5.3 cm y glandularidad del 29%.

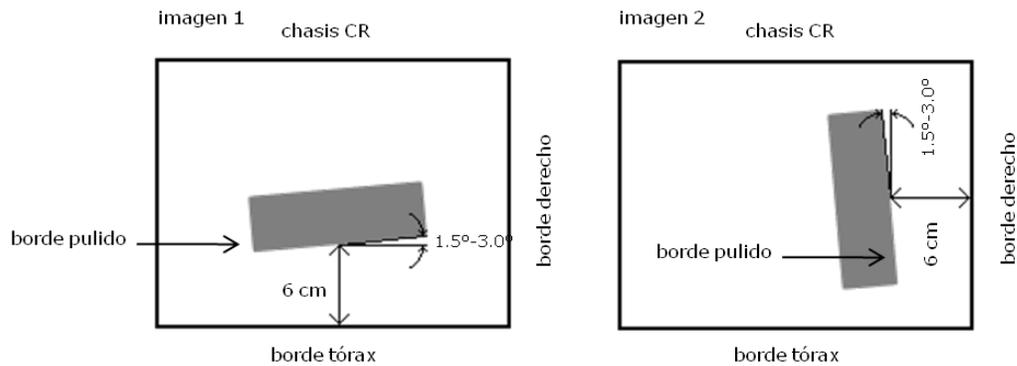


Figura 4.8. Geometría para adquirir las imágenes 1 y 2.

Una vez adquiridas las imágenes, se linealizan (3.2.2, apartado A y 4.2, apartado 10) e introducen en el software para el cálculo de la MTF [Ayala 10].

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

22. Espectro normalizado de potencia de ruido (NNPS)

Objetivo: Determinar el NNPS del receptor de imagen.

Frecuencia: Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico.

Material: 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 [Ayala 10] 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 mama de espesor equivalente a 5.3 cm y glandularidad del 29%.

Una vez adquiridas las imágenes, se linealizan (3.2.2, apartado A y 4.2, apartado 10) e introducen en el software para el cálculo del NNPS [Ayala 10].

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

23. Eficiencia cuántica de detección (DQE)

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

Frecuencia: Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico.

Material: Software para el cálculo de la DQE [Ayala 10].

Procedimiento: Las imágenes de MTF y NNPS linealizadas se introducen en el software para el cálculo de la DQE [Ayala 10].

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

24. Dosis glandular promedio

Objetivo: Determinar el valor de la dosis glandular promedio impartida por proyección a una mama comprimida de 4.2 cm de espesor y de composición 50% glandular–50% adiposa y verificar que esta magnitud, directamente relacionada con el riesgo de inducción de cáncer, se encuentra por debajo del límite recomendado.

Frecuencia: Anual/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico.

Material: Cámara de ionización con electrómetro asociado, calibrados a la energía del haz de rayos X por estudiar, maniquí de calidad de imagen del ACR y hoja de registro.

Procedimiento: Se coloca el maniquí del ACR sobre el portachasis, centrado lateralmente y alineado con el borde del tórax del portachasis. Se coloca la cámara de ionización tangente al maniquí, a 4 cm del borde tórax y con su superficie superior al mismo nivel que la del maniquí (figura 4.9). Utilizando el modo semiautomático del equipo, se selecciona la combinación blanco/filtro y el valor del kV empleados en condiciones clínicas para una mama promedio. Se realizan 4 exposiciones, registrando el valor del mAs empleado por el mastógrafo y el valor de la exposición medida por la cámara de ionización.

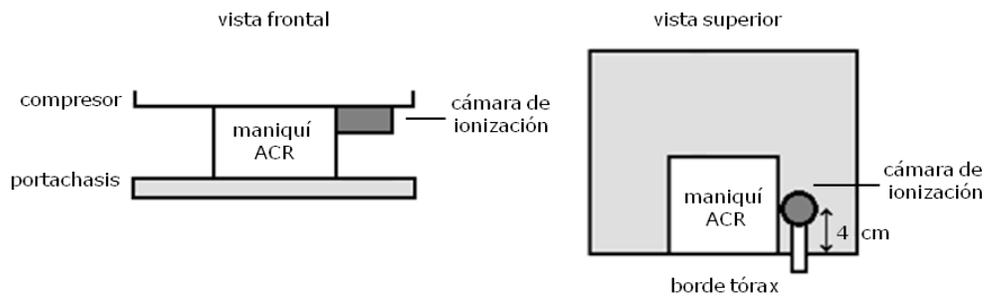


Figura 4.9. Colocación del maniquí del ACR y de la cámara de ionización para determinar la dosis glandular promedio.

La dosis glandular promedio se determina de acuerdo con (3.8):

$$DGP(mGy) = D_{gN} \left(\frac{mGy}{mR} \right) X_{ESE}(mR) \quad (3.8)$$

donde X es el promedio de los valores de exposición de entrada en la superficie, medidos con la cámara de ionización y corregidos por el factor de calibración de la cámara y D_{gN} es el factor de conversión de exposición de entrada en la superficie a dosis glandular promedio, que puede verificarse en [Wu 84] y [ACR 99] para la calidad del haz de radiación estudiada (combinación blanco/filtro, kV y CHR), composición y espesor de la glándula mamaria (simulada por el maniquí).

Criterio de aceptación: La dosis glandular promedio impartida por proyección a una mama comprimida de 4.2 cm de espesor y de composición 50% glandular–50% adiposa, debe ser inferior a 3 mGy.

25. Iluminación ambiental

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

Frecuencia: Semestral/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Técnica radióloga/Físico médico.

Material: 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.

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

26. Inspección visual del monitor/de la imagen impresa

Objetivo: Verificar brevemente el estado del dispositivo de presentación de la imagen mediante patrones (imágenes de prueba).

Frecuencia: Semanal.

Responsable de la prueba: Técnica radióloga.

Material: Patrón SMPTE o TG18-QC, dispositivo de presentación de la imagen (monitores de interpretación y visualización o negatoscopio) y hoja de registro.

Procedimiento: Se despliega el patrón en el monitor o se imprime, según sea el caso. Se examina la imagen cuidadosamente para identificar las siguientes características:

- (1) Que el contraste 0% - 5% sea visible (área 1 de los patrones SMPTE y TG18-QC). Que el contraste 95% - 100% sea visible (área 14 del patrón SMPTE y área 18 del patrón TG18-QC). Que pueda distinguirse cada paso o nivel de gris desde 0% hasta 100% de los cuadros adyacentes (áreas 2 a la 13 en la figura del patrón SMPTE y áreas 1 a la 18 del patrón TG18-QC).

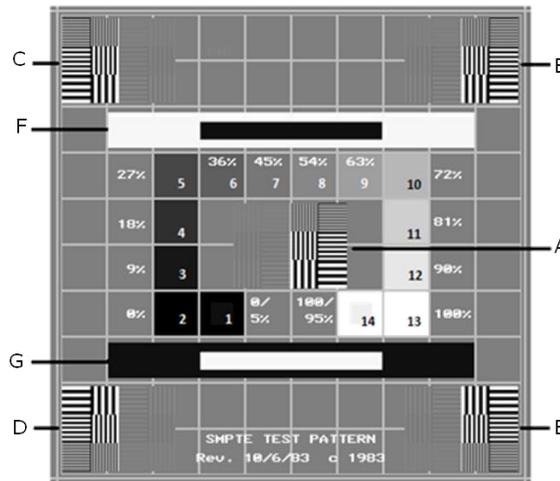


Figura 4.10. Patrón SMPTE.

- (2) Que los caracteres alfanuméricos que aparecen en el patrón sean nítidos.

- (3) Que las imágenes de pares de líneas de alto y bajo contraste al centro y en las esquinas del patrón sean distinguibles (áreas A a la E de los patrones SMPTE y TG18-QC).

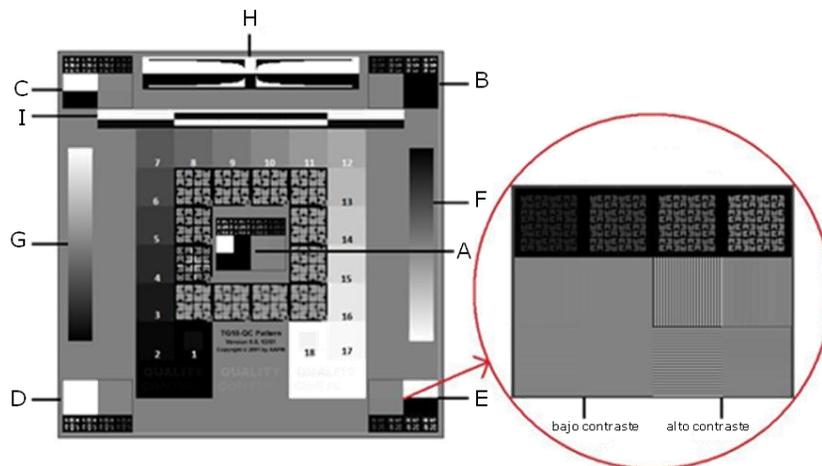


Figura 4.11. Patrón TG18-QC.

- (4) Que no exista distorsión geométrica observando que las líneas verticales y horizontales de la rejilla en la región central, así como los bordes, se vean completamente rectos y que la imagen se presenta centrada en la pantalla. Se analizan las dos barras verticales con valores de pixel continuos para evaluar artefactos (áreas A y B del patrón TG18-QC). Se observan las barras en blanco y negro para identificar artefactos en la señal de video (áreas F y G del patrón SMPTE y área I del patrón TG18-QC).

Criterio de aceptación: Se deben cumplir los puntos 1-4 mencionados en el procedimiento.

27. Niveles extremos (de brillo/de densidad óptica)

Objetivo: Determinar la luminancia mínima y máxima del monitor/Determinar la densidad óptica mínima y máxima de la imagen impresa.

Frecuencia: Semestral/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico/Técnica radióloga.

Material: Fotómetro (medidor de luminancia e iluminancia), patrón SMPTE o TG18-QC, dispositivo de presentación de la imagen (monitores de interpretación o imagen impresa) y hoja de registro.

Procedimiento: Se despliega el patrón en el monitor o se imprime, según sea el caso. Para el caso de los monitores, se miden con el fotómetro en su modalidad para medir luminancia, la luminancia mínima y máxima del monitor (áreas 2 y 13 del patrón SMPTE y áreas 2 y 17 del patrón TG18-QC). Para el caso de la imagen impresa, se miden con el densitómetro la densidad óptica mínima y máxima de la imagen impresa (áreas 2 y 13 del patrón SMPTE y áreas 2 y 17 del patrón TG18-QC).

Criterio de aceptación: Para monitores de interpretación, la luminancia máxima (L_{max}) debe ser menor o igual que 170 cd/m^2 , mientras que el cociente L_{max}/L_{min} debe ser mayor o igual que 250. Para monitores de visualización, la luminancia máxima (L_{max}) debe ser menor o igual que 100 cd/m^2 , mientras que el cociente L_{max}/L_{min} debe ser mayor o igual que 100. Para la imagen impresa, la densidad óptica mínima (D_{min}) debe ser menor que 0.25, mientras que la densidad óptica máxima (D_{max}) debe ser mayor que 3.4.

28. Curva de brillo/Escala de grises

Objetivo: Determinar la curva de luminancia del monitor/Determinar la curva de densidades de la impresora.

Frecuencia: Semestral/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico.

Material: Fotómetro (medidor de luminancia e iluminancia), densitómetro, patrón SMPTE o TG18-QC, dispositivo de presentación de la imagen (monitores de interpretación y visualización o imagen impresa) y hoja de registro.

Procedimiento: Se despliega el patrón en el monitor o se imprime, según sea el caso. Para el caso de los monitores, se miden con el fotómetro en su modalidad para medir luminancia, las luminancias desde el negro hasta el blanco (áreas 2 a la 13 del patrón SMPTE y áreas 2 a la 17 del patrón TG18-QC). Para el caso de la imagen impresa, se miden con el densitómetro las densidades ópticas desde el negro hasta el blanco (áreas 2 a la 13 del patrón SMPTE y áreas 2 a la 17 del patrón TG18-QC). Los datos obtenidos se introducen en la hoja de cálculo descargable del sitio [EUREF].

Criterio de aceptación:

Monitores. La curva de luminancia del monitor debe ajustarse a la curva DICOM (*Grayscale Standard Display Function, GSDF*). Las diferencias entre las luminancias medidas y el ajuste teórico deben ser inferiores al 10% y 20% para monitores de interpretación y visualización respectivamente.

Impresora. La curva de densidades de la impresora debe ajustarse a la curva DICOM (*Grayscale Standard Display Function, GSDF*). Las diferencias entre las densidades medidas y el ajuste teórico deben ser inferiores al 10%.

29. Sensitometría

Objetivo: Determinar los parámetros sensitométricos de referencia.

Frecuencia: Semanal/Inicial.

Responsable de la prueba: Técnica radióloga.

Material: Densitómetro, escala de grises (cuña escalonada) y hoja de registro.

Procedimiento: Se miden la densidad óptica del escalón más oscuro (D_{max}), la diferencia de densidad óptica entre los escalones con densidad más cercana a 2.2 y mayor que 0.45 (DD), la densidad óptica media (D_M) en el escalón con densidad más cercana y mayor que 1.2, y la base+velo (B+V) en el escalón más claro.

Criterio de aceptación: Las desviaciones de los parámetros medidos con respecto a los parámetros de referencia deben ser: D_{max} menor o igual que 0.15, DD menor o igual que ± 0.15 , D_M menor o igual que ± 0.15 y B+V menor o igual que 0.03.

30. Uniformidad del brillo/de la imagen impresa

Objetivo: Determinar la variación del brillo en función de la posición/Determinar la variación de la densidad óptica en función de la posición.

Frecuencia: Semestral/Inicial/Tras cambios.

Responsable de la prueba: Físico médico/Técnica radióloga.

Material: Fotómetro (medidor de luminancia e iluminancia), densitómetro, patrón SMPTE o TG18-QC, dispositivo de presentación de la imagen (monitores de interpretación y visualización o imagen impresa) y hoja de registro.

Procedimiento: Se despliega el patrón en el monitor o se imprime, según sea el caso. Para el caso de los monitores, se mide con el fotómetro en su modalidad para medir luminancia, la luminancia central y en los cuatro cuadrantes. Para el caso de la imagen impresa, se mide con el densitómetro, la densidad óptica central y en los cuatro cuadrantes.

Criterio de aceptación:

Monitores. La relación $(L_{max} - L_{min})/L_{centro}$ debe ser menor o igual que 0.3.

Impresora. La relación $(D_{max} - D_{min})/((D_{max} + D_{min})/2)$ debe ser menor o igual que 0.1.

CAPÍTULO 5 RESULTADOS

Se presentan los resultados obtenidos de los tres sistemas de mamografía en cada una de las pruebas de control de calidad aplicadas, indicando si el sistema cumple o no con el criterio de aceptación. Cabe mencionar que a pesar de que los sistemas 1, 2 y 3 poseen cuatro receptores de imagen (cuatro chasis diferentes debido a que el número de imágenes adquiridas en un estudio de rutina es de cuatro) sólo se trabajó con un chasis en cada caso ya que previamente se comprobó que la sensibilidad entre los receptores de imagen fuera similar.

5.1 EVALUACIÓN VISUAL Y MECÁNICA DEL MASTÓGRAFO

Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 5.1.

Tabla 5.1. Verificación visual y mecánica del mastógrafo.

PRUEBA	ESTADO DE LA PRUEBA		
	Sistema 1	Sistema 2	Sistema 3
Estabilidad mecánica de la unidad	Aceptable	Aceptable	Aceptable
Indicador de inclinación	Aceptable	Aceptable	Aceptable
Dispositivos de bloqueo	Aceptable	Aceptable	Aceptable
Campo luminoso	Aceptable	Aceptable	Aceptable
Fluidez del movimiento	Aceptable	Aceptable	Aceptable
Estado de los compresores	No aceptable	Aceptable	Aceptable
Soporte del receptor de imagen libre de vibraciones	Aceptable	Aceptable	Aceptable
Deslizamiento suave del receptor de imagen en el bucky	No aceptable	Aceptable	Aceptable
Desactivación de autodescompresión	Aceptable	Aceptable	Aceptable
Descompresión manual	Aceptable	Aceptable	Aceptable
Mampara plomada	Aceptable	Aceptable	Aceptable
Interruptores e indicadores del panel de mandos	Aceptable	Aceptable	Aceptable
Visualización	Aceptable	Aceptable	Aceptable
Tablas técnicas	No aplica	No aplica	No aplica

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

Estado de la prueba: Los sistemas 2 y 3 cumplen satisfactoriamente. El sistema 1 no cumple.

Comentarios: Sistema 1. Todos los elementos evaluados cumplen excepto el compresor y el deslizamiento del receptor de imagen en el bucky o portachasis. El compresor presenta fracturas en ambas esquinas correspondientes al borde anterior. Además, durante la compresión se

observa una basculación indebida que tiene su origen desde la pieza de soporte de la placa de compresión. Estos defectos perjudican la calidad de la mamografía ya que impiden una compresión homogénea de la mama.

5.2 FUERZA DE COMPRESIÓN

Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 5.2.

Tabla 5.2. Fuerza de compresión.

Sistema	Modo de compresión	Compresión nominal (kg)	Compresión medida (kg) \pm 0.5	Diferencia (kg) \pm 0.5
1	Motorizado	18.0	19.0	1.0
	Manual	18.0	18.0	0.0
2	Motorizado	16.0	15.0	1.0
	Manual	27.0	29.0	2.0
3	Motorizado	No aplica*	22.0	No aplica*
	Manual	No aplica**	No aplica**	No aplica**

* El sistema 3 no cuenta con indicador de fuerza de compresión.
 ** En el sistema 3 no se puede modular la fuerza de compresión de modo manual.

Criterio de aceptación: La fuerza de compresión aplicada se debe encontrar en el intervalo de 130 a 200 N (13.3 a 20.4 kg) para el modo motorizado y no deberá ser mayor que 300 N (30.6 kg) en el modo manual. La compresión nominal deberá coincidir en \pm 20 N (2.04 kg) con la compresión medida.

Estado de la prueba: Los tres sistemas cumplen satisfactoriamente.

5.3 DISTANCIA FOCO-RECEPTOR DE IMAGEN

Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 5.3.

Tabla 5.3. Distancia foco-receptor de imagen (DFI).

Sistema	DFR nominal (cm)	DFI medida (cm)	Diferencia porcentual
1	60.0	62.0 \pm 0.4	3.3%
2	65.0	64.5 \pm 0.1	0.8%
3	60.0	62.4 \pm 0.3	4.0%

Criterio de aceptación: La distancia foco–receptor medida debe ser mayor que 60 cm y no debe diferir del valor nominal en más del 2%.

