

00362
11
11



**UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE MÉXICO**

**POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS
INSTITUTO DE FÍSICA**

**CALIDAD DE IMAGEN Y DOSIS EN
MAMOGRAFÍA**
**Evaluación de dos servicios de Salud
Pública en el Distrito Federal**

T E S I S

que para obtener el grado académico de

Maestro en Ciencias (Física Médica)

presenta:

César Gustavo Ruiz Trejo

Directora de Tesis:

Dra. María Ester Brandan Siqués



posgrado en ciencias físicas
u n a m

México D.F.



2001

posgrado en ciencias físicas
u n a m



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A:

María Trejo Olvera y Joaquín Ruiz Vargas[†]

Mis padres

Clara Elisa, Gustavo Ángel y Diana Gabriela

Mis hijos

María Luisa, Rodolfo, Joaquín,

Cassandra, Fara, Carlos

Mi familia

Gracias por su apoyo y cariño

Ana Elena, Isabel, Mercedes y María Ester

Gracias por su sincera amistad

AGRADECIMIENTOS

Agradezco infinitamente a la Dra. María Ester Brandan Siqués, por todo el apoyo que me brindó a lo largo de mis estudios de maestría y en particular para la realización de esta tesis.

A los integrantes del Jurado Dr Javier Miranda Martín del Campo, M. en C. María del Carmen Franco Cabrera, Dra. Yolanda Villaseñor Navarro, Dr. Fernando Barrios Álvarez y Dra. María Ester Brandan Siqués, por sus valiosos comentarios respecto de la presentación de este trabajo.

A mis compañeras de trabajo M. en C. Ana Elena Buenfil, Dra. María Isabel Gamboa de Buen, Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte, por todo su apoyo, tanto académico como moral.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y en particular al Instituto de Física, por permitirme formarme académicamente. Al Hospital General de México, al Hospital de Oncología del Centro Médico Nacional Siglo XXI, del IMSS, al Hospital Ángeles del Pedregal, al Hospital Ángeles de las Lomas y a la Unidad de Radiodiagnóstico, S.A de C.V. por permitirme trabajar dentro de sus instalaciones y brindarme todo su apoyo. A la Organización Panamericana de la Salud, ya que sin su gran apoyo este trabajo no hubiera podido realizarse.

A las Dras. Maricela Verdejo, Cari Borrás, Martha Guevara, Julia Martín, Louise Marie Noël, Yolanda Villaseñor, y a los Dres. José Luis Ramírez Arias, Luis Madero Preciado, Alberto Montoya, Luis Alberto Mora, Horacio Lozano y Jesús Soto, por todas las atenciones y facilidades brindadas.

A los T.R. Orlanda Gutiérrez, Ángel Díaz Mercado, María del Pilar Calderón García, Carlos Garfías Vasco, María Eugenia Linos, Francisca Mendoza, Minerva Ortega, Rosa Chávez, Magaly y Lidia. Muchas gracias por su valiosa ayuda.

Al Fís Armando Flores, y a los estudiantes de la carrera de Física, Nancy Montes, Flavio Trujillo Zamudio y Cenobio Chávez Arenas, quienes colaboraron estrechamente durante la realización de este trabajo.

A mis amigos del IFUNAM: Arcadio Huerta, Vanesa Romo, Adolfo Zárate, Miguel Angel Ávila, Margarito Vázquez, Rubén Alfaro, Martha González, Jesús Ortega, Carlos Sánchez, Ricardo Ramírez, Melitón Galindo, Martha Tinoco, Isabel García, ..., quienes siempre están dispuestos a brindarme su apoyo y amistad.

CALIDAD DE IMAGEN Y DOSIS EN MAMOGRAFÍA

Evaluación de dos servicios de Salud Pública en el Distrito Federal

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1	
PRINCIPIOS BÁSICOS	
1 1 Anatomía de una mama	1
1 2 Composición de una mama	2
1 3 Dosis	2
A Coeficiente másico de absorción	2
B Equilibrio de partícula cargada	3
C Exposición	3
D Kerma	3
E Dosis absorbida	4
F Dosis en tejido glandular	4
1 4 Producción de rayos X para mamografía	5
A Rayos X	5
B Tubo de rayos X para mamografía	6
1 5 Requisitos de una buena imagen mamográfica	8
A Densidad óptica	8
B Resolución	8
C Nitidez	9
D Contraste	10
E Ruido	12
F Imágenes mamográficas	14
Figuras capítulo 1	15
CAPÍTULO 2	
ELEMENTOS QUE DESCRIBEN EL FUNCIONAMIENTO	
DE UN SISTEMA DE MAMOGRAFÍA	
2 1 Punto Focal	23
2 2 Tensión	23
2 3 Corriente	24
2 4 Tiempo de exposición	25
2 5 Filtración	25
2.6 Calidad del haz	26
A Capa hemirreductora	26
2.7 Colimación	27
2 8 Rendimiento	27
2 9 Compresión	28
2.10 Rejilla antidispersora	28
A Transmisión primaria	29
B Factor de rejilla	29
C Factor de mejoría del contraste	30

2.11 Receptor de imagen	30
A. Chasis	30
B. Pantalla intensificadora	31
C. Película	34
D. Curva característica	36
2.12 Control automático de exposición	38
2.13 Cuarto oscuro	39
A. Condiciones ambientales	39
B. Iluminación	39
C. Luces de seguridad	40
2.14 Procesado de la película	40
A. Revelado	40
B. Rellenado	41
C. Fijado	41
D. Lavado	41
2.15 Visualización de la imagen	42
A. Negatoscopios	42
B. Condiciones de visibilidad	42
Figuras capítulo 2	43

CAPÍTULO 3

CALIDAD DE LA IMAGEN Y DOSIS EN MAMOGRAFÍA

3.1 Maniquí de acreditación	51
A. Uso del maniquí de acreditación	52
3.2 Dosis en mamografía	53
A. Dosis glandular promedio	53
B. Dosimetría para mamografía realizada con pantalla y película	54
3.3 Dosis y calidad de imagen con maniquí en Estados Unidos y Canadá	56
Figuras capítulo 3	58

CAPÍTULO 4

MÉTODO EXPERIMENTAL Y RESULTADOS

4.1 Método experimental	62
A. Hospitales	62
B. Personal	62
C. Equipo bajo estudio	62
D. Equipo de control de calidad	63
E. Procedimientos	63
F. Tiempo estimado	63
4.2 Resultados en el Hospital A, equipo 1	67
A. Equipo 1	
B. Gráficas con resultados del Hospital A, equipo 1	81
4.3 Resultados en el Hospital B, equipo 2	86
A. Equipo 2	
B. Gráficas con resultados del Hospital B, equipo 2	100

4.4 Resultados en el Hospital B, equipo 3	106
A. Equipo 3	
B. Gráficas con resultados del Hospital B, equipo 3	116
4.5 Resumen de resultados obtenidos durante las pruebas realizadas	120

CAPÍTULO 5

ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

5.1 Pruebas de control de calidad de los sistemas	121
5.2 Calidad de la imagen	126
A. Discusión de los resultados	126
B. Índice de la calidad de la imagen	127
C. Análisis de rechazos	128
D. Comparación con EUA y Canadá	128
5.3 Dosis	128
A. Resultados con el maniquí de acreditación	128
B. Comparación con EUA y Canadá	129
C. Dosis glandular promedio en pacientes mexicanas	129

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES

Conclusiones	132
--------------	-----

REFERENCIAS

Referencias	135
-------------	-----

ANEXOS

A. Procedimientos de control de calidad en mamografía	A-1
B. Hojas de registro	B-1
C. Especificaciones de los equipos de medición usados	C-1

INTRODUCCIÓN

La mamografía requiere de imágenes de alto contraste y alta resolución para un buen diagnóstico, debido a los sutiles cambios que las condiciones patológicas introducen en la imagen mamográfica. Idealmente esto se debe lograr impartiendo una dosis baja de radiación a la paciente. La producción de dichas imágenes es una tarea compleja y difícil. Las mamografías de baja calidad disminuyen la tasa de detección temprana de cáncer de mama, reduciendo las oportunidades de supervivencia de las pacientes y minando la confianza del público en el valor de la mamografía. A la existencia de este tipo de imágenes de baja calidad se pueden asociar diagnósticos falsos positivos que ocasionan problemas emocionales a la paciente y la realización de estudios que involucran una mayor dosis, y diagnósticos falsos negativos que ocasionan que la paciente se realice un nuevo estudio al menos con un año de retraso, dando oportunidad al cáncer de avanzar. Por ello, la aplicación de procedimientos de control de calidad en mamografía ha recibido una atención considerable en los últimos años. Esta atención se ha visto acentuada debido a las relativamente altas dosis entregadas en el pasado por ciertos procedimientos de mamografía, por la susceptibilidad de la mama a la inducción de cáncer por altas dosis de radiación, y por el uso de rayos X en mamografía como una herramienta para la detección del cáncer de mama en mujeres asintomáticas.

En países con mayor desarrollo que el nuestro en esta área, las autoridades competentes han desarrollado una serie de pruebas a las que se deben someter periódicamente todos aquellos laboratorios que proporcionan servicios de mamografía. Estas pruebas no sólo incluyen a las características propias de cualquier imagen como contraste, resolución, nitidez, etc., sino además la cantidad de radiación entregada a la paciente, así como la colocación de la paciente durante la toma de la imagen, y su adecuada evaluación clínica. Este tipo de programas ha dado como resultado una elevación de la calidad de la imagen mamográfica, además de uniformizar la calidad de las imágenes obtenidas en los laboratorios en servicio. Estudios realizados en Estados Unidos y Canadá durante 1997, muestran cómo se ha incrementado la calidad de la imagen debido al aumento del grado de oscurecimiento de la imagen, lo que al parecer beneficia el nivel de percepción del ojo humano. Este oscurecimiento se ha alcanzado, en algunos casos, gracias a una pequeña elevación de la dosis entregada a la paciente, en otros a través de la manipulación del proceso de revelado de la película.

En México, el cáncer mamario ocupa ya el segundo lugar en mortalidad por este tipo de padecimientos, superado tan sólo por el cáncer cérvico-uterino, lo que implica que cada día es mayor la necesidad de aplicar estudios de mamografía, incrementándose con ello el uso de equipos destinados a producir radiografías de mama. La Secretaría de Salud, preocupada por el estado que guardan una gran cantidad de equipos de rayos X para diagnóstico médico, entre ellos los utilizados en mamografía, puso en marcha en 1995 el

“Programa Nacional de Protección Radiológica en el Diagnóstico Médico con Rayos X en México”, que incluyó la realización de un censo a nivel nacional de equipos radiodiagnóstico. Se encontró que existen alrededor de 6,700, de los cuales, aproximadamente, 300 son mastógrafos. Otro rubro incluido fue el número de estudios realizados en cada área del radiodiagnóstico anualmente, (sólo 42% de los establecimientos registrados contestaron), obteniéndose un total de 106,433 estudios de mamografía, lo que implica como mínimo la producción de alrededor de 425,732 imágenes mamográficas (4 placas por estudio) en forma anual. De acuerdo a datos de 1995 del INEGI, proporcionados a la SSA, existían en el país 9,118,000 mujeres mayores de 40 años, teniéndose registrados 252,380 estudios anuales de mamografía, lo que resulta en una tasa anual de 27.6 estudios de mamografía por cada 1,000 mujeres mayores de 40 años. Además, los resultados del programa mostraron la falta de capacitación del personal técnico en materia de protección radiológica y temas afines como garantía de calidad en radiodiagnóstico. Lo anterior sirvió para demostrar la gran necesidad de regular el funcionamiento de todos los establecimientos que ofrecen servicios de radiodiagnóstico con fines médicos. Es por ello que la Secretaría de Salud emitió en 1997 cuatro Normas Oficiales Mexicanas, entre ellas la NOM-158-SSA1-1996, denominada “Especificaciones Técnicas para Equipos de Diagnóstico Médico con Rayos X”, que contempla la forma en que deben trabajar los sistemas de radiología, en particular, los de mamografía. Además de esto las normas convierten en obligatoria la capacitación en materia de protección radiológica y garantía de calidad al personal médico y técnico adscrito al servicio.

Recientemente se han dado en México algunos pasos para mejorar la situación que guarda el funcionamiento de los equipos de radiodiagnóstico, entre ellos el crear, por parte de la Secretaría de Salud, la figura del Asesor Especializado en Seguridad Radiológica. Esta persona debe contar con entrenamiento y experiencia en los campos de la seguridad radiológica y la garantía de calidad en radiodiagnóstico, y debido a esto se han formado empresas dedicadas a ofrecer servicios de control de calidad para los equipos de rayos X. Sólo pocos de los grandes hospitales públicos y privados del país se han preocupado por contar con personal calificado en garantía de calidad en radiodiagnóstico, por lo que existe solamente un reducido número de físicos o ingenieros entrenados en el extranjero trabajando sobre este rubro en dichos hospitales. Uno de los esfuerzos más sobresalientes por desarrollar programas de garantía y control de calidad adecuados a la realidad del país es la tesis de Maestría en Ciencias, desarrollada en la Universidad de Texas, por la M. en C. María del Carmen Franco [Fr95].

La Universidad Nacional Autónoma de México, en colaboración con la Secretaría de Salud y con el apoyo económico de la Organización Panamericana de la Salud, participan en el proyecto de investigación “Calidad de imagen y dosis en estudios mamográficos realizados en hospitales de México, Distrito Federal”, cuyo objetivo es evaluar la calidad de imagen y dosis asociadas a estudios mamográficos realizados en centros hospitalarios públicos y privados del D.F. Para ello se evaluarán las condiciones de operación de los equipos de rayos X, procesador de película y negatoscopios, para posteriormente evaluar los

parámetros que determinan la calidad de la imagen radiográfica producida por estos equipos. Finalmente un panel de expertos evaluará la certeza del diagnóstico emitido por los médicos radiólogos de cada servicio, basado en las imágenes clínicas proporcionadas por cada hospital. Este trabajo de tesis se enmarca dentro de este proyecto que también se realiza en Argentina, Bolivia, Colombia y Cuba.

Los objetivos de este trabajo son

- Valorar el proceso de obtención de una imagen mamográfica, mediante la evaluación de la imagen final producida por tres sistemas mastográficos representativos de las condiciones encontradas en centros de salud pública del D.F., verificándose que ésta posea información y características óptimas. Para ello, será necesario medir la calidad de la imagen final, utilizando un maniquí acreditado y la dosis recibida por la paciente, así como valorar todas y cada una de las etapas involucradas en el proceso de la generación de la imagen.
- Determinar los parámetros de funcionamiento del sistema mastográfico más relevantes para la calidad de la imagen y la dosis asociada.
- Generar en forma detallada los procedimientos y las hojas de registro correspondientes, para realizar pruebas de control de calidad a los sistemas de mamografía, adecuándolos a las condiciones del país.

En el capítulo 1 de este trabajo se revisan los conocimientos básicos de anatomía, física de radiaciones e imagenología para entender la obtención de una imagen mamográfica y las condiciones que se deben cumplir para que la imagen presente las mejores características posibles.

En el capítulo 2, se revisa el funcionamiento de cada una de las partes y sistemas involucrados en la obtención de la imagen mamográfica, lo que incluye el funcionamiento del equipo de rayos X, el proceso de revelado de la película y las condiciones de visualización de la misma.

En el capítulo 3, se discute el concepto de dosis glandular promedio, así como la evaluación de la calidad de una imagen usando un maniquí acreditado. Se presentan resultados recientes que correlacionan calidad de imagen y dosis en los Estados Unidos y Canadá.

En el capítulo 4, se proporciona la metodología para llevar a cabo las medidas de control de calidad que se aplicarán a los distintos sistemas mamográficos, así como los resultados obtenidos en cada uno de los sistemas.

En el capítulo 5, se analizan y discuten los resultados obtenidos durante las pruebas de control de calidad aplicadas a los sistemas estudiados, haciendo énfasis en cómo repercute el funcionamiento de los distintos equipos sobre la calidad de las imágenes obtenidas a partir de un maniquí que simula una mama de referencia. Se discuten los resultados obtenidos con el maniquí y medidas de dosis glandular promedio en pacientes mexicanas.

En el capítulo 6, se presentan las conclusiones del presente trabajo, así como sus posibles implicaciones.

En los Anexos A y B se presentan los procedimientos y las hojas de registro necesarios para realizar las diferentes pruebas de control de calidad.

Principios Básicos

El contenido de este capítulo se basa principalmente en las siguientes referencias: [NCRP86], [Bu94], [Zo89], [Sp87], [At86] y [He79]

1.1 ANATOMÍA DE UNA MAMA

Es necesario conocer la anatomía de la mama con objeto de poder diseñar técnicas mamográficas para detectar en forma efectiva el cáncer en ésta y para determinar la dosis glandular promedio debida al haz de rayos X

La mama de la mujer es una glándula que secreta leche durante la lactancia. Las dos mamas se localizan en la parte anterior de los músculos pectorales izquierdo y derecho, extendiéndose lateralmente desde el esternón, hasta la línea axilar media. Cada mama consiste de una delgada capa exterior de piel, por debajo de la cual se encuentra una capa subdermal de tejido adiposo que puede tener desde algunos milímetros hasta un centímetro de espesor. Por debajo de esa capa de grasa se encuentra el estroma, tejido conectivo de soporte, mismo que contiene vasos sanguíneos, canales de linfa y cantidades variables de tejido adiposo. El estroma también contiene al tejido glandular, que consiste de 15 a 20 lóbulos, los cuales se subdividen en lóbulos productores de leche, mismos que son drenados vía un complejo sistema ductal que termina en el pezón, que se encuentra en el exterior de la mama y centrado en ella (figura 1.1). El tejido glandular es bastante rudimentario en los hombres y en las mujeres en edad pre-pubertal. En las mujeres la proliferación de este tejido comienza al principio de la segunda década. Las variaciones hormonales relacionadas con el ciclo menstrual, el embarazo y la lactancia ocasionan una proliferación adicional, pero en general, la cantidad de tejido glandular es máxima al final de la pubertad y gradualmente disminuye con el aumento de la edad. La cantidad de tejido glandular con respecto al total de tejido de la mama también depende de la predisposición genética de cada mujer, así como del cociente del total de tejido adiposo corporal con respecto al peso total de su cuerpo. Por consiguiente, no es inusual encontrar mujeres jóvenes cuyas mamas consisten principalmente de tejido adiposo o mujeres ancianas con mamas que poseen tejido glandular extremadamente denso. El tejido glandular se extiende a través de todo el pecho y está separado del músculo pectoral solamente por una delgada capa de tejido adiposo retromamario. El cuadrante superior externo, debido a una extensión adicional conocida como la cola axilar, es la porción más gruesa, y se extiende desde el pezón hasta la axila.

El carcinoma es la neoplasia maligna más frecuente en la mama (ductal y lobulillar). Por consiguiente el objetivo de la mamografía consiste en visualizar el tejido glandular con la máxima resolución, con objeto de poder distinguir la existencia de microcalcificaciones, y el mayor contraste posible, para poder distinguir pequeñas masas tumorales, distorsiones de

la arquitectura y/o asimetrías en densidad; esto se debe lograr dentro de las restricciones que impone el sólo poder recibir, por parte de la paciente, una dosis muy baja de radiación. La mayoría de los cánceres se producen central y lateralmente (figura 1.2), en proporción a la cantidad de tejido glandular que se encuentra en esas áreas, y es importante escoger las imágenes mamográficas que ayuden a una mejor evaluación de esas zonas, las que generalmente corresponden a las proyecciones cráneo-caudal y lateral oblicua

1. 2 COMPOSICIÓN DE UNA MAMA

La respuesta que presenta la mama ante los rayos X dependen, entre otras cosas de su composición. En la tabla 1 se muestra la densidad y la composición elemental del tejido glandular mamario, de una mama promedio y del polimetil-metacrilato (PMMA), un material muy utilizado por considerarse que simula muy aproximadamente la composición promedio de una mama comprimida.

Tabla 1.1:

Densidad y composición elemental de varios tejidos y materiales relevantes para mamografía.

Tejido o material	Densidad (g/cm ³)	Composición (% por peso)				
		H	C	N	O	Otros elementos (Na, F, S, P, K, Cl, Ca)
Glandular [Ha79]	1.04	10.2	18.4	3.2	67.7	0.5
Glandular [Wo86]	1.02	10.6	33.2	3.0	52.7	0.5
Mama promedio [ICRP75]	0.96	11.7	38.04	---	50.26	---
PMMA	1.17	8.0	60.0	---	32.0	---

1.3 DOSIS

A. Coeficiente másico de absorción

Por absorción se entiende el proceso por el cual los fotones del haz de rayos X ceden total o parcialmente su energía al material sobre el que están incidiendo (absorbedor). Este fenómeno se debe esencialmente a la interacción de los fotones con los electrones del material a través del efecto fotoeléctrico. El coeficiente de absorción (μ_{en}) es la probabilidad de que un fotón ceda su energía al material irradiado por unidad de espesor del material. El coeficiente másico de absorción (μ_{en}/ρ) es el cociente del coeficiente de absorción normalizado por la densidad del material absorbedor. Este coeficiente depende de la energía de los fotones y del número atómico del material irradiado.

Para un material compuesto los coeficientes másicos de absorción de energía correspondientes a haces de fotones monoenergéticos, pueden calcularse mediante la ecuación:

$$(\mu_{en}/\rho)_{mat} = \sum \omega_i (\mu_{en}/\rho)_i \quad (1)$$

donde $(\mu_{en}/\rho)_i$ es el coeficiente másico de absorción para el elemento i , y ω_i es la fracción en peso del elemento i en la composición del material

B. Equilibrio de partícula cargada

Un concepto muy utilizado en dosimetría de la radiación es el de equilibrio de partícula cargada (en nuestro caso equilibrio electrónico) Existe equilibrio de partícula cargada (EPC) en un volumen V si para cada partícula cargada con una energía determinada que sale de este volumen existe otra partícula idéntica con la misma energía que entra al volumen. Para lograr equilibrio de partícula cargada en la posición de un detector de radiación hay que rodear el volumen sensible de éste con un material cuyo grosor sea igual al alcance de las partículas secundarias más energéticas.

C. Exposición

La exposición (X) es la cantidad de carga eléctrica (dq) producida por la radiación electromagnética al interactuar con un volumen de aire, por unidad de masa (dm) Se puede expresar como:

$$X = dq / dm \quad (2)$$

La unidad de la exposición es el coulomb/kg Existe una unidad antigua llamada Roentgen (R), y cuya equivalencia es. $1R = 2.58 \times 10^{-4}$ coulomb/kg

Cabe mencionar que esta magnitud física sólo se aplica a radiación electromagnética (rayos X o gamma) con energías menores que 3 MeV

D. Kerma

El kerma es el valor esperado ϵ_{tr} de la energía transferida, por radiación indirectamente ionizante (fotones y neutrones), a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, incluyendo la energía de las pérdidas radiativas, pero excluyendo la energía transferida de una partícula cargada a otra. El kerma se puede expresar como:

$$K = d\epsilon_{tr} / dm \quad (3)$$

Ya que el kerma incluye la energía cinética recibida por las partículas cargadas secundarias, que se perderá tanto por interacciones de colisión o de radiación, se puede dividir en dos

partes: K_c , si la energía se gasta en ionización o excitación y K_r si se gasta en producir fotones.

E. Dosis absorbida

La dosis absorbida en un elemento finito de volumen dV es el valor esperado de la energía impartida (ϵ) por la radiación en el medio irradiado por unidad de masa, se expresa como

$$D = d\epsilon / dm \quad 1.4)$$

donde $d\epsilon$ es la diferencia entre las energías de las partículas cargadas y no cargadas que entran y salen de dV . La unidad de la dosis absorbida es el gray (Gy), donde $1 \text{ Gy} = 1 \text{ joule/kg}$. Existe una unidad antigua para la dosis absorbida que es el rad, y cuya equivalencia es $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$.

Bajo condiciones de equilibrio de partícula cargada (electrónico), la dosis absorbida es igual al kerma de colisión, es decir:

$$D = K_c^{\text{EPC}} \quad 1.5)$$

F. Dosis en tejido glandular

En nuestro caso, la cantidad radiológica posible de ser medida es la exposición (X), misma que en caso de existir equilibrio electrónico se relaciona con la dosis en aire (D_{air}) a través de la ecuación:

$$D_{\text{air}} = X (W / e)_{\text{air}} \quad 1.6)$$

donde W es la energía media requerida para formar un par de iones en un gas, y e es la carga de un electrón, de tal manera que para aire $(W / e)_{\text{air}} = 33.97 \text{ J/C}$.

Tabla 1.2:

Valores promedio (e intervalos de variación) para los cocientes de los coeficientes másicos de absorción $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{gl}} / (\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}$ para tejido mamario de diferentes composiciones, para fotones monoenergéticos.

Energía del fotón (keV)	Glándula mamaria [Ha 79] $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{gl}} / (\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}$	Glándula mamaria [Wo86] $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{gl}} / (\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}$
10	0.950 (0.859-1.007)	0.836 (0.697-0.967)
15	0.942 (0.852-1.000)	0.829 (0.690-0.960)
20	0.936 (0.847-0.994)	0.824 (0.686-0.954)
30	0.935 (0.851-0.991)	0.830 (0.698-0.953)
40	0.949 (0.876-0.998)	0.858 (0.741-0.965)

El cociente de dosis bajo condiciones de equilibrio electrónico en dos medios, A y B, está dado por el cociente de sus respectivos coeficientes másicos de absorción:

$$D_A / D_B = (\mu_{en}/\rho)_A / (\mu_{en}/\rho)_B \quad (17)$$

En la tabla 1.2 se presentan los coeficientes másicos de absorción para las dos composiciones glandulares mostradas en la tabla 1.1. Los resultados para las dos composiciones difieren por un factor de 1.14 y existe un intervalo amplio de valores posibles para los cocientes de los coeficientes másicos de absorción debido a las grandes diferencias de composición entre los tejidos glandulares estudiados. Es evidente el interés que tiene el conocer exactamente la composición del tejido a estudiar.

Con los valores proporcionados por la tabla 1.2 podremos calcular la dosis en tejido glandular a partir de la dosis en aire, calculadas a través de las ecuaciones (1.6) y (1.7), después de medir la exposición en aire.

1.4 PRODUCCIÓN DE RAYOS X PARA MAMOGRAFÍA

A. Rayos X

Los rayos X son radiación electromagnética (fotones) de energía típicamente entre 1 keV y 1 MeV. La figura 1.3 muestra cómo se generan los rayos X en un blanco hecho de molibdeno.

A.1 RAYOS X DE FRENADO

La radiación de frenado son rayos X que se emiten cuando partículas cargadas (en este caso electrones) rápidas sufren una aceleración brusca en las cercanías de un núcleo atómico.

Cuando un electrón pasa cerca de un núcleo atómico, la fuerza de atracción coulombiana es muy grande, lo que ocasiona que el electrón se acelere y se desvíe de su dirección original. De acuerdo a la teoría clásica, el electrón pierde energía en forma de radiación electromagnética a una tasa proporcional al cuadrado de la aceleración. Esta aceleración estará en función de la distancia a la que pase el electrón del núcleo. Esto significa que los fotones producidos tienen una distribución continua de energía que va desde cero hasta un valor máximo igual a la energía cinética del electrón incidente, que en el caso de un tubo de rayos X coincide en valor numérico con el valor máximo de la tensión aplicada al tubo.

A.2. RAYOS X CARACTERÍSTICOS

Los rayos X característicos se originan cuando ocurren colisiones entre partículas cargadas y electrones de las capas internas del átomo. El resultado de la colisión es la generación de vacancias en las capas electrónicas (K, L, etc). Estas vacancias serán llenadas por electrones de capas superiores, y la diferencia de energía entre una capa y otra la liberará el átomo en forma de fotones conocidos como rayos X característicos. Se les denomina de esta forma en virtud de que la energía de los fotones generados es característica de cada elemento que se utilice como blanco.

Aunque el material de que está hecho el blanco (ánodo) es una consideración muy importante, existen otros requisitos en el diseño de un tubo de rayos X y sus componentes periféricos necesarios para conformar un haz óptimo para el desempeño del trabajo deseado.

A.3. ESPECTRO DE RAYOS X

Los rayos X utilizados en mamografía poseen un espectro de rayos X muy similar a lo óptimo para alcanzar los objetivos de esta rama de la radiología. 1) obtener un buen contraste del objeto para tejidos suaves, y 2) conservar la dosis entregada a la mama en un valor óptimo. Estos requisitos tan contrarios entre sí (alto contraste y dosis baja), son difíciles de alcanzar y un haz monoenergético es la mejor selección. Desafortunadamente, el haz de salida de un tubo de rayos X es polienergético, siendo las energías más altas de los rayos X una función de la tensión máxima aplicada al tubo de rayos X, y las energías más bajas dependen de la cantidad de filtración, ya sea inherente o añadida, a la salida del equipo (este concepto se discutirá en la sección 2.5). Las energías altas disminuyen el contraste del objeto, mientras que los fotones de baja energía sólo contribuyen a la dosis sin contribuir significativamente a la formación de la imagen. La literatura reporta que para espesores de tejido mamario que van de 3 a 6 cm, típicos de una mama comprimida, las energías con las que se obtienen mejores imágenes están entre 17 y 25 keV. Los materiales sujetos a un bombardeo con electrones que más se aproximan a producir haces de rayos X monoenergéticos son el molibdeno (Mo), el rutenio (Ru), el rodio (Rh), el paladio (Pd), la plata (Ag) y el cadmio (Cd), cuyos rayos X característicos se presentan en el intervalo de energías deseado. De estos elementos el molibdeno y más recientemente el rodio, se usan para fabricar los ánodos de los mastógrafos, con objeto de obtener rayos X entre 17 y 23 keV. La tabla 1.3 muestra las energías de los rayos X característicos de tres elementos

Tabla 1.3:

Rayos X Característicos (Energía en keV) para dos tipos de ánodo.

Transición	Molibdeno	Rodio
$K_{\alpha 1}$	17.48	20.22
$K_{\alpha 2}$	17.37	20.07
$K_{\beta 1}$	19.61	22.72

En la figura 1.3 se puede apreciar el espectro de rayos X producido por un blanco de molibdeno

B. Tubo de rayos X para mamografía

Un tubo de rayos X para mamografía consiste de un tubo de vidrio sellado y evacuado, que en su interior contiene dos electrodos que se mantienen a una diferencia de potencial que va generalmente de 22 a 40 kV. Estos electrodos son: el cátodo (que se encuentra a un potencial negativo) que consiste fundamentalmente de un filamento de tungsteno que se

calienta y emite electrones, y un ánodo (el electrodo positivo) consistente en un blanco metálico donde interaccionan los electrones emitidos por el cátodo y acelerados por la diferencia de potencial entre los electrodos. Al interaccionar los electrones con el blanco se generan los rayos X, principalmente característicos, que se utilizarán para obtener las imágenes mamográficas

B.1. CÁTODO

Los tubos para mamografía tienen generalmente un cátodo en forma de filamento, mismo que está aislado de la copa de enfoque. Una diferencia importante entre un tubo de rayos X convencional y uno para mamografía es la tensión de operación, usualmente menor de 30 kV en el caso de un mastógrafo, donde el efecto de la carga espacial predomina. Este efecto de carga espacial consiste en la formación de una nube de electrones alrededor del filamento, lo que ocasiona que no exista una relación lineal entre la corriente a través del filamento y la corriente a través del tubo. Se necesitan circuitos de compensación para ajustar la corriente a lo largo del filamento y obtener la corriente deseada en el tubo.

B.2. ÁNODO

En los equipos modernos se utiliza un tubo de rayos X con ánodo giratorio con el fin de evitar el sobrecalentamiento del ánodo en una zona específica. La mayoría de los ánodos se hacen con molibdeno, aunque cada vez es más común encontrar ánodos de rodio-molibdeno. Como en los tubos de rayos X para radiografía convencional, el ánodo en forma de disco se monta en una flecha de molibdeno unida a un rotor montado sobre baleros (figura 1.4). Un estator, mediante inducción electromagnética, hace girar al ánodo. Para colocar el ánodo se utilizan ángulos muy pequeños debido a que el campo de irradiación está limitado por el tamaño relativamente pequeño del receptor de imagen (24 cm x 30 cm es el tamaño máximo utilizado en mamografía). El ángulo dado al ánodo varía de fabricante a fabricante y se encuentra entre -9° a 0° y 10° . En el caso de ángulos muy pequeños el tubo de rayos X es inclinado a lo largo de la dirección ánodo-cátodo para alcanzar a cubrir el campo requerido a una distancia foco-imagen dada. El beneficio de utilizar un ángulo pequeño para el ánodo es poder incrementar la potencia utilizada para un tamaño efectivo de foco determinado, debido a que el área bombardeada, llamada punto focal real o verdadero, es mucho mayor que el tamaño del punto focal efectivo (figura 1.4). La figura 1.5 muestra un equipo de mamografía, pudiéndose observar las componentes internas del tubo de rayos X, la posición del tubo de rayos X y el campo de irradiación proyectado.

B.3 VENTANA DE SALIDA

La ventana de salida del haz está hecha con láminas delgadas de un elemento de bajo número atómico, comúnmente berilio ($Z=4$), con objeto de reducir la atenuación, ya que este material atenúa al haz en menor medida que el vidrio, y maximizar la salida del espectro de rayos X emitido (ver figura 1.5)

B 4 EFECTO TALÓN

El efecto talón, que consiste en tener una menor intensidad de los rayos X en el campo de irradiación del lado del ánodo (debido a la autoatenuación causada por el propio blanco), se compensa colocando el cátodo del lado de la pared del tórax de la paciente y el ánodo del lado del pezón de la mama (figura 1.6). Esto ayuda a lograr una exposición más uniforme al hacer pasar el haz de mayor intensidad a través del espesor mayor de la mama

1.5 REQUISITOS DE UNA BUENA IMAGEN MAMOGRÁFICA

El contenido de esta parte del capítulo se basa principalmente en las siguientes referencias: [Cu90], [Bu94], [Do98], y [Sp87].

Se debe entender como calidad de la imagen la capacidad de ésta de reproducir fielmente la forma y los detalles de un objeto. Todas las imágenes pueden ser analizadas usando cinco parámetros: a) densidad óptica, b) resolución, c) nitidez, d) contraste, y e) ruido

A. Densidad óptica

La densidad óptica (DO) es el grado de oscurecimiento de una película foto o radiográfica debido a su exposición a la radiación y a su posterior tratamiento químico. Una imagen en una película contiene áreas con diferentes densidades ópticas que se pueden apreciar como distintos tonos de gris. El intervalo de densidades ópticas útiles en radiografía varía entre 0.20 y 2.0.

La densidad óptica se define mediante la siguiente ecuación

$$DO = \log (I_0 / I) \quad (1.8)$$

donde I_0 es la intensidad de la luz incidente sobre la película, e I es la intensidad de la luz transmitida a través de la película. Esto se ilustra en la figura 1.7

B. Resolución

La resolución de un sistema consiste en la capacidad de poder apreciar en una imagen dos objetos pequeños y cercanos como dos entidades ajenas entre sí. A mayor poder de resolución se pueden colocar más cerca dichos objetos sin que sus imágenes se traslapen (figura 1.8). La resolución está influenciada por el desempeño del equipo de rayos X, el movimiento de la paciente y el comportamiento del receptor de imagen.

B 1 PARES DE LÍNEAS

Un método para medir la resolución utiliza un patrón de pares líneas paralelas. El haz de rayos X sobre el patrón produce una imagen de él, que consiste en una línea negra y una blanca que representan un par de líneas (L_p) o ciclo. El patrón alargado mostrado en la figura 1.9 tiene 10 líneas negras y 10 blancas contenidas en 1 mm de distancia o 10 pares de líneas por mm. El límite de resolución se alcanza cuando el sistema justo alcanza a distinguir 2 líneas espaciadas por $1/x$ mm de distancia, lo que representará $x L_p \text{ mm}^{-1}$. La resolución máxima, determinada por los conos del ojo humano, es aproximadamente de $30 L_p \text{ mm}^{-1}$ bajo condiciones óptimas. Al doblar la distancia de observación, la resolución se reduce a $15 L_p \text{ mm}^{-1}$. En un sistema película-pantalla, para mamografía, la resolución está limitada por la pantalla intensificadora (por la difusión de la luz dentro de la pantalla) y varía de 15 a $20 L_p \text{ mm}^{-1}$, dependiendo del tipo de la pantalla.

C. Nitidez

La nitidez es la capacidad de un sistema, en este caso una combinación pantalla-película, de delinear un borde. Como se explicará más adelante, existe la incapacidad de una combinación pantalla-película de registrar un borde perfectamente delineado debido a la difusión de la luz ocasionada por la pantalla.

Un sistema de obtención de imágenes puede ser capaz de registrar bordes bien delineados, pero puede ser incapaz de distinguir los detalles finos de la imagen. Algún otro sistema proporcionará bordes no muy bien delimitados pero en cambio puede dar información acerca de los detalles pequeños de la imagen. Como puede observarse, la nitidez y la resolución están íntimamente ligadas a la apreciación que se pueda tener de una imagen.

La falta de nitidez en una imagen proviene del efecto combinado de estos tres fenómenos.

C 1 FALTA DE NITIDEZ POR CUESTIONES DE GEOMETRÍA (U_G)

Esta depende esencialmente de: a) la distancia entre el objeto y la imagen (DOI), b) la distancia entre el foco y la imagen (DFI), y c) el tamaño del punto focal (PF), ver figuras 1.10, 1.11, y 1.12.

La pérdida de detalle en la imagen se debe principalmente al tamaño del punto focal, pero la selección del tamaño de éste no sólo depende de la definición requerida en la imagen, sino también de la cantidad de calor que se deba disipar (producto de la corriente a través del tubo y del tiempo que dura la exposición). El punto focal nunca podrá ser realmente puntual. La resolución óptima se logra manteniendo el tamaño del punto focal pequeño, la DFI grande y la DOI pequeña.

Se puede demostrar que estos parámetros se relacionan con la falta de nitidez por geometría a través de la ecuación:

$$U_g = (PF) (DOI) / (DFI - DOI)$$

1 9)

C.2. FALTA DE NITIDEZ POR MOVIMIENTO (U_M)

Se debe principalmente a movimientos de la paciente o de los órganos y tejidos del cuerpo. La figura 1.13 muestra cómo el movimiento puede degradar la nitidez de la imagen. Los movimientos o vibraciones del equipo también pueden jugar un papel relevante en este fenómeno. La falta de nitidez por movimiento se puede reducir utilizando un valor de la tensión (kVp) alto. Esto se debe a que al utilizar un valor alto de la tensión se incrementa la eficiencia de la producción de los rayos X por lo que se reduce el valor del mAs necesario para la irradiación, haciéndose que el valor del tiempo de exposición disminuya. El uso de pantallas intensificadoras rápidas también ayuda a la reducción de este efecto.

C.3 FALTA DE NITIDEZ RADIOGRÁFICA (U_R)

Esta se debe a la falta de un buen contacto entre la pantalla y la película, así como a la difusión de la luz a través de la pantalla. También se asocia al uso de la rejilla antidispersora. Las pantallas usadas en mamografía aportan la máxima resolución posible ya que la difusión de la luz a lo largo de ellas es pequeña debido a su poco espesor.

La falta de nitidez total estará dada por la media geométrica de estos tres valores

$$U_{total} = (U_g^2 + U_m^2 + U_r^2)^{1/2} \quad 1.10)$$

D. Contraste

Contraste significa diferencia. En una imagen el contraste se presenta en la forma de diferencias en las densidades ópticas, en los tonos de gris o en la brillantez (figura 1.14). El contraste es la característica más importante de una imagen. Un objeto dentro del cuerpo será visible en una imagen radiográfica solamente si presenta el contraste físico suficiente con respecto al tejido que lo rodea. Sin embargo, si una imagen está demasiado contrastada generalmente no es útil y en la mayoría de los casos es indeseable.

En una imagen radiográfica el contraste puede ser expresado como

$$C = DO_1 - DO_2 \text{ o alternativamente } C = (DO_1 - DO_2) / DO_1 \quad 1.11)$$

El contraste físico de un objeto puede representar una o varias diferencias en las características de los tejidos. En radiografía los objetos pueden distinguirse de sus alrededores si cuentan con la diferencia adecuada ya sea en densidad, número atómico (composición), o espesor.

El contraste físico de un objeto puede representar una o varias diferencias en las características de los tejidos (densidad, número atómico, composición, espesor, etc.), y el encontrado en una imagen dependerá de una serie de fenómenos, siendo influenciado por el

desempeño del equipo de rayos X, por la composición de los diferentes tejidos, la tensión, la sensibilidad del receptor de imagen, y el proceso de revelado. Finalmente, el intervalo dinámico del receptor de imagen decidirá el valor del contraste que se obtendrá. Ver figura 1.15

D.1 CONTRASTE DEL OBJETO

El contraste del objeto es la diferencia en la intensidad transmitida de rayos X a través de dos partes diferentes del objeto. Obviamente, el efecto del contraste del objeto no puede verse directamente, ya que consiste en un patrón de intensidades de rayos X. Esto se debe al hecho de que el haz de rayos X expone a la película; sin embargo, cualquier cosa que atenúe al haz afectará de igual forma la imagen radiográfica. Las variaciones en el haz de rayos X ocasionadas por el contraste del objeto, en general dependen de: el espesor (x), la densidad (ρ), la densidad electrónica, el número atómico efectivo (Z_{eff}), y el coeficiente de atenuación del tejido (μ), así como de la energía (kVp), y de la filtración del haz de rayos X (calidad del haz), y finalmente, de la dispersión dentro del tejido (figura 1.16)

D.2 CONTRASTE DE LA PELÍCULA

El contraste de la película consiste en la forma en que ésta registra la información proveniente del patrón de luz, provocado por el haz de rayos X transmitido a través del paciente y que incide sobre la pantalla intensificadora

Como se verá en el capítulo 2, es fácil identificar el comportamiento del contraste de la película con respecto a la exposición, observando la figura 2.14, donde se muestra la curva de contraste, mismo que corresponde a la pendiente punto a punto de la curva característica. Como puede verse, la capacidad de una película de transferir el contraste en la exposición al contraste de la película cambia de acuerdo al nivel de exposición, y el máximo contraste sólo se obtiene en una región limitada de la curva característica

D.3 CONTRASTE RADIOGRÁFICO

Este es el contraste que aparece en la imagen visible y es el resultado de los dos anteriores. El contraste en una imagen aparece en la forma de diferencias en densidades ópticas en regiones adyacentes, tales como el área ocupada por un objeto y sus vecindades. La cantidad de contraste radiográfico que se obtiene en una imagen depende de la cantidad de rayos X transmitidos hacia el receptor de imagen y de la capacidad de transferir este contraste por parte de la película (figura 1.16).

Este contraste depende de las propiedades de formación de la imagen del receptor, es decir, de las características de la combinación pantalla-película, y del nivel de radiación dispersa que incide en el receptor, determinado por el colimador y la rejilla antidispersora.

D.4. REDUCCIÓN DEL CONTRASTE

Niebla y Dispersión

La radiación dispersa es producida principalmente por efecto Compton. La cantidad de radiación dispersa se incrementa al aumentar el espesor del objeto, el tamaño de campo de radiación, así como la energía del haz de rayos X (mayor kVp). La radiación dispersa se minimiza a través de colimar el haz de rayos X así como del uso de rejillas antidispersoras. La radiación dispersa que alcanza la película de rayos X o la combinación pantalla-película produce una densidad óptica indeseada, lo que reduce el contraste radiográfico.

La niebla se define estrictamente como aquellos granos de halogenuros de plata, en la emulsión de la película, que han sido revelados aunque no hayan sido expuestos a la luz de la pantalla o a los rayos X del haz. La niebla produce una densidad óptica indeseada en la película, lo que reduce el contraste radiográfico.

Velo

Otro efecto de densidad óptica no deseada en la película es el llamado velo, que consiste en la exposición accidental de la película a la luz o a los rayos X. Por ejemplo, cuando existen fugas de luz en el cuarto oscuro. El velo también reduce el contraste radiográfico.

La nitidez y el contraste están muy relacionados con la percepción que se recibe de una imagen. Un borde no muy bien definido puede verse fácilmente si el contraste es muy alto, sin embargo, un borde bien delineado puede no ser bien percibido si el contraste es muy bajo.

E. Ruido

Es deseable que la densidad óptica en una película sea uniforme, excepto donde la primera varía con objeto de formar una imagen. Sin embargo, existen diversos factores que tienden a producir variaciones en la densidad óptica de la película aún cuando no exista algún detalle en la imagen. Esta variación usualmente es aleatoria y no sigue un patrón particular. En muchos casos esto reduce la calidad de la imagen y esta reducción es mucho más significativa cuando el objeto del que se obtiene la imagen es pequeño y guarda un contraste relativamente bajo, por lo que inclusive se puede obstaculizar totalmente la visualización de este objeto. Esta variación en la densidad de la película se denomina ruido. Todas las imágenes, incluyendo las médicas, contienen un cierto grado de ruido, que se debe a efectos cuánticos (densidad de fotones), moteado, y granularidad de la película.

E 1 RUIDO CUÁNTICO

Cuando una combinación pantalla-película se expone a un haz homogéneo de rayos X, la densidad de la película después del revelado muestra fluctuaciones microscópicas; esto es el llamado moteado y varía principalmente, de acuerdo a la granularidad de la película, al espesor de la pantalla (sensibilidad) y a la densidad de los fotones de rayos X (figura 1 17)

La granularidad de la película puede observarse sólo cuando la película es examinada con una lente de aumento que tenga un poder de amplificación de 5x a 10x. Con esta amplificación, se ve que la imagen está formada por un arreglo no homogéneo de granos de plata; sin embargo, este efecto no es importante.

El ruido debido a la pantalla intensificadora tiene dos componentes: el moteado estructural y el cuántico.

El moteado estructural se debe a los defectos de la pantalla intensificadora tales como variaciones en el espesor o imperfecciones físicas en la capa del fósforo. Aunque estas irregularidades pueden ocurrir, en general, el control de calidad usado en la fabricación de las pantallas disminuye fuertemente estos efectos haciéndolos prácticamente imperceptibles.

Por lo anterior, se puede establecer que el ruido cuántico se debe principalmente a la fluctuación estadística (\sqrt{N}) en el número de fotones por unidad de área (N) que llega a la pantalla intensificadora. Estas fluctuaciones aleatorias se hacen más evidentes si el número de fotones es pequeño, esto ocasiona ruido cuántico o moteado en la imagen. Ya que esto depende de la densidad de fotones, el ruido cuántico es inversamente proporcional a la dosis recibida por la paciente. El ruido cuántico está influenciado por

- Las pantallas intensificadoras rápidas, como las usadas en mamografía, ya que usan relativamente pocos fotones para formar la imagen, así que la fluctuación relativa, $\sqrt{N} / N = 1 / \sqrt{N}$ se vuelve más significativa.
- La amplificación de la radiografía obtenida mediante el aumento de la distancia objeto-imagen, lo que disminuye la densidad de fotones e incrementa el ruido.
- La dosis a la paciente; pues al incrementar la dosis a la paciente se incrementa la densidad de fotones utilizados para obtener la imagen.

El ruido cuántico reduce el nivel de detección de bajo contraste y afecta la resolución, ya que reduce la nitidez de los cambios de densidad óptica.

E 2 GRANULARIDAD

Aunque el ruido cuántico es la principal fuente de ruido, la estructura de la película y las pantallas intensificadoras, introducen también cierta cantidad de ruido en las imágenes.

Una imagen registrada en una película se compone de muchos cristales opacos de halogenuros de plata. Los granos en la película radiográfica son muy pequeños y generalmente no son visibles cuando la película se observa de manera convencional. En ocasiones, la estructura granular se hace visible cuando una imagen se amplifica, cuando esto sucede la granularidad de la imagen es una fuente de ruido en la imagen.

F. Imágenes mamográficas

El objetivo de una imagen mamográfica de alta calidad es proporcionar una imagen adecuada para realizar un diagnóstico clínico acertado. Es mucho más importante que la imagen contenga la información requerida y que pueda ser interpretada por el médico, que sea una imagen simplemente placentera a la vista. El conjunto de parámetros que describen la calidad de la imagen debe tener valores tales que garanticen que a partir de la imagen se pueda obtener un buen diagnóstico clínico

Para el caso de mamografía, donde se requiere visualizar tejido tumoral, cuya respuesta a los rayos X difiere ligeramente de los tejidos sanos vecinos, o microcalcificaciones, es deseable que el nivel de ruido no sea tal que cubra este tipo de lesiones (no produzca densidades ópticas superiores a 0.20), que la densidad óptica sea tal que los valores promedios se encuentren entre 1.2 y 1.6, que la imagen posea alto contraste para poder distinguir entre tejido sano y lesiones, y finalmente, que tenga una resolución muy alta para poder distinguir microcalcificaciones. Podemos añadir que debe existir una ausencia total de imágenes no debidas a objetos dentro de la mama (artefactos).

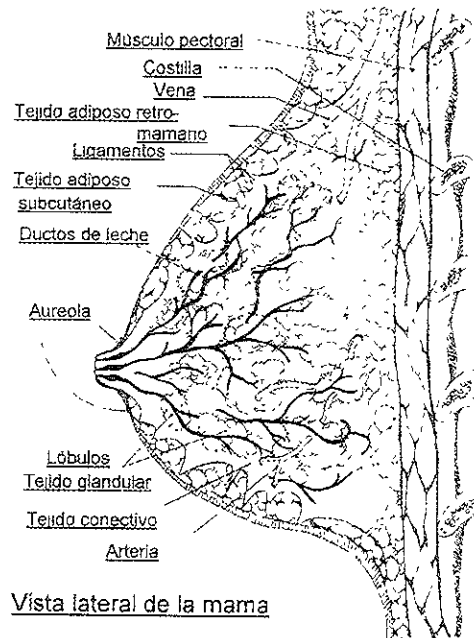


Figura 1.1: Anatomía de la mama femenina

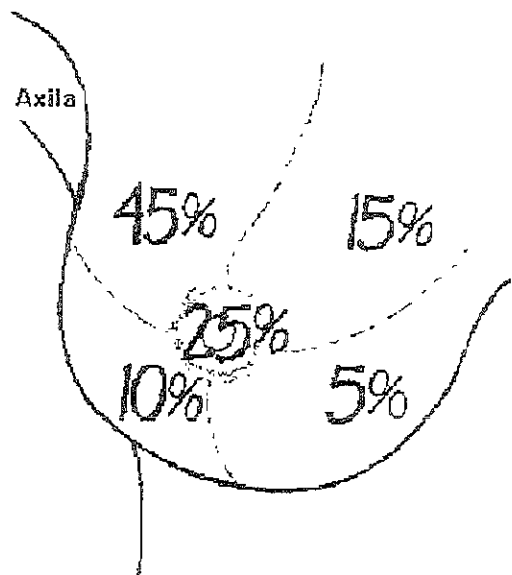


Figura 1.2: Incidencia relativa de cáncer mamario de acuerdo a su localización

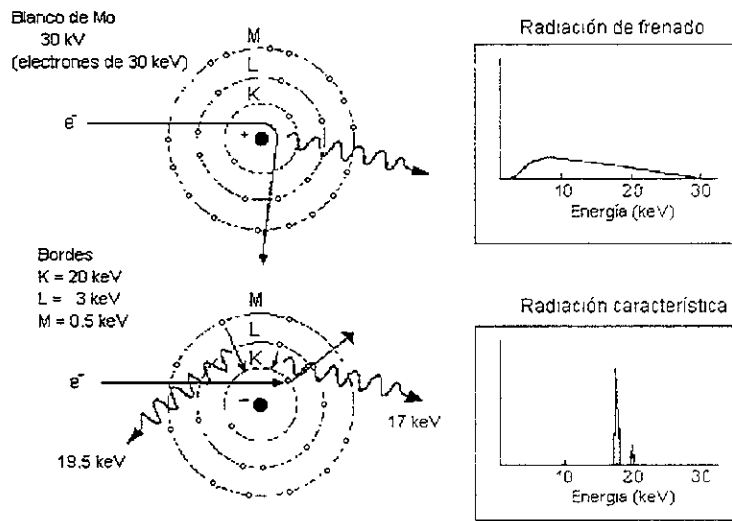


Figura 1.3: Rayos X producidos por un equipo de mamografía, lo que incluye rayos X de frenado y característicos. Los rayos X característicos del molibdeno tienen energías muy cercanas a las óptimas necesarias para la detección de lesiones de bajo contraste tomando en cuenta la dosis entregada a la mama

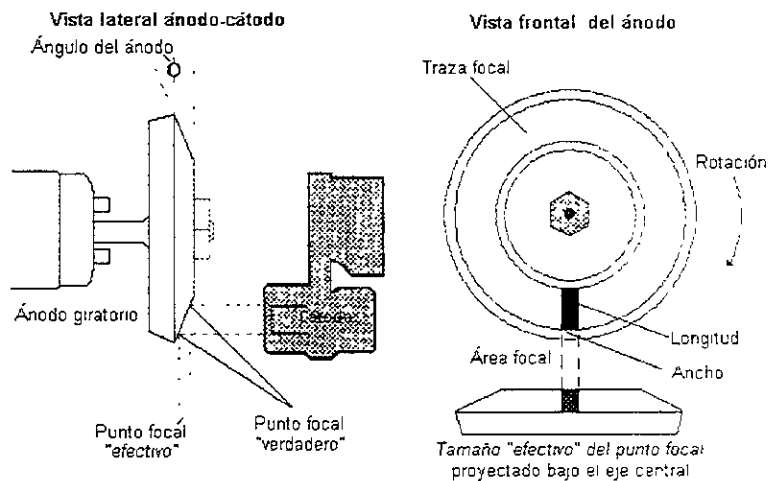


Figura 1.4: Vista del ángulo del ánodo y de los puntos focales, verdadero y efectivo

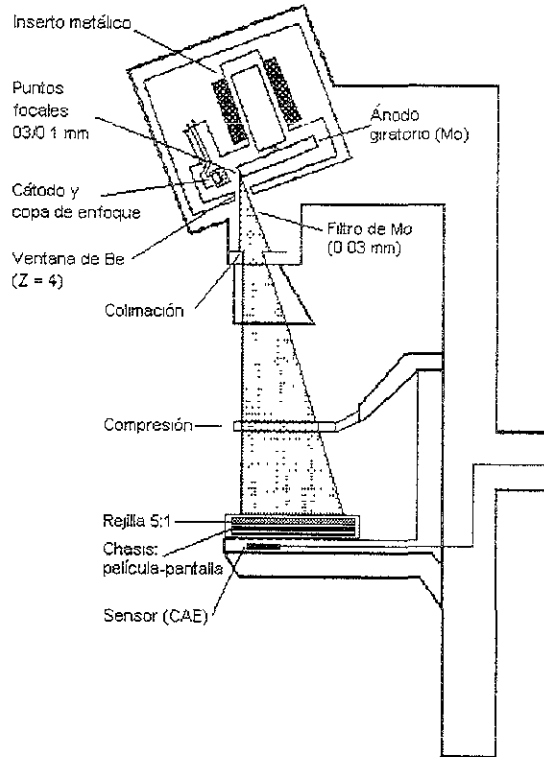


Figura 1.5: Equipo para mamografía

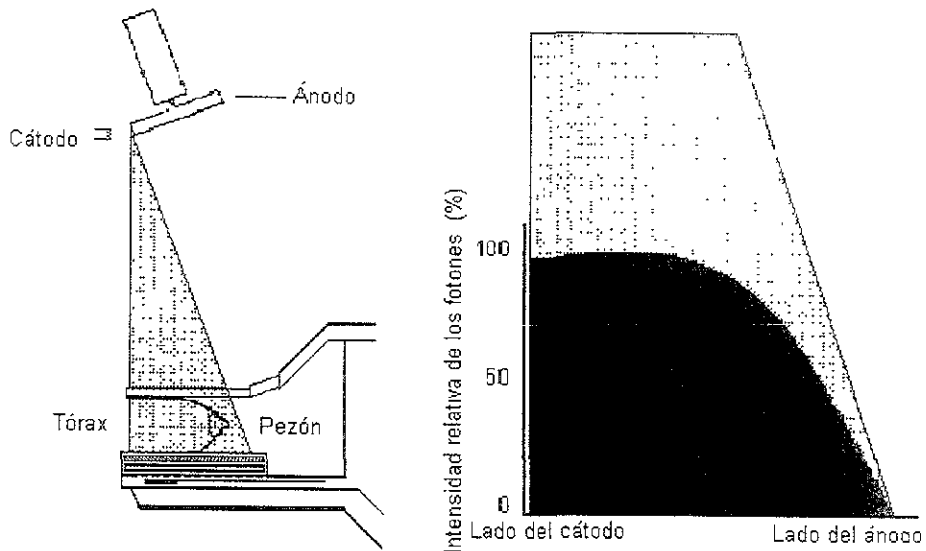


Figura 1.6: Efecto talón

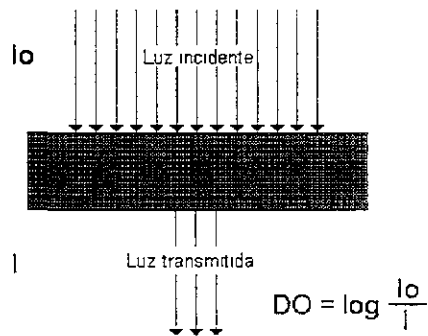
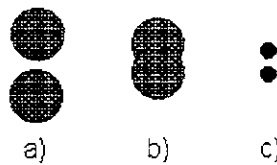


Figura 1.7: Densidad óptica



- a) Imágenes de puntos pobremente definidas se resuelven si los puntos están bastante alejados
- b) Con puntos menos separados, las imágenes no se resuelven
- c) Con la misma separación que en b), las imágenes de los mismos puntos se resuelven si su definición es mayor

Figura 1.8. Resolución.