Estado de la prueba: El sistema 2 cumple satisfactoriamente. Los sistemas 1 y 3 cumplen parcialmente.

Comentarios: Sistemas 1 y 3. Ambos sistemas cumplen con tener una DFI superior a 60 cm. La discrepancia entre los valores nominal y medido de la DFI es superior al 2% de la DFI. Aunque esta diferencia es superior a lo tolerado, el valor medido sólo se considera como referencia para evaluaciones posteriores ya que la distancia fuente-receptor de imagen es un parámetro no variable dentro del equipo.

5.4 FACTOR DE EXPOSICIÓN DE REJILLA

Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 5.4.

Tabla 5.4. Factor de exposición de rejilla (FR).

	Sistema 1	Sistema 2	Sistema 3
Factor de rejilla	2.5 ± 0.4%	2.7 ± 0.4%	1.8 ± 0.6%

Criterio de aceptación: El factor de rejilla determinado debe ser menor que 3.

Estado de la prueba: Los tres sistemas cumplen satisfactoriamente.

5.5 ARTEFACTOS DE LA REJILLA

Las imágenes para evaluar los artefactos de la rejilla de los sistemas 1 y 2 se analizaron en monitores de interpretación del INCan, utilizando un zoom de 132%, un ancho y nivel de ventana de 195 y 2049 respectivamente, y la herramienta lupa de los monitores. Para el sistema 3, la imagen se analizó en un negatoscopio para mamografía, utilizando un comparador con magnificación de 25X. En todos los casos, en la imagen del objeto atenuador uniforme no se observaron las líneas de la rejilla antidispersora ni artefactos causados por un mal funcionamiento de ésta.

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

Estado de la prueba: Los tres sistemas cumplen satisfactoriamente.

5.6 COLIMACIÓN

Los resultados de la prueba se presentan en las tablas 5.5, 5.6 y 5.7.

Tabla 5.5. Coincidencia del campo de rayos X con el campo de luz.

	Sistema 1	Sistema 2	Sistema 3
Suma de las desviaciones bordes izquierdo y derecho (% de la DFI)	1.7%	0.5%	1.33%
Suma de las desviaciones bordes anterior y posterior (% de la DFI)	3.0%	0.8%	No se pudo evaluar*

* El tamaño de la película utilizada no fue suficiente para medir las desviaciones.

Criterio de aceptación: La suma de las desviaciones de los bordes derecho más izquierdo y anterior más posterior no debe exceder el 2% de la DFI.

Estado de la prueba: El sistema 2 cumple satisfactoriamente. Los sistemas 1 y 3 cumplen parcialmente.

Comentarios: Sistemas 1. El resultado es satisfactorio para el caso de la suma de los bordes izquierdo y derecho. Para el caso de la suma de los bordes anterior y posterior (tórax), se supera el límite del 2% de la DFI. Sistema 3. El resultado es satisfactorio para el caso de la suma de los bordes izquierdo y derecho. No se pudo evaluar la desviación debida a la suma de los bordes anterior y posterior (tórax) ya que el tamaño de la película utilizada no fue suficiente.

Tabla 5.6. Coincidencia del campo de rayos X con el receptor de imagen.

	Sistema 1	Sistema 2	Sistema 3
Desviación borde izquierdo (% de la DFI)	+ 0.8%	+ 0.2%	+ 1.17%
Desviación borde derecho (% de la DFI)	+ 0.7%	+ 0.6%	+ 1.00%
Desviación borde anterior (% de la DFI)	-2.0%	+ 1.2%	No se pudo evaluar*
Desviación borde tórax (% de la DFI)	+ 0.5%	+ 0.2%	+ 1.83%

(+) Implica que el campo de rayos X se encuentra fuera del receptor de imagen.

(-) Implica que el campo de rayos X se encuentra dentro del receptor de imagen.

* El tamaño de la película utilizada no fue suficiente para medir la desviación.

Criterio de aceptación: El campo de rayos X no debe exceder al receptor de imagen por cualquiera de sus lados en más del 2% de la distancia foco-receptor de imagen. El campo de rayos X no debe estar dentro del receptor de imagen en el borde del tórax. El campo de rayos X no debe estar dentro del receptor de imagen por más del -2% de la distancia foco-receptor en los lados izquierdo y derecho, o por más del -4% en el lado anterior.

Estado de la prueba: Los sistemas 1 y 2 cumplen satisfactoriamente. El sistema 3 cumple parcialmente.

Comentarios: Sistema 3. El resultado es satisfactorio para todos los bordes excepto el anterior, borde en el que no se pudo evaluar la coincidencia del campo de rayos X con el receptor de imagen ya que el tamaño de la película utilizada no fue suficiente.

Tabla 5.7. Alineación de los bordes que limitan con el tórax del compresor y el receptor de imagen.

	Sistema 1	Sistema 2	Sistema 3
Desviación (% de la DFI)	0.5%	0.0%	4.8%

Criterio de aceptación: El borde que limita con el tórax del compresor no debe estar dentro del receptor de imagen o proyectarse más allá del borde que limita con el tórax del receptor en más del 1% de la DFI.

Estado de la prueba: Los sistemas 1 y 2 cumplen satisfactoriamente. El sistema 3 no cumple.

Comentarios: Sistema 3. El compresor se extiende más allá del borde que limita con el tórax del receptor de imagen de manera excesiva. La alineación entre el compresor y el receptor de imagen en este borde es indispensable para colocar y comprimir adecuadamente la mama. Cuando el compresor se extiende más allá de este borde, el compresor mismo empujará el tórax de la paciente hacia afuera del receptor de imagen y por lo tanto parte del tejido mamario no se podrá visualizar.

5.7 CAPA HEMIRREDUCTORA (CHR)

Se midió la capa hemirreductora (CHR) para la calidad de haz asociada a las imágenes adquiridas por cada sistema en la prueba 5.17, *Constancia de la calidad de la imagen*. Adicionalmente se midió la CHR para una calidad de haz de Mo/Mo a 28 kV en los tres sistemas. Los resultados se muestran en la tabla 5.8.

Tabla 5.8. Capa hemirreductora (CHR).

	Sistema 1	Sistema 2	Sistema 3
CHR en mm Al (Mo/Mo, 24 kV)	0.32 ± 0.01*	No aplica†	No aplica†
CHR en mm Al (Mo/Mo, 25 kV)	No aplica†	0.34 ± 0.01*	No aplica†
CHR en mm Al (Mo/Mo, 27 kV)	0.37 ± 0.01**	No aplica†	0.37 ± 0.03*
CHR en mm Al (Mo/Mo, 28 kV)	0.39 ± 0.01	0.37 ± 0.01	0.39 ± 0.03

* Calidad de haz empleada por el mastógrafo al usar el modo automático de exposición 1 en la prueba 5.17.
 ** Calidad de haz empleada por el mastógrafo al usar el modo automático de exposición 2 en la prueba 5.17.
 † El (los) modo(s) automático(s) del mastógrafo no utiliza(n) esa calidad de haz en la prueba 5.17.

Criterio de aceptación: En la tabla 5.9 se muestran los límites inferior y superior para la CHR en función del kV, para una combinación blanco/filtro de Mo/Mo.

Tabla 5.9. Tolerancias para la CHR.

kV	CHR mínima (mm Al)	CHR máxima Mo/Mo (mm Al)
24	0.27	0.36
25	0.28	0.37
27	0.30	0.39
28	0.31	0.40

Estado de la prueba: Los tres sistemas cumplen satisfactoriamente.

5.8 REPETIBILIDAD DEL CAE

Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 5.10.

Criterio de aceptación: Los parámetros de exposición seleccionados por el CAE deben ser los mismos para todas las imágenes. La discrepancia entre valores de RSR debe ser menor que el 5%.

Estado de la prueba: Los tres sistemas cumplen satisfactoriamente.

Tabla 5.10. Repetibilidad del CAE.

Sistema	Imagen	Blanco/Filtro	kV	mAs	RSR	Discrepancia en RSR
1	1	Mo/Mo	27	85	40.9	1.6%
	2	Mo/Mo	27	85	40.6	
	3	Mo/Mo	27	84	41.0	
	4	Mo/Mo	27	85	40.6	
	5	Mo/Mo	27	85	40.3	
2	1	Mo/Mo	25	180	43.5	1.3%
	2	Mo/Mo	25	182	44.0	
	3	Mo/Mo	25	181	43.9	
	4	Mo/Mo	25	181	43.8	
	5	Mo/Mo	25	181	44.0	
3	1	Mo/Mo	28	92	42.7	3.9%
	2	Mo/Mo	28	93	43.1	
	3	Mo/Mo	28	93	44.1	
	4	Mo/Mo	28	93	44.4	
	5	Mo/Mo	28	93	43.5	

5.9 COMPENSACIÓN CON EL ESPESOR

Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 5.11.

Tabla 5.11. Compensación con el espesor.

Sistema	Espesor de PMMA (cm)	Blanco/Filtro	kV	mAs	RCR	RCR/RCR _{4.5cm}	RCR/RCR _{5.0cm}
1	20	Mo/Mo	27	28	-6.96	1.14	1.21
	30	Mo/Mo	27	39	-6.45	1.06	1.12
	40	Mo/Mo	27	61	-6.28	1.03	1.09
	45	Mo/Mo	28	88	-6.10	1.00	1.06
	50	Mo/Mo	29	85	-5.77	0.95	1
	60	Mo/Rh	31	100	-5.18	0.85	0.90
	70	Mo/Rh	34	117	-3.88	0.64	0.67
2	20	Mo/Mo	27	28	-11.69	1.12	1.30
	30	Mo/Mo	27	39	-11.02	1.06	1.22
	40	Mo/Mo	27	61	-10.36	1.00	1.15
	45	Mo/Mo	28	88	-10.41	1.00	1.16
	50	Mo/Mo	29	85	-9.00	0.87	1
	60	Mo/Rh	31	100	-7.20	0.69	0.8
	70	Mo/Rh	34	117	-6.02	0.58	0.67
3	20	Mo/Mo	26	10	-9.33	1.00	1.09
	30	Mo/Mo	27	33	-9.94	1.06	1.16
	40	Mo/Mo	28	67	-9.27	1.00	1.08
	45	Mo/Mo	28	103	-9.37	1.00	1.09
	50	Mo/Mo	29	115	-8.57	0.91	1
	60	Mo/Mo	29	241	-8.10	0.86	0.95
	70	Mo/Mo	32	232	-6.65	0.71	0.78

Criterio de aceptación: La discrepancia entre el valor de la RCR de una imagen de 4.5 cm de PMMA y el valor de referencia obtenido en las pruebas iniciales debe ser menor o igual que $\pm 20\%$. La proporción $RCR/RCR_{4.5cm}$ debe ser mayor que 1.05 para espesores de PMMA menores que 4.5 cm y mayor que 0.8 para espesores mayores que 4.5 cm.

Estado de la prueba: Los tres sistemas cumplen parcialmente.

Comentarios: Sistema 1. Los espesores de maniquí que no superan el criterio de aceptación son 4.0 y 7.0 cm. Sistema 2. Los espesores de maniquí que no superan el criterio de aceptación son 4.0, 6.0 y 7.0 cm. Sistema 3. Los espesores de maniquí que no superan el criterio de aceptación son 2.0, 4.0 y 7.0 cm. En todos los casos, la RCR asociada a espesores menores que 4.5 cm debería ser al menos 5% mayor que la $RCR_{4.5cm}$, mientras la RCR asociada a espesores mayores que 4.5 cm debería ser a lo más 20% menor que la $RCR_{4.5cm}$. Lo anterior indica que el mecanismo de compensación por espesor de mama de todos los mastógrafos falla para espesores grandes y para un espesor de 4.0 cm. Es posible que la RCR de referencia ($RCR_{4.5cm}$) no sea la ideal debido a que 4.5 cm puede ser un valor crítico para la selección de parámetros del sistema. Si se toma

como RCR de referencia a $RCR_{5.0cm}$, los tres sistemas satisfarán el criterio de aceptación excepto para el espesor de 7.0 cm, como se muestra en la última columna de la tabla 5.11.

5.10 FUNCIÓN DE RESPUESTA

Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 5.12 y en las figuras 5.1, 5.2 y 5.3.

Tabla 5.12. Función de respuesta.

Sistema	Pendiente m	Ordenada y	Función de respuesta	Coefficiente de determinación R^2
1	997 ± 5	110 ± 10	$VMP = 997.3 \cdot \text{Log}_{10}(KAD) + 113.5$	0.999
2	-1050 ± 40	3480 ± 90	$VMP = -1046.9 \cdot \text{Log}_{10}(KAD) + 3481.0$	0.994
3	511 ± 6	-480 ± 10	$VMP = 511.1 \cdot \text{Log}_{10}(KAD) - 482.4$	0.999

Criterio de aceptación: La función de respuesta del receptor de imagen (relación VMP vs $\text{Log}_{10}(KAD)$) debe exhibir un comportamiento lineal, cuyo coeficiente de determinación (R^2) sea mayor que 0.99.

Estado de la prueba: Los tres sistemas cumplen satisfactoriamente.

Comentarios: La pendiente de la función de respuesta del receptor de imagen de un mastógrafo puede ser positiva o negativa. Un sistema cuya función de respuesta tiene pendiente positiva asociará a valores bajos de KAD niveles de gris cercanos al negro (valores de pixel bajos) mientras que a valores altos de KAD les asignará niveles de gris cercanos al blanco (valores de pixel altos). Para el caso de una pendiente negativa, a valores bajos de KAD corresponderán niveles de gris cercanos al blanco y a valores de KAD alto corresponderán niveles de gris cercanos al negro. Lo anterior se verifica siempre y cuando el valor de pixel se mida sobre las imágenes crudas (sin o con un mínimo postprocesamiento). Los sistemas de mamografía analógicos producen imágenes en las que regiones con densidad óptica alta (zonas con mayor grado de oscurecimiento) corresponden a valores de KAD altos mientras que regiones con densidad óptica baja (zonas con menor grado de oscurecimiento) corresponden a valores de KAD bajos. Un sistema de mamografía digital con función de respuesta de pendiente negativa producirá imágenes similares a las de un sistema analógico en el sentido de que zonas oscuras de la imagen corresponden a valores de KAD alto y zonas claras corresponden a un KAD bajo. Esto favorece a los médicos radiólogos ya que les permite interpretar de la misma manera imágenes analógicas o digitales. Un sistema digital con función de respuesta positiva deberá aplicar a las imágenes crudas un algoritmo que permita invertir la escala de grises en las imágenes procesadas y mantener esta especie de código al que los radiólogos están acostumbrados.

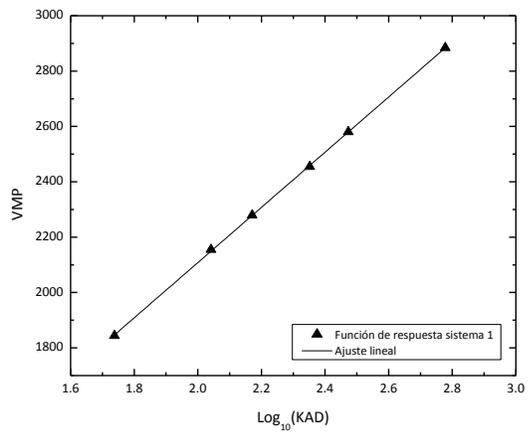


Figura 5.1. Función de respuesta del sistema 1.

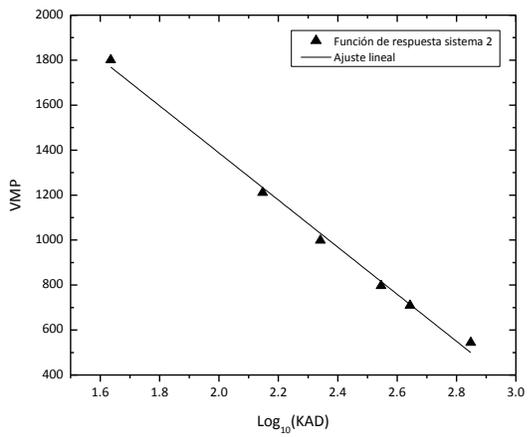


Figura 5.2. Función de respuesta del sistema 2.

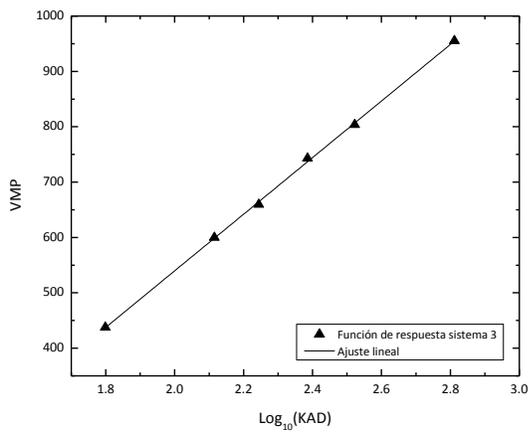


Figura 5.3. Función de respuesta del sistema 3.

5.11 RUIDO

Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 5.13 y en la figura 5.4.

Tabla 5.13. Ruido.

Sistema	Ajuste a la relación $DTP' = a \cdot KAD^b$	$a \pm \delta a$	$b \pm \delta b$	Coefficiente de determinación del ajuste a la relación $DTP' = a \cdot KAD^b$ R^2
1	$DTP' = 11.5 \cdot KAD^{0.78}$	11.5 ± 0.3	0.78 ± 0.02	0.99
2	$DTP' = -5.1 \cdot KAD^{0.36}$	-5.1 ± 0.3	0.36 ± 0.05	0.95
3	$DTP' = 17.3 \cdot KAD^{0.90}$	17.3 ± 0.4	0.90 ± 0.03	0.99

Criterio de aceptación: El coeficiente b del ajuste (4.10) deberá ser aproximadamente igual a 0.5. La presencia de otras fuentes de ruido distintas a la del ruido cuántico ocasionará que el coeficiente b sea diferente de 0.5.

Estado de la prueba: Los tres sistemas no cumplen.

Comentarios: Sistema 1 y 3. El coeficiente b del ajuste $DTP' = a \cdot KAD^b$ es mayor que 0.5 lo cual, de acuerdo a [Young 06], implica la presencia de ruido estructural. Sistema 2. El coeficiente b del ajuste es menor que 0.5 lo cual, de acuerdo a [Young 06], implica la presencia de ruido electrónico. Por lo tanto, se muestran a continuación gráficas en las que se indican una por una las componentes del ruido total en los tres sistemas; ruido electrónico, ruido cuántico y ruido estructural. Este análisis se realizó de acuerdo a lo sugerido en [Young 06].