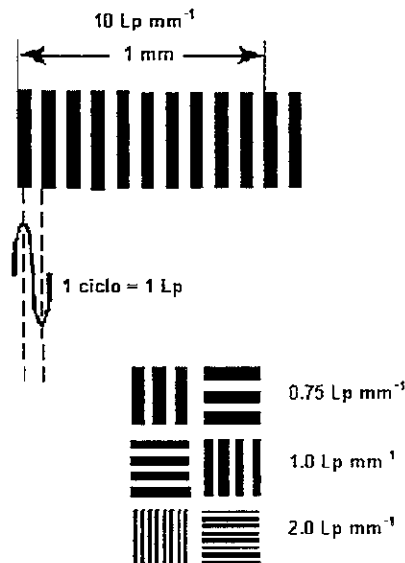


Figura 1.9: Patrón de líneas paralelas para medir la resolución de un sistema

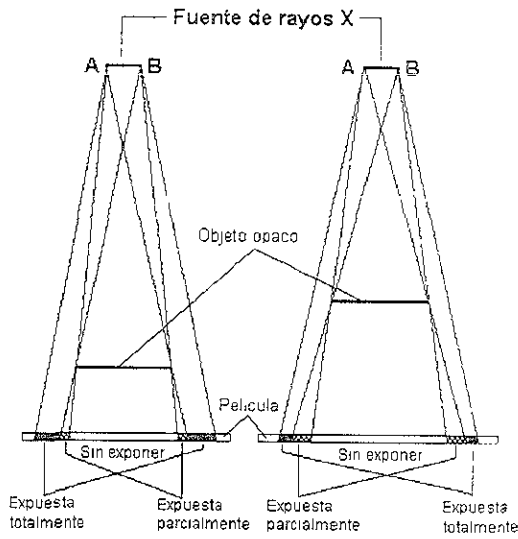


Figura 1.10: Efecto de la distancia objeto-imagen sobre la resolución y nitidez de la imagen

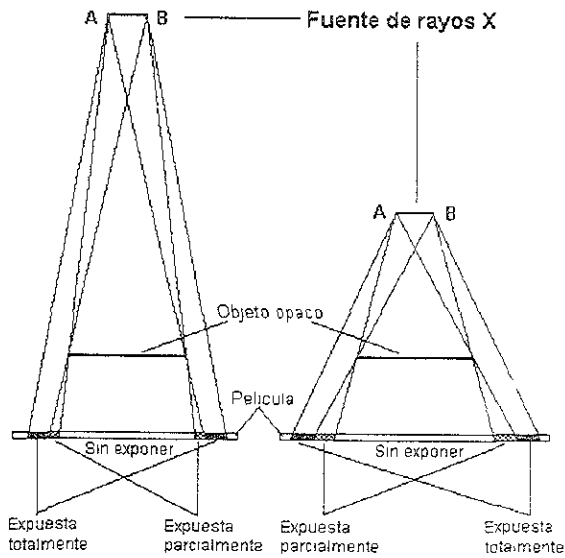


Figura 1.11: Efecto de la distancia foco-imagen sobre la resolución y nitidez de la imagen

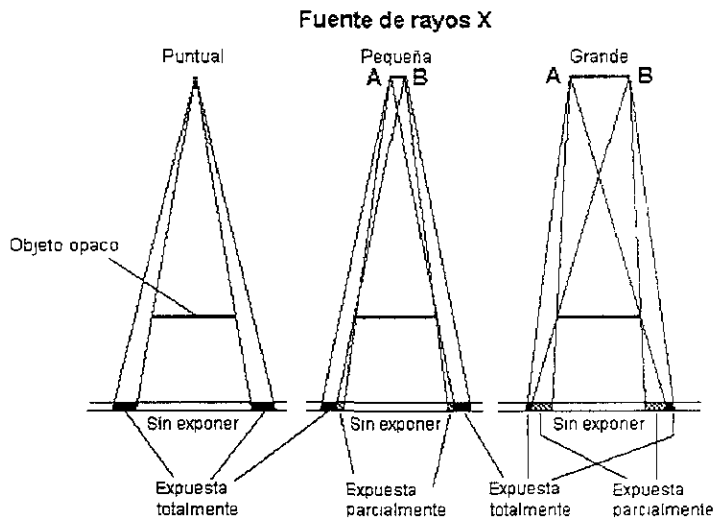


Figura 1.12: Efecto del tamaño del punto focal sobre la resolución y la nitidez de la imagen.

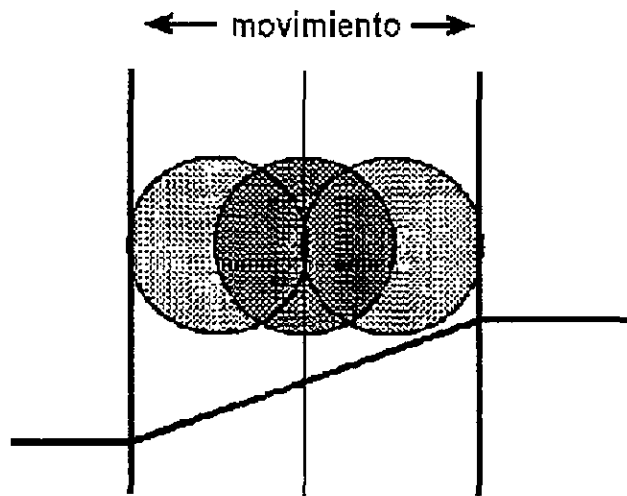
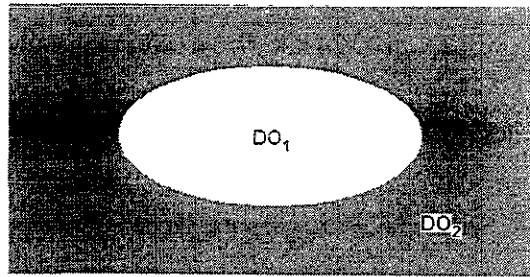


Figura 1.13: El movimiento es motivo de degradación de la nitidez.



$$\text{Contraste} = DO_1 - DO_2$$

Figura 1 14: Contraste

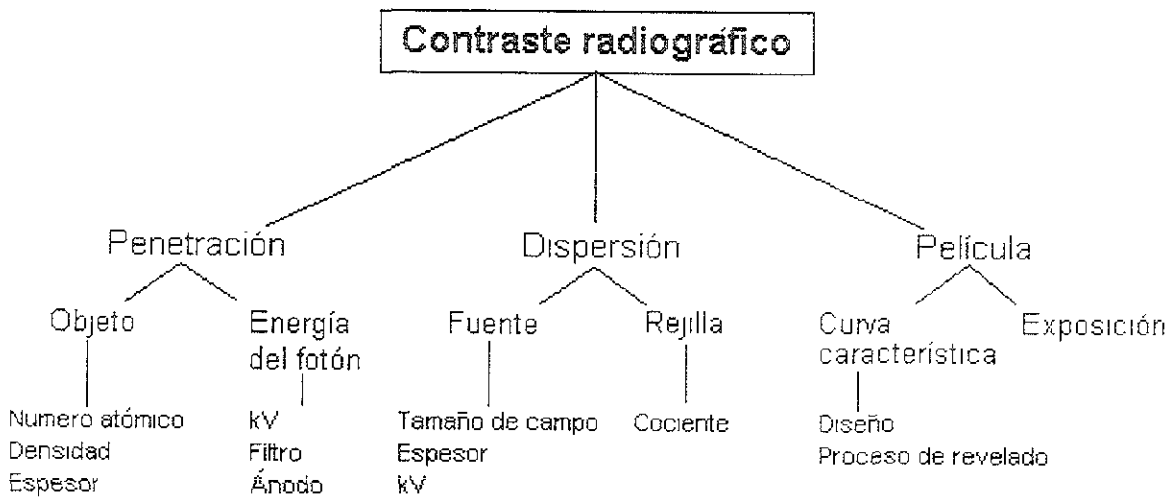


Figura 1.15: Variables que influyen en el contraste de una imagen

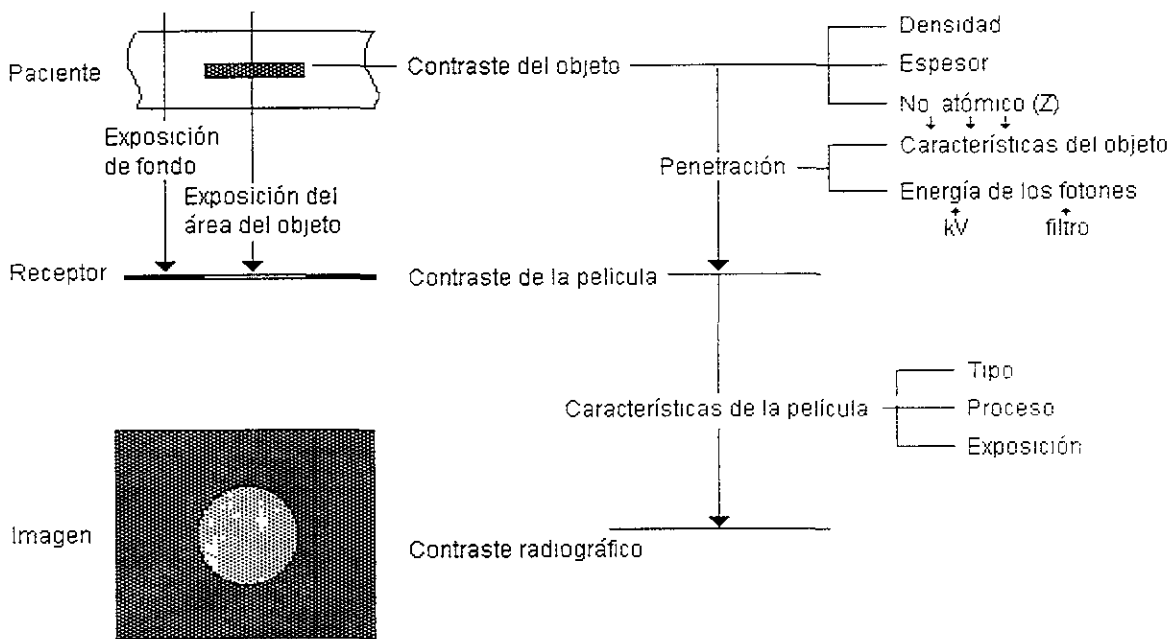


Figura 1.16: Etapas del desarrollo del contraste radiográfico

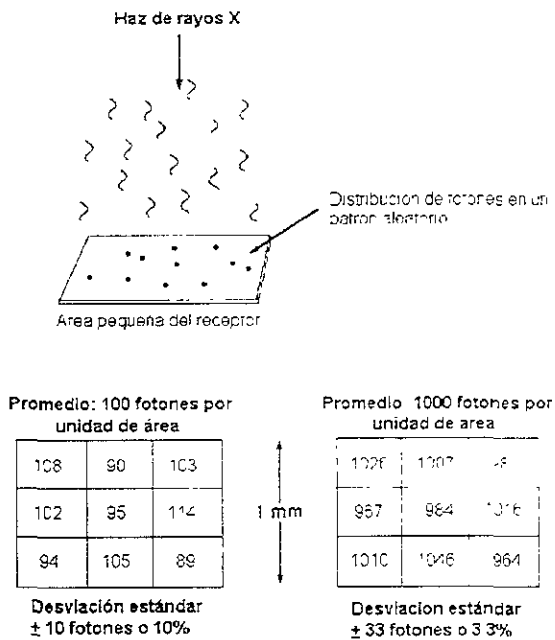


Figura 1.17: Ruido cuántico

Elementos que Describen el Funcionamiento de un Sistema de Mamografía

El contenido de este capítulo se basa principalmente en las siguientes referencias [Cu90], [Bu94], [Do98], [NCRP86], [Sp87], y [He79].

2.1 PUNTO FOCAL

Se define al punto focal como la zona del ánodo donde inciden los electrones provenientes del cátodo. Esta zona también se conoce como punto focal real o verdadero. Existe también un punto focal efectivo que consiste en la proyección del punto focal verdadero en la dirección de salida del haz (ver figura 2.1).

El punto focal y el eje central del haz se colocan del lado de la pared del tórax. Se usa también un eje de referencia para especificar la dimensión del punto focal efectivo, el cual bisecta el campo de irradiación detectado. El ángulo del eje de referencia depende del ángulo del ánodo y del ángulo de inclinación del tubo. El tamaño efectivo del punto focal varía en la dirección ánodo-cátodo.

La resolución y óptima calidad de la imagen requerida en mamografía requieren el uso de puntos focales muy pequeños (figura 1.12). Los tamaños de punto focal real típicos varían de 0.3 a 0.4 mm para imágenes normales y de 0.1 a 0.15 mm para imágenes amplificadas. Para equipos con distancias foco-imagen (DFI) de 60 cm o menores se necesita un punto focal de 0.3 mm. Para distancias mayores un punto focal de 0.4 mm es suficiente, debido a que para una mayor DFI se reduce la amplificación y por consiguiente se reduce la influencia del punto focal sobre la resolución (figura 1.11).

2.2 TENSIÓN

La energía máxima del espectro de rayos X está determinada por la tensión aplicada entre los electrodos del tubo de rayos X. Esto se debe a que la tensión establece la energía con que los electrones chocarán contra el ánodo, por lo que no pueden crearse rayos X con una energía mayor que aquella que poseen los electrones. La máxima energía de los fotones, en keV, es numéricamente igual a la tensión máxima aplicada medida en kV. En algunos equipos de rayos X, la tensión aplicada en el tubo puede variar durante la exposición. La máxima energía de los fotones estará determinada por el valor máximo, o pico, de la tensión durante el tiempo de exposición. Este valor generalmente se le conoce como kilovoltaje pico (kVp), y es uno de los factores técnicos que se determinan al operar el equipo.

Además de establecer la energía máxima de los rayos X producidos, la tensión juega un papel determinante en la cantidad de radiación producida por un determinado número de electrones que golpean al ánodo. Ya que la eficiencia de la producción de rayos X de frenado se incrementa al aumentar la energía de los electrones que bombardean al ánodo, y que la energía de los electrones está determinada por el valor de la tensión, es claro que el valor de la tensión afecta la eficiencia en la producción de rayos X. Si no hay filtración presente la cantidad de radiación producida es aproximadamente proporcional al cuadrado de la tensión. Con la presencia de un filtro, al incrementar el valor de la tensión también se incrementa el poder de penetración de los fotones, por lo que sólo se filtra un pequeño porcentaje de estos. Lo anterior da como resultado que al aumentar la tensión se produzca un incremento aún mayor de la cantidad de rayos X obtenidos a la salida del tubo.

2.3 CORRIENTE

El cátodo es calentado eléctricamente por una corriente eléctrica producida por una fuente de alimentación independiente. La salida de esta fuente está controlada por el selector de corriente. Al incrementarse el valor de la corriente se aumenta la temperatura del cátodo incrementándose la emisión de electrones hacia el ánodo. Como el número de rayos X producidos depende del número de electrones que golpean al ánodo, la producción de rayos X también lo aumenta. Existen entonces dos corrientes fluyendo a través del tubo, una llamada "miliamperaje (mA)", fluye del cátodo hacia el ánodo, debido a la diferencia de potencial que existe entre éstos, la segunda fluye sólo a través del filamento que constituye al cátodo. Esta última corriente controla la corriente que transita de cátodo a ánodo.

Aunque es verdad que la corriente del tubo de rayos X está controlada principalmente por la temperatura del cátodo, existen condiciones bajo las cuales el valor de esta corriente se ve influenciada por la tensión aplicada. A valores bajos de la tensión, algunos de los electrones emitidos por el cátodo no son atraídos por el ánodo y forman una carga espacial. Este incremento de electrones en la vecindad del cátodo repele a los electrones que se encuentran en la superficie del filamento reduciéndose su emisión. Bajo estas condiciones se dice que la corriente del tubo de rayos X está limitada por la carga espacial, este efecto puede reducirse acercando ambos electrodos. Este efecto se presenta en mamografía, por lo que en los equipos destinados para este fin, se instalan circuitos de compensación que minimizan la presencia de la carga espacial.

La intensidad de un haz de rayos X es directamente proporcional al valor de la corriente. La selección de un valor de la corriente está asociada directamente con la selección de un tamaño de punto focal. El uso de un punto focal fino se asocia a valores bajos de corriente y un punto focal grueso para valores altos de corriente. Existen reglas que gobiernan la selección del valor de la corriente:

- a) Cuando se requiere una imagen de alta resolución y se elige punto focal fino, la selección de la corriente queda limitada a valores bajos para proteger al foco
- b) Se seleccionan valores altos de corriente cuando se desea reducir el tiempo de exposición por problemas debidos al movimiento de la paciente

2.4 TIEMPO DE EXPOSICIÓN

El tiempo de exposición es el tiempo que dura una irradiación con un equipo de rayos X. Este tiempo se controla desde la consola, ya sea en forma manual o automática. En el caso de temporizadores manuales se requiere que el técnico determine el tiempo de exposición antes de iniciar ésta. El tiempo se determina a partir de una técnica ya establecida que está de acuerdo con el espesor de la mama comprimida, su densidad, la tensión y la corriente a través del tubo. En el caso de una exposición automática existe lo que se conoce como el control automático de exposición o fototemporizador cuya función consiste en interrumpir la exposición cuando una cantidad específica de rayos X alcanza un valor predeterminado.

El tiempo de exposición es directamente proporcional a la exposición producida por un tubo de rayos X. Para un procedimiento específico no existe un valor del tiempo de exposición predeterminado; siempre la combinación de la tensión, la corriente y el tiempo es la que determina la exposición a la salida del tubo de rayos X. Algunas recomendaciones para seleccionar un tiempo de exposición apropiado son:

- a) Seleccione tiempos de exposición cortos para minimizar borrosidad en la imagen debido a movimientos de la paciente y mejorar la nitidez de la imagen.
- b) Seleccione tiempos de exposición largos cuando el movimiento de la paciente no representa un problema y es necesario reducir la tensión o la corriente.

Es usual encontrar en radiología una unidad conocida como el "mAs", que es la multiplicación del valor de la corriente (mA) a través del tubo por el tiempo (s) que dura la exposición, dando como resultado la carga total que incidió sobre el blanco.

2.5 FILTRACIÓN

Como las energías bajas y altas no son las mejores para obtener una buena imagen de la mama a la salida del tubo se añaden filtros del mismo elemento que el ánodo, por ejemplo si el ánodo es de Mo se usa un filtro de 0.030 mm de Mo, si es de Rh se filtra con 0.025 mm de Rh, con el fin de atenuar el haz selectivamente y optimizar el espectro del haz por tres razones. Primero, el filtro absorberá los fotones de muy baja energía que no son útiles para formar la imagen. Segundo, la atenuación mínima ocurre justamente por debajo del borde K, en el mismo intervalo de energía que la emisión de rayos X característicos. Finalmente, la absorción se incrementa abruptamente a la energía de amarre de la capa K, resultando en una mayor atenuación de los fotones de rayos X de frenado de alta energía justo por arriba de la energía de emisión de los rayos X característicos. Por consiguiente, se transmite en forma preferencial una proporción relativamente mayor de rayos X característicos y de frenado dentro de un pequeño intervalo de energías, justo por debajo de la energía de borde de la capa K del filtro. Algunos de los materiales usados como filtros en equipos de mastografía se muestran en la tabla 2.1.

Tabla 2.1:
Metales usados como filtros en mamografía.

Metal	Borde K (keV)
Molibdeno	20.0
Rodio	23.2
Paladio	24.3

El efecto del filtro se muestra en la figura 2.2, con un espectro de intensidades típico generado por un tubo de rayos X para mamografía a 30 kVp antes y después de haber sido filtrado con Mo de 0.03 mm de espesor. Se compara este espectro final con el obtenido con un filtro de Al de 0.5 mm de espesor, observándose el efecto benéfico del borde K de absorción del filtro de Mo, particularmente al atenuar los rayos X de alta energía. La gran fracción de rayos X de alta energía limita severamente la resolución de bajo contraste para el espectro obtenido con el filtro de Al. La figura 2.3 representa el espectro de un tubo con ánodo de Rh. Por las mismas razones que para la combinación de Mo/Mo, una combinación de Rh/Rh proporciona un haz de rayos X casi monoenergético, con una energía superior a la de Mo/Mo entre 4 y 5 keV.

2.6 CALIDAD DEL HAZ

La calidad de un haz de rayos X es su capacidad de penetración, y de manera intuitiva, este concepto describe el espectro continuo de rayos X. Si se varía la tensión cambiará la calidad del haz, ya que el poder de penetración se altera y al variar la energía máxima de los fotones se cambia la forma del espectro, la energía efectiva también cambia. Factores como la filtración y las características del generador de rayos X también influyen sobre la calidad del haz.

A. Capa hemirreductora (CHR)

Es una medida práctica de la calidad del haz de rayos X, y se define como la cantidad necesaria de algún material para atenuar el haz a la mitad de su intensidad original. Al momento de medir una capa hemirreductora es necesario que el haz cumpla con condiciones de geometría de haz angosto. Normalmente la CHR se mide en términos del espesor de aluminio del tipo 1100. Para medirla en mamografía se debe utilizar aluminio de alta pureza (99.99% Al).

La capa hemirreductora de un haz de rayos X para mamografía es del orden de 0.3 a 0.4 mm Al para una tensión de 30 kVp. Aún un material muy delgado que se encuentre en el camino de este haz puede modificar significativamente la energía efectiva del haz, debido a la baja energía de éste y por lo tanto, su alto coeficiente de atenuación en el material. El valor exacto de la CHR del haz que incide sobre la mama depende del espesor y composición de la placa de compresión, el espesor de la filtración añadida, la tensión utilizada y la edad (uso) del tubo. La dosis impartida a la mama depende fuertemente de la CHR del haz, por lo que la cuantificación de la dosis requiere una medición cuidadosa de la

CHR. Normalmente la CHR vale entre 0.3 y 0.4 mm Al para una combinación Mo/Mo a 30 kVp, pasando a través de una placa de compresión de lexano de 1.5 mm de espesor. Esto corresponde a una CHR en tejido de aproximadamente 1 a 2 cm, aunque el valor exacto depende fuertemente de la composición del tejido. Cuando la CHR excede un valor de 0.4 mm Al, el haz tiene una energía efectiva mayor que la óptima, lo que posiblemente es ocasionado por un tubo viejo o gastado, y puede resultar en una calidad de imagen muy pobre.

2.7 COLIMACIÓN

La colimación del haz de rayos X se realiza mediante diafragmas o por obturadores de campo variable. Los diafragmas son placas de metal con aperturas que producen tamaños de campo predeterminados que se acoplan al tamaño del receptor de imagen. Los obturadores x-y permiten hacer el campo de radiación más parecido a la mama bajo estudio. Aunque en principio esta práctica parece muy apropiada, en la práctica, un área transparente adyacente a la imagen de la mama hace que se dificulte el diagnóstico al interpretar la película, debido a la gran cantidad de luz que se transmite por esa área.

En la práctica lo más usual es exponer toda el área de la película de tal manera que toda el área que rodea a la imagen se oscurece totalmente. Esto contradice las prácticas de radiografía convencional donde la colimación es deseable cuando es posible. Para el examen mamográfico, el efecto adverso por no minimizar el tamaño del campo se compensa sustancialmente por una mejoría en la capacidad de detección del observador cuando interpreta la imagen en el negatoscopio con un fondo oscuro.

El área que cubre el haz de rayos X se reconoce con la ayuda de un haz luminoso, producido por una lámpara y un espejo. Entre el colimador y la salida del tubo de rayos X existe un espejo que atenúa muy poco al haz y que refleja la luz emitida por la lámpara para producir un haz luminoso, que debe coincidir con el haz de radiación.

En ciertas proyecciones, es muy importante incluir la pared del tórax dentro de la imagen, debido a la alta incidencia de lesiones clínicamente importantes en esta área. El haz útil de rayos X debe extenderse hasta el borde de la pared del tórax, que se encuentra más allá de la plataforma del portachasis, sin que se corte el campo.

2.8 RENDIMIENTO

El rendimiento de un tubo de rayos X está definido como la cantidad de exposición (mR) liberada en un punto determinado que se encuentra en el eje central del haz útil de rayos X, por cada unidad de carga (mAs) que atraviesa el tubo de rayos X. El rendimiento expresa la capacidad del tubo de convertir la energía cinética transportada por el haz de electrones en rayos X. El conocimiento de esta cantidad permite calcular la exposición a la que es sometido el receptor de imagen así como la dosis entregada a la paciente.

2.9 COMPRESIÓN

La compresión de la mama es un aspecto crítico durante el examen. Esta se realiza mediante una placa de compresión, que consiste de una placa plana hecha de lexano que puede moverse mediante un sistema neumático o mecánico. Un borde con un doblado a 90° del lado de la pared del tórax produce un espesor plano y uniforme de los tejidos de la mama cuando se comprime con una fuerza aproximada de 12.5 a 18 kgf. Aunque es incómodo, y en muchas ocasiones doloroso para la paciente, una buena compresión es indispensable y frecuentemente el realizarla es la diferencia entre una buena y una mala imagen. La mama promedio usualmente puede comprimirse hasta unos 4 cm de espesor. La necesidad y el valor de la compresión deben ser explicados a la paciente y solicitársele su cooperación. El contar con la cooperación de la paciente usualmente resulta en una mayor compresión. Una compresión firme de la mama disminuye la dispersión de los rayos X, los problemas de falta de nitidez por factores geométricos, los movimientos de la paciente y permite visualizar detalles anatómicos al separar los tejidos de la mama. Al alcanzar un espesor uniforme se minimizan las variaciones en la densidad y se permite el uso de película de más alto contraste. Las placas de compresión curvas que se amoldan a la anatomía de la paciente son más cómodas pero no proporcionan una densidad óptica uniforme a lo largo de toda la película (figura 2.4).

2.10 REJILLA ANTIDISPERSORA

El haz de rayos X incide sobre la mama y al atravesarla, los fotones interactúan con el tejido mamario mediante los efectos fotoeléctrico y Compton produciéndose radiación dispersa que acompaña a los fotones que atraviesan la mama sin interactuar con ella. Los fotones primarios son los que imprimirán la película formándose la imagen deseada, sin embargo, los fotones dispersados también imprimirán la película, degradando con ello la imagen formada y reduciendo el contraste.

Para evitar este fenómeno, se introduce entre la mama y la película una rejilla que frena preferentemente la radiación dispersa, evitando que esta radiación incida sobre la película, mejorando la resolución, la nitidez y el contraste de la imagen obtenida. A esta rejilla se le conoce como rejilla antidispersora, en caso de que esta rejilla vibre se le conoce como Bucky en honor a su inventor.

La rejilla está construida a base de bandas alternadas de material absorbente de rayos X, tal como el plomo, e interespacios con material de relativamente baja absorción de rayos X, tal como el carbón, el aluminio o el plástico. En mamografía se utilizan principalmente rejillas donde los interespacios y las bandas son paralelos, aunque también existen rejillas enfocadas. Este último tipo produce una mejor imagen pero requiere de una exposición mayor.

La rejilla ideal debería absorber toda la radiación dispersa y permitir que toda la radiación proveniente del haz primario de rayos X continuara su camino y llegara al receptor.

Desafortunadamente, como siempre sucede, no existe ninguna rejilla ideal, de tal forma que todas las rejillas absorben parte del haz primario y dejan pasar parte de la radiación dispersa

Las dimensiones importantes de una rejilla se muestran en la figura 2.5. La altura de las bandas (t) es el espesor de la rejilla y mide normalmente entre 2 y 5 mm. Otra dimensión importante es el ancho del interespacio (d). Esta dimensión varía con el diseño de la rejilla, pero generalmente mide entre 0.25 y 0.4 mm. Con respecto al funcionamiento de la rejilla, la variable importante es el cociente de estas dos dimensiones, denominado razón de rejilla (r), de tal forma que $r = t/d$. Las rejillas usadas en mamografía tienen razones que varían de 4:1 a 5:1. La selección de la rejilla con la razón apropiada para un examen dado, involucra considerar algunos factores. Aunque las rejillas de razones altas eliminan más radiación dispersa, éstas tienden a incrementar la dosis al paciente, ya que se necesita de haces más intensos para que el número de fotones que logren llegar al receptor sea el óptimo. Por lo tanto, también se incrementa la carga dada al tubo de rayos X, por lo que el desgaste del blanco es mayor, además de necesitarse mayor exactitud en su colocación.

Existen tres factores que nos ayudan a evaluar el desempeño de una rejilla: a) la transmisión primaria, b) el factor de rejilla (Bucky factor), y c) el factor de mejoría del contraste.

A. Transmisión primaria

La transmisión primaria es una medida del porcentaje de radiación primaria transmitida a través de la rejilla. Idealmente, una rejilla debería permitir la transmisión del 100% del haz primario, debido a que éste transporta la imagen radiográfica. La transmisión primaria está dada en términos de la siguiente ecuación:

$$T_p = 100 (I_p/I_p') \quad (2.1)$$

donde T_p = Transmisión primaria

I_p = Intensidad con rejilla

I_p' = Intensidad sin rejilla.

Nota: I_p e I_p' se miden en el mismo punto

B. Factor de rejilla

El factor de rejilla es el cociente de la radiación que incide sobre la rejilla con respecto a la radiación transmitida a través de ella. Este factor nos indica cuánto se deben incrementar los factores de exposición cuando se cambia de una técnica sin rejilla a una técnica con rejilla. También indica cuánto se incrementa la dosis recibida por el uso de la rejilla. El factor de rejilla (B) se obtiene a partir de la ecuación:

$$B = \text{radiación incidente/radiación transmitida} \quad (2.2)$$

El factor de rejilla nos informa también acerca de la capacidad de la rejilla para absorber radiación dispersa.

Aunque un factor de rejilla alto es deseable desde el punto de vista de la calidad de la imagen, es indeseable desde el punto de vista de la dosis, debido a que mientras mayor sea el factor de rejilla mayores tendrán que ser los factores de exposición y mayor será la dosis entregada a la paciente.

C. Factor de mejoría del contraste

El factor de mejoría del contraste (K) es el cociente del contraste con rejilla con respecto al contraste sin rejilla. Para medirlo se hace uso de un maniquí

$$K = \text{contraste con rejilla} / \text{contraste sin rejilla} \quad 2.3)$$

Este factor es la última prueba que se realiza sobre una rejilla debido a que es una medida de la capacidad de una rejilla para mejorar el contraste, la que es su función principal

Desafortunadamente, el factor de mejoría del contraste depende de la tensión, el tamaño de campo, y el espesor del maniquí utilizado para realizar la prueba. Esto es comprensible, debido a que estos tres factores determinan la cantidad de radiación dispersa. A mayor cantidad de ésta, el contraste y el factor de mejoría del contraste disminuyen.

2.11 RECEPTOR DE IMAGEN

En mamografía el receptor de imagen consiste en una película montada en un chasis que la pone en contacto con una o dos pantallas intensificadoras, esto se muestra en la figura 2.6.

A. Chasis

El chasis es un estuche que al cerrarse impide el paso de luz hacia la película que se encuentra en su interior. El chasis contiene a la(s) pantalla(s) intensificadora(s) y es el responsable de mantener en estrecho contacto a ésta con la película, mediante un cojín de hule espuma. El chasis está hecho de materiales que casi no atenúan a los rayos X que inciden sobre él; generalmente se usan fibras de carbón para su fabricación. La película se coloca dentro del chasis en el cuarto oscuro, de tal manera que el lado de la emulsión se ponga en contacto directo con la pantalla intensificadora. Es de hacerse notar que los chasis se colocan dentro del portachasis del equipo de rayos X en una posición definida por el fabricante.

B. Pantalla intensificadora

Las funciones que desarrollan las pantallas intensificadoras se describen a continuación

B 1 EFICIENCIA DE ABSORCIÓN

La primera función es absorber los rayos X que se transmiten a través de la mama de la paciente. La pantalla intensificadora ideal absorbería todos los rayos X que incidieran sobre ella, para lo cual tendría el espesor suficiente para absorber a todos los fotones que le alcanzaran. El problema es que cuando se incrementa el espesor de las pantallas con objeto de mejorar su poder de absorción la calidad de la imagen se ve disminuida, tal como se observa en la figura 2.7

En la mayoría de los casos no se logra absorber una parte significativa de los rayos X que inciden sobre la pantalla alcanzando la película. La radiación no absorbida es indeseable ya que no contribuye a la formación de la imagen. La eficiencia de absorción para la mayoría de las pantallas se encuentra entre el 20 y el 70%. La eficiencia de la pantalla es determinada por tres factores: el material con el que está fabricada la pantalla, el espesor de la pantalla y el espectro de energía de los fotones incidentes.

B 2 EFICIENCIA DE CONVERSIÓN

La segunda función de las pantallas intensificadoras es convertir a los rayos X en luz blanca. Este es un proceso de fluorescencia, similar al que sucede cuando se producen los rayos X característicos, sólo que en este caso el fotón resultante es de menor energía, de tal manera que estos fotones corresponden a fotones de luz visible. La figura 2.8 muestra lo anterior. En la pantalla intensificadora la fluorescencia proporciona luz visible cuando ésta se expone a rayos X; de esta manera se puede concebir a las pantallas como convertidores de energía, es decir, se le entregan fotones de alta energía y ellas los convierten en fotones de baja energía. La eficiencia en este renglón se encuentra entre el 5 y el 20%. Este porcentaje es la eficiencia de conversión de la pantalla y depende del material usado para fabricarla.

Aunque la cantidad de energía de la luz emitida por una pantalla es mucho menor que la energía entregada por los rayos X a la pantalla, esta energía en forma de luz es más eficiente para formar la imagen debido a que se encuentra repartida en un mayor número de fotones. Si se tuviese una eficiencia de conversión del 5%, entonces un fotón de 50 keV podría producir 1,000 fotones azules o verdes (2.5 eV), aproximadamente

B 3. REDUCCIÓN DE LA EXPOSICIÓN

La tercera función de la pantalla es reducir la exposición. Ya que la película es más sensible a la luz que a los rayos X, será posible someter a la paciente a una exposición menor si se usa una pantalla intensificadora.

B 4. CARACTERÍSTICAS DE LA PANTALLA

Las características principales de la pantalla son el material de que está hecha, sus características espectrales y su espesor.

Materiales

El material que hasta hace poco era el más utilizado para fabricar las pantallas era el tungstato de calcio. Recientemente se han desarrollado materiales cuyos componentes principales son tierras raras como el lantano o el gadolinio. Cada compuesto usado para la fabricación de las pantallas contiene un elemento que es buen absorbedor de rayos X. La probabilidad de que haya absorción de los rayos X es mayor cuando la energía del rayo X es ligeramente mayor que la energía de amarre de la capa K de los átomos del material absorbedor (efecto fotoeléctrico), energía que depende del número atómico del material absorbedor.

El tungstato de calcio contiene como material absorbedor al tungsteno cuya energía de amarre en la capa K es de 69.4 keV. Como una buena parte de los fotones en un estudio radiográfico tienen energías menores que este valor el tungstato de calcio está bastante limitado para absorberlos, es por eso que en la actualidad es más usual encontrar pantallas a base de los elementos ya mencionados, ya que la energía de amarre para la capa K de estos elementos queda por debajo de la energía de la mayoría de los fotones que se producen en un estudio radiográfico, lo que incrementa la probabilidad de interacción de los rayos X y por tanto de su posible absorción.

Tabla 2.2:

Número atómico y energía de amarre del electrón en la capa K para algunos materiales usados en la fabricación de pantallas intensificadoras.

Elemento	Número atómico	Energía de amarre. Capa K (keV)
Itrio	39	17.05
Bario	56	37.4
Lantano	57	38.9
Gadolinio	64	50.2
Tungsteno	74	69.5

En la figura 2.9, se muestran las curvas de absorción para los compuestos del lantano, el gadolinio y el tungsteno que se utilizan en la fabricación de las pantallas, mostrándose la posición de los bordes K. Esto muestra que para las energías utilizadas en mamografía es más conveniente usar materiales como el gadolinio, ya que su poder de absorción es mayor y por lo tanto la eficiencia de la pantalla se verá incrementada.

Características Espectrales

Los elementos restantes en la pantalla contribuyen a las propiedades fluorescentes del material. Cada compuesto produce luz de un color característico de cada material. La luz que se produce en las pantallas es luz blanca, aunque con una intensidad máxima en la región del azul o del verde. Esto es muy importante al utilizar las pantallas ya que se deben usar pantallas emisoras de luz de alguno de estos colores en combinación con película cuya sensibilidad sea mayor para la luz de ese mismo color; de lo contrario, la sensibilidad de la combinación se verá fuertemente reducida.

En la figura 2.10 se pueden apreciar los espectros de emisión luminosa de los mismos compuestos de lantano y gadolinio que aparecen en la figura 2.9, comparados con el de tungstato de calcio, observándose para los dos primeros un espectro relativamente discreto y para el último un espectro continuo.

Espesor

La selección de la pantalla presupone un compromiso entre la exposición y la calidad de la imagen, tal como se mostró en la figura 2.7. Las pantallas delgadas absorben una fracción relativamente pequeña de los rayos X incidentes, mientras que las pantallas gruesas absorben una fracción mayor, por lo que requieren de una exposición menor para producir la misma densidad óptica en la película. Desafortunadamente, al aumentarse el espesor de la pantalla se disminuye la resolución en la imagen.

B 5 RESOLUCIÓN DE LA IMAGEN

El efecto más relevante de las pantallas intensificadoras en la calidad de la imagen es que generan borrosidad y por lo tanto, disminuyen la resolución y la nitidez. Lo anterior se observó claramente en la figura 2.7, ya que la pantalla produce fotones con mayor dispersión que los fotones incidentes. El grado de disminución en la resolución de la imagen está relacionado, como se puede ver, con el espesor de la pantalla.

Al seleccionar una pantalla para un determinado estudio clínico debe tenerse en cuenta el compromiso entre menor exposición al paciente y la calidad de la imagen o, dicho de otra manera, entre la sensibilidad de la combinación película-pantalla (velocidad) y la mejor resolución de los detalles. Las pantallas que producen la máxima visibilidad del detalle generalmente tienen poca eficiencia en la absorción de la radiación (sensibilidad) y requieren de una mayor exposición al paciente. Contrariamente, las pantallas que tienen gran sensibilidad no proporcionan una buena definición de la imagen.

B 6 CONTACTO PELÍCULA-PANTALLA

Si la película y la pantalla intensificadora no hacen buen contacto, la luz se dispersará, produciéndose zonas borrosas en la imagen. Esta es una condición anormal que se llega a producir cuando el chasis está defectuoso y no alcanza a presionar en forma adecuada toda

el área que involucran la película y la pantalla. Generalmente este mal contacto entre película y pantalla sólo se presenta en áreas localizadas del chasis.

C. Película

La película para rayos X es una película fotográfica que consiste de una emulsión fotográficamente activa, o sensible a la radiación, que puede cubrir uno o ambos lados de una hoja de plástico transparente, llamada base, generalmente fabricada en poliéster. Para lograr una firme adhesión entre la emulsión y la base de plástico se utiliza una capa muy fina de pegamento. Para proteger la emulsión de cualquier daño de tipo mecánico, se le coloca una cubierta delgada.

C.1. BASE

La única función de la base es proporcionar un soporte a la frágil emulsión fotográfica. Deben considerarse tres características. Primero, no debe producir un patrón visible o absorber demasiada luz cuando se observa la radiografía. Segundo, la flexibilidad, espesor y resistencia mecánica de la base debe permitir su fácil procesamiento y sentirse firme cuando se maneja. Tercero, la base debe tener estabilidad dimensional, esto es la forma y tamaño de la película no debe variar durante el revelado ni durante su almacenamiento.

C.2 EMULSIÓN

Los dos ingredientes más importantes de una emulsión fotográfica son la gelatina y los halogenuros de plata. La composición exacta de las emulsiones es un secreto industrial. La mayoría de las películas están fabricadas para ser usadas en combinación con pantallas intensificadoras. Pueden existir películas con una o ambas caras de la base cubiertas con emulsión. En mamografía es muy común encontrar película con una sola emulsión. El espesor de la emulsión no supera los 12 μm de espesor, no puede ser más gruesa debido a la incapacidad de la luz para penetrar capas más profundas.

C.3. GELATINA

La gelatina fotográfica para la película radiográfica está hecha a partir de hueso. La gelatina satisface una gran variedad de requisitos mejor que cualquier otro medio de suspensión. Mantiene a los granos de halogenuros de plata perfectamente dispersos y previene la aglomeración de los granos (grumos). Los líquidos del revelado pueden penetrar la gelatina fácilmente sin destruir su resistencia o permanencia; además, la gelatina se encuentra fácilmente en el mercado y su calidad es bastante uniforme.

C.4 HALOGENUROS DE PLATA

Los halogenuros de plata conforman, dentro de la emulsión, el material sensible a la luz. En la película radiográfica para usos médicos, entre el 90 y el 99% es bromuro de plata y del 10 al 1% restante es yoduro de plata. La presencia del yoduro de plata produce una

emulsión de mayor sensibilidad que una emulsión que contiene exclusivamente bromuro de plata. Los halogenuros de plata en la emulsión fotográfica se presentan en forma de pequeños cristales suspendidos en la gelatina. El cristal está formado por iones de plata (Ag^+), iones de bromo (Br^-) e iones de yodo (I^-), arreglados en una red cúbica. Estos granos o cristales son finos pero definitivamente más grandes que los presentes en una emulsión fotográfica, además no son cristales perfectos ya que un cristal perfecto casi no es fotográficamente sensible. Existen defectos dentro de los granos que actúan como centros sensibles y que tienen un efecto significativo en la velocidad de la película. La concentración de estos defectos debe ser la adecuada, en caso contrario, el fondo o niebla se incrementará fuertemente.

C 5 IMAGEN LATENTE

La plata metálica, a la vista de un observador, presenta un color negro. Es esta plata la que produce las áreas oscuras que se ven en una película revelada. La forma en que la exposición de la película a la luz, en particular la emitida por una pantalla intensificadora expuesta a rayos X, produce lo que se conoce como la imagen latente es la siguiente:

La emulsión contiene iones de Ag^+ y de Br^- . La energía absorbida por un ion de bromo de un fotón luminoso provoca que un electrón del ion tenga la energía suficiente para liberarse del átomo de bromo. El electrón puede moverse a través del cristal hasta que encuentre un defecto en él, conocido como "punto sensible", este punto actúa como una trampa de electrones; aquí el electrón es capturado e inmobilizado. El electrón hace que el punto sensible tenga una carga negativa lo que atrae a los relativamente móviles iones de plata que existen en el cristal. Ya en el punto sensible, un ion de plata se combina con el electrón y se neutraliza, formando un átomo de plata metálica. El agrupamiento de átomos de plata en el punto sensible continúa mientras se sigan atrapando electrones y éstos se sigan recombinando con iones de plata. Los iones de bromo que han perdido un electrón se convierten en átomos de bromo que abandonan el cristal y son absorbidos por la gelatina de la emulsión de la película. La figura 2.11 muestra este proceso. Un grano de la emulsión puede tener uno o más puntos sensibles.

La presencia de átomos de plata es proporcional a la cantidad de luz a la que se ha expuesto el grano; sin embargo, estos grupos de átomos de plata no son visibles a simple vista. A estos grupos se les conoce como centros de imagen latente, y conforman los sitios donde el proceso de revelado hará que se depositen más átomos de plata, amplificando con ello la imagen latente y haciéndola visible.

La diferencia entre un grano que bajo el proceso de revelado se haga visible y uno en que esto no suceda es la existencia de uno o más centros de imagen latente. En términos reales se requiere de al menos tres de estos centros para que el grano sea sensible al revelado. Mientras más átomos de plata haya en un centro, mayor será la probabilidad de que el grano sea revelado.

C.6. ABSORCIÓN DE LA EMULSIÓN

Para exponer una película radiográfica con pantallas intensificadoras, es necesario que los granos de halogenuro de plata de la emulsión absorban la luz emitida por los fósforos de la pantalla. La capacidad de los granos de la película de absorber la luz depende de su longitud de onda (figura 2.12). Las películas estándar de halogenuros de plata absorben luz en las regiones ultravioleta, violeta y azul del espectro visible. De hecho, los halogenuros de plata naturales no absorben luz en las regiones verde y amarilla. Sin embargo, las pantallas intensificadoras hechas a partir de tierras raras emiten luz principalmente en la región del verde (544 nm). Para extender la sensibilidad de la película hacia el verde se cubren los granos con un tinte que absorbe la luz verde y transfiere la energía absorbida al grano. Este es el tipo de película utilizada en mamografía y se le conoce como película ortocromática.

D. Curva característica

La curva característica de una película (o curva H y D) se obtiene al exponer una combinación de película y pantalla intensificadora en diferentes áreas, a una exposición "escalonada", cada vez mayor, hasta lograr sobreexponer a la película. En todas y cada una de las exposiciones se mide la exposición recibida por la película. Posteriormente se revela esta película y se procede a leer la densidad óptica de cada área. Al graficarse la relación entre la densidad óptica y el logaritmo de la exposición se genera lo que se conoce como la curva característica. En la figura 2.13 se muestra esta curva. Como puede observarse su forma es una sigmoide que presenta una región inicial o cola, una parte lineal, y un hombro en su parte final que es la zona de saturación de la película.

D.1. CONTRASTE DE LA PELÍCULA

La información contenida en los rayos X transmitidos a través de un objeto, representa una imagen invisible, esta imagen es decodificada por la combinación pantalla-película y convertida en un patrón con diversos valores en densidad óptica, a estas variaciones se les conoce como contraste radiográfico.

El contraste radiográfico es la diferencia en densidad óptica entre diferentes regiones de la imagen radiográfica. El contraste radiográfico depende del contraste del objeto y del contraste de la película. El contraste del objeto depende de los diferentes grados de atenuación que sufre el haz de rayos X al momento de pasar a través del paciente. El contraste del objeto es afectado por el espesor, la densidad y las diferencias en número atómico de las diversas regiones del objeto y depende de la energía de la radiación (kVp), del material de contraste (si se utiliza) y de la radiación dispersada.

Después de atravesar al paciente por diferentes tejidos, como el glandular y el adiposo, algunos fotones alcanzarán a incidir sobre la película, formando así la imagen radiográfica del objeto. La tensión debe ser seleccionada cuidadosamente de tal manera que el número de fotones atenuados por el tejido glandular y por el adiposo esté en una proporción

adecuada para producir una imagen de rayos X con alto contenido de información para que la combinación pantalla-película pueda traducirla adecuadamente. Que el valor de la tensión utilizada sea el correcto es extraordinariamente importante para que se produzca un buen contraste del objeto. El usar la carga adecuada en el tubo (mAs) implica que el número de fotones que se alcanza a transmitir a través de los diversos tejidos sea suficiente para producir la densidad óptica deseada a lo largo y ancho de la imagen radiográfica. Debido a que la carga (mAs) determina el número total de rayos X en el haz, la carga puede ser considerada como el análogo de la cantidad de luz en una fotografía. Si es mucha, la radiografía se obtendrá muy oscura y si es poca, la imagen será muy clara.

Puede decirse que el contraste del objeto es el factor que controla al logaritmo de la exposición relativa que alcanza la película. Una evaluación del contraste de la película debe examinar cómo responde la película a diferentes exposiciones producidas por el contraste del objeto. El contraste de la película depende de cuatro factores, a saber:

1. La curva característica de la película
2. La densidad óptica de la película
3. Si la exposición se hace con o sin pantalla
4. El revelado de la película

D 2 GAMMA DE LA PELÍCULA

La gamma de una película se define como la máxima pendiente de la curva característica, por lo que indica el máximo valor del contraste que se puede tener en la película (ver figura 2.14)

D 3 GRADIENTE PROMEDIO

Es la pendiente de la línea recta que une dos puntos de densidad óptica determinada que se encuentran sobre la curva característica. El gradiente promedio está dado por la ecuación 2.4

$$\text{Gradiente promedio} = (DO_2 - DO_1) / (\log X_2 - \log X_1) \quad 2.4)$$

donde usualmente $DO_2 = 2.0 + (B+N)$, $DO_1 = 0.25 + (B+N)$, siendo X_2 y X_1 el valor de las exposiciones correspondientes.

Si el gradiente promedio de la película es mayor que 1, la película exagerará el contraste del objeto, y entre mayor sea este valor mayor será la exageración. Una película con gradiente promedio igual a 1 no cambia el valor del contraste del objeto, mientras que una película con gradiente promedio menor que 1 disminuye el contraste del objeto. Por esta razón en radiología todas las películas que se utilizan tienen un gradiente promedio de 1 o mayor.

D.4. VELOCIDAD

La velocidad de una combinación pantalla-película se define como el recíproco de la exposición en roentgens que se requiere para producir una densidad óptica de 1.0 por arriba de la base + niebla.

$$\text{Velocidad} = 1 / X (R), \text{ para } DO = 1.0 - (B+N) \quad 2.5)$$

La forma de la curva característica está controlada por el contraste de la película, la velocidad de la película determina la localización de la curva con respecto al logaritmo de la exposición relativa.

D.5 LATITUD

La latitud es el intervalo del logaritmo de la exposición relativa que produce una densidad óptica dentro del intervalo aceptado para el diagnóstico clínico, usualmente se considera una densidad óptica entre 0.25 y 2.0

Generalmente la latitud varía inversamente con el contraste de la película. Para el caso de mamografía se requiere de una película con alto contraste, lo que significa que se utilizará una película con poca latitud.

Tomando en cuenta estos parámetros, una buena imagen se adquirirá cuando se logre que la relación entre la DO y el logaritmo de la exposición relativa se encuentren en la región limitada por las líneas verticales discontinuas en la figura 2.14

2.12 CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN

El control automático de exposición (CAE), llamado también fototempORIZADOR, utiliza un sensor o sensores de radiación, un amplificador, un comparador de tensión, y un interruptor de exposición, para controlar la irradiación. La figura 2.15 muestra un esquema de este sistema. Un microprocesador de control para estas componentes, combinado con la información de la técnica de rayos X empleada, puede proporcionar una densidad en la película exacta y reproducible. El sensor usualmente consiste de una cámara de ionización o de un arreglo de tres o más diodos semiconductores. Estos sensores miden el flujo residual de fotones de rayos X transmitidos a través de la mama, de la rejilla antidispersora (si se encuentra presente), y del receptor de imagen. Durante la exposición, las ionizaciones producidas por los rayos X liberan electrones que son colectados por el sensor y cargan un condensador. Cuando la tensión en el condensador iguala el valor de la tensión de referencia en un amplificador comparador, preseleccionada a través del análisis de los valores de operación obtenidos mediante circuitos de retroalimentación, se acciona un interruptor y la exposición finaliza.

El CAE debe calibrarse de acuerdo con las características de velocidad de la combinación pantalla-película y de las condiciones de revelado. La densidad óptica de una película de mamografía expuesta apropiadamente va de 1.2 a 1.6. En la consola de control, existe un selector para ajustar la densidad óptica con el que se puede modificar la respuesta del CAE. Usualmente hay de 5 a 10 pasos para incrementar o disminuir la exposición mediante el ajuste de la tensión de referencia del comparador. Se tienen diferencias del 10 al 15%, ya sean positivas (mayor exposición) o negativas (menor exposición) por paso, desde la posición normal o cero, lo que permite una cierta flexibilidad para circunstancias especiales o permite un ajuste para obtener las densidades ópticas, en la película, preferidas por el médico radiólogo.

Si la transmisión de fotones es insuficiente para disparar el comparador y finalizar la exposición después de un tiempo de exposición largo, un interruptor de respaldo la terminará. En caso de rechazo, el técnico deberá incrementar el valor de la tensión en lugar de realizar algún incremento en el control de densidad (óptica). Elevando la tensión, el haz deberá penetrar más fácilmente y expondrá a la película apropiadamente, reduciéndose el tiempo de exposición. Sin embargo, el simple hecho de incrementar la posición del control de densidad, no cambiará la calidad del haz, el temporizador de respaldo se activará nuevamente, dando como resultado otra película subexpuesta y una mama sobrexpuesta.

El sensor del CAE puede colocarse para medir la transmisión a través de áreas seleccionadas de la mama que van desde la pared del tórax hasta el pezón. La mayor parte del tiempo, los sensores se colocan cerca de la pared del tórax.

2.13 CUARTO OSCURO

El cuarto oscuro cumple básicamente con el objetivo de ser el sitio donde se maneja la película, tanto virgen como expuesta, sin que se corra el peligro de que ésta esté sometida a luz ambiental que degrade la imagen obtenida de la paciente.

A. Condiciones ambientales

Para evitar que la película se deteriore, el cuarto oscuro debe tener condiciones de temperatura y humedad adecuadas al tipo de película que ahí se almacene. También, en caso de estar al lado de una sala de rayos X, se deberán blindar las paredes (piso y/o techo) que sean necesarias. Para evitar la formación de artefactos en la película se debe tener una buena limpieza del cuarto, así como evitar que se coma, beba o fume dentro de él.

B. Iluminación

Los cuartos deben estar bien iluminados, pero el grado y la longitud de onda de la luz utilizada debe ser tal que su uso no cause velo en la película ya revelada. Los cuartos deben estar pintados de color blanco o claro, ya que esto ayuda a una mejor visión en situaciones donde el grado de iluminación es mínimo.

El cuarto debe estar correctamente sellado para evitar fugas de luz dentro de él, mismas que ocasionarían la formación de velo

C. Luces de seguridad

El uso de película sensible a la luz verde (Ortocromática), requiere utilizar las luces de seguridad correctas dentro del cuarto oscuro, de lo contrario, si se utiliza una luz de seguridad para la cual la película es sensible, se producirá un velo indeseable. Con este tipo de películas se debe utilizar un filtro rojo, ya que estos filtros quitan la componente de luz verde emitida por las lámparas. En la figura 2.16 se muestra la sensibilidad de las películas sensibles a luz azul y a luz verde y se compara con la luz transmitida a través de un filtro ámbar y de uno rojo.

2.14 PROCESADO DE LA PELÍCULA

A. Revelado

El revelado (figura 2.17) es el proceso químico que hace posible que la imagen latente que existe en una película se haga visible, mediante la amplificación espacial de la primera hasta por un factor de 10^8 . La reacción básica es la reducción (adición de un electrón) de un ion de plata, lo que hace que este ion cambie a un átomo de plata metálica. Un conjunto de átomos de plata metálica se presenta ante la vista con un color negro. El revelador es el agente reductor. El revelado es generalmente un fenómeno de todo o nada, porque un grano entero es revelado (reducido) una vez que el proceso se inicia. El proceso se inicia usualmente en el sitio donde se encuentra un punto sensible perteneciente a la imagen latente (generalmente en la superficie del grano). Se cree que los átomos de plata en la imagen latente aceleran la acción de los químicos de revelado sobre los iones de plata que se encuentran en cada grano, reduciéndolos rápidamente. La plata en un grano que no contiene imagen latente puede ser reducida por el revelador, pero a una velocidad mucho menor. Por lo tanto, el tiempo de revelado es un factor fundamental durante este proceso. El revelado debe interrumpirse cuando el cociente entre granos revelados expuestos y no expuestos sea máximo. La niebla está formada por granos de halogenuro de plata no expuestos, es decir que no contienen imagen latente, que han sido reducidos.

Otro factor importante durante el revelado lo constituye la temperatura del revelador, el incremento en ésta aumenta la velocidad y el contraste de la película. Esto último implica que la exposición al paciente se reduce, lo que es muy importante en mamografía. Sin embargo, existe una limitante para el incremento en la temperatura representado por el aumento de la base + niebla. Los efectos de la temperatura de revelado se muestran en la figura 2.18.

B. Rellenado

Durante el uso de las soluciones reveladoras se consumen agentes reductores y preservadores, a la vez que se van generando sustancias que degradan estas sustancias, tales como iones de hidrógeno, bromo, etc. Cada vez que una película es procesada en un procesador automático, una pequeña porción (aproximadamente 60 ml. en un tanque de 10 L) de la solución reveladora es retirada y reemplazada por el equipo mismo, con una solución de relleno (figura 2.17). El propósito de este relleno es mantener la concentración del agente revelador, de los preservadores, del bromo, y el pH a un nivel constante durante la vida útil del revelador. En la actualidad casi todas las radiografías se procesan en procesadores automáticas con relleno automático del revelador.

La consecuencia principal de una composición anormal de los ingredientes del revelador es producir películas con una fina disminución en el gradiente de la curva característica de la película. Este cambio hace más difícil detectar imágenes de bajo contraste en las áreas más claras de la película.

C. Fijado

Sólo una parte de los halogenuros de plata de la emulsión se reduce a plata metálica durante el revelado. Los halogenuros de plata restantes deterioran la visibilidad de la imagen y su permanencia en la radiografía revelada. Por consiguiente deben retirarse, pero la solución fijadora debe quitar estos residuos sin perjudicar la imagen formada por los átomos de plata metálica. La solubilidad de los halogenuros de plata en una solución acuosa está controlada por la concentración de plata y de iones de halógeno. El bromuro de plata es poco soluble en agua. Es por ello que la función de los agentes fijadores es formar complejos en los que los iones de plata estén fuertemente ligados y que sean solubles en agua. Estos complejos solubles formados podrán entonces retirar efectivamente a los iones de plata de la solución. El fijador también contiene estabilizadores y sustancias que mantienen el nivel del pH.

Un proceso de fijación incompleto se reconoce fácilmente debido a que la imagen tiene una apariencia lechosa o nebulosa. Esto resulta de la dispersión de la luz transmitida por los cristales de halógeno de plata que no fueron retirados de la emulsión.

D. Lavado

Después de revelar y fijar, la película debe ser bien lavada con agua. El lavado sirve primeramente para quitar los líquidos fijadores. En caso de que el lavado no sea adecuado una película radiográfica se volverá café a medida que transcurre el tiempo. Esto se debe a que sustancias del fijador reaccionan con los átomos de plata metálica formándose sulfatos de plata cuyo aspecto es café.

Con esta acción termina el proceso de revelado de una radiografía.

2.15 VISUALIZACIÓN DE LA IMAGEN

A. Negatoscopios

La parte final, y por ello no menos importante, del sistema de mamografía la conforman los negatoscopios, que son las cajas luminosas donde se colocan las películas para poder observar la imagen, y cuya brillantez y homogeneidad deben ser adecuadas para el tipo de estudios que se realizan.

B. Condiciones de visibilidad

Los tenues y pequeños objetos registrados en la imagen mamográfica pueden ser pasados por alto en condiciones no adecuadas de visibilidad. La luz no perteneciente a la imagen que alcanza a llegar a los ojos limita severamente el contraste que se pueda permitir en la imagen y deba eliminarse para proporcionar a la vista las condiciones óptimas necesarias. Esto requiere que la luz del cuarto en donde se revisa la imagen sea tenue, de tal manera que al observador sólo le llegue la luz transmitida a través de la película. Las partes del negatoscopio sobre el que se ve la imagen y que no estén cubiertas por la película deben cubrirse con algún objeto opaco, y la película que se encuentra más allá de la imagen de la mama debe ser expuesta de tal forma que su densidad óptica sea máxima, esto es, el campo de radiación debe ser del tamaño de la película y no de la mama. Una luz brillante de intensidad variable permite la revisión de zonas en la imagen de densidad óptica alta, tales como la línea de la piel o la región del pezón. La visualización de detalles finos en la imagen, tales como microcalcificaciones, se mejora utilizando una lente de aumento de alta calidad, misma que debe estar disponible en el área de obtención del diagnóstico médico.