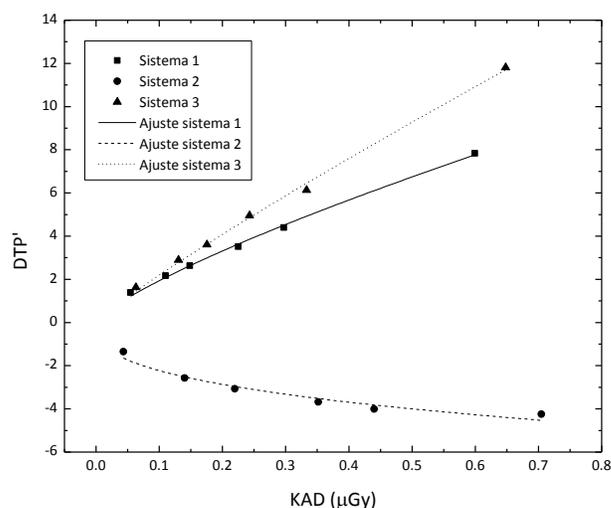


Figura 5.4. Ruido en el receptor de imagen de los tres sistemas.

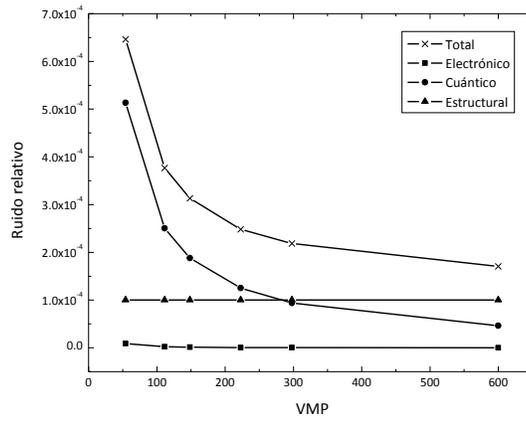


Figura 5.5. Fuentes de ruido en el sistema 1.

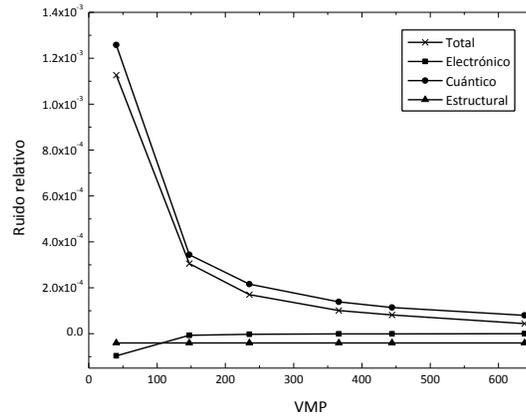


Figura 5.6. Fuentes de ruido en el sistema 2.

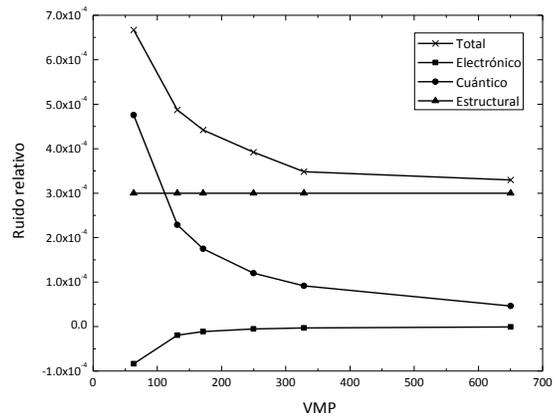


Figura 5.7. Fuentes de ruido en el sistema 3.

Sistema 1. Para valores medios de pixel inferiores a 300, lo que corresponde a valores de KAD por debajo de 0.3 mGy de acuerdo a la función de respuesta del receptor de imagen de este sistema, el ruido cuántico es la fuente de ruido dominante mientras que, para valores medios de pixel superiores a 300, lo que corresponde a valores de KAD por encima de 0.3 mGy, el ruido estructural se convierte en la principal fuente de ruido. La contribución del ruido electrónico es despreciable para todos los VMP implicados. Estos resultados están en buen acuerdo con lo indicado en [NHSBSP 08]. La presencia de ruido estructural tiene su origen principalmente en la falta de homogeneidad en la respuesta del receptor de imagen, lo que ocasiona la aparición de un fondo estructurado que no logra ser corregido de manera eficiente por el proceso de aplanado de campo o shading [Chevalier 10] y [NHSBSP 08].

Sistema 2. Para todos los valores medios de pixel implicados la fuente de ruido cuántico predomina sobre las fuentes de ruido electrónico y estructural. Esto contradice el resultado encontrado sobre el valor del coeficiente b del ajuste $DTP' = a \cdot KAD^b$, el cual por ser menor que 0.5 sugiere la influencia de ruido electrónico. Es necesario realizar pruebas adicionales para determinar el origen de esta discrepancia.

Sistema 3. Para valores medios de pixel inferiores a 111, lo que corresponde a valores de KAD menores que 0.111 mGy, el ruido cuántico es la fuente de ruido que domina en la imagen. Para un amplio intervalo de VMP a partir de 111, el ruido estructural domina de manera importante. La contribución del ruido electrónico es despreciable para todos los VMP implicados. Estos resultados están en buen acuerdo con lo indicado en [NHSBSP 08]. Como se comentó para el sistema 1, la considerable influencia del ruido estructural en los sistemas CR señalada en [NHSBSP 08] se debe principalmente a un aplanado de campo deficiente.

5.12 DIFERENCIA DE SENSIBILIDAD ENTRE PLACAS

Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 5.14.

Tabla 5.14. Diferencia de sensibilidad entre placas.

Sistema	Chasis	Blanco/Filtro	kV	mAs	Discrepancia en mAs	RSR	Discrepancia en RSR
1	9308015567	Mo/Mo	27	85	1.2%	40.6	5.9%
	9308016606	Mo/Mo	27	84		42.5	
	9308017747	Mo/Mo	27	84		41.3	
	9308017741	Mo/Mo	27	84		40.1	
2	9308025730	Mo/Mo	25	181	3.4%	40.6	1.6%
	9308025695	Mo/Mo	25	178		42.5	
	9308025735	Mo/Mo	25	178		41.3	
	9308025690	Mo/Mo	25	175		40.1	
3	A30536876C	Mo/Mo	28	93	1.1%	44.1	7.5%
	A30536579C	Mo/Mo	28	94		43.6	
	A30536883C	Mo/Mo	28	94		43.3	
	A30536852C	Mo/Mo	28	94		46.5	

Criterio de aceptación: La discrepancia entre valores de mAs debe ser menor que o igual a 5%. La discrepancia entre valores de RSR debe ser menor que o igual a 10%.

Estado de la prueba: Los tres sistemas cumplen satisfactoriamente.

5.13 LINEALIDAD ESPACIAL

Las imágenes para evaluar la linealidad del lector láser de los sistemas 1 y 2 se analizaron en monitores de interpretación del INCan, utilizando un zoom de 80%, un ancho y nivel de ventana de 4096 y 2048 respectivamente, y la herramienta lupa de los monitores. Para el sistema 3, la imagen se analizó en un negatoscopio para mamografía, utilizando un comparador con magnificación de 25X. En todos los casos, en la imagen de la malla de contacto para mamografía no se observaron artefactos o variaciones en el valor de pixel (esto último verificado con el software de tratamiento de imágenes).

Criterio de aceptación: La imagen del objeto con bordes rectos no debe presentar artefactos, variaciones ni puntos con distinto valor de gris.

Estado de la prueba: Los tres sistemas cumplen satisfactoriamente.

5.14 HOMOGENEIDAD

Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 5.15 y en las figuras 5.8, 5.9 y 5.10.

Tabla 5.15. Homogeneidad en el receptor de imagen.

	Sistema 1	Sistema 2	Sistema 3
VMP de la imagen global	62.6	82.7	84.4
DTP de la imagen global	11.7	6.0	16.8
RSR de la imagen global	5.4	13.7	5.0
Número de ROIs en la imagen	280	280	280
VMP mínimo de las ROIs	39.4	65.8	54.7
VMP máximo de las ROIs	84.4	92.5	106.7
ROIs erróneas cuyo VMP difiere en más del $\pm 15\%$ del VMP global	120 (42.9%)	12 (4.3%)	143 (51.1%)
RSR promedio de las ROIs	38.5 ± 7.6	39.6 ± 3.5	44.4 ± 11.0
ROIs erróneas cuya RSR difiere en más del $\pm 20\%$ de la RSR promedio de las ROIs	95 (33.9%)	3 (1.1%)	141 (50.4%)

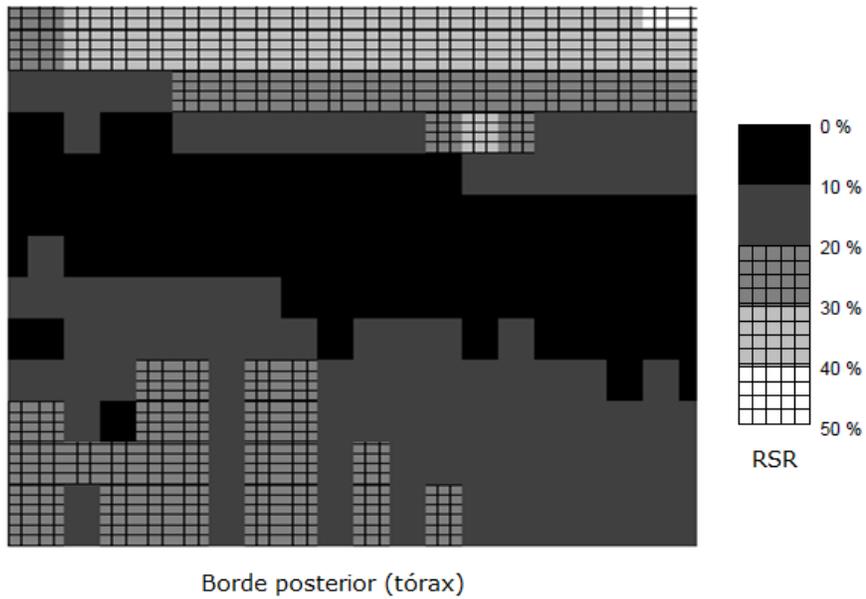


Figura 5.8. Sistema 1. Desviación porcentual de la RSR de las ROIs del receptor de imagen, con respecto al promedio de la RSR de las ROIs. Las regiones que no superan el segundo criterio de aceptación de esta prueba han sido achuradas para su identificación.

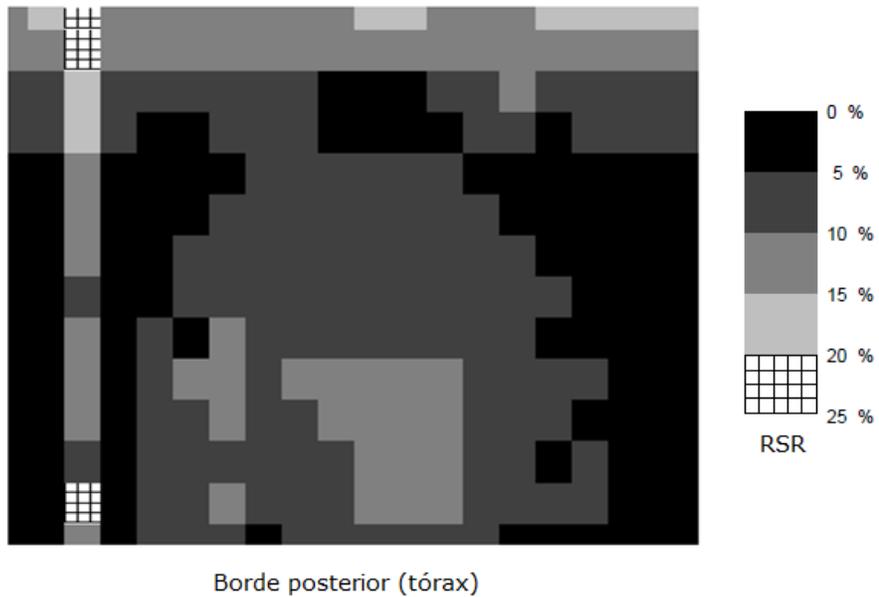


Figura 5.9. Sistema 2. Desviación porcentual de la RSR de las ROIs del receptor de imagen, con respecto al promedio de la RSR de las ROIs. Las regiones que no superan el segundo criterio de aceptación de esta prueba han sido achuradas para su identificación.

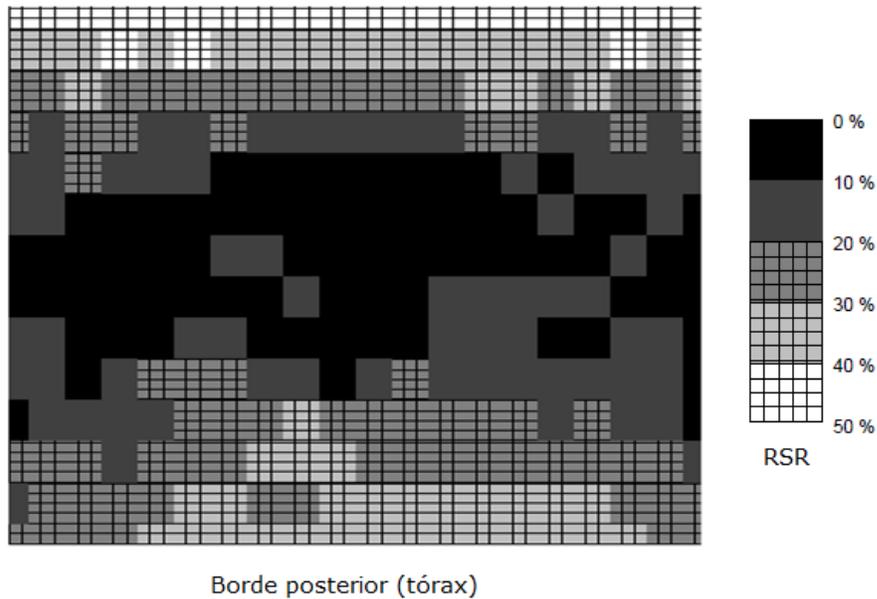


Figura 5.10. Sistema 3. Desviación porcentual de la RSR de las ROIs del receptor de imagen, con respecto al promedio de la RSR de las ROIs. Las regiones que no superan el segundo criterio de aceptación de esta prueba han sido achuradas para su identificación.

Criterio de aceptación: (1) La desviación máxima del VMP de las ROIs individuales con respecto al VMP de la imagen completa debe ser menor o igual que $\pm 15\%$. (2) La desviación máxima de la RSR de las regiones individuales con respecto al valor medio de la RSR debe ser menor que o igual a $\pm 20\%$.

Estado de la prueba: El sistema 2 cumple satisfactoriamente. Los sistemas 1 y 3 no cumplen.

Comentarios: Sistema 2. Las ROIs individuales que no cumplen el primer y segundo criterio de aceptación representan sólo el 4.3% y 1.1% de todas las ROIs respectivamente, por lo que se considera que el sistema 2 cumple satisfactoriamente la prueba. Sistema 1. El número de ROIs que no cumplen el primer y segundo criterio de aceptación representan el 42.9% y 33.9% de todas las ROIs respectivamente. Sistema 3. El número de ROIs que no cumplen el primer y segundo criterio de aceptación representan el 51.1% y 50.4% de todas las ROIs respectivamente.

5.15 ARTEFACTOS

Las imágenes para evaluar los artefactos de los sistemas 1 y 2 se analizaron en monitores de interpretación del INCan, utilizando un zoom de 132%, un ancho y nivel de ventana de 195 y 2049 respectivamente, y la herramienta lupa de los monitores. Para el sistema 3, la imagen se analizó en un negatoscopio para mamografía, utilizando un comparador con magnificación de 25X. En el caso del sistema 1, en la imagen del objeto atenuador uniforme (maniquí estándar) se observaron: un patrón de bandas anchas horizontales con un tono de gris superior al del resto de la imagen, puntos brillantes dispersos en la imagen, figuras rectangulares con un tono de gris inferior al resto de toda la imagen ubicadas en los bordes izquierdo y derecho, y apariencia ruidosa en general (ver figura 5.11). Para el caso del sistema 2, en la imagen se observaron: un patrón de bandas anchas horizontales con un tono de gris superior al del resto de la imagen, puntos brillantes o motas dispersos en la imagen, una zona grande triangular orientada en la dirección borde posterior–borde anterior y apariencia ruidosa en general (ver figura 5.12). En el caso del sistema 3, no se observaron artefactos en la imagen aunque el efecto talón es muy evidente.

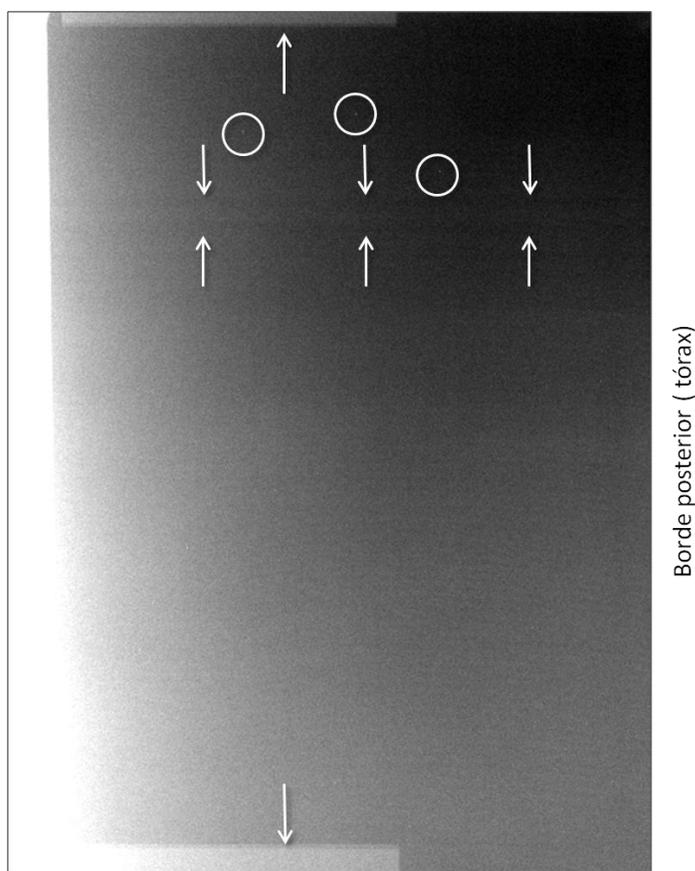


Figura 5.11. Imagen del maniquí estándar en donde se aprecian los artefactos encontrados en el sistema 1.

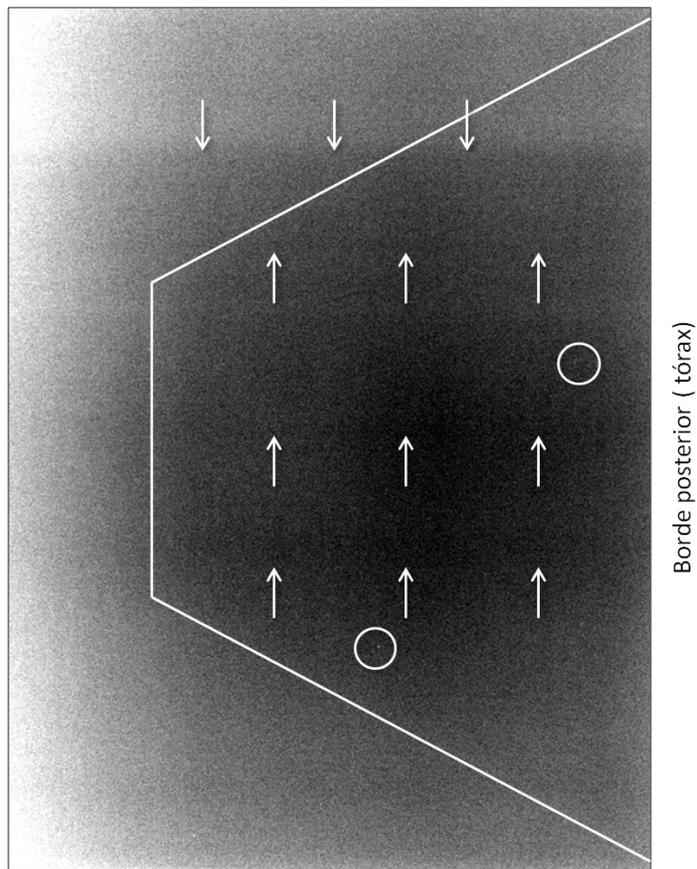


Figura 5.12. Imagen del maniquí estándar en donde se aprecian los artefactos encontrados en el sistema 2.

Criterio de aceptación: Las imágenes del maniquí estándar no deben exhibir artefactos.

Estado de la prueba: El sistema 3 cumple satisfactoriamente. Los sistemas 1 y 2 no cumplen.

Comentarios: Sistemas 1 y 2. Los artefactos en forma de bandas son originados por un proceso de aplanado de campo o *shading* deficiente, proceso destinado a minimizar las variaciones en la sensibilidad de la guía de recolección de luz en la dirección *scan*. Los artefactos en forma de puntos brillantes son partículas de polvo que se eliminan limpiando simplemente la placa de imagen de acuerdo con las instrucciones del fabricante. El artefacto en forma de triángulo observado en el sistema 2, corresponde a una región de la placa de imagen con relieve, lo que hace suponer que la placa del cristal fosforescente depositada sobre el soporte se está desprendiendo. Para determinar el origen de los artefactos en forma de rectángulos observados en el sistema 1 se deben aplicar más pruebas.

5.16 DESVANECIMIENTO DE LA IMAGEN LATENTE

Los resultados de la prueba se presentan en la figura 5.13.

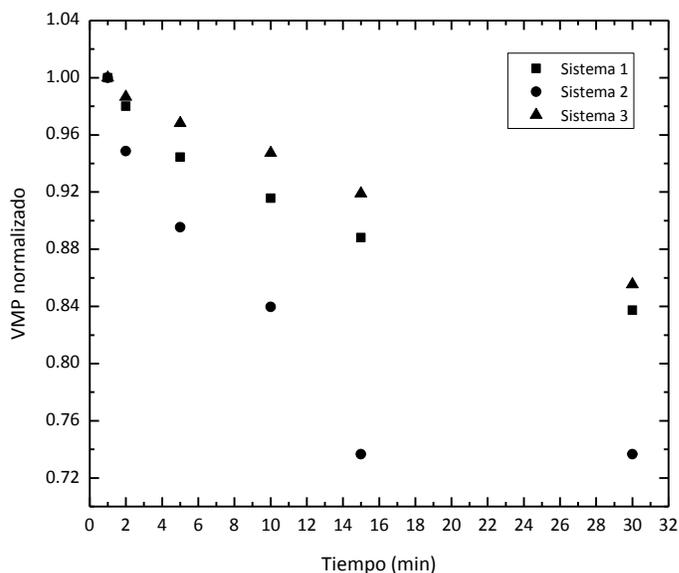


Figura 5.13. Desvanecimiento de la señal en el receptor de imagen de los tres sistemas.

Criterio de aceptación: No existen criterios de aceptación, se deben seguir las especificaciones del fabricante.

Estado de la prueba: Prueba de referencia.

Comentarios: Sistema 1. Sistema 2. Sistema 3. La figura 5.13 muestra cómo se desvanece la señal en el receptor conforme aumenta el tiempo entre la adquisición de la imagen y su lectura en el CR. Para el sistema 1, en un tiempo de 10 minutos (tiempo aproximado que dura un estudio) la pérdida de la señal es cercana al 8%, por lo tanto, el chasis con el que se adquirió la primera imagen tendría la mayor pérdida de señal que corresponde a un 8%. Una pérdida del 8% en la señal no se considera grave aunque es importante tomar en cuenta este comportamiento para optimizar el tiempo de duración de los estudios. En el caso del sistema 2, la pérdida de señal en este mismo lapso de tiempo es cercana al 15% y sólo 5 min después, la pérdida de señal es importante siendo de casi el 25%. El sistema 3 muestra una pérdida de señal del 5% en un tiempo de 10 min.

5.17 CONSTANCIA DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN

Las imágenes para evaluar la calidad de la imagen con el maniquí del ACR de los sistemas 1 y 2 se analizaron en monitores de interpretación del INCan, utilizando un zoom de 50%, un ancho y nivel de ventana de 750 y 2800 respectivamente, y la herramienta lupa de los monitores. Para el sistema 3, la imagen se analizó en un negatoscopio para mamografía, utilizando un comparador con magnificación de 25X. Los resultados se muestran en la tabla 5.16.

Tabla 5.16. Constancia de la calidad de la imagen.

Sistema	Modo	Posición detector CAE	Posición selector de densidad	Blanco/Filtro	kV	mAS
1	Automático 1/2	2/3	0	Mo/Mo	24	110
	Automático 2/2	3/3	0	Mo/Mo	27	52
2	Automático 1/2	3/7	0	Mo/Mo	25	122
3	Automático 1/1	1/2	0	Mo/Mo	27	77

Sistema	Modo	Fibras	Microcalcificaciones	Masas
1	Automático 1/2	4	3	4
	Automático 2/2	4	3	4
2	Automático 1/2	4	3	4
3	Automático 1/1	5	4	4

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

Estado de la prueba: Los tres sistemas cumplen satisfactoriamente y en pruebas posteriores estos valores no deberían deteriorarse al mismo tiempo que la técnica radiológica no debería variar drásticamente.

Comentarios: Sistema 1. El mastógrafo posee dos modos automáticos. Ambos son empleados clínicamente y seleccionan de manera automática los parámetros de exposición kV y mAs, por lo que el filtro debe seleccionarse de forma manual. El primero tiene como objetivo producir una imagen de alto contraste y trabaja con valores de kV bajos, partiendo de 24. El segundo modo automático tiene como objetivo producir una imagen con contraste adecuado y reducir la dosis impartida a la mama. En este caso se utilizan valores de kV a partir de 27. Sistema 2. El mastógrafo posee dos modos automáticos. El primero selecciona de manera automática los parámetros de exposición filtro, kV y mAs, mientras que el segundo selecciona sólo el kV y el mAs. De estos dos, sólo el modo que selecciona en su totalidad los parámetros de exposición es el empleado clínicamente. Sistema 3. El mastógrafo sólo posee un modo automático. Éste selecciona los parámetros de exposición filtro, kV y mAs, aunque el filtro de rodio está desactivado.

5.18 RESOLUCIÓN ESPACIAL

Las imágenes para evaluar la resolución espacial de los sistemas 1 y 2 se analizaron en monitores de interpretación del INCan, utilizando un zoom de 130%, un ancho y nivel de ventana de 4082 y 2049 respectivamente, y la herramienta lupa de los monitores. Para el sistema 3, la imagen se analizó en un negatoscopio para mamografía, utilizando un comparador con magnificación de 25X. Los resultados se muestran en la tabla 5.17.

Tabla 5.17. Resolución espacial.

	Sistema 1	Sistema 2	Sistema 3
Resolución espacial (pl/mm)	7	8	9

Criterio de aceptación: La resolución espacial no debe ser inferior a la asociada al tamaño de pixel del receptor de imagen (10 pl/mm).

Estado de la prueba: Ninguno de los tres sistemas cumple.

Comentarios: Sistemas 1, 2 y 3. En mamografía, la resolución espacial es un elemento esencial para la detección de objetos de interés diagnóstico. Si la resolución espacial del sistema se degrada, la capacidad de detección de estos objetos disminuye. La resolución espacial de un sistema de mamografía tipo CR depende de parámetros como el tamaño del punto focal, el tamaño del láser del lector CR, del tamaño del pixel definido por el tamaño de láser y la distancia entre muestras, de la dispersión de la luz resultante de la estimulación del láser, e incluso de la resolución de los dispositivos de presentación de la imagen (monitores de interpretación e impresora). Es necesario aplicar pruebas adicionales para determinar el (los) parámetro(s) que están degradando la resolución espacial de los tres sistemas.

5.19 DISTORSIÓN GEOMÉTRICA

Las imágenes para evaluar la distorsión geométrica en el receptor de imagen de los sistemas 1 y 2, se analizaron en monitores de interpretación del INCan, utilizando un zoom de 80%, un ancho y nivel de ventana de 4096 y 2048 respectivamente, y la herramienta lupa de los monitores. Para el sistema 3, la imagen se analizó en un negatoscopio para mamografía, utilizando un comparador con magnificación de 25X. En todos los casos, en la imagen de la malla de contacto para mamografía no se observó distorsión geométrica.

Criterio de aceptación: La imagen de la malla no debe presentar distorsión.

Estado de la prueba: Los tres sistemas cumplen satisfactoriamente.

5.20 REMANENCIA DE LA IMAGEN EN EL RECEPTOR

Los resultados de la prueba se muestran en la tabla 5.18.

Tabla 5.18. Resolución espacial.

	Sistema 1	Sistema 2	Sistema 3
Factor de remanencia	0.31 ± 0.01	0.00 ± 0.01	0.00 ± 0.01

Criterio de aceptación: El factor de remanencia debe ser menor que 0.3.

Estado de la prueba: Los sistemas 2 y 3 cumplen satisfactoriamente. El sistema 1 no cumple.

Comentarios: Sistema 1. El factor de remanencia permite determinar si en el receptor de imagen persiste información de imágenes adquiridas previamente. Un factor de remanencia superior a lo tolerado en el receptor de imagen de un sistema CR, implica que el proceso de borrado de la placa de imagen es deficiente.

5.21 FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN (MTF)

Las imágenes del borde pulido se adquirieron con una calidad de haz de Mo/Mo 28 kV y con un valor de carga de 50 mAs (representativo clínicamente). Dicho valor de carga se traduce en un valor de kerma en aire a la entrada del receptor de imagen (KAD) de 212 ± 9 , 220 ± 9 y 243 ± 10 μGy , para los sistemas 1, 2 y 3 respectivamente. Los valores de MTF calculados con el software Sacbé [Ayala 10] se presentan hasta la frecuencia de Nyquist del sistema (10 mm^{-1}) en la tabla 5.19. Se comparan con los valores calculados con Sacbé con los proporcionados por el fabricante (obtenidos por comunicación personal con el Ingeniero de Servicio en el caso de los sistemas 1 y 2, y tomados de [MHRA 04] para el sistema 3). Las figuras 5.14, 5.15 y 5.16 ilustran también los resultados.

Tabla 5.19. Valores de MTF calculados con el software Sacbé y proporcionados por el fabricante.

SISTEMA 1						
Frecuencia espacial (mm ⁻¹)	MTF dirección scan (Sacbé) ± 0.3 %	MTF dirección scan (Fabricante)	Diferencia porcentual (%)	MTF dirección subscan (Sacbé) ± 0.3 %	MTF dirección subscan (Fabricante)	Diferencia porcentual (%)
0.0	1.000	1.000	0.0	1.000	1.000	0.0
0.5	0.939	0.928	1.2	0.936	0.925	1.2
1.0	0.834	0.827	0.8	0.837	0.818	2.3
1.5	0.718	0.714	0.6	0.716	0.699	2.4
2.0	0.594	0.601	1.2	0.593	0.583	1.7
2.5	0.477	0.495	3.6	0.489	0.477	2.5
3.0	0.375	0.401	6.5	0.395	0.387	2.1
3.5	0.301	0.322	6.5	0.320	0.313	2.2
4.0	0.239	0.257	7.0	0.256	0.253	1.2
4.5	0.182	0.204	10.8	0.214	0.206	3.9
5.0	0.149	0.163	8.6	0.176	0.169	4.1
5.5	0.114	0.130	12.3	0.140	0.138	1.4
6.0	0.088	0.105	16.2	0.116	0.114	1.8
6.5	0.067	0.084	20.2	0.096	0.093	3.2
7.0	0.052	0.067	22.4	0.073	0.075	2.7
7.5	0.038	0.053	28.3	0.057	0.061	6.6
8.0	0.034	0.041	17.1	0.044	0.051	13.7
8.5	0.030	0.033	9.1	0.046	0.044	4.5
9.0	0.025	0.027	7.4	0.034	0.041	17.1
9.5	0.021	0.023	8.7	0.035	0.042	16.7
10.0	0.022	0.022	0.0	0.030	0.045	33.3
SISTEMA 2						
0.0	1.000	1.000	0.0	1.000	1.000	0.0
0.5	0.953	0.946	0.7	0.946	0.931	1.7
1.0	0.859	0.849	1.1	0.872	0.844	3.3
1.5	0.737	0.734	0.5	0.779	0.749	4.0
2.0	0.622	0.619	0.5	0.681	0.651	4.6
2.5	0.514	0.511	0.6	0.580	0.557	4.2
3.0	0.421	0.416	1.2	0.487	0.469	3.7
3.5	0.341	0.336	1.5	0.409	0.391	4.7
4.0	0.271	0.269	0.6	0.338	0.323	4.8
4.5	0.219	0.214	2.6	0.277	0.265	4.5
5.0	0.166	0.170	2.3	0.225	0.216	4.4
5.5	0.126	0.135	6.6	0.174	0.177	1.6
6.0	0.105	0.107	1.9	0.161	0.145	11.0
6.5	0.080	0.086	7.1	0.128	0.120	7.0
7.0	0.055	0.068	19.6	0.103	0.101	2.2
7.5	0.053	0.055	2.9	0.084	0.085	1.1
8.0	0.040	0.046	12.4	0.064	0.073	11.7
8.5	0.036	0.038	5.3	0.060	0.063	4.5
9.0	0.028	0.034	17.0	0.050	0.056	10.5
9.5	0.018	0.031	41.9	0.040	0.050	20.0
10.0	0.026	0.031	16.8	0.049	0.048	2.9

SISTEMA 3						
Frecuencia espacial (mm ⁻¹)	MTF dirección scan (Sacbé) ± 0.3 %	MTF dirección scan (Fabricante)	Diferencia porcentual (%)	MTF dirección subscan (Sacbé) ± 0.3 %	MTF dirección subscan (Fabricante)	Diferencia porcentual (%)
0.0	1.000	1.00	0.0	1.000	1.00	0.0
0.5	0.967	0.98	1.4	0.954	0.98	2.7
1.0	0.910	0.90	1.1	0.877	0.90	2.5
1.5	0.834	0.76	9.7	0.797	0.75	6.3
2.0	0.751	0.61	23.1	0.722	0.59	22.4
2.5	0.659	0.52	26.7	0.644	0.50	28.8
3.0	0.577	0.44	31.1	0.567	0.40	41.7
3.5	0.492	0.34	44.6	0.509	0.31	64.1
4.0	0.419	0.28	49.8	0.445	0.23	93.4
4.5	0.400	0.22	81.8	0.344	0.18	91.0
5.0	0.355	0.17	108.8	0.283	0.13	118.1
5.5	0.324	0.14	131.5	0.226	0.10	125.5
6.0	0.290	0.10	189.8	0.175	0.08	118.3
6.5	0.271	0.08	239.2	0.128	0.06	112.6
7.0	0.243	0.07	247.0	0.097	0.05	94.2
7.5	0.213	0.06	287.1	0.068	0.04	69.7
8.0	0.178	0.05	256.1	0.040	0.03	33.6
8.5	0.091	0.04	127.7	0.040	0.03	60.4
9.0	0.054	0.02	172.0	0.037	0.02	87.5
9.5	0.047	0.02	215.2	0.037	0.02	146.6
10.0	0.054	0.01	443.2	0.052	0.01	417.9

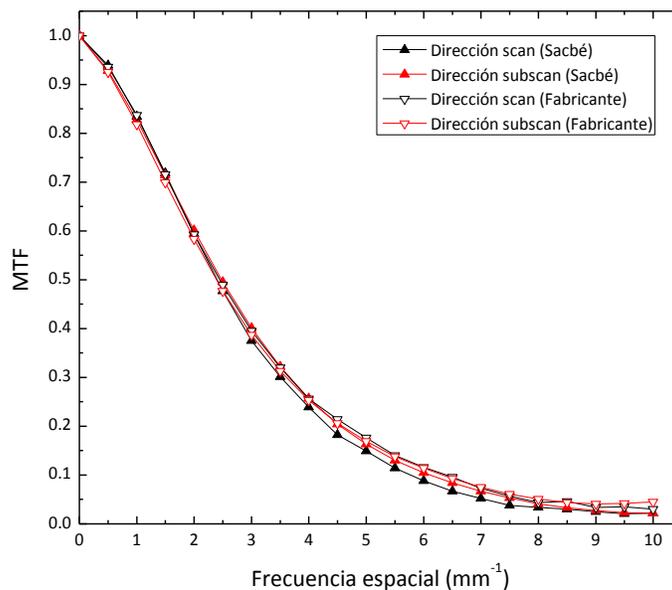


Figura 5.14. MTF en las direcciones scan y subscan, determinadas con el software Sacbé y proporcionadas por el fabricante para el sistema 1.