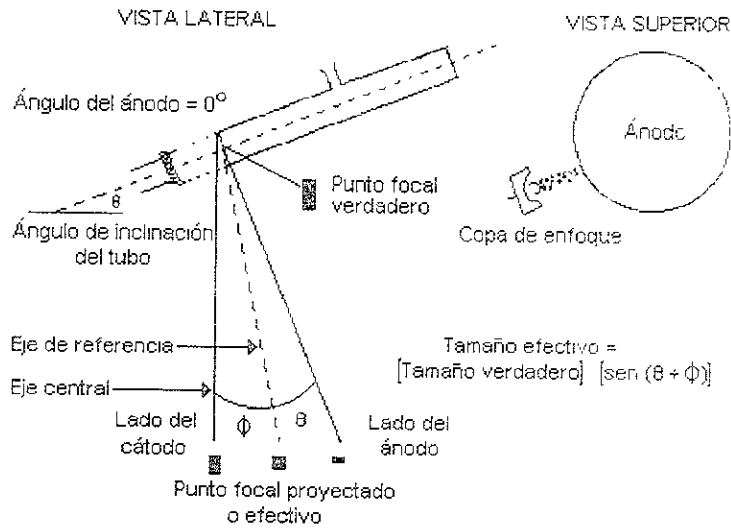


Figura 2.1: Variación del punto focal efectivo a lo largo del eje ánodo-cátodo Definición de los ejes central y de referencia

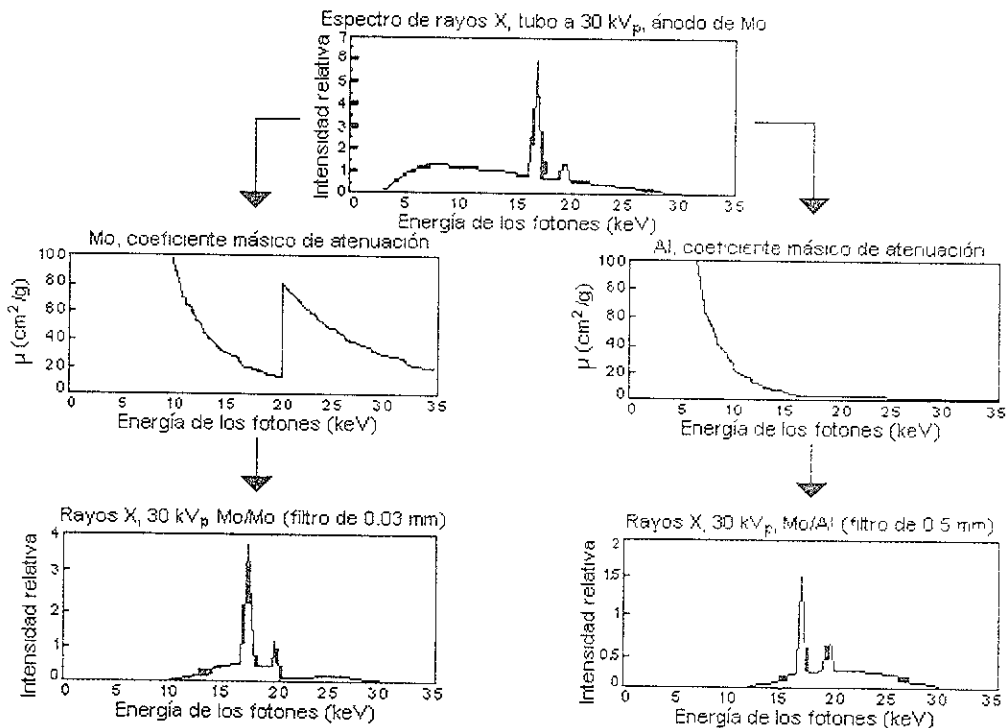


Figura 2.2: Espectro de rayos X, sin filtrar, producido en un blanco de molibdeno a 30 kVp y filtrado posteriormente con molibdeno o con aluminio

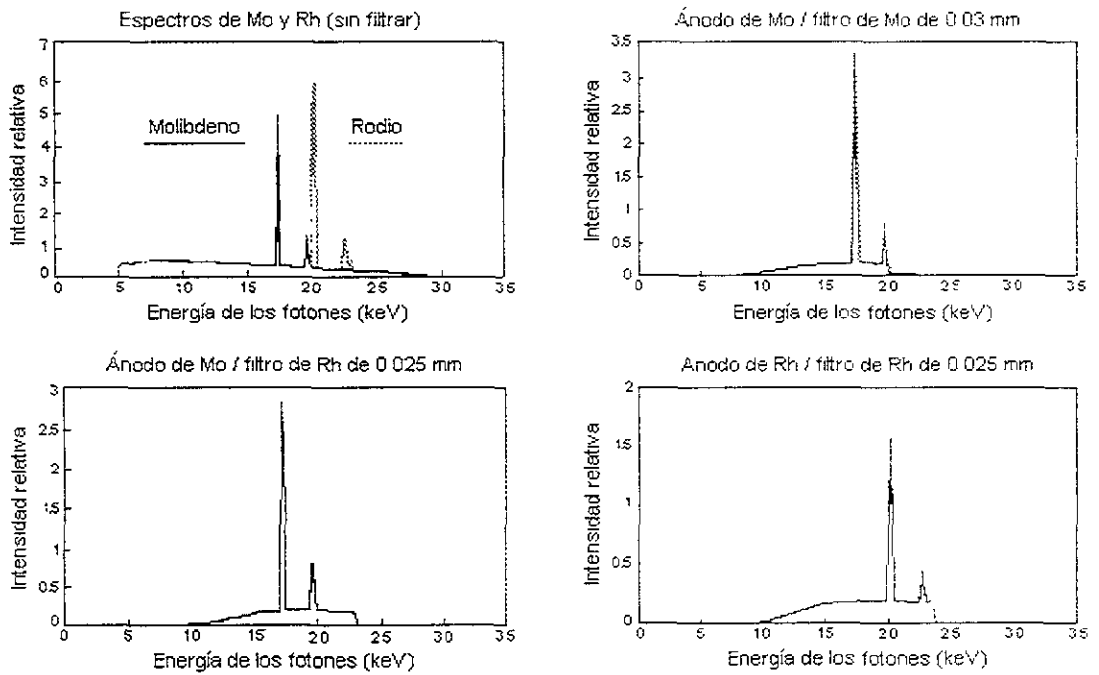


Figura 2.3: Espectros de rayos X para diferentes combinaciones de ánodo-filtro

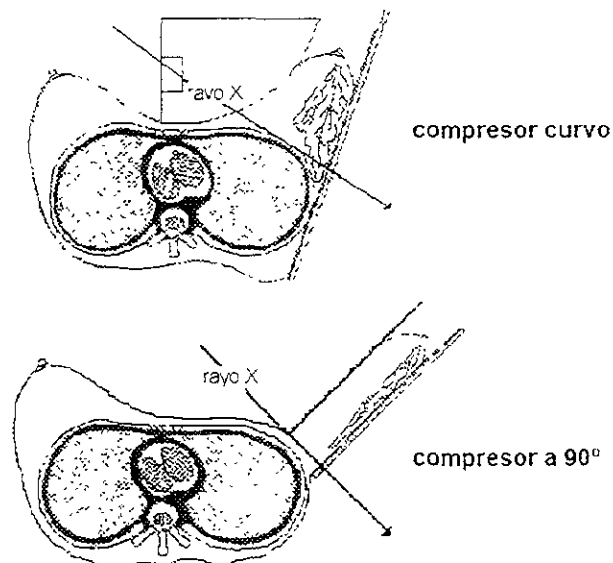


Figura 2.4: Compresión realizada con diferentes placas. El compresor curvo desplaza al tejido hacia atrás y hacia la película. El compresor a 90° sólo lo desplaza hacia la película.

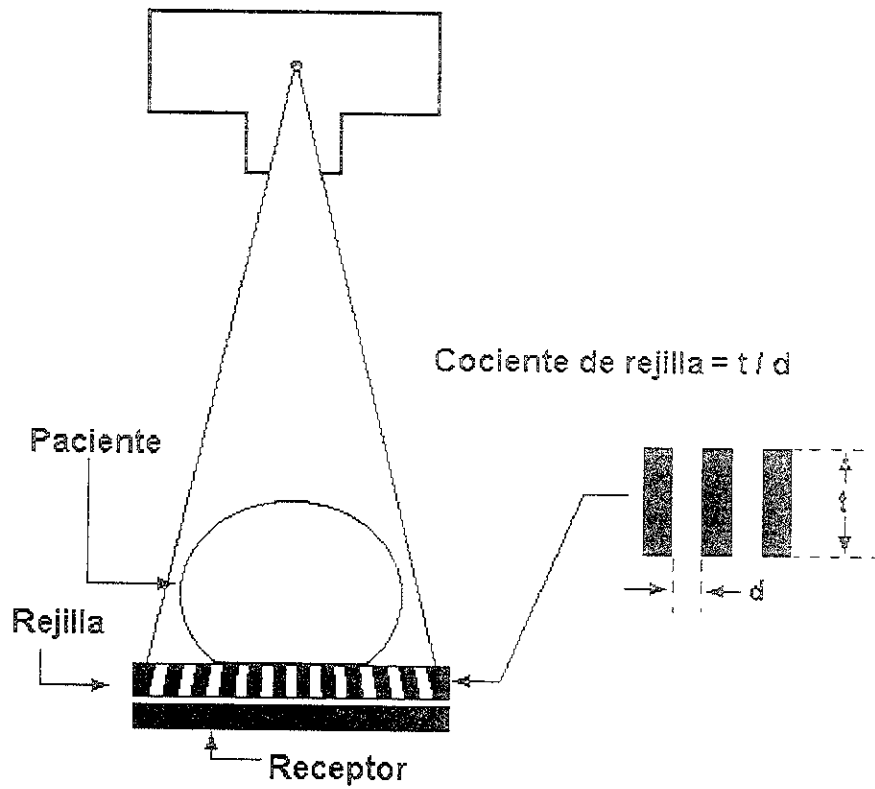


Figura 2.5 Rejilla antidispersora

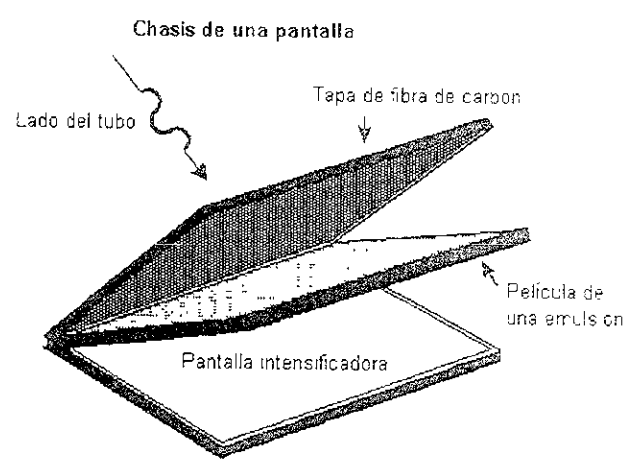


Figura 2.6 Receptor de imagen

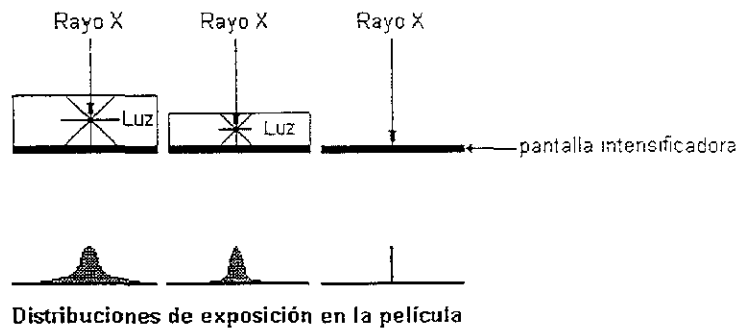


Figura 2.7. Degradación de la resolución con respecto al espesor de la pantalla

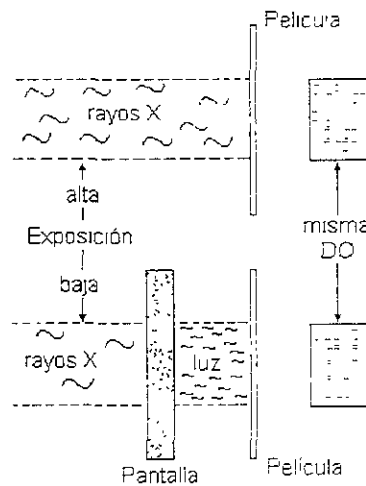


Figura 2.8: Las pantallas intensificadoras convierten los rayos X en luz visible

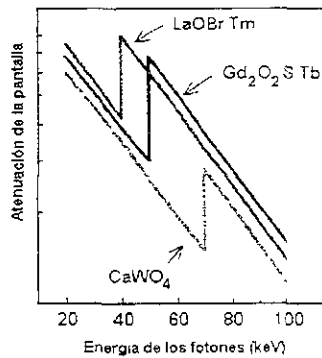


Figura 2.9 Curvas de absorción relativa de algunos compuestos utilizados en la fabricación de pantallas, hechos con lantano, gadolinio y tungsteno, donde se observa la posición de los bordes K.

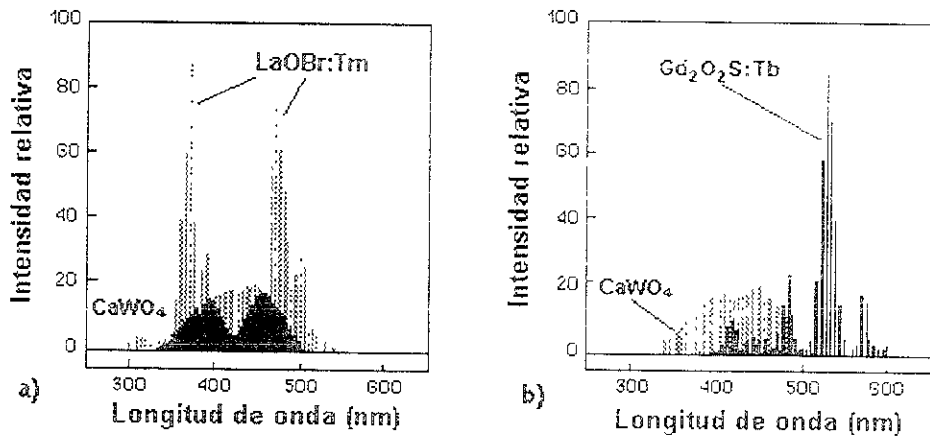


Figura 2.10: Espectros de emisión luminosa de compuestos de lantano, gadolinio y tungsteno usados en la fabricación de pantallas. El La y el Gd muestran picos definidos, mientras que para el W se tiene un amplio espectro

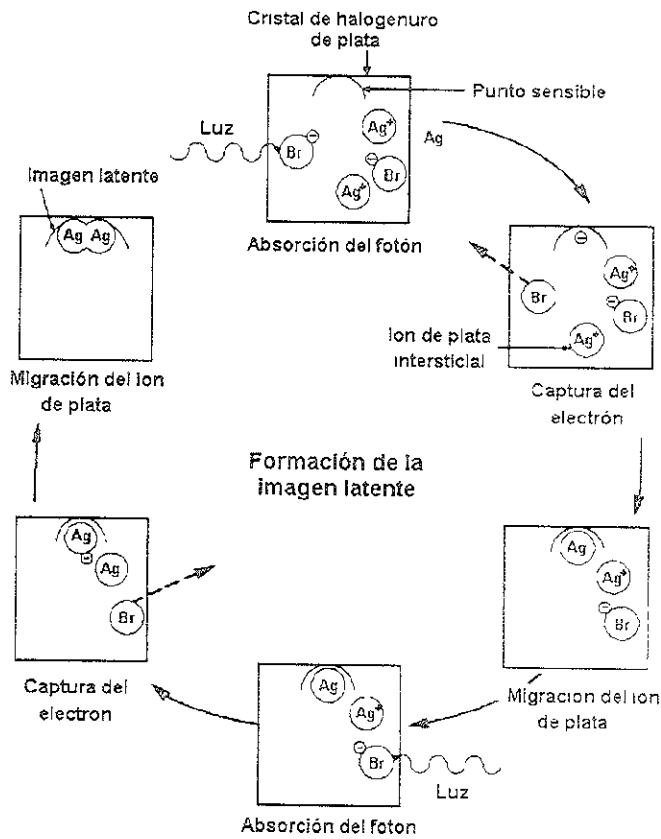


Figura 2.11 Formación de la imagen latente en una película

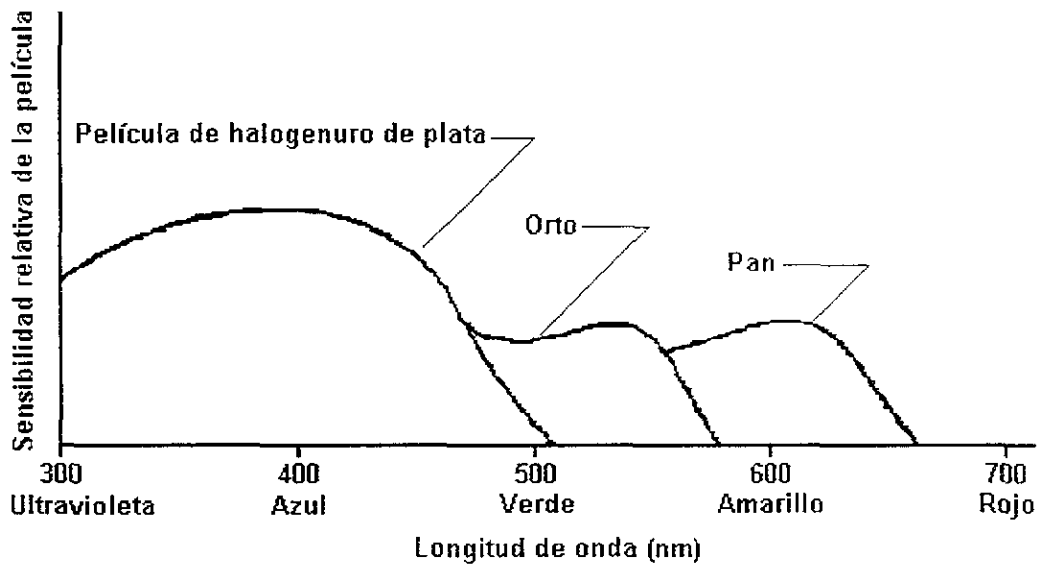


Figura 2.12: Sensibilidad espectral relativa de las películas de halogenuro de plata, ortocromática y pancromática

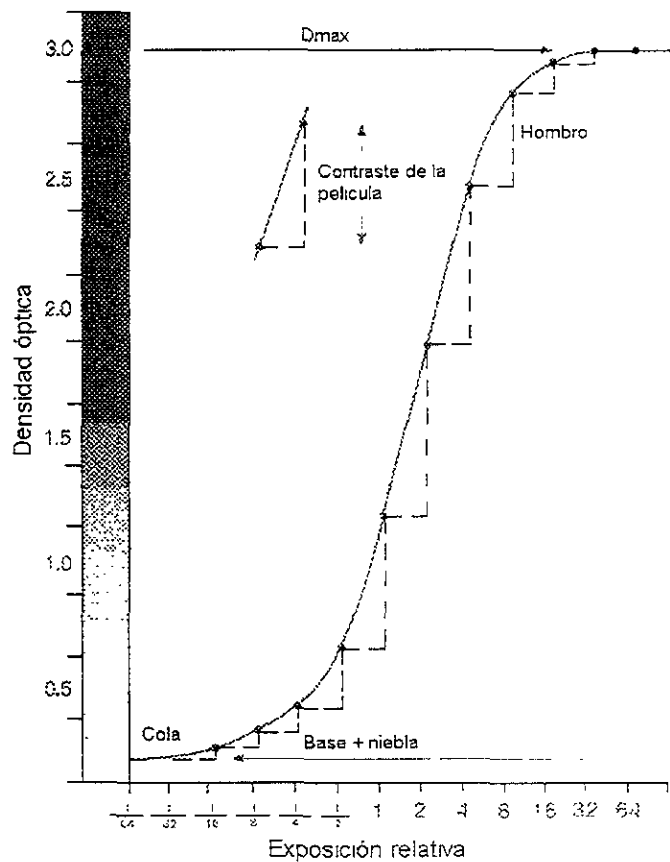


Figura 2.13: Curva característica de una película radiográfica

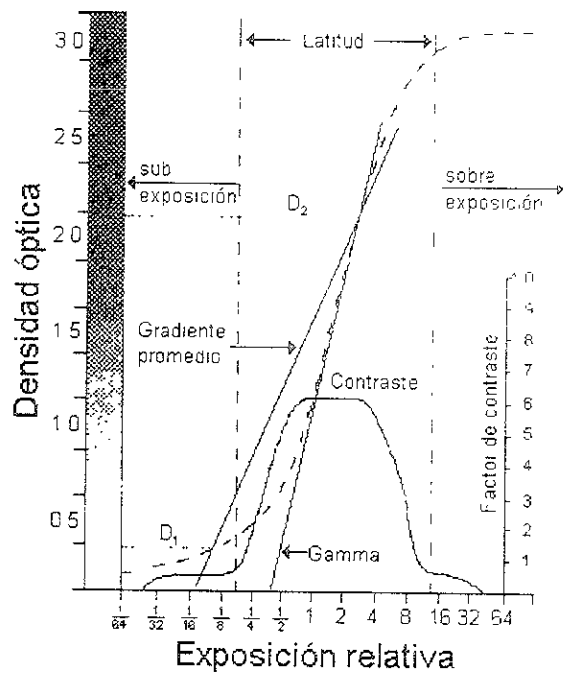


Figura 2.14. Parámetros de la curva característica

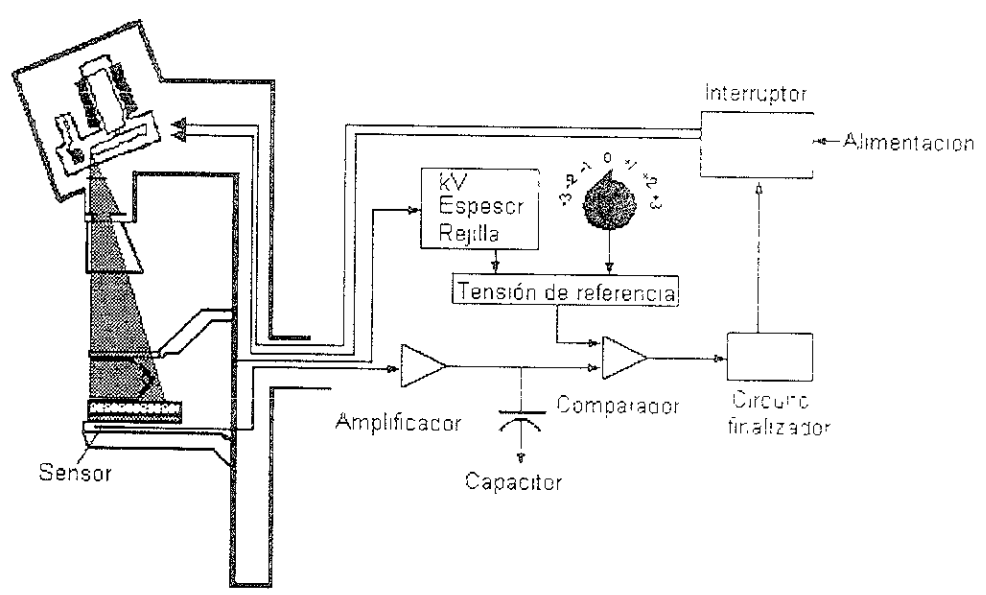


Figura 2.15 Diagrama del control automático de exposición

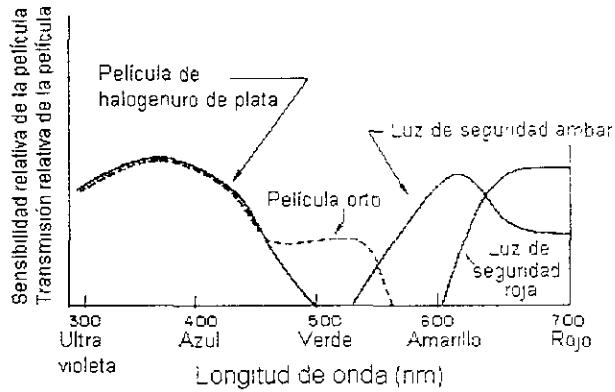


Figura 2.16: Comparación entre la sensibilidad de la película y la emisión de la luz de seguridad.

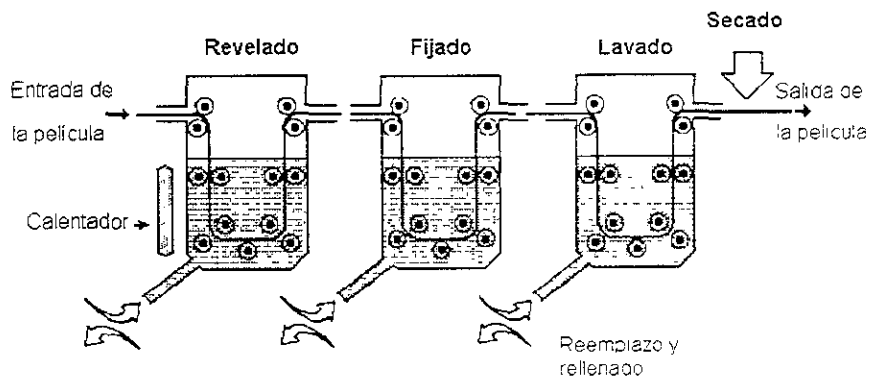


Figura 2.17: Componentes básicos de un procesador de películas

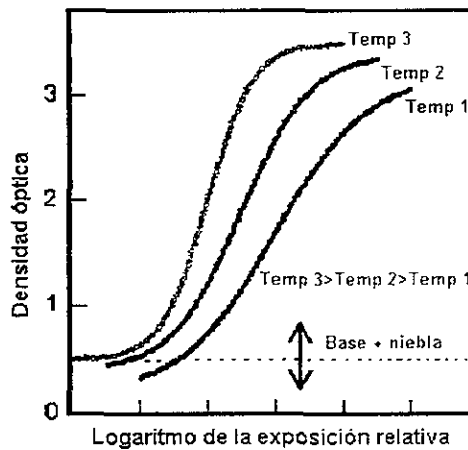


Figura 2.18. Dependencia de la curva característica con respecto a la temperatura del revelador

Rev 50

Calidad de la Imagen y Dosis en Mamografía

El contenido de este capítulo se basa principalmente en las siguientes referencias [NCRP86], [Wu91], [Su99], y [Zo89]

En este capítulo se describe la evaluación de la calidad de la imagen y de la dosis en mamografía, y se presentan resultados independientes obtenidos en estos rubros. Para realizar estas tareas se han desarrollado diferentes metodologías, y la que se utiliza en el presente trabajo es la elaborada por el Colegio Estadounidense de Radiología (ACR). El ACR ha certificado como referencia para medir la calidad de la imagen y la dosis un maniquí comercial conocido como “de acreditación”, que es el utilizado actualmente por las autoridades de Estados Unidos y Canadá al realizar inspecciones de funcionamiento, y en particular, de calidad de imagen y dosis en los equipos destinados a mamografía.

3.1 MANIQUÍ DE ACREDITACIÓN

Como se mencionó en 1.2, existe una “mama de referencia” con una composición 50% de tejido adiposo y 50% de tejido glandular, y que firmemente comprimida tiene un espesor de 4.2 cm. Existe un maniquí, denominado maniquí de acreditación, aceptado por el Colegio Estadounidense de Radiología, que simula a este tipo de mama. El maniquí de acreditación está diseñado para probar el funcionamiento de un sistema de mamografía mediante una evaluación cuantitativa de la capacidad del sistema para obtener imágenes de estructuras pequeñas y de bajo contraste, similares a aquellas encontradas clínicamente. Los objetos dentro del maniquí simulan microcalcificaciones, estructuras fibrosas dentro de ductos y masas tumorales. El maniquí de acreditación puede determinar si el sistema es capaz de mostrar en la imagen estructuras muy pequeñas que se encuentran dentro del objeto, lo que es de suma importancia para la detección temprana del cáncer mamario. Los objetos dentro del maniquí presentan tamaños que van desde aquellos que cualquier sistema puede fácilmente percibir, hasta objetos muy pequeños que serían difíciles de registrar aún con los mejores sistemas mamográficos.

El maniquí está hecho con un bloque de cera y contiene 16 objetos diferentes. El bloque de cera se encuentra dentro de un recipiente de acrílico cuya base tiene 3.3 cm de espesor, un recipiente que rodea al bloque de cera y una tapa de 0.3 cm de espesor. Todo esto simula una mama comprimida de 4.2 cm de espesor, con una composición 50% glandular, 50% adiposa. Existen en el interior de la cera cinco grupos de granos de óxido de aluminio que simulan microcalcificaciones, seis fibras de nylon de diferentes diámetros que simulan estructuras fibrosas, y cinco masas de diámetros decrecientes y diferentes espesores que simulan tumores.

La figura 3.1 muestra los objetos de prueba y su posición, las dimensiones de los objetos se dan en la tabla 3.1.

Tabla 3.1:

Dimensiones de los objetos de prueba insertados en el maniquí de acreditación del ACR.

Tamaño de los objetos del maniquí (mm)			
No de objeto	Diámetros de las fibras	Diámetros de las microcalcificaciones	Espesor de las "masas tumorales"
1	1.56	0.54	2.00
2	1.12	0.40	1.00
3	0.89	0.32	0.75
4	0.75	0.24	0.50
5	0.54	0.16	0.25
6	0.40	---	---

A. Uso del maniquí de acreditación

Para usar el maniquí se siguen los siguientes pasos.

- a) Se coloca el maniquí sobre la superficie del portachasis en la misma posición que una mama
- b) Se coloca el tubo de rayos X y el compresor de la misma forma que en una proyección cráneo-caudal.
- c) Se seleccionan los valores de tensión y carga que se utilizan para obtener la imagen de una mama comprimida de 4.2 cm de espesor
- d) Si se utiliza el control automático de exposición (CAE), se coloca el sensor de modo que quede en la parte media del inserto de cera del maniquí. Se usan las condiciones del CAE para una mama comprimida promedio de 4.2 cm de espesor.
- e) Se hace una exposición y se revela la película. Esta imagen representa la capacidad de captar una imagen por parte del sistema de mamografía bajo condiciones clínicas.
- f) Si la imagen está clara u oscura se hace el ajuste necesario y se repite la exposición. Esto indica que es necesario hacer ajustes para obtener la radiografía de una paciente, lo que debe corregirse. La densidad óptica al centro de la imagen del maniquí debe ser mayor que 1.2.
- g) Una vez que se haya obtenido una imagen aceptable, es necesario que uno o más observadores identifiquen y registren por escrito cuántos objetos han visto. Se debe utilizar una lupa para esta observación. Un buen sistema debe ser capaz de registrar las microcalcificaciones simuladas de 0.32 mm, la fibra de nylon de 0.75 mm, y el simulador de masa tumoral de 0.75 mm de espesor

h) Se asigna a cada objeto de prueba que pueda verse una calificación de 1. Si sólo puede verse la mitad de un objeto o 3 o 4 de las microcalcificaciones de un grupo, pueden utilizarse calificaciones de 0.5. El criterio del ACR requiere una puntuación mínima de 4 para las fibras, de 3 para las microcalcificaciones y de 3 para las masas tumorales, y una puntuación total mínima de 10, dada por la suma de estas tres cantidades.

El maniquí cuenta también con un disco de acrílico de 4 mm de espesor, mismo que se coloca sobre el maniquí de tal manera que su imagen no se traslape con la de los objetos. El ACR requiere que la diferencia de densidades ópticas entre el interior y el exterior del disco sea de aproximadamente de 0.40 para películas expuestas a 28 kVp.