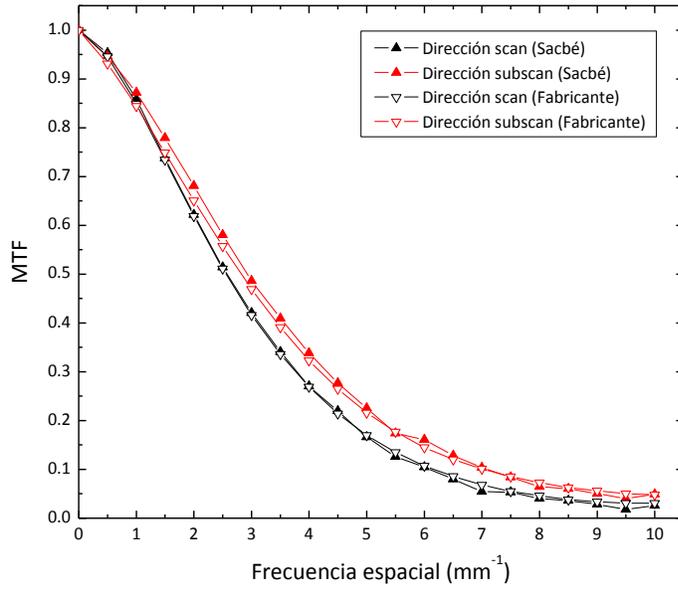


Figura 5.15. MTF en las direcciones scan y subscan, determinadas con el software Sacbé y proporcionadas por el fabricante para el sistema 2.

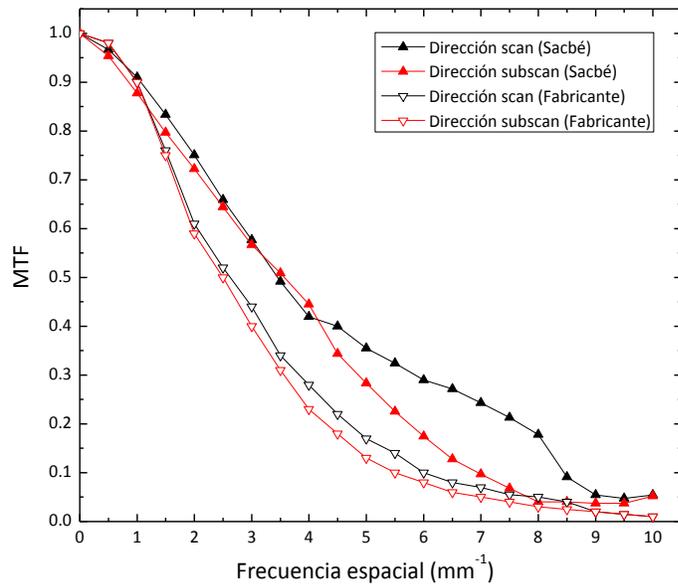


Figura 5.16. MTF en las direcciones scan y subscan, determinadas con el software Sacbé y proporcionadas por el fabricante para el sistema 3.

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

Estado de la prueba: Prueba de referencia.

Comentarios:

Sistema 1. La MTF en la dirección *scan* tiene un valor de $0.5 \pm 0.3\%$ para una frecuencia espacial de 2.40 mm^{-1} mientras que para la dirección *subscan*, el mismo valor se alcanza en una frecuencia de 2.45 mm^{-1} . Un valor de $0.1 \pm 0.3\%$ en la dirección *scan* y *subscan* se alcanza en las frecuencias espaciales de 5.77 mm^{-1} y 6.40 mm^{-1} , respectivamente. Ambos valores de MTF se alcanzan a frecuencias espaciales mayores en la dirección *subscan*. Dicha superioridad en la dirección *subscan* concuerda con lo establecido en [Fetterly 05] y en [AAPM 06] y se debe a la no linealidad de un filtro analógico usado en la electrónica de lectura en la dirección *scan*. Las discrepancias entre las frecuencias espaciales cuando la MTF calculada y la proporcionada por el fabricante tienen un valor de $0.5 \pm 0.3\%$ son del -3% en la dirección *scan* y del 2% en la dirección *subscan*. El valor negativo sólo quiere decir que la frecuencia reportada por el fabricante es mayor que la determinada con Sacbé. Las discrepancias en frecuencia cuando la MTF calculada y la proporcionada tienen un valor de $0.1 \pm 0.3\%$ son de -6% y 1% para la dirección *scan* y *subscan* respectivamente. Lo anterior indica que para ambos valores de MTF, lo reportado por el fabricante es superior a lo determinado con Sacbé en la dirección *scan* y viceversa para la dirección *subscan*.

Sistema 2. La MTF en la dirección *scan* tiene un valor de $0.5 \pm 0.3\%$ para una frecuencia espacial de 2.58 mm^{-1} mientras que para la dirección *subscan*, éste valor se alcanza en una frecuencia de 2.93 mm^{-1} . Un valor de $0.1 \pm 0.3\%$ en la dirección *scan* y *subscan* se alcanza en las frecuencias espaciales de 6.10 mm^{-1} y 7.08 mm^{-1} , respectivamente. Nuevamente, ambos valores de MTF se alcanzan a frecuencias espaciales mayores en la dirección *subscan*, lo cual está en acuerdo con lo señalado en [Fetterly 05] y en [AAPM 06]. Las discrepancias entre las frecuencias espaciales para una MTF de $0.5 \pm 0.3\%$, calculada y proporcionada por el fabricante, son del 1% en la dirección *scan* y del 21% en la dirección *subscan*. Las discrepancias en frecuencia cuando la MTF calculada y la proporcionada tienen un valor de $0.1 \pm 0.3\%$ son de -1% y 1% para la dirección *scan* y *subscan* respectivamente.

Sistema 3. Un valor de $0.5 \pm 0.3\%$ en la MTF en la dirección *scan* se alcanza a una frecuencia de 3.45 mm^{-1} mientras que en la dirección *subscan* se alcanza en 3.57 mm^{-1} . La MTF tiene un valor de $0.1 \pm 0.3\%$ en las frecuencias 8.45 mm^{-1} y 6.95 mm^{-1} en la dirección *scan* y *subscan* correspondientemente. Este resultado contradice lo establecido en [Fetterly 03] y en [AAPM 06] pero está en acuerdo con lo encontrado en [MHRA 04]. Las discrepancias entre las frecuencias espaciales cuando la MTF calculada y la proporcionada por el fabricante tienen un valor de $0.5 \pm 0.3\%$ son del 24% en la dirección *scan* y del 30% en la dirección *subscan*. Las discrepancias en frecuencia cuando la MTF calculada y la proporcionada tienen un valor de $0.1 \pm 0.3\%$ son de 29% y 21% para la dirección *scan* y *subscan* respectivamente. Lo anterior indica que para ambos

valores de MTF y para ambas direcciones, lo reportado por el fabricante es inferior a lo determinado con Sacbé.

5.22 ESPECTRO NORMALIZADO DE POTENCIA DE RUIDO (NNPS)

Se adquirieron cuatro imágenes sin objeto de prueba con una calidad de haz de Mo/Mo 28 kV y con un valor de carga de 50 mAs (representativo clínicamente). Dicho valor de carga se traduce en un valor de kerma en aire a la entrada del receptor de imagen (KAD) de 212 ± 9 , 220 ± 9 y 243 ± 10 μGy , para los sistemas 1, 2 y 3 respectivamente. Los valores de NNPS calculados con el software Sacbé [Ayala 10] se presentan hasta la frecuencia de Nyquist del sistema (10 mm^{-1}). La figura 5.17 ilustra también los resultados.

Tabla 5.20. Valores de NNPS calculados con el software Sacbé.

Frecuencia espacial (mm^{-1})	SISTEMA 1	SISTEMA 2	SISTEMA 3
	NNPS (mm^2) $\pm 5\%$	NNPS (mm^2) $\pm 5\%$	NNPS (mm^2) $\pm 5\%$
0.5	3.38E-06	3.60E-06	2.02E-06
1.0	2.59E-06	2.59E-06	1.54E-06
1.5	2.30E-06	2.12E-06	1.17E-06
2.0	1.62E-06	1.68E-06	8.95E-07
2.5	1.26E-06	1.36E-06	7.42E-07
3.0	9.79E-07	1.03E-06	5.76E-07
3.5	7.66E-07	8.25E-07	4.91E-07
4.0	6.55E-07	6.63E-07	3.92E-07
4.5	5.57E-07	6.10E-07	3.47E-07
5.0	4.80E-07	5.02E-07	3.29E-07
5.5	4.30E-07	4.71E-07	2.98E-07
6.0	4.02E-07	4.16E-07	2.98E-07
6.5	3.73E-07	3.79E-07	3.38E-07
7.0	3.38E-07	3.75E-07	3.33E-07
7.5	3.31E-07	3.63E-07	3.56E-07
8.0	3.13E-07	3.35E-07	3.33E-07
8.5	2.93E-07	3.20E-07	2.31E-07
9.0	2.71E-07	2.92E-07	1.57E-07
9.5	2.68E-07	3.11E-07	1.25E-07
10.0	2.53E-07	2.95E-07	1.26E-07

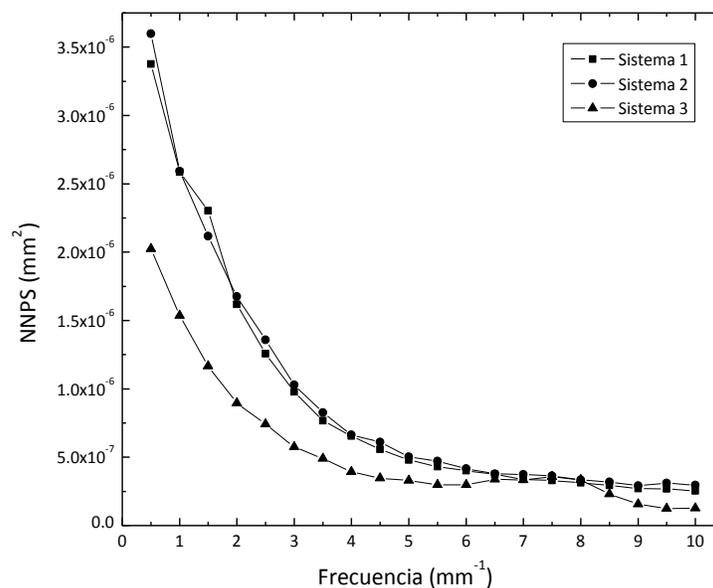


Figura 5.17. NNPS determinado con el software Sacbé para los tres sistemas.

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

Estado de la prueba: Prueba de referencia.

Comentarios: Sistema 1. Sistema 2. Sistema 3. En ninguno de los casos fue posible comparar los valores del NNPS calculados con los proporcionados por el fabricante ya que dichos valores fueron obtenidos a niveles de kerma en aire a la entrada del receptor de imagen (KAD) diferentes. Esto no fue considerado cuando se realizó esta prueba en cada uno de los sistemas. Es necesario aplicar nuevamente la prueba de NNPS en los tres sistemas para el mismo nivel de KAD con el que trabajó el fabricante. Según [Fetterly 03], [Fetterly 05] y [MHRA 04], el NNPS es un parámetro fuertemente dependiente del nivel de KAD, disminuyendo conforme el KAD aumenta para todas las frecuencias espaciales hasta la frecuencia de Nyquist. Sin embargo, la forma del NNPS de los sistemas 1 y 2 es la esperada para un sistema CR, [Fetterly 05]. La forma del NNPS del sistema 3 muestra un incremento a partir de 6 mm⁻¹, alcanzando su máximo alrededor de 7.5 mm⁻¹. De acuerdo con [Fetterly 03], este incremento se puede deber a ruido adicional en la electrónica de lectura.

5.23 EFICIENCIA CUÁNTICA DE DETECCIÓN (DQE)

Se utilizaron las imágenes del borde para el cálculo de la MTF y las imágenes sin objeto de prueba para el cálculo del NNPS, obtenidas con una calidad de haz de Mo/Mo 28 kV y con un valor de carga de 50 mAs (representativo clínicamente). Dicho valor de carga se traduce en un valor de kerma en aire a la entrada del receptor de imagen (KAD) de 212 ± 9 , 220 ± 9 y 243 ± 10 μGy , para los sistemas 1, 2 y 3 respectivamente. Los valores de DQE calculados con el software Sacbé [Ayala 10] se presentan hasta la frecuencia de Nyquist del sistema (10 mm^{-1}). La figura 5.18 ilustra también los resultados.

Tabla 5.21. Valores de DQE calculados con el software Sacbé.

Frecuencia espacial (mm^{-1})	SISTEMA 1	SISTEMA 2	SISTEMA 3
	DQE \pm 5 %	DQE \pm 5 %	DQE \pm 5 %
0.5	2.24E-01	2.08E-01	2.18E-01
1.0	2.32E-01	2.53E-01	2.50E-01
1.5	1.82E-01	2.28E-01	2.76E-01
2.0	1.84E-01	2.34E-01	2.92E-01
2.5	1.59E-01	1.85E-01	2.70E-01
3.0	1.33E-01	1.81E-01	2.61E-01
3.5	1.07E-01	1.46E-01	2.24E-01
4.0	8.07E-02	1.25E-01	2.14E-01
4.5	6.55E-02	9.60E-02	1.67E-01
5.0	4.95E-02	7.38E-02	1.28E-01
5.5	3.38E-02	4.78E-02	9.25E-02
6.0	2.46E-02	4.30E-02	5.96E-02
6.5	1.77E-02	3.21E-02	2.81E-02
7.0	1.15E-02	2.00E-02	2.02E-02
7.5	7.16E-03	1.30E-02	1.04E-02
8.0	4.82E-03	9.36E-03	3.85E-03
8.5	4.88E-03	6.99E-03	4.63E-03
9.0	3.74E-03	5.51E-03	3.63E-03
9.5	3.40E-03	4.07E-03	3.45E-03
10.0	3.44E-03	4.89E-03	6.74E-03

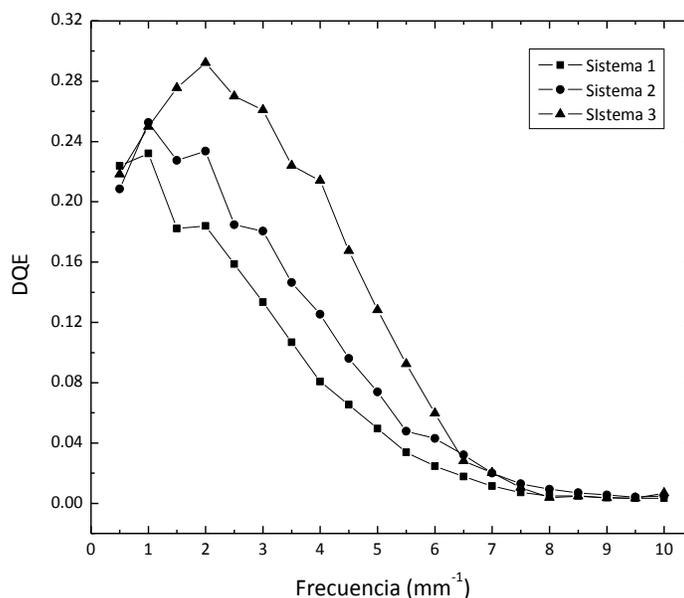


Figura 5.18. DQE determinado con el software Sacbé para los tres sistemas.

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

Estado de la prueba: Prueba de referencia.

Comentarios: Sistema 1. Sistema 2. Sistema 3. En ninguno de los casos fue posible comparar los valores de la DQE calculados con los proporcionados por el fabricante ya que dichos valores fueron obtenidos a niveles de kerma en aire a la entrada del receptor de imagen (KAD) diferentes. Esto no fue considerado cuando se realizó esta prueba en cada uno de los sistemas. Es necesario aplicar nuevamente la prueba de DQE en los tres sistemas para el mismo nivel de KAD con el que trabajó el fabricante. Según [Fetterly 03], [Fetterly 05] y [MHRA 04], la DQE es un parámetro fuertemente dependiente del nivel de KAD para frecuencias espaciales bajas (menores que 5 mm^{-1} aproximadamente), disminuyendo conforme el KAD aumenta.

Sistema 1. La DQE alcanza su máximo (0.232) en 1.0 mm^{-1} , cae rápidamente a altas frecuencias y tiene su valor mínimo (0.0034) en 9.5 mm^{-1} .

Sistema 2. La DQE alcanza su máximo (0.253) en 1.0 mm^{-1} , cae rápidamente a altas frecuencias y tiene su valor mínimo (0.00407) en 9.5 mm^{-1} .

Sistema 3. La DQE alcanza su máximo (0.292) en 2.0 mm^{-1} , cae rápidamente a altas frecuencias y tiene su valor mínimo (0.00345) en 9.5 mm^{-1} . Los valores superiores en DQE de este sistema

sobre los otros eran esperados debido a que éste es un sistema con tecnología de lectura por ambos lados de la placa. Dicha superioridad prevalece hasta una frecuencia de 6 mm^{-1} .

5.24 DOSIS GLANDULAR PROMEDIO

Se determinó la dosis glandular promedio para la calidad de haz asociada a las imágenes adquiridas por cada sistema en la prueba 5.17, *Constancia de la calidad de la imagen*. Adicionalmente se determinó la dosis glandular promedio para una calidad de haz de Mo/Mo a 28 kV en los tres sistemas. Los resultados se muestran en la tabla 5.22.

Tabla 5.22. Dosis glandular promedio (DGP).

	Sistema 1	Sistema 2	Sistema 3
DGP en mGy (Mo/Mo, 24 kV, 110 mAs)	1.67 ± 0.07	No aplica	No aplica
DGP en mGy (Mo/Mo, 25 kV, 122 mAs)	No aplica	1.90 ± 0.08	No aplica
DGP en mGy (Mo/Mo, 27 kV, 52 mAs)	1.31 ± 0.05	No aplica	No aplica
DGP en mGy (Mo/Mo, 27 kV, 77 mAs)	No aplica	No aplica	1.30 ± 0.05
DGP en mGy (Mo/Mo, 28 kV, 35 mAs)	1.20 ± 0.05	No aplica	No aplica
DGP en mGy (Mo/Mo, 28 kV, 56 mAs)	No aplica	1.40 ± 0.06	No aplica
DGP en mGy (Mo/Mo, 28 kV, 50 mAs)	No aplica	No aplica	1.25 ± 0.05

Criterio de aceptación: La dosis glandular promedio impartida por proyección a una mama comprimida de 4.2 cm de espesor y de composición 50% glandular–50% adiposa, debe ser inferior a 3 mGy.

Estado de la prueba: Los tres sistemas cumplen satisfactoriamente.

Comentarios: Sistema 1. Sistema 2. Sistema 3. Las imágenes adquiridas en la prueba 5.17 fueron obtenidas todas utilizando el modo automático de exposición de los equipos. Ninguno de ellos emplea una calidad de haz de Mo/Mo a 28 kV. En los tres casos se usan valores de kV menores. Como se esperaba, la dosis glandular promedio disminuye conforme el kV aumenta.