La manera detallada en que se utiliza este maniquí y la forma de calificar las imágenes se muestran en el Apéndice A, procedimientos 11/27/28 y 30/31/32/33, páginas A-48 y A-58.

3.2 DOSIS EN MAMOGRAFÍA

A continuación se revisan conceptos específicos de la dosimetría en mamografía, la dosis glandular promedio y la dosis a la entrada de la mama.

A. Dosis glandular promedio

Se considera generalmente que la mamografía es un método efectivo para la detección temprana del cáncer de mama, es decir cuando el tamaño del tumor es demasiado pequeño para poder ser detectado a través de la palpación. Sin embargo, el posible riesgo de inducción de cáncer asociado con la dosis absorbida por la mama durante el estudio debe ser tomado en cuenta y por ello esta dosis debe estar estrechamente vigilada.

Tres consideraciones deben tomarse en cuenta para estimar el riesgo de inducción de cáncer como consecuencia de un estudio de mamografía: a) El tejido glandular (compuesto por glandular, ductal y conectivo) es el más vulnerable de los tejidos mamarios; b) La dosis promedio (más que la máxima) es la que caracteriza mejor el riesgo de inducción de cáncer; c) La población de mayor interés son las mujeres mayores de 40 años, por lo que es razonable suponer que los cálculos de dosis se aplican principalmente a mamas con una mayor fracción de tejido adiposo.

Para estimar la distribución de la dosis impartida por los rayos X dentro de una mama, se mide la exposición X con una cámara de ionización colocada dentro de maniqués homogéneos que simulan la mama humana, de tal manera que los cálculos se simplifiquen. La dosis D en cualquier punto de interés se puede calcular a partir de la exposición medida, a través de la expresión

$$D = X f_m \quad (3.1)$$

donde f_m es el factor de conversión de exposición a dosis, apropiado para cada tejido. Estos valores se han medido y publicado [Ha79] y en general para rayos X de 10 a 40 keV se considera un valor de 0.54 rad/R para tejido adiposo y de 0.79 rad/R para tejido glandular.

La figura 3.2 ilustra cómo los valores de la exposición y la dosis producidos por un haz de rayos X varía con respecto a la profundidad, cuando el haz penetra el maniquí mostrado en la parte superior de la misma figura, y existe una exposición de entrada de 1 R en aire, es decir, sin la presencia del maniquí. Cuando el maniquí está presente se tiene una exposición de entrada de aproximadamente 1.19 R, debido a procesos de dispersión en el maniquí. La curva sólida muestra que la exposición disminuye desde un valor de 1.19 R a la entrada a 0.34 R a la salida. Si se observan las curvas correspondientes a las dosis en tejidos adiposo y glandular, observamos que también existe una disminución entre los valores iniciales y los finales y que para un mismo valor de la exposición la dosis glandular siempre es superior a la dosis en tejido adiposo. Es por esta fuerte variación de la dosis en el volumen mamario que se utiliza la dosis glandular promedio para caracterizar el riesgo de inducción de cáncer.

Si se conoce la dosis glandular promedio por unidad de exposición de entrada en la piel, D_{gN} , podrá calcularse la dosis glandular promedio, D_g , a partir del producto de D_{gN} y la exposición de entrada en la piel medida en aire X_{ESE} , esto es

$$D_g = D_{gN} X_{ESE}, \quad (3.2)$$

donde las unidades tradicionales de D_g , D_{gN} , X_{ESE} son rad, rad/R y roentgen (R), respectivamente.

De esta manera, si se conoce el factor de transformación D_{gN} , la evaluación de la dosis glandular promedio se reduce a medir la exposición de entrada en la piel de la mama, incluyendo la dispersión producida por la mama, y la evaluación de D_g . Valores de D_{gN} aparecen en una serie de tablas editadas por la Food and Drug Administration (FDA) y el National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP).

B. Dosimetría para mamografía realizada con pantalla y película

El factor de dosis glandular promedio por unidad de exposición a la entrada D_{gN} , es una función de la calidad del haz (CHR), el material del blanco del tubo de rayos X, el espesor y la composición de la mama. Usando estos argumentos D_{gN} ha sido estudiada experimentalmente y a través de simulaciones Monte Carlo. Las tablas que aparecen en el procedimiento correspondiente al cálculo de la dosis (páginas A-52 a A-54) son una muestra de estos valores para blancos, capas hemirreductoras, y composición determinados para una mama sujeta a una firme compresión.

Con objeto de determinar D_{gN} a partir de la tabla, se debe conocer el material con el que esta hecho el blanco y el filtro del tubo de rayos X, la tensión y la capa hemirreductora del haz, suponiéndose además que la composición de la mama es 50% adiposa, 50% glandular y que la mama firmemente comprimida tiene un espesor de 4.2 cm. Además de obtener D_{gN} , se debe medir la exposición de entrada que se tiene durante el examen.

Wu [Wu91] midió el valor de las capas hemirreductoras y exposiciones de entrada asociadas a densidades ópticas de 1.25 para mamas con espesores de 3, 5 y 7 cm de espesor, para haces con 25, 30 y 35 kVp. Los resultados obtenidos se muestran en la figura 3.3. Otro resultado interesante se muestra en la figura 3.4 donde se muestra la dependencia de la dosis glandular promedio para una combinación pantalla-película, utilizando rejilla antidispersora, con respecto a la densidad óptica de la imagen. Tal como se ve, una mayor densidad óptica implica una mayor dosis.

Cabe mencionar que D_{gN} ha sido medida utilizando maniqués de acrílico y como la dosis depende de la densidad óptica obtenida en la imagen del maniquí, la dosis se normaliza a una densidad óptica de 1.25. Ya que en la práctica es difícil obtener este valor exactamente, se pueden corregir los valores del mAs asociados con la exposición del maniquí, irradiándolo para obtener densidades ópticas superiores e inferiores a 1.25, e interpolando posteriormente para obtener el mAs asociado a la densidad óptica de 1.25. Se debe utilizar una interpolación del logaritmo del mAs.

B.1. MEDIDA DE LA CAPA HEMIRREDUCTORA Y DE LA EXPOSICIÓN DE ENTRADA.

Para obtener la capa hemirreductora y la exposición de entrada en aire (X_{EST}) se procede de acuerdo a los procedimientos del ACR (Anexo A, páginas A-10 a A-12, y A-48 a A-51).

B.2. LIMITACIONES DEL MÉTODO

Debe hacerse notar que las tablas mencionadas tienen limitaciones. Al utilizarlas se supone que el espectro de rayos X está caracterizado adecuadamente por la CHR y por el material del blanco del tubo de rayos X. No se toman en cuenta factores adicionales, tales como la tensión en el tubo de rayos X, la forma de la onda con que la tensión es entregada y la filtración del haz, mismos que son necesarios para caracterizar apropiadamente el espectro del haz de rayos X. Medidas experimentales muestran que los valores de D_{gN} son diferentes para un blanco de Mo y uno de W para haces con idénticos valores de CHR y para un mismo espesor de mama, haciendo evidente la importancia de conocer perfectamente el espectro del haz de rayos X.

3.3 DOSIS Y CALIDAD DE IMAGEN CON MANIQUÍ EN ESTADOS UNIDOS Y CANADÁ

En Estados Unidos, desde 1974, se realizan programas de vigilancia radiológica (Nationwide Evaluation of X-ray Trends, NEXT) para evaluar la calidad de la imagen y la dosis impartida a las pacientes, en particular aquéllas sometidas a estudios de mamografía. Una de las conclusiones más notorias de estos estudios, ha sido la verificación de que los gabinetes se apoyaban, en lo referente a programas de control de calidad, en recomendaciones emitidas por diversos organismos, mismos que no siempre coincidían en sus puntos de vista. Desde 1992 todos los servicios de mamografía se rigen por la norma denominada "Mammography Quality Standards Act (MQSA)" y todas las evaluaciones a que son sometidos los servicios de mamografía son calificadas de acuerdo a los requisitos establecidos en esta norma. Por su parte Canadá realizó durante 1994 y 1995 el "First Survey of Mammography Facilities". Algunos de los resultados obtenidos por estos programas se muestran en la tabla 3.2 y en las figuras 3.5 a 3.8

De estos resultados se puede observar que en Estados Unidos la calidad de la imagen ha mejorado consistentemente desde 1986, mientras que la dosis ha comenzado a incrementarse ligeramente a partir de 1988 (tabla 3.2 y figura 3.5). La dosis promedio en maniquí para mamografía con combinación pantalla-película, en Estados Unidos se ha elevado de 1.33 mGy en 1988 a 1.60 mGy en 1997. Esto se relaciona con un incremento en la densidad óptica promedio de la imagen del maniquí de 0.96 a 1.52 en el mismo período. Las puntuaciones totales de la calidad de la imagen en el maniquí, sin sustracción por artefactos, han mejorado de 11.2 en 1992 a 12.2 en 1997. Estos estudios sugieren que una mayor densidad óptica en la imagen mejora la calidad de la misma.

Los estudios en Canadá muestran un valor promedio para la dosis de 1.13 mGy, valor que es menor que cualquiera de los valores promedios obtenidos en los estudios realizados en Estados Unidos (figura 3.6). Las puntuaciones de la imagen del maniquí, con o sin sustracción de artefactos, fueron ligeramente superiores en los servicios de mamografía de Canadá que en los de Estados Unidos en 1992, invirtiéndose esta situación en 1995 y 1997 (figura 3.7).

En Estados Unidos, la densidad óptica en el maniquí se ha incrementado consistentemente a través de los años (tabla 3.2). El valor promedio para Canadá cae entre los valores obtenidos para Estados Unidos entre 1992 y 1995. Las distribuciones de densidad óptica para los programas de Estados Unidos de 1992 a 1997, y para el programa canadiense de 1994-1995 se muestran en la figura 3.8. Los valores menores obtenidos para la densidad óptica en los sistemas canadienses es probablemente la razón principal de que hayan obtenido puntuaciones del maniquí ligeramente inferiores que sus similares de Estados Unidos. La menor densidad óptica es probablemente, la explicación de las menores dosis observadas en Canadá, respecto de los Estados Unidos.

Tabla 3.2:

Medidas de dosis y calidad de imagen para mamografía con combinación pantalla-película en Estados Unidos y Canadá.

Parámetro/Año	Estados Unidos		Canadá	Estados Unidos		
	1988	1992	1994-1995	1995	1996	1997
Dosis (mGy)	1.33	1.49	1.13	1.50	1.56	1.60
Densidad óptica en maniquí	0.96	1.18	1.31	1.43	1.48	1.52
Puntuación en maniquí (sin sustracción)	10.3	11.2	11.8	11.9	12.0	12.2
Puntuación en maniquí (con sustracción)	---	---	11.1	11.5	11.5	11.8

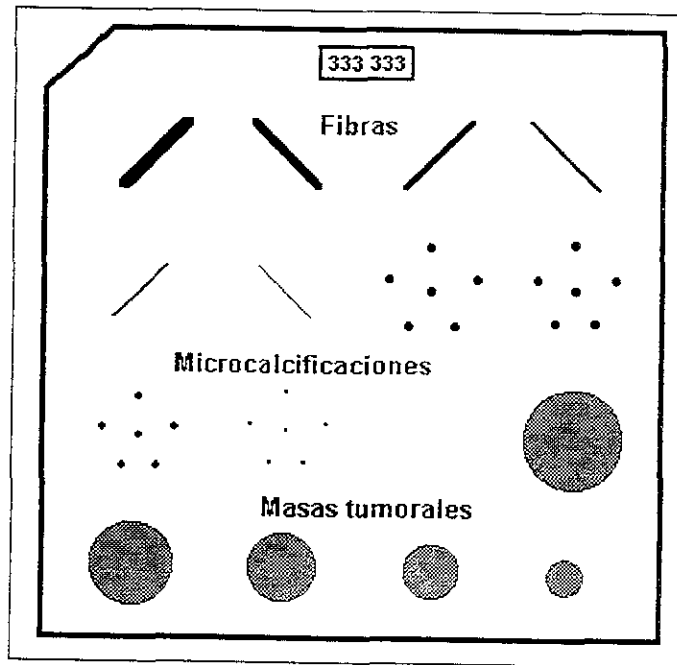


Figura 3.1 Maniquí de acreditación del American College of Radiology (ACR).

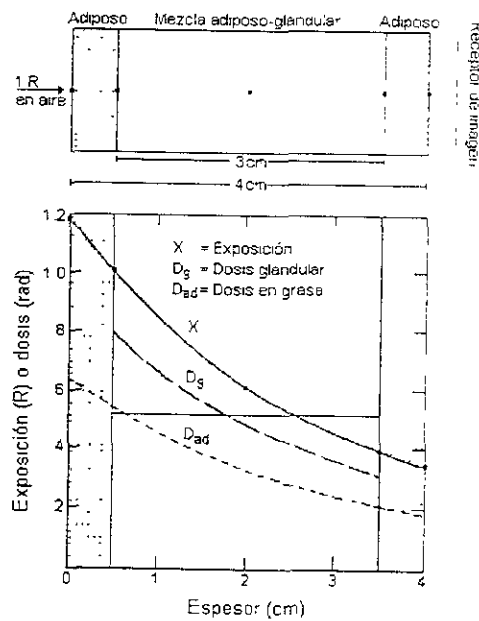


Figura 3.2 Variación de la exposición y las dosis en tejidos glandular (D_g) y adiposo (D_{ad}) con respecto a la profundidad. De [NCRP86]

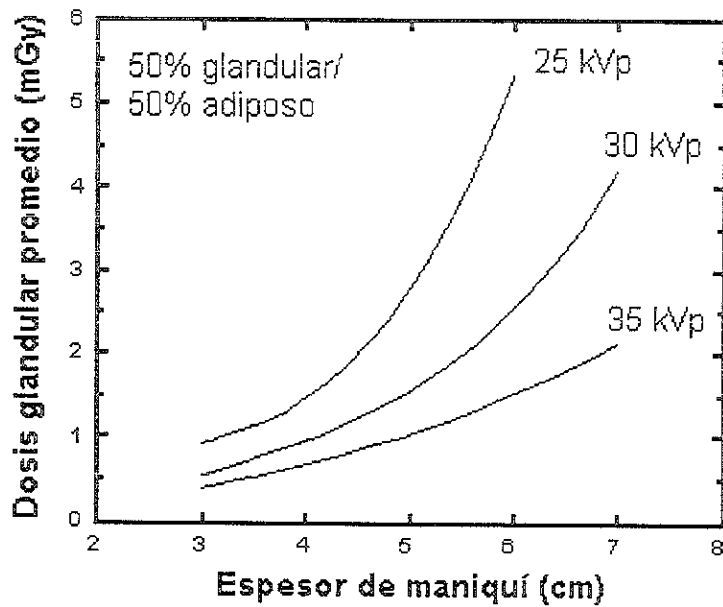


Figura 3.3: Dependencia de la dosis glandular promedio con respecto al espesor de la mama, manteniendo una densidad óptica constante de 1.25. De [Wu91].

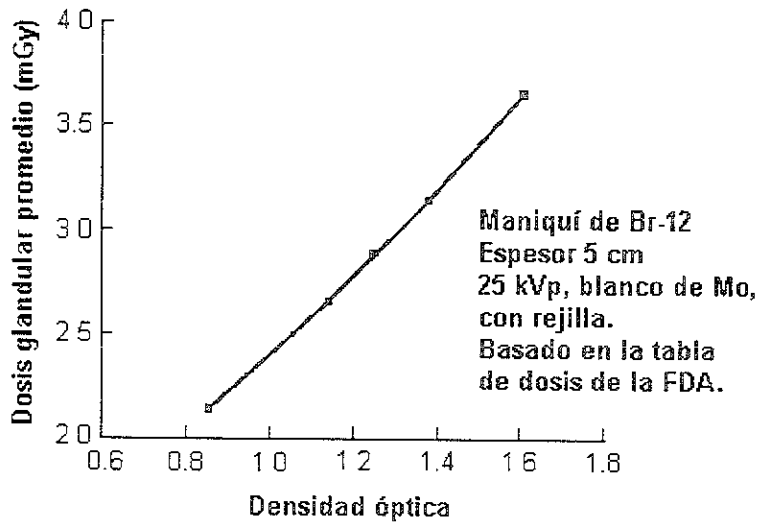


Figura 3.4: Dependencia de la dosis glandular promedio con respecto a la densidad óptica de una imagen. De [Wu91].

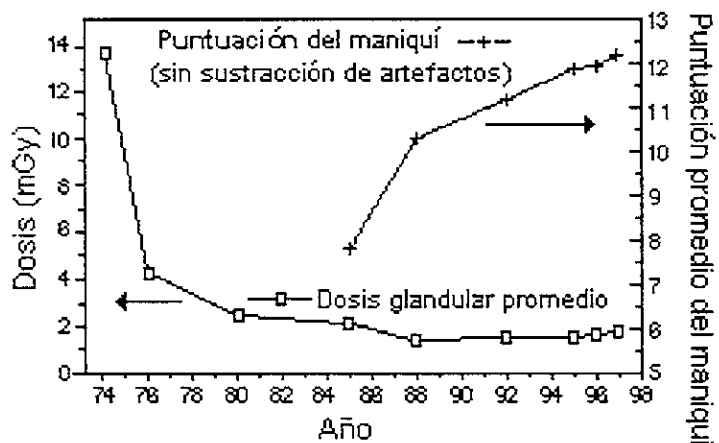


Figura 3.5: Dosis glandular promedio y puntuación del maniquí de acreditación (descrita en 3.1 A) en Estados Unidos. Las imágenes del maniquí se registraron sin sustracción de artefactos. De [Su99].

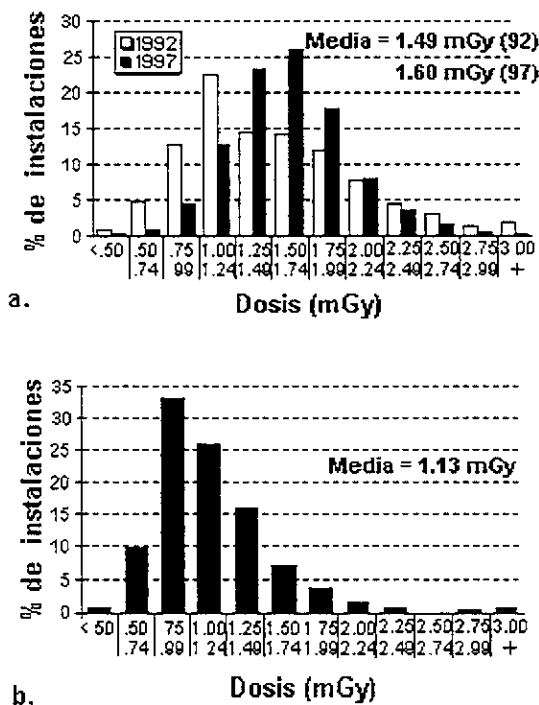


Figura 3.6: Distribución de la dosis glandular promedio en servicios de mamografía en los Estados Unidos (a), y en Canadá (b) De [Su99].

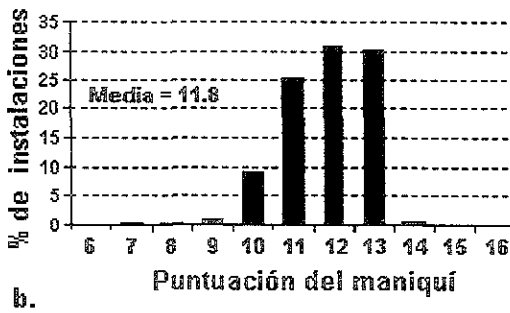
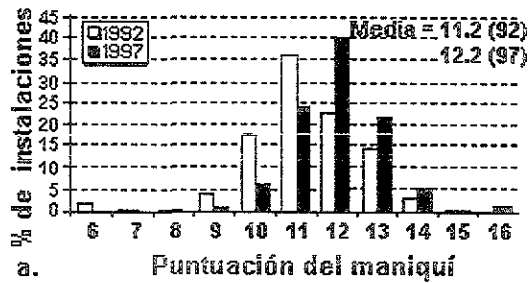


Figura 3.7: Distribución de las puntuaciones de la imagen del maniquí de acreditación en los Estados Unidos (a) y en Canadá (b). En todos los casos se usó el protocolo sin sustracción de artefactos. De [Su99].

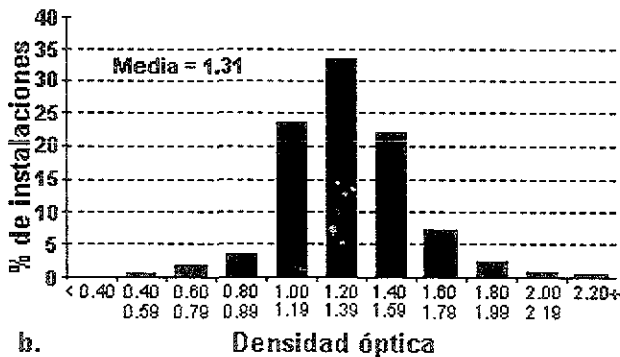
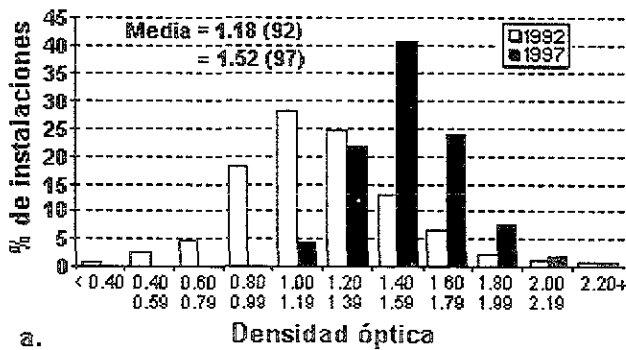


Figura 3.8: Distribución de las densidades ópticas de las imágenes del maniquí de acreditación en servicios de mamografía en los Estados Unidos (a) y en Canadá (b). De [Su99].

Método Experimental y Resultados

4.1 MÉTODO EXPERIMENTAL

Mediante este trabajo de tesis se propone conocer la forma en que se encuentran operando los equipos de rayos X para mamografía, los procesadores de película y los negatoscopios de los diferentes hospitales. Para conocer las condiciones de operación se someterá a los equipos a una evaluación de su funcionamiento. Así mismo se determinará la calidad de la imagen producida por cada uno de los sistemas de mamografía mediante la exposición de un maniquí de acreditación. Por último se determinará la dosis asociada a estas imágenes.

A. Hospitales

Los servicios de mamografía que fueron objeto de este estudio pertenecen a dos hospitales del Sector Salud, ubicados en el D.F. Los volúmenes de estudios mamográficos que realizan son del orden de 35 pacientes diarios. Por razones éticas no se identifican los hospitales al presentar los resultados.

B. Personal

Al momento de realizarse este estudio, en cada hospital se contaba con dos médicos y dos técnicas radiólogas especializados en mamografía (no necesariamente entrenados en control de calidad) y no existía físico médico asociado a ninguno de estos servicios.

C. Equipo bajo estudio

Los equipos a los que se les realizaron pruebas de control de calidad fueron:

Equipos de rayos X para mamografía:

- General Electric, modelo Senographe 600T.
- Bennett, modelo DMF-150.
- Siemens, modelo Mammomat 3.

Procesadoras de películas (no exclusivas para mamografía):

- Kodak, modelo RP-X-OMAT, M6B.
- Kodak, modelo M-35M-X-OMAT.

Negatoscopios:

- Varios.

D. Equipo de control de calidad

A continuación se enlista el equipo utilizado para realizar las pruebas de control de calidad en los diversos sistemas de mamografía, mismo que pertenece a la Secretaría de Salud (SSA) y al Instituto de Física de la Universidad Nacional Autónoma de México (IFUNAM)

- Patrón de estrella de 1°, Nuclear Associates, 07-542
- Medidor de tensión, Unfors, 9005.
- Medidor de tiempo, Unfors, DMF-150.
- Láminas de aluminio 1100, Nuclear Associates, 07-434
- Cámara asociada a un electrómetro Radcal, 10 x 5-6 y 1015
- Atenuadores de lucita con espesores de 0.95, 1.9 y 2.4 cm.
- Báscula analógica de baño Soehnle.
- Malla metálica, Nuclear Associates, 18-207.
- Termómetros digitales de vástago, Taylor, 9878
- Sensitómetro dual, Nuclear Associates, 07-417
- Densitómetro, Nuclear Associates, 07-424
- Crónometro analógico Park y digital Sper Scientific, 810013.
- Fotómetro digital, Nuclear Associates, 07-621.
- Maniquí de acreditación para mamografía, RMI, 156.

E. Procedimientos

Los procedimientos de trabajo, así como las hojas de registro se basan en los protocolos recomendados por el Colegio Americano de Radiología [ACR94] y [ACR99] y por la Comunidad Europea [CEC92]. Para el caso del análisis de rechazos nos hemos basado en los de la Clínica Mayo [Gr83], adecuándose a las necesidades y condiciones percibidas en los hospitales objeto de este estudio. Los procedimientos y las hojas de registro para cada prueba se encuentran en los Anexos A y B respectivamente.

F. Tiempo estimado

El número de horas efectivas de trabajo para realizar todas las pruebas de control de calidad es difícil de cuantificar, ya que existieron muchos contratiempos, desde no contar con algún equipo o material, interrupciones por necesidades del servicio, hasta repetición de pruebas por falta de experiencia. Sin embargo, después de haber realizado esta tarea en varias ocasiones, se cuenta ya con experiencia, bibliografía, materiales e instrumentos de apoyo y una mayor claridad en los objetivos que se pretenden alcanzar al momento de realizar las pruebas. Contando con todo esto, y optimizando la forma de hacer las pruebas, se indican en la tabla 4.1 los tiempos estimados.

Tabla 4.1:

Pruebas de control de calidad. Equipo necesario, ubicación de procedimientos y hojas de registro, y tiempo estimado para realizar cada prueba.

Prueba	Equipo	Procedimiento (página)	Hoja de registro (página)	Ref.	NOM *	Tiempo estimado de medida	Tiempo estimado de análisis
Unidad de mamografía							
1. Evaluación mecánica	- cinta métrica	A-1	B-1	ACR	No	30 min	5 min
Generación de rayos X							
2. Punto focal	- patrón de estrella - cinta métrica	A-3	B-2	ACR	Si	40 min	20 min
3. Tensión	- medidor de tensión (kVp meter)	A-6	B-3	ACR	Si	40 min	30 min
4. Tiempo de exposición	- medidor de tiempo	A-8	B-4	CEC	No	20 min	15min
5. Capa hemirreductora	- láminas de aluminio 1100 - monitor de radiación	A-10	B-5	ACR	Si	100 min	60 min
6.-Rendimiento	- monitor de radiación	A-13	B-6	CEC	No	45 min	30 min
7.-Distancia fuente imagen	- cinta métrica	A-15	B-7	CEC	No	5 min	0 min
Colimación							
8.-Coincidencia de haces	- monedas - papel milimétrico	A-16	B-8	ACR	Si	30 min	30 min
9.-Alineación haz-receptor				ACR	No		
10.-Alineación compresor – receptor				ACR	No		
Control automático de exposición							
11.-Repetibilidad	- monitor de radiación - maniquí de acreditación	A-48	B-22	ACR	No	15 min	10 min
12.-Capacidad de desempeño	- placas de acrílico - densitómetro	A-20	B-9	ACR	No	90 min	40 min
13.-Control de densidad	- placas de acrílico - densitómetro	A-20	B-10	ACR	No	30 min	30 min
Compresión							
14.-Fuerza de compresión	- báscula de baño	A-24	B-11	ACR	No	15 min	5 min
15.-Deformación de la placa	- vernier	A-26	B-12	ACR	No	15 min	5 min
Rejilla y receptor de imagen							
16.-Factor de rejilla	- monitor de radiación - placas de acrílico - densitómetro	A-27	B-13	CEC	No	60 min	60 min

Tabla 4.1: (continuación)

Prueba	Equipo	Procedimiento	Hoja de registro	Ref.	NOM	Tiempo estimado de medida	Tiempo estimado de análisis
17.-Contacto película-pantalla	- rejilla metálica	A-29	B-14	ACR	No	10 min/chasis	5 min/chasis
18.- Uniformidad de las velocidades de las pantallas	- placas de acrílico - densitómetro	A-32	B-15	ACR	Si	12 min/chasis	5 min/chasis
Proceso de revelado							
19.-Temperatura del revelador	- termómetro digital	A-35	B-16	CEC	Si	5 min/día	5 min/día
20.-Tiempo de proceso	- cronómetro	A-37	B-17	CEC	No	10 min	5 min
21.-Sensitometría	- sensitómetro - densitómetro	A-38	B-18	CEC	No	10 min	60 min
22.-Artefactos	- película sensibilizada - placas de acrílico - densitómetro	A-40	B-19	ACR	Si	20 min	10 min
Cuarto oscuro							
23.-Fuga de luz	- película sensibilizada	A-44	B-20	CEC	No	30 min	15 min
24. Luces de seguridad	- cronómetro - densitómetro	A-44	B-20	CEC	Si	20 min	15 min
Negatoscopios							
25. Brillantez	- fotómetro	A-46	B-21	CEC	Si	5 min/negat	10 min/negat
26. Homogeneidad	- fotómetro	A-46	B-21	CEC	Si	5 min/negat	10 min/negat
Dosis							
27.-Exposición de entrada	- monitor de radiación - maniquí de acreditación	A-48	B-22	ACR	No	30 min	30 min
28.-Dosis glandular promedio	- monitor de radiación - maniquí de acreditación	A-48	B-22	ACR	Si		
Análisis de rechazos							
29.Porcentaje de rechazos	- películas rechazadas	A-55	B-23, 24	MAY*	Si	1 mes	60 min
Calidad de la imagen							
30.-D O al centro del maniquí	- maniquí de acreditación - densitómetro	A-58	B-25	ACR	No	30 min	60 min
31.-Contraste		A-58	B-25	ACR	No		
32.-Resolución		A-58	B-25	ACR	No		
33.-Índice rel. de calidad de imagen		A-58	B-25	ACR	No		
Tiempo total:						Aprox. 13 h	Aprox. 10 h
						Aprox. 1 semana	

* La columna NOM indica si la prueba está contemplada en la normativa mexicana o no.

*MAY:[Gr83]

Con todo esto se obtuvieron los resultados que se muestran en las secciones que siguen.

NOTAS:

1. Los criterios de aceptación se tomaron de acuerdo a la Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996 [SSA97-3], en todos aquellos casos donde la NOM establezca algún criterio. En los casos donde esto no suceda se actuará de acuerdo a lo recomendado por el Colegio Americano de Radiología (ACR), en [ACR94] y [ACR99] o por la Comunidad Europea (CEC), en [CEC92]; para el caso del análisis de rechazos en los de la Clínica Mayo [Gr83].

2. Las pruebas fueron calificadas con una letra que significa:

S = sí cumple, P = cumple parcialmente, N = no cumple, R = registro

Registro significa que no se pudo aplicar un criterio de aceptación y por lo tanto los resultados fueron solamente registrados para futuras referencias.

4.2 RESULTADOS EN EL HOSPITAL A

A. Equipo 1

Equipo de mamografía: Bennett, Modelo: E7244X, N/S:78095, 22 - 40 kVp, 125 mA, unidad trifásica, con combinación pantalla-película. El tubo tiene ánodo de molibdeno con filtro de molibdeno, con punto focal grueso de 0.4 mm. DFI: 74 cm. Con control automático de exposición, con modos de operación: automático (kVp y mAs automáticos) y semiautomático (kVp manual y mAs automático).

Sistema de imagen: Chasis Kodak Min-R 2000, de una sola pantalla, con película Agfa. Se usan chasis de 18 cm x 24 cm. El procesador es un Kodak RP-X-OMAT, Modelo M6B, no exclusivo.

UNIDAD DE MAMOGRAFÍA

1. Evaluación del montaje del sistema de mamografía: P

- La parte móvil de la unidad es mecánicamente estable: _____ Cumple
 Todas las partes móviles se mueven suavemente, sin obstrucción: _____ Cumple
 Todos los interruptores y paros trabajan apropiadamente: _____ Cumple
 El portachasis está libre de vibraciones: _____ Cumple
 El chasis se mantiene bien asegurado en cualquier posición: _____ Cumple
 El chasis se desliza suavemente dentro del portachasis: _____ Cumple
 La escala que mide la mama comprimida es exacta en ± 0.5 cm y reproducible en ± 2 mm: _____ No cumple
 La deformación máxima de la placa de compresión pequeña es 7mm: _____ Cumple
 La paciente o el operador no están expuestos a bordes filosos, rasposos o a otros riesgos: _____ Cumple
 La carta de técnicas está pegada en lugar visible: _____ No cumple
 El operador está protegido durante la exposición por un blindaje adecuado: _____ Cumple

GENERACIÓN DE RAYOS X

2. Tamaño de punto focal: S

El tamaño del punto focal grueso fue medido con un patrón de estrella de 1° con los resultados siguientes:

Tamaño nominal del punto focal (mm)	Longitud paralela al eje ánodo-cátodo (mm)	Longitud perpendicular al eje ánodo-cátodo (mm)	Receptor
0.4 mm	0.60	0.54	Película s/pantalla
Cumple:	Sí	Sí	18 x 24 cm

Criterio de aceptación:

La NOM establece, para este punto, que queda prohibido utilizar equipos de mamografía con punto focal mayor que 0.4 mm. Además establece como tolerancias, para un punto focal de 0.4 mm, como el que nos ocupa, para la longitud paralela al eje ánodo-cátodo de 0.60 a 0.85 mm y para la longitud perpendicular al eje ánodo-cátodo de 0.40 a 0.60.

3. Tensión, exactitud y repetibilidad: N

La repetibilidad y exactitud de la tensión se midió con 10 exposiciones para cada valor de la tensión, sobre el intervalo clínico más importante, con los siguientes resultados:

Tensión nominal (kVp)	Tensión promedio medida (kVp)	$kV_{nom} - kV_{prom}$ (%)	$(kV_i - kV_{prom}) / kV_{prom}$ (%)
25	26.7 ± 0.2	7	< 2%
26	28.1 ± 0.2	8	< 2%
27	29.3 ± 0.1	8.5	< 2%
28	30.8 ± 0.1	10	< 2%
30	33.0 ± 0.1	10	< 2%

Criterio de aceptación:

La NOM establece que la diferencia entre el valor medido y el valor nominal de la tensión debe ser como máximo de $\pm 5\%$. En una serie de 10 exposiciones realizadas en idénticas condiciones, ninguna medida de la tensión debe diferir del promedio de las mediciones por más del 2% del mismo.

Comentario:

Aunque la repetibilidad está dentro del límite del 2%, la exactitud de la misma no se ubica dentro del límite del $\pm 5\%$, por lo que el equipo no pasa la prueba.

4. Tiempo de exposición: S

Esta prueba se hizo con tres lecturas para cada uno de los valores del tiempo seleccionados, obteniéndose los siguientes resultados:

Tiempo nominal (ms)	Tiempo medido promedio (ms)	$(T_{nom} - T_{prom}) / T_{prom}$ (%)
50	49.7 ± 0.1	0.6
100	99.2 ± 0.1	0.9
1000	989.3 ± 0.1	1.1
2000	1980.0 ± 0.1	1.0

Criterio de aceptación:

La NOM establece que la diferencia entre los valores medidos y los valores nominales seleccionados debe ser menor que o igual a $\pm 5\%$ del valor nominal.

5. Capa hemirreductora (CHR):**S**

Las capas hemirreductoras para las tensiones mencionadas fueron medidas con cuatro exposiciones en cada estación.

Anodo/filtro	Tensión (kVp)	CHR (mm Al 1100)
Mo/Mo	25	0.33 ± 0.09
Mo/Mo	26	0.35 ± 0.06
Mo/Mo	28	0.35 ± 0.26
Mo/Mo	30	0.35 ± 0.28

Criterio de aceptación.

La NOM establece para este punto que la CHR mínima para una tensión medida dada, será de al menos 0.3 mm de Al 1100, si la tensión es menor que o igual a 30 kVp

6. Rendimiento:**R**

Se hacen cinco lecturas con cámara de ionización para cada valor de la tensión. El rendimiento es en aire, no se usa maniquí

Tensión (kVp)	Rendimiento (mR/mAs)
26	8.0 ± 0.1
28	10.1 ± 0.1
30	12.5 ± 0.2

Criterio de aceptación.

De acuerdo al CEC no existe criterio alguno. Se registra el valor como referencia

7. Distancia foco-imagen:**S**

Esta distancia se mide con una cinta métrica, encontrándose el siguiente resultado

Distancia foco-imagen nominal: 74.0 cm

Distancia foco-imagen medida: $74.0 \text{ cm} \pm 0.1 \text{ cm}$

Criterio de aceptación.

De acuerdo al CEC, la distancia entre el punto focal y la imagen debe coincidir con el valor nominal especificado por el fabricante.

COLIMACIÓN

Las tres pruebas siguientes se realizaron irradiando dos chasis: uno dentro del portachasis en posición normal y otro encima del portachasis, sobresaliendo de éste aproximadamente 3 cm. Encima de este portachasis se colocaron cuatro monedas, una en cada lado del rectángulo formado sobre el chasis por el haz luminoso y una quinta moneda en el borde de la placa de compresión. Se revelaron y se analizaron ambas películas.

8. Coincidencia de los campos luminosos y de radiación: N

Desviación entre el campo luminoso y el de rayos X:	DFI = 74 cm	
	Receptor de 18 cm x 24 cm	
	mm	% de la DFI
Lado izquierdo	5	
Lado derecho	14	
Lado anterior	16	
Lado del tórax	9	
Total de los 4 lados	44	5.9%

Criterio de aceptación:

La NOM establece para este punto que los campos deben coincidir y la suma del valor absoluto de las desviaciones de los cuatro lados debe ser menor que el 4% de la DFI.

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

	DFI = 74 cm	
	Receptor de 18 x 24 cm	
	mm	% de la DFI
Diferencia, del lado del tórax, entre el haz de rayos X y el receptor de imagen	24	3.2%

Criterio de aceptación:

De acuerdo al ACR, el haz de rayos X no debe extenderse más allá del receptor de imagen (izquierda, derecha o anterior) excepto para el caso del lado que limita con el tórax, donde la desviación no debe exceder del 2% de la DFI

10. Alineación de la placa de compresión y del receptor de imagen: S

	DFI = 74 cm	
	Receptor de 18 x 24 cm	
	mm	% de la DFI
Diferencia, del lado del tórax, entre los bordes de la placa de compresión y del receptor de imagen	1	0.1

Criterio de aceptación:

De acuerdo al ACR, el lado exterior de la placa de compresión debe extenderse más allá del lado del tórax del receptor, pero no más del 1% de la DFI. No debe ser visible en la imagen.

CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)

11. Reproducibilidad:

8

La reproducibilidad del CAE se midió realizando la irradiación de un maniquí acreditación, para un valor de la tensión de 24.5 kV, con valores del control de densidad de 0, +2 y +3, y con un chasis de 18 x 24 cm. Se obtuvieron los resultados siguientes.

Tensión nominal	24.5 kV	24.5 kV	24.5 kV
Control de densidad	0	+2	+3
Coefficientes de variación Exposición (R)	0.008	0.007	0.005
Coefficientes de variación Carga (mAs)	0.008	0.01	0.01

Criterio de aceptación

De acuerdo al ACR, el coeficiente de variación, tanto para la exposición como para el mAs en la reproducibilidad del CAE debe ser menor que o igual a 0.05

12. Capacidad de desempeño:

N

Utilizando el modo semiautomático se efectúa lo siguiente

- Se mantiene fijo el espesor del maniquí, y se varía el valor de la tensión.
- Se mantiene fijo el valor de la tensión y se varía el valor del espesor del maniquí de lucita.
- Se mide la densidad óptica al centro de la imagen del maniquí.

a) Compensación por variación de la tensión:

Modo de imagen: semiautomático c/rejilla		Punto focal: 0.4 mm		
Corriente (mA): 125		Control de densidad: 0		
Espesor: 3.8 cm de lucita				
Tensión (kV)	Carga (mAs)	DO ₁	DO _{prom}	DO ₁ - DO _{prom}
25	53.4	1.32 ± 0.01	1.40 ± 0.01	-0.08
26	42.2	1.42 ± 0.01		0.02
28	25.3	1.42 ± 0.01		0.02
30	17.5	1.46 ± 0.01		0.06

b) Compensación por variación del espesor:

Modo de imagen: semiautomático c/rejilla		Punto focal: 0.4 mm		
Corriente (mA): 125		Control de densidad: 0		
Tensión: 28 kV				
Espesor (cm)	Carga (mAs)	DO ₁	DO _{prom}	DO ₁ - DO _{prom}
1.9	7.5	1.65 ± 0.01	1.46 ± 0.01	0.19
3.8	25.3	1.42 ± 0.01		0.04
5.7	87.2	1.30 ± 0.01		0.16

Criterio de aceptación:

Se considerará que el CAE funciona adecuadamente si puede mantener constante la densidad óptica de la película dentro de ± 0.30 del promedio, sobre la tensión y el espesor del maniquí (2 a 6 cm)

NOTA: Los resultados presentados en esta sección muestran que el CAE estaba trabajando adecuadamente el 12 de abril del 2000, sin embargo, al momento de trabajar con el maniquí de acreditación el 13 octubre del 2000, se comprobó que el CAE interrumpía las exposiciones antes de tiempo, lo que produjo imágenes con baja densidad óptica al centro del maniquí. A continuación se reproducen estos últimos datos.

Modo	Tensión (kV)	Densidad	Carga (mAs)	DO central
Automático	26.5	0	68.8	0.78 ± 0.02
Semiautomático	24.0	0	43.8	0.72 ± 0.01
Semiautomático	26.0	0	21.6	0.70 ± 0.02
Semiautomático	28.0	0	15.9	0.65 ± 0.01
Semiautomático	28.0	+4	28.1	1.32 ± 0.02
Semiautomático	28.0	+2	20.9	0.93 ± 0.02
Semiautomático	28.0	-2	10.9	0.39 ± 0.02
Semiautomático	28.0	-4	---	0.34 ± 0.01

13. Control de densidad:

S.

Modo de imagen: semiautomático c/rejilla		Punto focal: 0.4 mm		
Corriente (mA): 125		Espesor del maniquí: 3.8 cm de lucita		
Tensión: 28 kV		Chasis: 13		
Control de densidad	Carga medida (mAs) _i	DO medida DO _i	Relativo a lo normal	
			mAs/mAs _n	DO _i -DO _n
+5	49.7	2.15 ± 0.02	1.85	0.75
+3	38.2	1.78 ± 0.02	1.42	0.38
+1	29.7	1.52 ± 0.02	1.10	0.12
0 (Normal)	26.9	1.40 ± 0.02	1.00	0
-1	22.5	1.27 ± 0.02	0.84	-0.13
-3	17.2	0.86 ± 0.02	0.64	-0.54
-5	12.8	0.47 ± 0.02	0.48	-0.93

Criterio de aceptación:

El mAs y la densidad óptica (DO), deben incrementarse de acuerdo al aumento del valor dado al control de densidad del equipo. Por cada paso en el control de densidad debe haber un cambio en el mAs entre el 12% y el 15%, o un cambio aproximado en la densidad óptica de 0.15.

COMPRESIÓN

14. Fuerza de compresión.

S

Se mide mediante la compresión de una báscula de baño envuelta en toallas.

	Compresión medida
Modo motorizado:	17 ± 0.5 kg
Modo manual:	14 ± 0.5 kg

Criterio de aceptación:

De acuerdo al ACR, en el modo automático se debe obtener una fuerza de compresión de al menos 12.5 kg y de 22.5 kg como máximo.

15. Deformación de la placa de compresión:

S

Para esta prueba se tomaron medidas en 12 puntos diferentes en la periferia de la placa de compresión, entre ellos las cuatro esquinas, mientras se comprimía un maniquí de poliuretano de 4.1 cm de espesor. La localización de los puntos se puede ver en el anexo correspondiente a esta prueba (página B - 12)

Punto	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Espesor nominal (mm)	41	41	41	41	41	41	41	41	41	41	41	41
Espesor medido (mm)	38.2 ± 0.1	39.2 ± 0.1	40.0 ± 0.1	40.0 ± 0.1	39.2 ± 0.1	37.9 ± 0.1	36.5 ± 0.1	35.1 ± 0.2	36.9 ± 0.3	35.9 ± 0.1	34.8 ± 0.2	34.1 ± 0.4
Diferencia (mm)	2.8	1.8	1.0	1.0	1.8	3.1	4.5	5.9	4.1	5.1	6.2	6.9

Criterio de aceptación

De acuerdo al CEC se permite una deformación mínima. El máximo aceptable es de 15 mm.

REJILLA ANTIDISPERSORA Y RECEPTOR DE IMAGEN

16. Factor de rejilla:

S

Se irradiaron seis películas, tres con rejilla y tres sin rejilla, en ambos casos, se intentó obtener en ellas una densidad óptica de alrededor de 1.0. Se graficaron los resultados (DO vs log X), ajustándose una curva sigmoide a cada conjunto de datos, interpolándose los valores del log X para DO = 1.0, calculándose los antilogaritmos correspondientes y determinándose el cociente de la exposición con rejilla con respecto a la exposición sin rejilla, obteniéndose el factor buscado.

Rejilla	Compresión (cm)	Tensión (kV)	Carga (mAs)	X (mR)	DO
Sí	6.5	28	Sin lectura	986	1.93
Sí	6.5	28	28.1	337	0.49
Sí	6.5	28	56.3	673	1.26
No	7.0	28	12.5	154	0.62
No	7.0	28	25.0	325	1.74
No	7.0	28	18.8	240	1.15

Rejilla	log X	X (mR)	Factor de rejilla
Si	2.75	562	2.57
No	2.34	219	

Criterio de aceptación:

De acuerdo al CEC, el factor de rejilla calculado debe ser menor que o igual a 3

17. Contacto pantalla-película: S

Se coloca una malla metálica sobre una placa de lucita de 1.3 cm y ésta sobre un chasis con película. Se hace una exposición y se revela la película. Posteriormente se examinan posibles manchas sobre la imagen, con ayuda de un negatoscopio, alejándose 1 m de éste.

Modo: Manual			
Tensión: 28 kV		Carga (mAs): 31.5	
		Foco: Fino	
No. de Chasis:	Existen regiones con contacto pobre	Localizadas en:	Cumple
2 (Negro)	No		Si
3 (Negro)	No		Si
3 (Verde)	Si	Pequeña fuga de luz en esquinas	Si
17 (Negro)	No		Si
18 (Negro)	No		Si
21 (Negro)	No		Si

Criterio de aceptación:

De acuerdo a la NOM, si el contacto entre película y pantalla es malo en áreas centrales grandes (con dimensiones mayores que 1 cm) o la pantalla presenta grave deterioro, el chasis debe desecharse. Se pueden aceptar pequeñas áreas con pobre contacto, en regiones del chasis cercanas a bordes o esquinas

18 Uniformidad de las velocidades de las pantallas: S

Se verificaron los chasis de 18 cm x 24 cm etiquetados con la numeración que se menciona. El chasis 13 fue seleccionado como chasis de control.

Modo: Automático			Tamaño chasis: 18 x 24 cm	
Tensión: 24.0 kV			Densidad: 0	
Maniquí: 3.8 cm de lucita			Foco: Grueso	
Chasis	Carga (mAs)	DO	Desviación estándar: 0.01	
Control inicial (13)	60.3	1.21		
Control intermedio	60.3	1.24		
Control final	60.3	1.21		
3	60.0	1.21		
6	59.7	1.17		
4	59.7	1.29		
21	60.0	1.22		
DO máxima: 1.29		DO mínima: 1.17		Diferencias de DO: 0.12

Criterio de aceptación:

El ACR establece que la diferencia entre la densidad óptica máxima y mínima en una exposición de un medio uniforme, para chasis de una velocidad determinada, no debe exceder de 0.3

PROCESO DE REVELADO DE LA PELÍCULA

19. Temperatura: **N**

Con ayuda de un termómetro digital de vástago, se midió la temperatura del revelador diariamente, y se registró la temperatura indicada por el termómetro del procesador, durante 5 semanas consecutivas, de lunes a viernes, al inicio y al término de la jornada laboral, obteniéndose los resultados siguientes:

Semana	Temperatura revelador	Lunes		Martes		Miércoles		Jueves		Viernes	
		AM	PM	AM	PM	AM	PM	AM	PM	AM	PM
1	T _{Nominal} °C	38.4	38.9	38.4	38.9	38.4	38.9	38.4	38.9	38.4	38.6
	T _{medida} °C	35.6	37.4	35.6	37.4	35.6	37.4	35.6	37.4	35.6	35.7
2	T _{Nominal} °C	38.4	38.9	38.4	38.9	38.4	38.9	38.4	38.7	---	---
	T _{medida} °C	35.6	37.4	35.6	37.4	35.6	37.9	35.6	38.2	---	---
3	T _{Nominal} °C	38.4	38.4	38.4	38.4	38.4	38.4	38.4	38.4	38.4	38.4
	T _{medida} °C	35.7	36.8	35.8	36.8	35.7	36.8	35.7	36.8	35.7	36.8
4	T _{Nominal} °C	38.4	38.9	38.4	38.4	38.4	38.9	38.5	38.9	38.5	38.9
	T _{medida} °C	35.6	37.4	35.6	38.0	35.6	37.1	35.7	37.1	35.7	37.2
5	T _{Nominal} °C	38.4	38.7	38.5	38.1	38.4	38.2	38.4	38.2	38.4	38.7
	T _{medida} °C	35.8	37.1	35.8	37.9	35.8	37.7	35.8	37.7	35.8	35.7

Criterio de aceptación:

La temperatura de las soluciones químicas debe diferir a lo más en 0.5 °C del valor señalado por el fabricante.

20. Tiempo de proceso: **S**

Se mide 5 veces el tiempo que dura el proceso, desde que se pone en marcha el procesador de película, es decir cuando empieza a introducir la película, hasta el momento en que ésta cae a la charola.

Tiempo:	2 min 54 s ± 5 s
---------	------------------

Criterio de aceptación:

El tiempo de proceso no debe exceder tres minutos.

21. Sensitometría: **R**

Esta prueba se realiza irradiando la película con un sensitómetro con luz verde, revelándose y posteriormente leyéndose la DO con ayuda de un densitómetro. Se mide la base + niebla, se calculan el índice de velocidad y el gradiente promedio, interpolando en la curva característica de la película

Procesador: Kodak 02-924		Película: Agfa	
B + N	Indice de velocidad	Gradiente promedio	
0.18	1.5	3.3	

Criterio de aceptación:

No se consiguieron datos fidedignos acerca de los valores que debían guardar los parámetros medidos y calculados, por lo que sólo se registran los resultados como referencia.

22. Artefactos:

N

Esta prueba se realiza produciendo dos películas de densidad "uniforme" con una DO central de 1.2 aproximadamente. Estas películas se introducen en el procesador, una a lo largo y la otra a lo ancho. Posteriormente se observan patrones, manchas, rayones, etc que no formen parte de la imagen del objeto de prueba (maniquí de lucita de 2.4 cm de espesor)

Modo de exposición: Semiautomático	Tensión: 28 kV	Densidad: 0
Tamaño del receptor de imagen	18 x 24 cm	
D.O central de la película	1.60 ± 0.03	
Artefactos del procesador:	Sí	
Artefactos del equipo:	Sí	
Otros artefactos	Sí	
Descripción de estos artefactos	<ul style="list-style-type: none">- Manchas de líquidos- Rayones, parecidos a cortadas ocasionadas por los rodillos de la procesadora.- Bandas angostas en toda la película.- Pequeños puntos blancos, debidos a suciedad en las pantallas intensificadoras.	

Criterio de aceptación:

La NOM establece que las imágenes mamográficas no deben presentar defecto alguno.

CUARTO OSCURO

23. Fuga de luz:

N

Dentro del cuarto oscuro, con todas las luces apagadas, incluyendo las de seguridad, se coloca una película pre-sensibilizada (expuesta de tal manera que DO = 1), con la emulsión hacia arriba. Sobre esta película se ponen cinco monedas de diferentes tamaños, retirándose cada una de ellas con intervalos de un minuto. Posteriormente se revela la película y se determinan las densidades ópticas debajo de las monedas.

DO moneda 5	DO alrededor	ΔDO
0.99 ± 0.01	1.05 ± 0.01	0.06 ± 0.02

Criterio de aceptación:

De acuerdo al CEC, el valor de la neblina extra deberá ser menor que 0.02 D.O en cuatro minutos

24. Luces de seguridad:

N

Dentro del cuarto oscuro, con las luces de seguridad encendidas, se coloca una película pre-sensibilizada (expuesta de tal manera que DO = 1), con la emulsión hacia arriba. Sobre esta película se ponen cinco monedas de diferentes tamaños, retirándose cada una de ellas con intervalos de un minuto. Posteriormente se revela la película y se determinan las densidades ópticas debajo de las monedas.

DO moneda 5	DO alrededor	ΔDO
0.86 ± 0.01	1.01 ± 0.01	0.15 ± 0.02

Criterio de aceptación:

De acuerdo al CEC, el valor de la neblina extra deberá ser menor que o igual a 0.10 D.O. en cuatro minutos

NEGATOSCOPIOS

25. Brillantez: **N**

Se mide con un fotómetro la intensidad luminosa al centro de cada negatoscopio.

Sala de criterio.

Negatoscopio 1: DO central: $535 \pm 8 \text{ cd/m}^2$

Negatoscopio para mastografía: DO central $1,735 \pm 65 \text{ cd/m}^2$

Criterio de aceptación:

La NOM establece que el brillo de los negatoscopios deberá ser al menos de $5,000 \text{ cd/m}^2$ para mamografía

26. Homogeneidad: **N**

Se mide con un fotómetro la intensidad luminosa al centro y en las esquinas de cada negatoscopio, comparándose estas últimas medidas con la central (%)

Medidas en cd/m^2

451 ± 9 16%		492 ± 16 8%
	516 3%	535 ± 8 0%
		486 9%
270 ± 2 50%		286 ± 11 46%

Medidas en cd/m^2

1155 ± 45 33%		1625 ± 5 6%
	1735 ± 65 0%	
985 ± 45 43%		1485 ± 15 14%

Criterio de aceptación:

La NOM establece que la iluminación en un mismo negatoscopio deberá variar menos que un 15% entre una zona y otra

DOSIS

27. Exposición de entrada en la piel: S

Para esta prueba se usa el maniquí de acreditación que simula una mama comprimida de 4.2 cm de espesor; con una composición 50% glandular, 50% adiposa. El detector del control automático de exposición en posición media, con placa de compresión y rejilla antidispersora en su lugar. Se toman medidas con la cámara de ionización a un costado del maniquí de acreditación.

Modo de exposición:	Automático	Automático	Automático	Semiaut.	Semiaut.
Tensión (kVp) nominal	24.5	24.5	24.5	25	25
Anodo/filtración	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo
CAE. control de densidad	0	+2	+3	+2	+3
Corriente (mA)	125	125	125	125	125

Exposición de entrada medida	X(mR)	mAs	X(mR)	mAs	X(mR)	mAs	X(mR)	mAs	X(mR)	mAs
Valores promedio	691.5	100.6	905.5	135.1	1025.0	159.3	825.5	118.8	945.5	130.7
Desviaciones estándar	5.4	0.8	6.4	1.6	0.005	1.7	3.5	0.4	1.5	1.0
Coefficientes de variación	0.008	0.008	0.007	0.01	0.005	0.01	0.004	0.004	0.002	0.008

Criterio de aceptación:

El coeficiente de variación para R o mAs no debe exceder de 0.05.

28. Dosis glandular promedio: S

Esta prueba se realiza simultáneamente con la anterior, por lo que las lecturas son las mismas. A continuación se dan los resultados obtenidos.

Tensión (kVp) nominal	24.5	24.5	24.5	25	25
Anodo/filtración	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo
CAE. control de densidad	0	+2	+3	+2	+3
CHR medida (mm Al)	0.33	0.33	0.33	0.33	0.33
Exposición de entrada (mR)	691.5	905.5	1025	825.5	945.5
Desviación estándar	5.4	6.4	0.005	3.5	1.5
Factor (mrad/R)	166	166	166	166	166
Dosis glandular promedio	1.15 mGy	1.50 mGy	1.70 mGy	1.37 mGy	1.57 mGy

Criterio de aceptación:

La NOM establece que la dosis glandular promedio no debe exceder de 3 mGy para un espesor efectivo de mama igual a 4.2cm

NOTA. Estos resultados no aparecerán en el resumen, debido a que en él se incluyen resultados obtenidos con una tensión de 28 kVp. En su lugar se mostrará el resultado obtenido para la dosis glandular promedio medida al momento de producir la mejor imagen (página 80).

ANÁLISIS DE RECHAZOS

29. Tasa de rechazos: 5

Se reúnen todas aquellas películas que por algún motivo no fueron aceptadas por el médico radiólogo para poder emitir un diagnóstico. Se clasifican en diferentes rubros y se hace el cociente entre el número de películas rechazadas o repetidas y el total de películas utilizadas.

Motivo del rechazo	Total	
Mala colocación de la paciente	20	
Movimiento de la paciente	0	
Radiografía muy clara	41	
Radiografía muy oscura	17	
Artefactos	7	
Niebla	0	
Fallas de revelado	4	
Por razones médicas	17	
Información deficiente acerca de la paciente	0	
Placas de prueba	27	
Total de rechazos: 133	Total de películas utilizadas: 1721	Porcentaje de rechazos: 7.7%

Criterio de aceptación:

El porcentaje de rechazos no debe ser mayor que el 10%

CALIDAD DE LA IMAGEN DEL MANIQUÍ DE ACREDITACIÓN

Se ha obtenido una imagen del maniquí de acreditación, en el modo de exposición semiautomático (SA), para una tensión de 28 kV, cuantificándose los resultados con el procedimiento recomendado por el ACR.

Modo	kV	Dens	mAs	K	L	M	N				D(mGy)	Cumple
				B+N	DO _c	ΔDO	Fibras	Motas	Masas	Cumple		K+L+M+N
SA	28.0	0	15.9	0.18	0.65	0.14	3.5	2.5	3.5	No	0.41	No
									Puntuación	9.5		

Criterio de aceptación:

Una imagen cumple si logra alcanzar los criterios de aceptación del ACR, para una tensión de 28 kV, que son Densidad óptica al centro del maniquí ($DO_c \geq 1.2$), diferencia en densidades ópticas (contraste, $\Delta DO \approx 0.40 \pm 0.05$). Para la puntuación de la imagen del maniquí (resolución): Número de fibras ≥ 4 , número de grupos de motas ≥ 3 , número de masas ≥ 3 .

30. Densidad óptica al centro del maniquí de acreditación (DO_c): N

31. Contraste (ΔDO): N

32. Puntuación del maniquí de acreditación: N

33. Índice relativo de la calidad de la imagen:

N

Se han obtenido imágenes del maniquí de acreditación, en los modos de exposición automático (A) y semiautomático (SA), cuantificándose los resultados con el procedimiento recomendado por el ACR.