5.25 ILUMINACIÓN AMBIENTAL

Se midió la iluminación ambiental. En el caso de los sistemas 1 y 2, esta medida se realizó en el cuarto de interpretación del Centro de Lectura del Instituto Nacional de Cancerología. En el caso del sistema 3 no fue posible realizar esta medida ya que las imágenes impresas se interpretan en otras instalaciones de la clínica. Los resultados se muestran en la tabla 5.23.

Tabla 5.23. Iluminancia ambiental.

	Sistemas 1 y 2	Sistema 3
Iluminancia ambiental (lux)	10	No se realizó la prueba

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

Estado de la prueba: Satisfactorio para los sistemas 1 y 2. En el sistema 3 no se pudo aplicar la prueba.

5.26 INSPECCIÓN VISUAL DEL MONITOR/DE LA IMAGEN IMPRESA

Se realizó la inspección visual mediante el análisis del patrón SMPTE. En el caso de los sistemas 1 y 2, el patrón se analizó en las tres estaciones de trabajo (cada estación tiene un par de monitores) del cuarto de interpretación del Centro de Lectura del INCan. En el caso del sistema 3, el patrón se imprimió y se analizó en el negatoscopio para mamografía del Instituto de Física de la UNAM.

Criterio de aceptación: (1) Los contrastes del 0% - 5% y el del 95% - 100% deben ser visibles y cada paso desde el 0% hasta el 100% debe distinguirse de sus adyacentes. (2) Los caracteres alfanuméricos deben ser nítidos. (3) Los pares de líneas de alto contraste y bajo contraste tienen que distinguirse en el centro y en las esquinas de la pantalla tanto para las orientaciones verticales como horizontales de los patrones de líneas. (4) No se deben observar artefactos ni distorsión geométrica en las imágenes.

Estado de la prueba: Los tres sistemas cumplen satisfactoriamente.

5.27 NIVELES EXTREMOS DE BRILLO/DE DENSIDAD ÓPTICA

Los resultados se muestran en la tabla 5.24.

Criterio de aceptación: Para monitores de interpretación, la luminancia máxima (L_{max}) debe ser mayor o igual que 170 cd/m^2 , mientras que el cociente $L_{\text{max}}/L_{\text{min}}$ debe ser mayor o igual que 250. Para monitores de visualización, la luminancia máxima (L_{max}) debe ser mayor o igual que 100 cd/m^2 , mientras que el cociente $L_{\text{max}}/L_{\text{min}}$ debe ser mayor o igual que 100. Para la imagen impresa, la densidad óptica mínima (D_{min}) debe ser menor que 0.25, mientras que la densidad óptica máxima (D_{max}) debe ser mayor que 3.4.

Tabla 5.24. Niveles extremos de brillo/de densidad óptica.

			L_{min} ($cd \cdot m^{-2}$) $\pm 7\%$	L_{max} ($cd \cdot m^{-2}$) $\pm 7\%$	L_{max}/L_{min} $\pm 10\%$
Sistemas 1 y 2	Estación de trabajo 1	Monitor izquierdo	1	265	265
		Monitor derecho	1.1	278	253
	Estación de trabajo 2	Monitor izquierdo	1.2	265	221
		Monitor derecho	1.2	278	232
	Estación de trabajo 3	Monitor izquierdo	1.1	279	254
		Monitor derecho	1.4	289	206
Sistema 3			D_{min} (DO) ± 0.02	D_{max} (DO) ± 0.02	
			0.20	3.64	

Estado de la prueba: El sistema 3 cumple satisfactoriamente. Los sistemas 1 y 2 cumplen parcialmente.

Comentarios: Sistemas 1 y 2. Aunque el valor de L_{max} cumple con ser mayor igual que 170 cd/m^2 para todas las estaciones de trabajo, el cociente L_{max}/L_{min} está por debajo del límite inferior para ambos monitores de la estación de trabajo 2 y para el monitor izquierdo de la estación 3. Este resultado sugiere problemas en la calibración de las estaciones 2 y 3.

5.28 CURVA DE BRILLO/ESCALA DE GRISES

Los resultados de la prueba se muestran en las figuras 5.19-5.22.

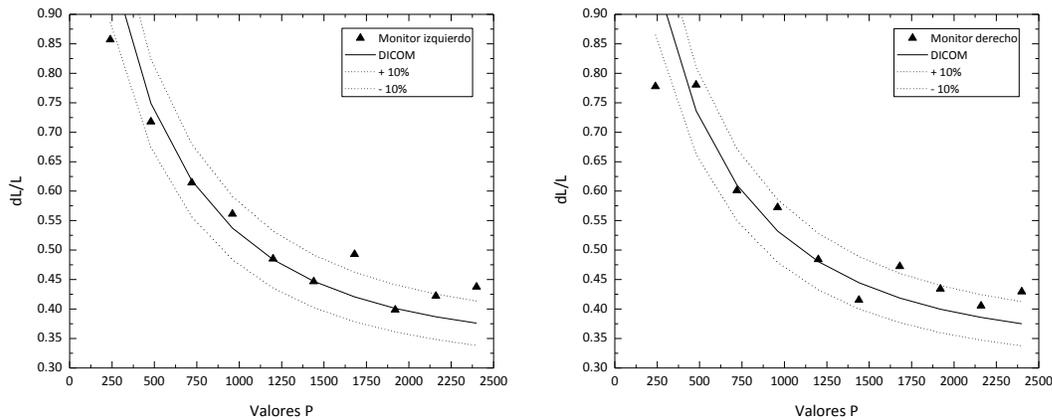


Figura 5.19. Curva de brillo de los monitores izquierdo y derecho de la estación de trabajo 1.

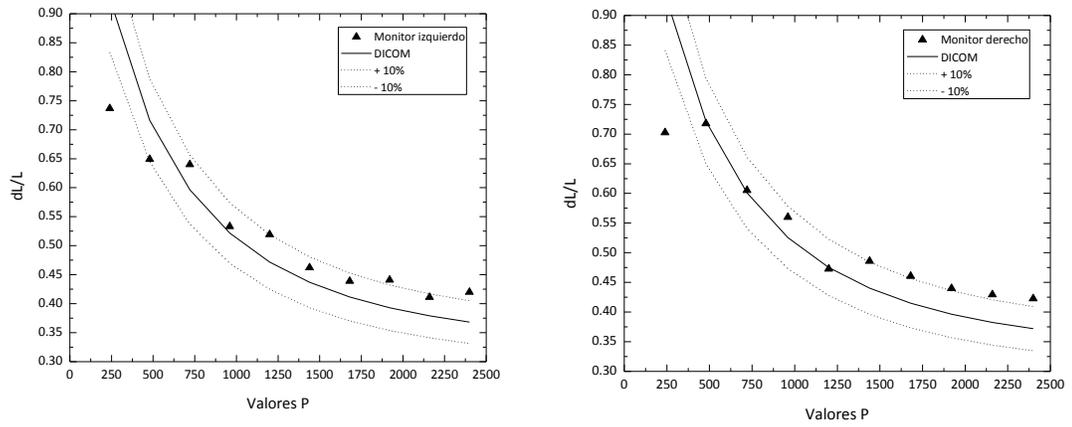


Figura 5.20. Curva de brillo de los monitores izquierdo y derecho de la estación de trabajo 2.

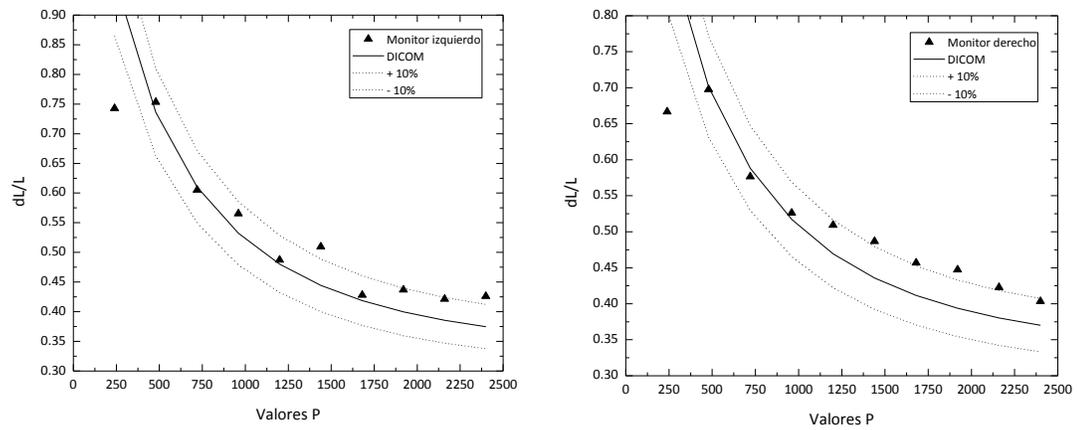


Figura 5.21. Curva de brillo de los monitores izquierdo y derecho de la estación de trabajo 3.

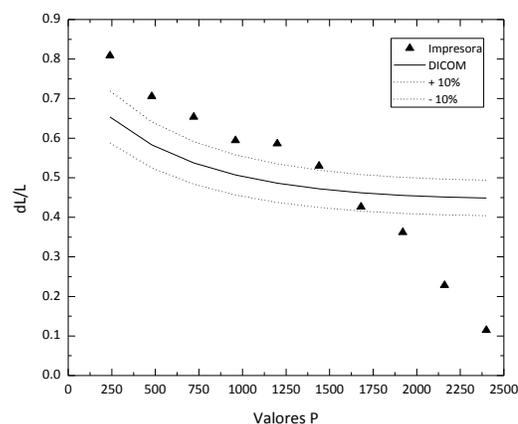


Figura 5.22. Escala de grises de la impresora del sistema 3.

Criterio de aceptación:

Monitores. La curva de luminancia del monitor debe ajustarse a la curva DICOM (*Grayscale Standard Display Function, GSDF*). Las diferencias entre las luminancias medidas y el ajuste teórico deben ser inferiores al 10% y 20% para monitores de interpretación y visualización respectivamente.

Impresora. La curva de densidades de la impresora debe ajustarse a la curva DICOM (*GSDF*). Las diferencias entre las densidades medidas y el ajuste teórico deben ser inferiores al 10%.

Estado de la prueba: Ninguno de los tres sistemas cumple.

Comentarios: Sistemas 1 y 2. Tanto el monitor izquierdo como el derecho de las tres estaciones de trabajo presentan una respuesta en luminancia que se desvía en más del $\pm 10\%$ del estándar DICOM. Este resultado sugiere problemas en la calibración de las tres estaciones. Sistema 3. La curva de densidades de la impresora asociada al sistema 3 se desvía en más del $\pm 10\%$ del estándar DICOM. Este resultado sugiere problemas en la calibración de la impresora.

5.29 SENSITOMETRÍA

Los resultados se muestran en la tabla 5.25.

Tabla 5.25. Sensitometría.

	D_{max} (DO) \pm 0.02	DD (DO) \pm 0.03	D_M (DO) \pm 0.02	B+V (DO) \pm 0.02
Sistema 3	3.64	1.59	1.32	0.20

Criterio de aceptación: Las desviaciones de los parámetros medidos con respecto a los parámetros de referencia deben ser: D_{max} menor que o igual a 0.15, DD menor que o igual a \pm 0.15, D_M menor que o igual a \pm 0.15 y B+V menor que o igual a 0.03.

Estado de la prueba: Prueba de referencia para el sistema 3.

5.30 UNIFORMIDAD DEL BRILLO/DE LA IMAGEN IMPRESA

Los resultados se muestran en la tabla 5.26.

Tabla 5.26. Uniformidad del brillo/de la imagen impresa.

		$(L_{max}-L_{min})/L_{centro}$ \pm 10%	
Sistemas 1 y 2	Estación de trabajo 1	Monitor izquierdo Monitor derecho	
		0.03 0.03	
	Estación de trabajo 2	Monitor izquierdo Monitor derecho	0.00 0.03
		Estación de trabajo 3	Monitor izquierdo Monitor derecho
			$2 \cdot (DO_{max} - DO_{min}) / (DO_{max} + DO_{min})$ \pm 0.03
	Sistema 3		0.02

Criterio de aceptación:

Monitores. La relación $(L_{max} - L_{min})/L_{centro}$ debe ser menor o igual que 0.3.

Impresora. La relación $(D_{max} - D_{min}) / ((D_{max} + D_{min}) / 2)$ debe ser menor o igual que 0.1.

Estado de la prueba: Los tres sistemas cumplen satisfactoriamente.

CAPÍTULO 6 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

Se estructuró un Programa de Control de Calidad para sistemas de mamografía digital tipo CR a partir de pruebas, procedimientos y criterios de aceptación establecidos en protocolos internacionales de control de calidad en mamografía.

Lo concerniente a los rubros comunes a mastógrafos tanto analógicos como digitales, se tomó del *Quality Control Manual* del ACR, [ACR 99], del *Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico* de la SEFM, [SEFM 02], del *European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening* de la Comunidad Europea, [EC 06] y del *Protocolo de Control de Calidad en Mamografía* del IAEA, [IAEA 06]. Lo concerniente a los rubros específicos para mastógrafos digitales, se tomó de [EC 06] y del *Protocolo de control de calidad en mamografía digital* de la SEFM, [SEFM 08]. Los procedimientos para la determinación de la MTF, NNPS y DQE se basan en lo establecido en la norma de la *International Electrotechnical Commission*, IEC 62220-1-2, [IEC 07].

El Programa esbozado en este trabajo consta de 59 pruebas agrupadas en cinco rubros de interés para mamografía digital tipo CR, y que son: *general o adquisición de la imagen*, *receptor de imagen*, *calidad de imagen*, *dosimetría* y *presentación de la imagen*. Este Programa mantiene básicamente la misma estructura de todos los documentos mencionados en el párrafo anterior, incluyendo todas las pruebas que se deben aplicar en equipos de mamografía tipo CR.

El Programa define: las pruebas correspondientes a la técnica radióloga y al físico médico, la frecuencia de aplicación, los procedimientos detallados para su aplicación y los criterios de aceptación para cada uno de los casos. Se incluyen además hojas de registro de datos de cada prueba, así como una hoja de cálculo automatizada para las pruebas esenciales que debe realizar el físico médico.

De un total de 59 pruebas se aplicaron aproximadamente el 50% de ellas (29) en tres sistemas de mamografía CR. Las pruebas aplicadas corresponden a pruebas de tipo esencial y que permiten hacer una buena supervisión del funcionamiento del sistema de mamografía. El resto de pruebas son tanto esenciales como complementarias. Las pruebas no fueron aplicadas en su totalidad debido en algunos casos a la falta del material necesario para su aplicación, en otros casos a la falta de seguimiento en el caso de las pruebas que verifican la constancia de parámetros de interés y otros casos por tratarse de pruebas complementarias que son muy específicas.

Las pruebas aplicadas se clasificaron, con base en su resultado, como: pruebas cumplidas satisfactoriamente, pruebas cumplidas parcialmente, pruebas no cumplidas y pruebas

de registro. En el siguiente histograma se puede observar la distribución de las pruebas con base en esta clasificación:

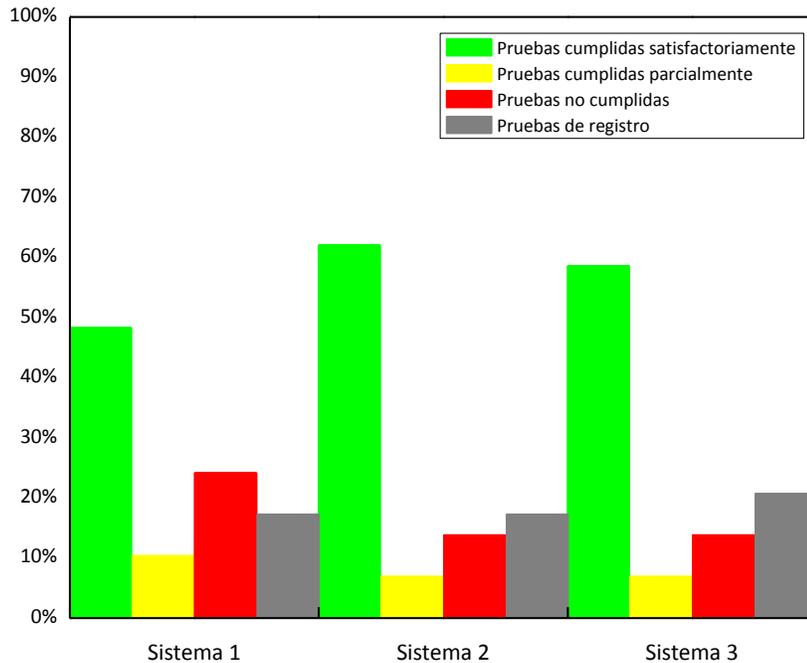


Figura 6.1. Histograma de las pruebas de control de calidad, mismas que fueron aplicadas en los sistemas 1, 2 y 3.

El **sistema 1** tiene un cumplimiento del 48.3% de las pruebas, cumple parcialmente con el 10.4% y no cumple con el 24.1%. El 17.2% representan pruebas de registro. El **sistema 2** tiene un cumplimiento del 62.1%, cumple parcialmente con el 6.9% y no cumple con el 13.8%. Nuevamente el 17.2% son pruebas de registro. El **sistema 3** tiene un cumplimiento del 58.6%, cumple parcialmente con el 6.9% y no cumple con el 13.8%, el 20.7% restante son pruebas de registro.

Omitiendo las pruebas que fueron de registro se tiene que, el 58.3% de las pruebas aplicadas al **sistemas 1** cumple satisfactoriamente, el 12.5% cumple parcialmente y el 29.2% no cumple. Para el **sistema 2** se tiene ahora que el 75% cumple, el 8.3% cumple parcialmente y el 16.7% no cumple. Para el **sistema 3** el 73.9% de las pruebas aplicadas cumple, el 8.7% cumple parcialmente y el 17.4% no cumple. Considerando estas cifras, de los tres sistemas sólo el número 1 se encuentra en un estado alarmante. Sin embargo, todas las pruebas no cumplidas o cumplidas parcialmente en todos los equipos son pruebas que afectan de manera importante y

directa la calidad de la imagen y es esto lo que debe dar la pauta para juzgar el estado situacional de un sistema de mamografía, dejando en segundo plano el número de pruebas que el sistema pueda cumplir satisfactoriamente.

Para discutir el estado de cada uno de los equipos, se resumieron los resultados de cada uno de ellos en la tabla 6.1. Ésta ofrece un diagnóstico situacional de los sistemas en las fechas en que fueron aplicadas las pruebas de control de calidad. No se debe perder de vista que en la práctica debe existir un seguimiento por parte del físico médico (realizado a través de las pruebas de baja frecuencia) y por parte de la técnica radióloga del servicio principalmente (realizado a través de las pruebas de alta frecuencia). En los sistemas de mamografía abordados no se realiza este seguimiento ya que esto demanda a un físico médico contratado al menos de manera temporal para ello y que la técnica radióloga esté capacitada y cuente con los materiales necesarios para realizar esta tarea.

Tabla 6.1 Resumen de resultados de los sistemas 1, 2 y 3.

	PRUEBA		ESTADO DE LA PRUEBA						
			SISTEMA 1		SISTEMA 2		SISTEMA 3		
GENERAL	Evaluación visual y mecánica del mastógrafo		No cumple		Sí cumple		Sí cumple		
	Fuerza de compresión		Sí cumple		Sí cumple		Sí cumple		
	Distancia foco-receptor de imagen		Prueba de registro		Prueba de registro		Prueba de registro		
	Factor de exposición rejilla		Sí cumple		Sí cumple		Sí cumple		
	Artefactos de la rejilla		Sí cumple		Sí cumple		Sí cumple		
	Colimación	Campo de R-X y campo luminoso		Cumple parcialmente		Sí cumple		Cumple parcialmente	
		Campo de R-X y receptor		Sí cumple		Sí cumple		Cumple parcialmente	
		Alineación compresor – receptor en el borde del tórax		Sí cumple		Sí cumple		No cumple	
	Capa hemirreductora (CHR) en mm Al		Mo/Mo, 24 kV	0.32 ± 0.01	Sí cumple	No aplica		No aplica	
			Mo/Mo, 25 kV	No aplica		0.34 ± 0.01	Sí cumple	No aplica	
			Mo/Mo, 27 kV	0.37 ± 0.01	Sí cumple	No aplica		0.37 ± 0.03	Sí cumple
			Mo/Mo, 28 kV	0.39 ± 0.01	Sí cumple	0.37 ± 0.01	Sí cumple	0.39 ± 0.03	Sí cumple
Repetibilidad del CAE		Sí cumple		Sí cumple		Sí cumple			
Compensación con el espesor		Cumple parcialmente		Cumple parcialmente		Cumple parcialmente			
RECEPTOR DE IMAGEN	Función de respuesta		Sí cumple		Sí cumple		Sí cumple		
	Ruido		No cumple		No cumple		No cumple		
	Diferencia de sensibilidad entre placas		Sí cumple		Sí cumple		Sí cumple		
	Linealidad espacial		Sí cumple		Sí cumple		Sí cumple		
	Homogeneidad		No cumple		Sí cumple		No cumple		
	Artefactos		No cumple		No cumple		Sí cumple		
	Desvanecimiento de la imagen latente		Prueba de registro		Prueba de registro		Prueba de registro		
	CALIDAD DE LA IMAGEN	Constancia de la calidad de la imagen	Fibras	4	Sí cumple	4	Sí cumple	5	Sí cumple
Microcalcificaciones			3	Sí cumple	3	Sí cumple	4	Sí cumple	
Masas			4	Sí cumple	4	Sí cumple	4	Sí cumple	
Resolución espacial (pl/mm)		7	No cumple	8	No cumple	9	No cumple		
Distorsión geométrica		Sí cumple		Sí cumple		Sí cumple			
Remanencia de la imagen en el receptor		No cumple		Sí cumple		Sí cumple			
Función de transferencia de modulación (MTF)		Prueba de registro		Prueba de registro		Prueba de registro			
Espectro normalizado de potencia de ruido (NNPS)		Prueba de registro		Prueba de registro		Prueba de registro			
Eficiencia cuántica de detección (DQE)		Prueba de registro		Prueba de registro		Prueba de registro			
DOSIMETRÍA	Dosis glandular promedio (mGy)	Mo/Mo, 24 kV	1.67 ± 0.07 (110 mAs)	Sí cumple	No aplica		No aplica		
		Mo/Mo, 25 kV	No aplica		1.90 ± 0.08 (122 mAs)	Sí cumple	No aplica		
		Mo/Mo, 27 kV	1.31 ± 0.05 (52 mAs)	Sí cumple	No aplica		1.30 ± 0.05 (77 mAs)	Sí cumple	
		Mo/Mo, 28 kV	1.20 ± 0.05 (35 mAs)	Sí cumple	1.40 ± 0.06 (56 mAs)	Sí cumple	1.25 ± 0.05 (50 mAs)	Sí cumple	
PRESENTACIÓN DE LA IMAGEN	Iluminación ambiental		Sí cumple		Sí cumple		Prueba no aplicada		
	Inspección visual del monitor/de la imagen impresa		Sí cumple		Sí cumple		Sí cumple		
	Niveles extremos de brillo/de densidad óptica		Cumple parcialmente		Cumple parcialmente		Sí cumple		
	Curva de brillo/Escala de grises		No cumple		No cumple		No cumple		
	Sensitometría		No aplica		No aplica		Prueba de registro		
	Uniformidad del brillo/de la densidad óptica		Sí cumple		Sí cumple		Sí cumple		

Para el **sistema 1**, las pruebas no cumplidas son la *evaluación mecánica y visual*, el *ruido*, la *homogeneidad* y *artefactos del receptor de imagen*, la *resolución espacial*, la *remanencia de la imagen en el receptor* y la *curva de brillo* de los dispositivos de presentación de la imagen. De éstas, las primeras cinco se consideran críticas debido al impacto que tienen en la calidad de la imagen. Las pruebas cumplidas parcialmente son la *colimación*, la *compensación con el espesor* realizada por el CAE y los *niveles extremos de brillo*.

El motivo del no cumplimiento de la *evaluación mecánica y visual* es el mal estado del único compresor con el que cuenta el sistema, ya que éste tiene fracturas en las esquinas del lado del pezón, además de que bascula exageradamente durante la compresión. Este error afecta directamente la calidad de la imagen puesto que la compresión de la mama de la paciente no se puede realizar de manera firme ni homogénea, impidiendo que la compresión cumpla con los objetivos de evitar el movimiento de la paciente, esparcir los tejidos mamarios y reducir el espesor de mama para minimizar la radiación dispersa, por lo tanto la dosis impartida aumenta.

Los resultados de la prueba de *ruido* indican que el ruido cuántico es la componente principal del ruido total hasta un valor de KAD cercano a 0.3 mGy y para valores superiores de KAD, el ruido estructural se convierte en la principal fuente de ruido en el receptor de imagen. La presencia de fuentes de ruido adicionales al cuántico, como sucede en este caso, influyen negativamente en la calidad de la imagen, limitando la detectabilidad de detalles de interés diagnóstico.

La *homogeneidad* del receptor de imagen está considerablemente afectada ya que el número de regiones del receptor cuyo VMP y RSR no superan el criterio de aceptación es del orden del 33% y 44% respectivamente. La inhomogeneidad en la respuesta del receptor impacta la calidad de la imagen ya que se introducen a la imagen clínica variaciones que no son resultado del objeto de estudio (la mama), obstaculizando la visualización de los detalles de interés diagnóstico.

Los *artefactos* encontrados en el receptor de imagen fueron bandas anchas horizontales y verticales con un tono de gris superior al del resto de la imagen, puntos brillantes dispersos en toda la imagen, figuras rectangulares con un tono de gris inferior al resto de la imagen y apariencia ruidosa en general. Los artefactos en forma de puntos se pueden eliminar con una limpieza adecuada de la placa de imagen. Las figuras rectangulares aunque tienen un tamaño considerable, se encuentran en los extremos superiores izquierdo y derecho del receptor y difícilmente se interpondrán al objeto de estudio en la imagen clínica. El artefacto más grave y evidente corresponde a las bandas y es resultado de un proceso de aplanado de campo deficiente. Cualquiera de los artefactos antes mencionados deteriora la calidad de la imagen ya que pueden impedir o dificultar que el médico radiólogo detecte detalles de interés diagnóstico e incluso, el médico podría llegar a confundir algún artefacto con una anomalía mamaria.

La *resolución espacial* del sistema, evaluada a partir del patrón de barras paralelas, fue de 7 pl/mm. Este resultado se encuentra por debajo del límite inferior que es de 10 pl/mm. Aunque se necesitan aplicar más pruebas para determinar la causa de este problema, es claro

que si la resolución espacial se degrada, la calidad de la imagen también lo hará. La implicación de este problema es la incapacidad del sistema para detectar objetos de menor dimensión que la asociada a 7 pl/mm (70 μm aproximadamente).

El factor de *remanencia de la imagen en el receptor* fue de 3.1. Dicho resultado rebasa el límite superior de 3. Este problema de remanencia indica que en el receptor de imagen persiste información de imágenes adquiridas previamente, y es resultado de un proceso deficiente de borrado de la placa de imagen. Este problema afecta también la calidad de la imagen puesto que información de estudios previos altera la información del estudio corriente.

La *curva de brillo* de todos los monitores de las tres estaciones de trabajo del Centro de Lectura difiere en más del $\pm 10\%$ del estándar DICOM. Esta discrepancia se debe a una calibración incorrecta de los monitores.

El problema de *colimación* encontrado corresponde a una falta de alineación entre el campo de rayos X y el campo luminoso en los bordes anterior y posterior. El límite máximo permitido es del 2% de la distancia foco-receptor de imagen, mientras que la desalineación medida fue del 3%.

Se observaron problemas en la *compensación con el espesor* para los maniqués de 4.0 y 7.0 cm de espesor. Esto se debe a que el cociente de la RCR asociada a cada uno, entre la RCR del maniqué estándar ($RCR_{4.5\text{cm}}$), es inferior a 1.05 para 4.0 cm e inferior a 0.8 para 7.0 cm. El CAE es el sistema responsable de realizar la compensación en la técnica (selección de blanco/filtro, kV y mAs) conforme varía el espesor de la mama, con el objetivo de mantener la calidad de imagen constante independientemente del espesor de mama comprimida. Este fallo en la compensación se puede deber a que el CAE del mastógrafo no fue calibrado empleando el receptor de imagen tipo CR, sino que fue ajustado de acuerdo con un receptor tipo película-pantalla. En ese caso, el CAE buscará proporcionar la densidad óptica asociada a una buena calidad de imagen para mamas de distinto espesor, en lugar de ofrecer la RCR asociada a una buena calidad de imagen. Este problema es particularmente importante para un sistema que dará servicio en un programa de detección precoz de cáncer de mama, en el que las imágenes son adquiridas en su totalidad con el modo automático de exposición (CAE) del equipo.

La condición para el cociente de luminancias máxima y mínima ($L_{\text{max}}/L_{\text{min}}$) en la prueba de *niveles extremos de brillo*, no se cumple aunque el valor de L_{max} cumple con ser mayor o igual que 170 cd/m^2 , para dos de las tres estaciones de trabajo del Centro de Lectura. Con este resultado nuevamente se exponen los problemas de calibración que tienen los monitores.

En el caso del **sistema 2**, las pruebas no cumplidas son el *ruido y artefactos del receptor de imagen*, la *resolución espacial* y la *curva de brillo* de los dispositivos de presentación de la imagen. Las primeras tres pruebas, como en el caso del sistema 1, afectan la calidad de la imagen severamente. Las pruebas cumplidas parcialmente son la *compensación con el espesor* y los *niveles extremos de brillo*.

Aunque los resultados de la prueba de *ruido* sugieren la presencia de fuentes adicionales al ruido cuántico, en específico ruido electrónico, el análisis de una a una de las componentes del ruido total indica la influencia de ruido cuántico únicamente. Para determinar el origen de esta discrepancia es necesario realizar pruebas adicionales.

Los *artefactos* encontrados en el receptor de imagen fueron, al igual que en el sistema 1, bandas anchas horizontales y verticales con un tono de gris diferente al del resto de la imagen, puntos brillantes dispersos, una zona grande triangular orientada en la dirección borde posterior–borde anterior y apariencia ruidosa en general. Los artefactos en forma de puntos y de bandas, tienen el mismo origen que en el caso del sistema 1. El artefacto en forma de triángulo corresponde a una región de la placa de imagen con relieve, lo que parece indicar que la placa del cristal fosforescente depositada sobre el soporte se está desprendiendo. Se desconocen las causas de este deterioro. Un deterioro de este estilo demanda la sustitución del receptor de imagen.

La *resolución espacial* del sistema fue de 8 pl/mm. Dicho valor es inferior al límite de 10 pl/mm. Como en el sistema 1, es necesario aplicar más pruebas para determinar la causa de este problema.

Los problemas en la *curva de brillo* corresponden a los encontrados en el sistema 1 ya que los dispositivos de presentación de la imagen son compartidos.

Se detectaron problemas en la *compensación con el espesor* para los maniqués de 4.0, 6.0 y 7.0 cm de espesor. El cociente de la RCR asociada a cada uno entre la RCR del maniquí estándar ($RCR_{4.5cm}$), es inferior a 1.05 para 4.0 cm e inferior a 0.8 para 6.0 y 7.0 cm. Como se comentó para el sistema 1, este fallo se puede deber a que el CAE del mastógrafo no fue calibrado empleando el receptor de imagen tipo CR, sino que fue ajustado para un receptor tipo película-pantalla. Este no es un problema menor puesto que el sistema 2 también dará servicio en un programa de detección temprana de cáncer de mama.

Los problemas encontrados en la prueba *niveles extremos de brillo* corresponden a los encontrados en el sistema 1 ya que los dispositivos de presentación de la imagen son los mismos para ambos sistemas.

Para el **sistema 3**, las pruebas no cumplidas son el *ruido* y la *homogeneidad del receptor de imagen*, la *resolución espacial* y la *escala de grises* del dispositivo para presentación de la imagen que es la impresora. Nuevamente, las primeras tres pruebas deterioran la calidad de la imagen. Las pruebas cumplidas parcialmente son la *colimación* y la *compensación con el espesor*. La prueba de *iluminación ambiental* no pudo ser aplicada.

Los resultados de la prueba de *ruido* indican que el ruido cuántico es la componente principal del ruido en la imagen hasta un valor de KAD cercano a 0.111 mGy. Para valores de KAD mayores, el ruido estructural domina de manera importante en la imagen. Esto afecta la calidad de la imagen, lo que puede reducir la detectabilidad de detalles de interés diagnóstico.

La *homogeneidad* del receptor de imagen no es aceptable ya que el número de regiones del receptor cuyo VMP y RSR no superan el criterio de aceptación es del orden del 50% en ambos casos. Tal grado de inhomogeneidad del receptor puede impedir la detección de objetos de interés diagnóstico.

La *resolución espacial* del sistema fue de 9 pl/mm, valor que se encuentra por debajo del límite inferior de 10 pl/mm. Para identificar la(s) causa(s) de este deterioro se deben aplicar pruebas adicionales.

La *escala de grises* de la impresora difiere en más del $\pm 10\%$ del estándar DICOM. Esta discrepancia se debe a una calibración incorrecta de la impresora.

El problema de *colimación* encontrado corresponde a una falta de alineación entre los bordes del lado del tórax del compresor y del receptor de imagen. El límite máximo permitido es del 1% de la distancia foco-receptor de imagen, mientras que la desalineación medida fue del 4.8%. Este problema afecta la calidad de la imagen ya que cuando el compresor se extiende más allá del borde del tórax del receptor, el compresor mismo empujará el tórax de la paciente hacia afuera del receptor de imagen y por lo tanto parte del tejido mamario no se podrá visualizar. Adicionalmente, no se pudo evaluar la alineación de los bordes anterior y posterior entre el campo de rayos X y el campo luminoso, ni la alineación del campo de rayos X con el receptor de imagen en el borde anterior.

Se detectaron problemas en la *compensación con el espesor* para los maniqués de 4.0 y 7.0 cm de espesor. El cociente de la RCR asociada a cada uno entre la RCR del maniqué estándar ($RCR_{4.5cm}$), es inferior a 1.05 para 4.0 cm e inferior a 0.8 para 7.0 cm. Como se dijo para los sistemas 1 y 2, esto puede ser el resultado de que el CAE del mastógrafo no fue calibrado empleando el receptor de imagen tipo CR, sino que fue ajustado para un receptor tipo película-pantalla.

La *iluminación ambiental* no se pudo evaluar ya que las imágenes impresas se interpretan en otras instalaciones de la clínica.

Las pruebas de *evaluación visual y mecánica y remanencia de la imagen en el receptor* fueron cumplidas satisfactoriamente por los **sistemas 2 y 3**.

El **sistema 2** fue el único que cumplió satisfactoriamente las pruebas de *colimación y homogeneidad del receptor de imagen*.

El **sistema 3** fue el único que cumplió las pruebas de *artefactos y niveles extremos de densidad óptica*.

Las pruebas de *fuerza de compresión, factor de exposición de rejilla, artefactos de la rejilla, capa hemirreductora (CHR), repetibilidad del CAE, función de respuesta, diferencia de sensibilidad entre placas, linealidad espacial, constancia de la calidad de la imagen, distorsión*

geométrica, dosis glandular promedio, inspección visual del monitor/de la imagen impresa y uniformidad del brillo/de la densidad óptica, fueron cumplidas satisfactoriamente por los sistemas 1, 2 y 3.

Idealmente, los resultados de las pruebas cumplidas satisfactoriamente por cada uno de los sistemas, se deberían mantener y no degradarse. Por ejemplo, los valores de *fuerza de compresión, capa hemirreductora (CHR), dosis glandular promedio*, número de objetos visualizados y técnica radiológica en la *calidad de la imagen* con el maniquí, etc., se deben vigilar con la frecuencia recomendada para identificar cambios negativos en el desempeño de los equipos. Análogamente, los resultados de las pruebas de registro se deben considerar como niveles de referencia para evaluaciones posteriores con el fin de reconocer cambios que deterioren el desempeño de los equipos. Tal es el caso de las pruebas *distancia foco-receptor de imagen, desvanecimiento de la imagen latente, función de transferencia de modulación (MTF), espectro normalizado de potencia de ruido (NNPS), eficiencia cuántica de detección (DQE) y sensitometría.*

Los errores identificados deben ser corregidos por el proveedor de los equipos y/o el ingeniero de servicio. Posteriormente se deben volver a evaluar para establecer los niveles de referencia en cada caso y estos a su vez, deberán vigilarse con la frecuencia recomendada.

CAPÍTULO 7 CONCLUSIONES

En este trabajo se diseñó un Programa de Control de Calidad propio de un sistema de mamografía digital tipo CR. Se aplicaron aproximadamente el 50% de las pruebas del Programa, mismas que corresponden a pruebas de tipo esencial y que permiten hacer una buena supervisión del funcionamiento del sistema de mamografía. Las pruebas no aplicadas corresponden a pruebas que verifican la constancia de parámetros de interés, pruebas complementarias que son muy específicas y pruebas para las que no se contaba con el equipo necesario para su aplicación.

El porcentaje de pruebas aplicadas (omitiendo las que son de registro) y que fueron cumplidas satisfactoriamente en los sistemas 1, 2 y 3 fue de 58.3%, 75% y 73.9% respectivamente. Las pruebas que se cumplen de manera parcial representan el 12.5%, 8.3% y 8.7% del total de pruebas para los sistemas 1, 2 y 3, respectivamente. Las pruebas no cumplidas corresponden al 29.2%, 16.7% y 17.4% para 1, 2 y 3 respectivamente. El porcentaje de pruebas no cumplidas se debe a pruebas que son determinantes en la generación de una imagen de calidad, por lo que el desempeño de los tres sistemas se considera inaceptable.

Aunque una muestra de 3 sistemas no es estadísticamente significativa (ya que en el país existen al menos 70 sistemas de este tipo, de acuerdo al inventario 2011 de la Secretaría de Salud), los resultados sugieren que las debilidades de este tipo de equipos son el ruido, la homogeneidad del receptor de imagen, los artefactos y la resolución espacial.

Los valores de dosis encontrados en todos los casos están por debajo del nivel orientativo de 3 mGy por proyección cráneo-caudal indicado en la Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-202. El valor máximo de dosis glandular promedio determinado con un maniquí que simula una mama comprimida de 4.5 cm de espesor y composición 50% glandular-50% adiposa, para una combinación blanco/filtro de Mo/Mo, una tensión de 28 kV y 56 mAs fue de 1.40 ± 0.06 mGy, mientras que para una combinación blanco/filtro de Mo/Mo, una tensión de 25 kV y 122 mAs, fue de 1.90 ± 0.08 mGy.

De acuerdo a medidas realizadas durante 2010 en diez sistemas de mamografía tipo película pantalla, la dosis glandular promedio para una combinación blanco/filtro de Mo/Mo, una tensión de 28 kV y alrededor de 50 mAs, es en promedio 1.2 mGy. De 2010 se tienen también medidas de la dosis en dos sistemas de mamografía tipo DR en las mismas condiciones, resultando en este caso un valor promedio de 1 mGy. El promedio de la dosis determinada para los sistemas tipo CR estudiados en este trabajo, bajo las mismas condiciones, fue de 1.3 mGy, el cual, es superior al promedio obtenido en los sistemas DR y ligeramente mayor al determinado en los sistemas película pantalla mencionados.

La evaluación de la calidad de la imagen en un equipo digital CR comprende algo más que verificar un número mínimo de objetos en la imagen de un maniquí. Ya que el contraste es un parámetro modificable en un sistema digital, la calidad de la imagen evaluada con un maniquí como el del ACR es sólo una referencia que permite evaluar constancia mas no calidad per se. La evaluación completa de la calidad de la imagen incluye la estimación de la homogeneidad del receptor de imagen, el ruido en el receptor de imagen, la linealidad espacial, los artefactos, el umbral de contraste, la distorsión geométrica y más aún, la función de transferencia de modulación (MTF), el espectro normalizado de potencia de ruido (NNPS) y la eficiencia cuántica de detección (DQE). La determinación de estos últimos parámetros así como su constancia en el tiempo podría llevar a la definición de un índice de calidad de imagen adecuado para un sistema digital. Cabe mencionar que la determinación de dichos parámetros no es sencilla ya que se debe contar con el material requerido para realizar las pruebas y con un software de cálculo especializado, como el que se utilizó en este trabajo.

Los resultados globales de las pruebas de control de calidad aplicadas a los tres sistemas se informaron a los responsables médicos de cada servicio. Como resultado de esto, en uno de los sistemas que formará parte del programa de detección temprana de cáncer de mama, se aplicaron acciones correctivas por parte del ingeniero de servicio del equipo CR. Se espera que los resultados obtenidos para los otros sistemas contribuyan a la corrección de los errores encontrados. Los sistemas 1 y 2 no han arrancado aún en el programa de detección temprana y se espera que, una vez realizadas y verificadas las correcciones, puedan arrancar con un mejor nivel de desempeño.

Es necesaria la inclusión de los requisitos de funcionamiento de equipos de mamografía digital, incluyendo los CR, dentro de la norma oficial mexicana NOM-229-SSA1-2002 y se espera que este trabajo contribuya a este fin. Aunque la evaluación completa de equipos de mamografía CR contempla aproximadamente 59 pruebas, de acuerdo a lo realizado en este trabajo, se debe considerar que algunas de ellas son comunes a equipos analógicos y digitales y por lo tanto, ya están contempladas en la NOM-229-SSA1-2002. El resto de pruebas dedicadas sólo a sistemas digitales es un número más reducido y de éste se pueden seleccionar sólo las pruebas esenciales, que son:

- Repetibilidad del CAE
- Compensación con el espesor
- Función de respuesta del receptor de imagen
- Ruido en el receptor de imagen
- Diferencia de sensibilidad entre placas
- Linealidad espacial
- Homogeneidad del receptor de imagen
- Artefactos
- Desvanecimiento de la imagen latente
- Distorsión geométrica
- Remanencia de la imagen en el receptor

- Evaluación de los dispositivos de presentación de la imagen

Sin embargo, de este grupo de pruebas existe un subgrupo aún más importante y que consiste en las pruebas que debe aplicar de manera rutinaria la técnica radióloga y que son:

- Constancia del funcionamiento global del CAE, prueba semanal
- Constancia en la homogeneidad del receptor de imagen, prueba semanal
- Artefactos, prueba semanal
- Constancia de la calidad de la imagen, prueba quincenal
- Evaluación de los dispositivos de presentación de la imagen, pruebas semanales

A través de la aplicación correcta y oportuna de estas pruebas es posible la detección temprana de cambios o deterioros en el desempeño del equipo que puedan influir negativamente sobre la calidad de la imagen. Por lo tanto, es imperativo que las técnicas radiólogas de un servicio de mamografía estén capacitadas para realizar estas pruebas y que además cuenten con el equipo y materiales necesarios para llevar a cabo su tarea. Esto tiene una relevancia tal que fue incorporado en la actualización de la NOM-041-SSA2-2011, publicada en junio del 2011.

La ejecución de un programa de control de calidad idealmente debe ser constante por parte de las figuras involucradas en él; técnica radióloga y físico médico. Los elementos que durante las evaluaciones no superen los criterios de aceptación deberían ser informados al ingeniero de servicio de los equipos, el cual debería corregirlos de manera inmediata o en un plazo aceptable según sea el caso. Por lo tanto, la coordinación entre todas las personas involucradas, donde adicionalmente se considera a los responsables médicos de los servicios, son clave para el éxito de un programa de control de calidad.

La Secretaría de Salud ha planteado, dentro del Programa de Prevención y Control del Cáncer de Mama, estrategias para la detección temprana que contemplan un modelo similar al de los Centros de Lectura del Instituto Nacional de Cancerología y del Hospital Oncológico de Sonora. Éste consiste en ubicar un centro de lectura en unidades estatales especializadas en la detección y diagnóstico del cáncer en la mujer, en el que se interpretarán estudios adquiridos en centros de salud o unidades móviles del resto de la entidad. Cada uno de estos centros de salud se convertirá entonces en un centro emisor de estudios mamográficos por lo que requieren adaptar sus equipos analógicos a lectores CR. Esto indica que en lo sucesivo el número de sistemas de mamografía tipo CR que habrá en el país crecerá considerablemente. Los resultados obtenidos en este trabajo han contribuido a que en el Programa de Prevención y Control de Cáncer de Mama conducido por la Secretaría de Salud, se contemple a partir de 2011 al control de calidad y al físico médico como elementos esenciales de su desarrollo. Derivado de esto, la Secretaría contrató a dos maestros en física médica para supervisar y realizar el control de calidad en las unidades con servicios de mamografía que integran la red de la Secretaría de Salud, con lo que se espera mejorar el desarrollo del Programa de Prevención y Control del Cáncer de Mama a nivel nacional.

REFERENCIAS

- [AAPM 05] American Association of Physicists in Medicine, *Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems*, AAPM On-line report No.3, USA, 2005.
- [AAPM 06] American Association of Physicists in Medicine, *Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems*, AAPM Report No. 93, USA, 2006.
- [ACS] American Cancer Society
http://www.cancer.org/docroot/CRI/content/CRI_2_6X_Benign_Breast_Conditions_59.asp
http://www.cancer.gov/ncicancerbulletin/NCI_Cancer_Bulletin_072605/page5
- [ACR 99] American College of Radiology, *Mammography Quality Control Manual*, ACR, 1999.
- [ACR 06] American College of Radiology, *Recommendations for full-field digital mammography quality control*, ACR, 2006.
- [ACR 07] American College of Radiology, *Practice guideline for determinants of image quality in digital mammography*, ACR, 2007.
- [Ayala 09] Ayala R, Linares R y García R, *MiQuaEla, programa para el cálculo de la DQE en radiografía digital*, Revista de Física Médica de la Sociedad Española de Física Médica, SEFM, 2009; 10(2): 123-126.
- [Ayala 10] 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.
- [Bick 10] Bick U, Diekmann F, *Digital Mammography*, Springer, Berlin, 2010.
- [Brandan 06] Brandan ME, Villaseñor Navarro Y, *Detección del cáncer de mama: estado de la mamografía en México*, Cancerología 1, 2006: 147-162.
- [Boone 99] Boone JM, *Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy x-ray beams: Monte Carlo assessment*, Radiology, 1999; 213: 23-27.
- [Bosmans 06] Bosmans H, et al, *Image quality measurements and metrics in full field digital mammography: an overview*, Protection Dosimetry, 2006; 117(1-3): 120-130.
- [Bushberg 02] Bushberg JH, *The Essential Physics of Medical Imaging*, Lippincott Williams & Wilkins, U.S.A, 2002.

- [Burgess 04]** Burgess A, *On the noise variance of a digital mammography system*, Medical Physics, 2004; 31(7): 1987-1995.
- [Cesar 01]** Cesar LJ, et al, *Artefacts found in computed radiography*, The British Journal of Radiology, 2001; 74: 195-202.
- [Chevalier 10]** Chevalier M, Torres R, *Mamografía digital*, Rev Fis Med, 2010; 11(1): 11-26.
- [Dance 90]** Dance DR, et al, *Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose*, Phys Med Biol, 1990; 35: 1211-1219.
- [Dance 00]** 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.
- [EC 06]** European Commission, *European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening*, 4th Edition, European Communities, 2006.
- [Elmore 05]** Elmore JG, et al, *Screening for Breast Cancer*, Journal of the American Medical Association, 2005; 293: 1245-1255.
- [EUREF]** European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services
<http://www.euref.org>
- [Evans 02]** Evans DS, Workman A, Payne M, *A comparison of the imaging properties of CCD-based devices used for small field digital mammography*, Phys Med Biol, 2002; 47: 117-135.
- [Fetterly 03]** Fetterly KA, Schueler BA, *Performance evaluation of a "dual-side read" dedicated mammography computed radiography system*, Medical Physics, 2003; 30(7): 1843-1854.
- [Fetterly 06]** Fetterly KA, Schueler BA, *Performance evaluation of a computed radiography imaging device using a typical "front side" and novel "dual side" readout storage phosphors*, Medical Physics, 2006; 33(2): 290-296.
- [Fletcher 03]** Fletcher SW, Elmore JG, *Mammographic Screening for Breast Cancer*, The New England Journal of Medicine, 2003; 348: 1672-1680.
- [GLOBOCAN 08]** International Agency for Research on Cancer
<http://globocan.iarc.fr>
- [Hammerstein 79]** Hammerstein GR, et al, *Absorbed radiation dose in mammography*, Radiology, 1979; 130: 485-491.
- [Higashida 92]** Higashida Y, et al, *Detection of Subtle Microcalcifications: Comparison of Computed Radiography and Screen-Film Mammography*, Radiology, 1992; 183: 483-486.

- [Hogge 99]** Hogge JP, et al, *Quality Assurance in Mammography: Artifact Analysis*, RadioGraphics, 1999; 19:503-522.
- [IAEA 06]** Organismo Internacional de Energía Atómica, *Control de Calidad en Mamografía*, IAEA, Austria, 2006.
- [Ideguchi 04]** Ideguchi T, et al, *New CR System with Pixel Size of 50 μ m for Digital Mammography: Physical Imaging Properties and Detection of Subtle Microcalcifications*, Radiation Medicine, 2004; 22(4): 218-224.
- [IEC 07]** 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.
- [ImageJ]** ImageJ, Rasband W, National Institute of Health, USA.
- [INEGI 10]** Instituto Nacional de Estadística y Geografía, *Mujeres y hombres en México 2010*, INEGI, México, 2010.
- [Johns 87]** Johns PC, Yaffe MJ, *X-ray characterization of normal and neoplastic breast tissues*, Phys Med Biol, 1987; 32(6): 675-695.
- [Knaul 09]** Knaul FM, Nigenda G, et al, *Cáncer de mama en México, una prioridad apremiante*, Salud Pública de México, 2009; 51 Supl. 2.
- [Kopans 98]** Kopans D, *Breast imaging*, Lippincott-Raven, USA, 1998.
- [Mahesh 04]** Mahesh M, *AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. Digital Mammography: An Overview*, RadioGraphics, 2004; 24(6): 1747-1760.
- [Neitzel 05]** Neitzel U, *Status and Prospects of Digital Detector Technology for CR and DR*, Radiation Protection Dosimetry, 2005; 114(1-3): 32-38.
- [MHRA 04]** Medicines and Healthcare products Regulatory Agency, *Computed Radiography (CR) Systems for Mammography. Fuji FCR 5000MA and FCR Profect CS*, MHRA, UK, 2004.
- [NHSBSP 05]** National Health Service Breast Screening Programme, *Evaluation of Kodak DirectView Mammography Computerised Radiography System*, NHSBSP Equipment Report 0504, NHS Cancer Screening Programmes, UK, 2005.
- [NHSBSP 06]** National Health Service Breast Screening Programme, *Evaluation of the Fuji Profect Computerised Radiography System*, NHSBSP Equipment Report 0605, NHS Cancer Screening Programmes, UK, 2006.
- [NHSBSP 07]** National Health Service Breast Screening Programme, *Technical Evaluation of the Kodak DirectView Mammography Computerised Radiography System Using HER-M2 Plates*, NHSBSP Equipment Report 0706, NHS Cancer Screening Programmes, UK, 2007.

- [NHSBSP 08]** National Health Service Breast Screening Programme, *Technical Evaluation of the Konica Minolta Regius 190 CR Mammography System and Three Types of Image Plate*, NHSBSP Equipment Report 0806, NHS Cancer Screening Programmes, UK, 2008.
- [NHSBSP 09]** National Health Service Breast Screening Programme, *Evaluation and Clinical Assessment of the Fuji CR Project on a Breast Screening Trailer*, NHSBSP Equipment Report 0908, NHS Cancer Screening Programmes, UK, 2009.
- [Oestmann 91]** Oestmann JW, et al, *Hardware and Software Artifacts in Storage Phosphor Radiography*, *RadioGraphics*, 1991; 11:795-805.
- [Perry 08]** Perry N, et al, *European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis*, *Annals of Oncology*, 2008; 19: 614-622.
- [Pisano 04]** Pisano ED, Yaffe MJ, Kuzmiak CM, *Digital Mammography*, Lippincott Williams & Wilkins, USA, 2004.
- [Rowlands 02]** Rowlands JA, *The Physics of Computed Radiography*, *Phys Med Biol*, 2002; 47: R123–R166.
- [Ruiz 01]** Ruiz Trejo CG, *Calidad de imagen y dosis en mamografía. Evaluación de dos servicios de salud pública en el Distrito Federal*, Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica), UNAM, 2001.
- [SEFM 02]** Sociedad Española de Física Médica – Sociedad Española de Protección Radiológica, *Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico*, Revisión I, Edicomplet, Madrid, 2002.
- [SEFM 08]** Sociedad Española de Física Médica, *Protocolo de control de calidad en mamografía digital*, Apéndice del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, Revisión I, Edicomplet, Madrid, 2008.
- [SSA 03]** Secretaría de Salud, México, NOM-041-SSA2-2002, *Para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama*, Diario Oficial de la Federación, 2003.
- [SSA 06]** Secretaría de Salud, México, NOM-229-SSA1-2002, *Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X*, Diario Oficial de la Federación, 2006.
- [Stanton 84]** Stanton L, et al, *Dosage evaluation in mammography*, *Radiology*, 1984; 150: 577-584.
- [Subramanian 97]** Subramanian N, et al, *X-ray excited optical luminescence, photoluminescence, photostimulated luminescence and X-ray photoemission spectroscopy studies on BaFBr:Eu*, *J. Phys. Condens. Matter*, 1997; 9: 4769-4780.

- [Trujillo 02]** Trujillo Zamudio FE, *Mamografía: medición del punto focal y resolución digitalizando imágenes de una cámara de rendija y un patrón de barras paralelas*, Tesis de Licenciatura en Física, Facultad de Ciencias, UNAM, 2002.
- [Upstate 11]** Upstate Medical University, Sate University of New York.
<http://www.upstate.edu/radiology/education/rsna/radiography/scattergrid/>
- [Van Engen 10]** Van Engen RE, Young KC, Bosmans H, Lazzari B, Schopphoven S, Heid P and Thijssen MA, *A supplement to the European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis*, International Workshop on Digital Mammography, LNCS 6136, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2010, 643-650.
- [Workman 94]** Workman A, et al, *Physical evaluation of computed radiography as a mammographic X-ray imaging system*, The British Journal of Radiology, 1994; 67: 988-996.
- [Wu 91]** Wu X, et al, *Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography*, Radiology, 1991; 179: 143-148.
- [Yaffe 97]** Yaffe J, Rowlands JA, *X-ray detectors for digital radiography*, Phys Med Biol, 1997; 42: 1-39.
- [Yaffe 06 I]** Yaffe MJ, Bloomquist AK, et al, *Quality control for digital mammography in the ACRIN DMIST trial: Part I*, Medical Physics, 2006; 33(3): 719-736.
- [Yaffe 06 II]** Yaffe MJ, Bloomquist AK, et al, *Quality control for digital mammography: Part II recommendations from the ACRIN DMIST trial*, Medical Physics, 2006; 33(3): 737-752.
- [Yaffe 09]** Yaffe MJ, Boone JM, et al, *The myth of 50-50 breast*, Medical Physics, 2009; 36(12): 5437-5443.
- [Young 06]** Young KC, et al, *Optimal beam quality selection in digital mammography*, The British Journal of Radiology, 2006; 79: 981-990.