Modo	kV	Dens	mAs	K	L	M	N				D(mGy)	Cumple
				B+N	DO _c	ΔDO	Fibras	Motas	Masas	Cumple		K+L+M+N
Aut	24.0	0	45.3	0.19	0.72	0.19	3.5	3	4	No	0.63	No
Aut	26.5	0	68.8	0.19	0.78	0.22	4	3	3.5	Sí	0.85	No
SA	24.0	0	43.8	0.18	0.72	0.19	3	3	4	No	0.64	No
SA	26.0	0	26.6	0.19	0.70	0.18	3	3	4	No	0.50	No
SA*	28.0	0	15.9	0.18	0.65	0.14	3.5	2.5	3.5	No	0.41	No
SA	28.0	+4	28.1	0.19	1.32	0.33	4	3	4	Sí	0.71	Sí
SA	28.0	+2	20.9	0.18	0.93	0.24	3.5	3	4	No	0.54	No
SA*	28.0	0	15.9	0.18	0.65	0.14	3.5	2.5	3.5	*	0.41	*
SA	28.0	-2	10.9	0.18	0.39	0.06	1	0	1	No	0.25	No
SA	28.0	-4	---	0.18	0.34	0.04	0	1	0	No	0.21	No
Índice relativo de la calidad de la imagen												0.1

* Imagen repetida para facilidad de observación.

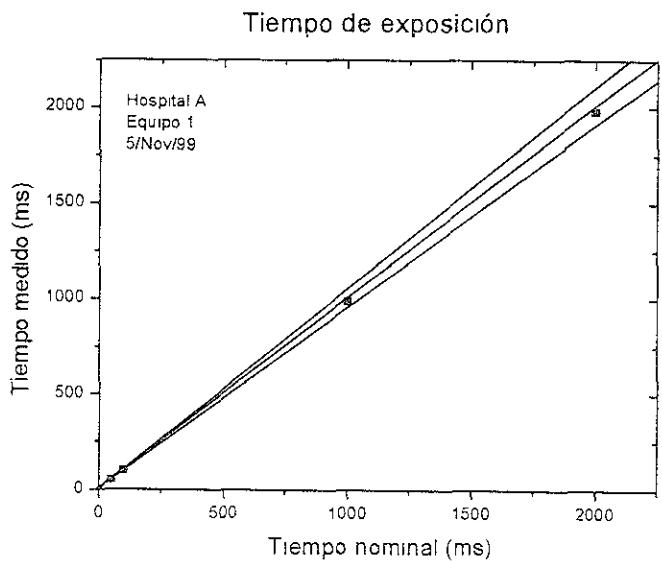
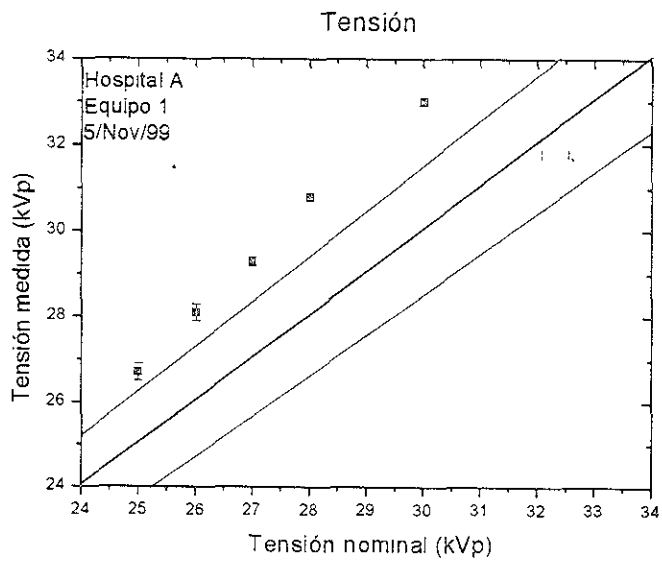
Criterio de aceptación:

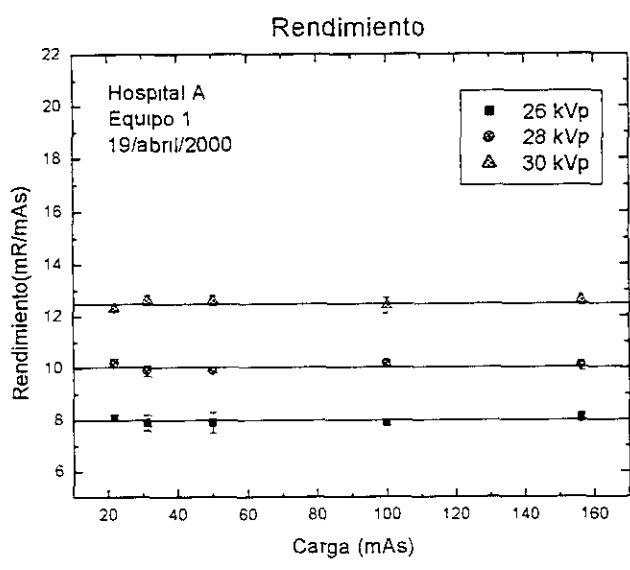
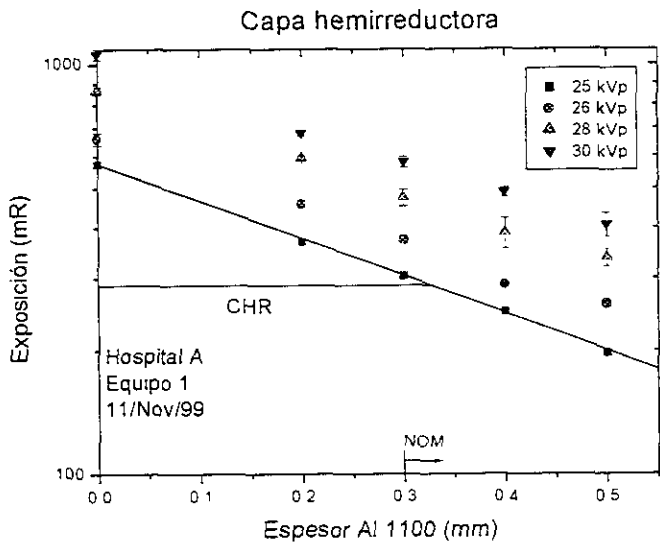
Una imagen cumple si logra alcanzar los criterios de aceptación del ACR, para una tensión de 28 kV, que son Densidad óptica al centro del maniquí (DO_c) ≥ 1.2, diferencia en densidades ópticas (ΔDO) ≈ 0.40 ± 0.05. Para la puntuación de la imagen del maniquí: Número de fibras ≥ 4, número de grupos de motas ≥ 3, número de masas ≥ 3. El índice relativo de la calidad de la imagen (número de imágenes que cumplen / número total de imágenes) debe ser ≥ 0.5 (criterio propuesto en este trabajo).

Nota: En el resumen de resultados, se incluye el valor de la dosis glandular promedio de la imagen que cumple con todos los requisitos exigidos por el ACR.

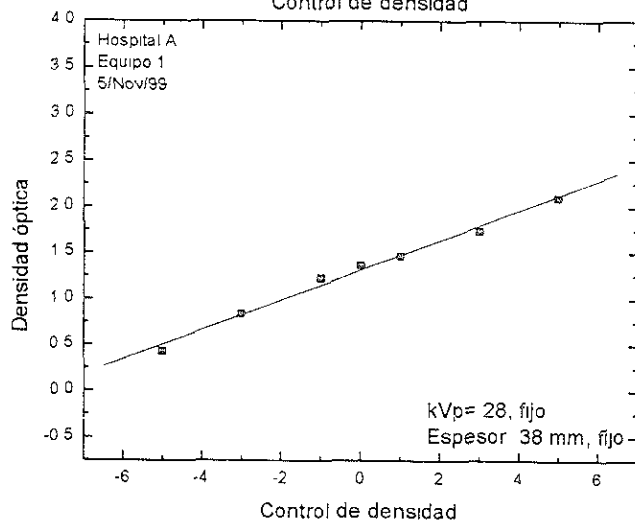
GRÁFICAS CON RESULTADOS DEL HOSPITAL A

Equipo 1

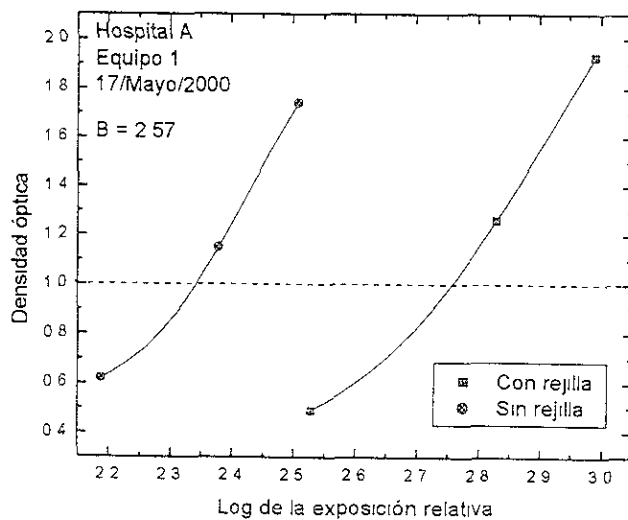




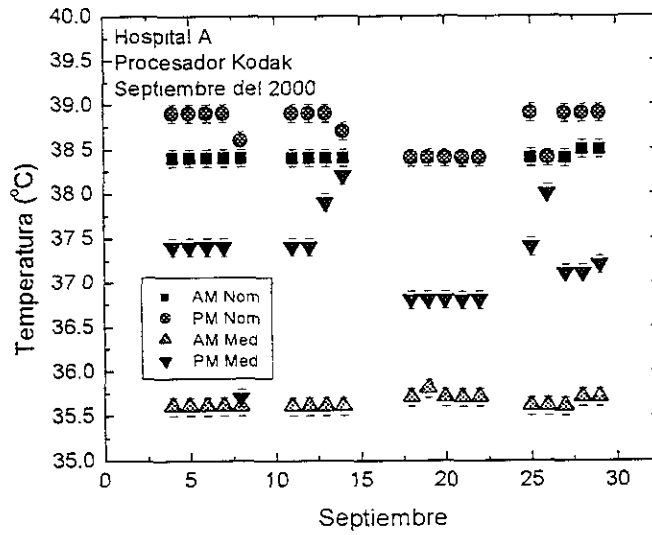
Control automático de exposición Control de densidad



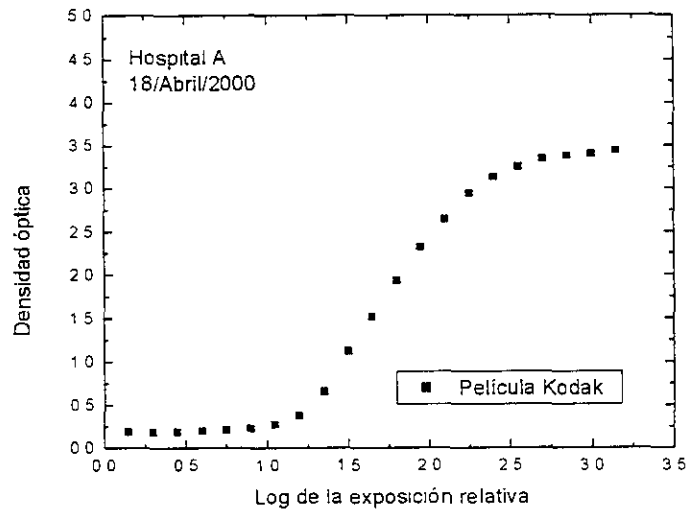
Factor de rejilla



Temperatura del revelador

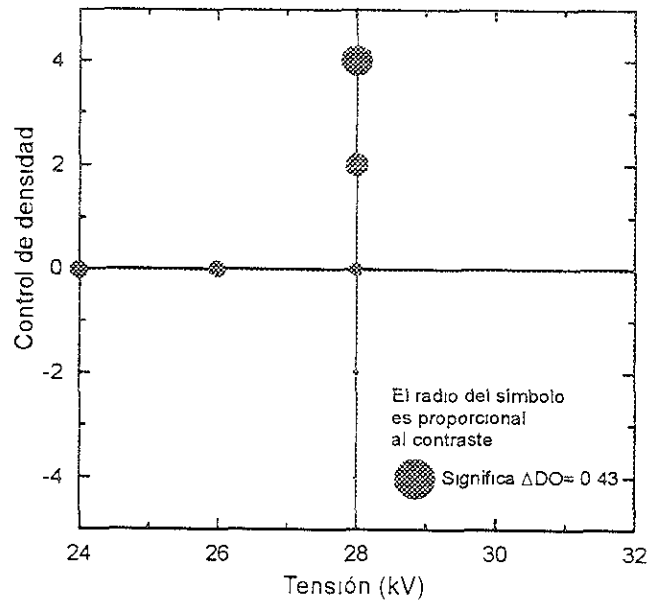


Sensitometría



Contraste para el sistema 1

Maniquí de acreditación



4.3 RESULTADOS EN EL HOSPITAL B

A. Equipo 2

Equipo de mamografía: Siemens, modelo: Mammomat 3, No de serie: 02099. Intervalo de la tensión: 22 a 49 kV. 2 – 800 mAs. Unidad trifásica a 50 – 60 Hz, con combinación pantalla-película. El tubo tiene ánodo de molibdeno con filtro de molibdeno, punto focal grueso de 0.4 mm. DFI: 65 cm Con control automático de exposición, modo de operación. semiautomático (kVp manual y mAs automático)

Sistema de imagen: Chasis Kodak Min-R 2000, de una sola pantalla, con película Agfa y/o Kodak. Se usan chasis de 18 cm x 24 cm y 24 x 30 cm. El procesador es Kodak M35-M X-OMAT, No. de serie: 125-3517, no exclusivo

UNIDAD DE MAMOGRAFÍA

I. Evaluación del montaje del sistema de mamografía: P

La parte móvil del la unidad es mecánicamente estable. _____ Cumple
 Todas las partes móviles se mueven suavemente, sin obstrucción: _____ Cumple
 Todos los interruptores y paros trabajan apropiadamente: _____ Cumple
 El portachasis está libre de vibraciones: _____ Cumple
 El chasis se mantiene bien asegurado en cualquier posición: _____ Cumple
 El chasis se desliza suavemente dentro del portachasis: _____ Cumple
 La escala que mide la mama comprimida es exacta en ± 0.5 cm y reproducible en ± 2 mm: _____ Cumple
 La deformación máxima de la placa de compresión pequeña es 15 mm: _____ Cumple
 La paciente o el operador no están expuestos a bordes filosos, rasposos o a otros riesgos: _____ Cumple
 La carta de técnicas está pegada en lugar visible: _____ No cumple
 El operador está protegido durante la exposición por un blindaje adecuado: _____ Cumple
 Observación: No existe la perilla que sirve para variar la posición del sensor del CAE.

GENERACIÓN DE RAYOS X

2. Tamaño de punto focal: S

El tamaño del punto focal grueso fue medido con un patrón de estrella de 1° con los resultados siguientes:

Tamaño nominal del punto focal (mm)	Longitud paralela al eje ánodo-cátodo (mm)	Longitud perpendicular al eje ánodo-cátodo (mm)	Receptor
0.4 mm	0.60	0.58	Película s/pantalla
Cumple:	Sí	Sí	18 x 24 cm

Criterio de aceptación:

La NOM establece, para este punto, que queda prohibido utilizar equipos de mamografía con punto focal mayor que 0.4 mm. Además establece como tolerancias, para un punto focal de 0.4 mm, como el que nos ocupa, para la longitud paralela al eje ánodo-cátodo de 0.60 a 0.85 mm y para la longitud perpendicular al eje ánodo-cátodo de 0.40 a 0.60.

3. Tensión, exactitud y repetibilidad: S

La repetibilidad y exactitud de la tensión se midió con 10 exposiciones para cada valor de la tensión, sobre el intervalo clínico más importante, con los siguientes resultados:

Tensión nominal (kVp)	Tensión promedio medida (kVp)	$kV_{nom} - kV_{prom}$ (%)	$(kV_i - kV_{prom}) / kV_{prom}$ (%)
25	24.8 ± 0.4	0.8	Menor que 2%
26	25.9 ± 0.4	0.3	Menor que 2%
27	27.2 ± 0.2	0.7	Menor que 2%
28	28.4 ± 0.1	1.4	Menor que 2%
30	30.7 ± 0.4	2.3	Menor que 2%

Criterio de aceptación:

La NOM establece que la diferencia entre el valor medido y el valor nominal de la tensión debe ser como máximo de ± 5%. En una serie de 10 exposiciones realizadas en idénticas condiciones, ninguna medida de la tensión debe diferir del promedio de las mediciones por más del 2% del mismo.

4. Tiempo de exposición: S

Esta prueba se hizo con tres lecturas para cada uno de los valores del tiempo seleccionados, obteniéndose los siguientes resultados:

Tiempo nominal (ms)	Tiempo medido promedio (ms)	$(T_{nom} - T_{prom}) / T_{prom}$ (%)
246	245.4 ± 0.1	0.3
485	485.7 ± 0.1	0.2
769	774.7 ± 0.1	0.7
961	969.0 ± 0.1	0.8

Criterio de aceptación:

La NOM establece que la diferencia entre los valores medidos y los valores nominales seleccionados debe ser menor que o igual a ± 5% del valor nominal.

5. Capa hemirreductora (CHR): S

Las capas hemirreductoras para las tensiones mencionadas fueron medidas con cuatro exposiciones en cada estación

Anodo/filtro	Tensión (kVp)	CHR (mm Al 1100)
Mo/Mo	25	0.32 ± 0.03
Mo/Mo	26	0.34 ± 0.03
Mo/Mo	28	0.36 ± 0.03
Mo/Mo	30	0.37 ± 0.04

Criterio de aceptación:

La NOM establece para este punto que la CHR mínima para una tensión medida dada, será de al menos 0.3 mm de Al 1100, si la tensión es menor que o igual a 30 kVp

6. Rendimiento: **R**

Se hacen cinco lecturas con cámara de ionización para cada valor de la tensión. El rendimiento es en aire, no se usa maniquí.

Tensión (kVp)	Rendimiento (mR/mAs)
26	13.2 ± 0.1
28	16.8 ± 0.1
30	20.7 ± 0.1

Criterio de aceptación:

De acuerdo al CEC no existe criterio alguno. Se registra el valor como referencia.

7. Distancia foco-imagen: **S**

Esta distancia se mide con una cinta métrica, encontrándose el siguiente resultado.

Distancia foco-imagen nominal: 65.0 cm.

Distancia foco-imagen medida: 65.0 cm ± 0.1 cm

Criterio de aceptación:

De acuerdo al CEC, la distancia entre el punto focal y la imagen debe coincidir con el valor nominal especificado por el fabricante.

COLIMACIÓN

Las tres pruebas siguientes se realizaron irradiando dos chasis: uno dentro del portachasis en posición normal y otro encima del portachasis, sobresaliendo de éste aproximadamente 3 cm. Encima de este portachasis se colocaron cuatro monedas, una en cada lado del rectángulo formado sobre el chasis por el haz luminoso y una quinta moneda en el borde de la placa de compresión. Se revelaron y se analizaron ambas películas.

8. Coincidencia de los campos luminosos y de radiación: **N**

Desviación entre el campo luminoso y el de rayos X:	DFI = 65 cm	
	Receptor de 18 cm x 24 cm	
	mm	% de la DFI
Lado izquierdo	11	
Lado derecho	4	
Lado anterior	7	
Lado del tórax	7	
Total de los 4 lados	29	4.5%

Criterio de aceptación:

La NOM establece para este punto que los campos deben coincidir y la suma del valor absoluto de las desviaciones de los cuatro lados debe ser menor que el 4% de la DFI.

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

	DFI = 65 cm	
	Receptor de 18 x 24 cm	
	mm	% de la DFI
Diferencia, del lado del tórax, entre el haz de rayos X y el receptor de imagen	2 89	0 4%

Criterio de aceptación:

De acuerdo al ACR, el haz de rayos X no debe extenderse más allá del receptor de imagen (izquierda, derecha o anterior) excepto para el caso del lado que limita con el tórax, donde la desviación no debe exceder del 2% de la DFI.

10. Alineación de la placa de compresión y del receptor de imagen: S

	DFI = 65 cm	
	Receptor de 18 x 24 cm	
	mm	% de la DFI
Diferencia, del lado del tórax, entre los bordes de la placa de compresión y del receptor de imagen	6	0 9

Criterio de aceptación:

De acuerdo al ACR, el lado exterior de la placa de compresión debe extenderse más allá del lado del tórax del receptor, pero no más del 1% de la DFI. No debe ser visible en la imagen

CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)

11. Reproducibilidad: S

La reproducibilidad del CAE se midió realizando la irradiación de un maniquí de acreditación, para 3 valores de la tensión de 26, 28 y 30 kV, con un valor de la densidad en 0, +1 y +2, y usando un chasis de 18 x 24 cm. Obteniéndose los resultados siguientes:

Tensión nominal	26 kV	28 kV	30 kV
Control de densidad	0	+1	+2
Coefficientes de variación Exposición (R)	0 018	0 012	0 001
Coefficientes de variación Carga (mAs)	0 001	0 001	0 006

Criterio de aceptación:

De acuerdo al ACR, el coeficiente de variación tanto para la exposición como para el mAs en la reproducibilidad del CAE debe ser menor que o igual a 0.05

12. Capacidad de desempeño: **S**

Utilizando el modo semiautomático se efectúa lo siguiente:

- a) Se mantiene fijo el espesor del maniquí, y se varía el valor de la tensión.
- b) Se mantiene fijo el valor de la tensión y se varía el valor del espesor del maniquí de lucita.
- c) Se mide la densidad óptica al centro de la imagen del maniquí

a) Compensación por variación de la tensión:

Modo de imagen: semiautomático c/rejilla		Punto focal: 0.4 mm		
Control de densidad: 0		Chasis: 12		
Espesor: 3.8 cm de lucita				
Tensión (kV)	Carga (mAs)	DO _i	DO _{prom}	DO _i - DO _{prom}
26	37.3	0.93 ± 0.01	0.94 ± 0.01	-0.01
28	23.8	0.96 ± 0.01		0.02
30	17.1	0.93 ± 0.01		-0.01

b) Compensación por variación del espesor:

Modo de imagen: semiautomático c/rejilla		Punto focal: 0.4 mm		
Control de densidad: 0		Chasis: 12		
Tensión: 28 kV				
Espesor (cm)	Carga (mAs)	DO _i	DO _{prom}	DO _i - DO _{prom}
1.9	6.1	0.93 ± 0.01	0.94 ± 0.01	-0.01
3.8	23.8	0.96 ± 0.01		0.02
5.7	89.9	0.94 ± 0.01		0.01

Criterio de aceptación:

Se considerará que el CAE funciona adecuadamente si puede mantener constante la densidad óptica de la película dentro de ± 0.30 del promedio, sobre la tensión y el espesor del maniquí (2 a 6 cm).

13. Control de densidad: **N**

Modo de imagen: semiautomático c/rejilla		Punto focal: 0.4 mm		
Tensión: 28 kV		Espesor del maniquí: 38 mm lucita		
Chasis: 20		Sensor: Medio		
Control de densidad	Carga medida (mAs)	DO medida DO _i	Relativo a lo normal	
			mAs/mAs _n	DO _i -DO _n
+4	103	2.87 ± 0.02	2.49	1.36
+2	65.4	2.36 ± 0.02	1.58	0.85
0 (Normal)	41.4	1.51 ± 0.02	1.00	0
-2	26.4	0.98 ± 0.02	0.64	-0.53
-4	16.9	0.56 ± 0.02	0.41	-0.95

Criterio de aceptación:

El mAs y la densidad óptica (DO), deben incrementarse de acuerdo al aumento del valor dado al control de densidad del equipo. Por cada paso en el control de densidad debe haber un cambio en el mAs entre el 12% y el 15%, o un cambio aproximado en la densidad óptica de 0.15

COMPRESIÓN

14. Fuerza de compresión:

S

Se mide mediante la compresión de una báscula de baño envuelta en toallas.

	Compresión medida
Modo motorizado.	10.5 ± 0.5 kg
Modo manual:	27.5 ± 0.5 kg

Criterio de aceptación

De acuerdo al ACR, en el modo automático, se debe obtener una fuerza de compresión de al menos 12.5 kg y de 22.5 kg como máximo

Nota:

Se tomó el criterio de aceptar como cumplida esta prueba debido a que las técnicas radiólogas del hospital, compensan el faltante en la compresión automática mediante el uso del compresor manual que funciona a base de un tornillo y que tiene la capacidad de comprimir a la mama en forma adecuada.

15. Deformación de la placa de compresión:

S

Para esta prueba se tomaron medidas en 10 puntos diferentes en la periferia de la placa de compresión, entre ellos las cuatro esquinas, mientras se comprimía un maniquí de poliuretano de 4.1 cm de espesor. La localización de los puntos se puede ver en el anexo correspondiente a esta prueba (página B - 12).

Punto	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Espesor nominal (mm)	41	41	41	41	41	41	41	41	41	41	41	41
Espesor medido (mm)	---	41.5 ± 0.1	41.0 ± 0.1	---	40.4 ± 0.1	38.5 ± 0.1	37.0 ± 0.1	36.0 ± 0.2	41.0 ± 0.3	39.5 ± 0.1	37.2 ± 0.2	35.2 ± 0.4
Diferencia (mm)	---	0.5	0	---	0.6	2.5	4.0	5.0	0	1.5	3.8	5.8

Criterio de aceptación:

De acuerdo al CEC se permite una deformación mínima. El máximo aceptable es de 15 mm.

REJILLA ANTIDISPERSORA Y RECEPTOR DE IMAGEN

16. Factor de rejilla:

S

Se irradiaron seis películas, tres con rejilla y tres sin rejilla, en ambos casos, se intentó obtener en ellas una densidad óptica de alrededor de 1.0. Se graficaron los resultados (DO vs log X), ajustándose una curva sigmoide a cada conjunto de datos, interpolándose los valores del log X para DO = 1.0, calculándose los antilogaritmos correspondientes y determinándose el cociente de la exposición con rejilla con respecto a la exposición sin rejilla, obteniéndose el factor buscado.

Rejilla	Compresión (cm)	Tensión (kV)	Carga (mAs)	X (mR)	DO
Si	5.2	28	8	146	0.71 ± 0.01
Si	5.2	28	12.5	232	1.21 ± 0.01
Si	5.2	28	16	299	1.55 ± 0.01
Si	5.3	28	32	606	2.46 ± 0.01
No	6.9	28	8	154	0.87 ± 0.01
No	6.9	28	10	193	1.10 ± 0.01
No	6.8	28	12.5	245	1.42 ± 0.01

Rejilla	log X	X (mR)	Factor de rejilla
Si	2.75	562	1.1
No	2.34	219	

Criterio de aceptación.

De acuerdo al CEC, el factor de rejilla calculado debe ser menor que o igual a 3.

17. Contacto pantalla-película:

S

Se coloca una malla metálica sobre una placa de lucita de 1.3 cm y ésta sobre un chasis con película. Se hace una exposición y se revela la película. Posteriormente se examinan posibles manchas sobre la imagen, con ayuda de un negatoscopio, alejándose 1 m de éste.

Modo: Manual				
kVp: 28			Foco: Fino	
Chasis	Carga (mAs)	Existen regiones con contacto pobre	Localizadas en:	Aprueba
16	45	No		Si
17	32	No		Si
19	63	Si	Parte superior central	Si
20	63	Si	Fuga de luz en la orilla y manchas	Si
21	63	Si	Parte inferior izquierda	Si
22	63	No		Si
23	63	Si	Zonas centrales (<1cm)	Si
24	63	Si	Zonas centrales (<1cm)	Si

Nota. Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 v 3.

Criterio de aceptación:

De acuerdo a la NOM, si el contacto entre película y pantalla es malo en áreas centrales grandes (con dimensiones mayores que 1 cm) o la pantalla presenta grave deterioro, el chasis debe desecharse. Se pueden aceptar pequeñas áreas con pobre contacto, en regiones del chasis cercanas a bordes o esquinas.

18. Uniformidad de las velocidades de las pantallas:

8

Se verificaron los chasis de 18 cm x 24 cm etiquetados con la numeración que se menciona. El chasis 16 fue seleccionado como chasis de control.

Modo. Automático			Tamaño chasis: 18 x 24 cm		
Tensión: 26 kV			Densidad: 0		
Maniquí 3.8 cm de lucita			Foco: Grueso		
Chasis	Carga (mAs)	DO	Desviación estándar 0.01		
Control inicial (16)	36.0	1.27			
Control intermedio	35.9	1.27			
Control final	35.9	1.27			
17	36.4	1.30			
18	36.3	1.50			
20	36.2	1.48			
22	28.0	1.23			
DO máxima: 1.50		DO mínima: 1.23		Diferencias de DO: 0.27	

Nota Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3.

Criterio de aceptación.

El ACR establece que la diferencia entre la densidad óptica máxima y mínima en una exposición de un medio uniforme, para chasis de una velocidad determinada, no debe exceder de 0.3

PROCESO DE REVELADO DE LA PELÍCULA

19. Temperatura:

N

Con ayuda de un termómetro digital de vástago, se midió la temperatura del revelador diariamente, y se registró la temperatura indicada por el termómetro del procesador, durante 9 semanas consecutivas, de lunes a viernes, al inicio y al término de la jornada laboral, obteniéndose los resultados siguientes

Semana	Temperatura revelador	Lunes		Martes		Miércoles		Jueves		Viernes	
		AM	PM	AM	PM	AM	PM	AM	PM	AM	PM
1	T _{Nominal} °C	---	---	33.2	33.2	34.0	34.7	34.0	34.5	34.6	34.6
	T _{medida} °C	---	---	---	---	33.2	33.5	37.5	37.5	33.5	33.5
2	T _{Nominal} °C	34.1	34.5	34.4	34.3	34.2	34.7	34.1	34.3	34.4	34.7
	T _{medida} °C	33.9	34.5	33.5	33.5	33.5	33.0	33.2	33.5	33.5	33.8
3	T _{Nominal} °C	34.3	---	34	---	34.1	33.4	34.2	34.2	34.3	33.5
	T _{medida} °C	33.3	33.4	33.2	33.4	33.3	33.3	33.3	33.2	33.3	33.3
4	T _{Nominal} °C	34.3	---	34.2	---	34.2	---	34.3	34.0	34.2	34.3
	T _{medida} °C	33.9	33.3	33.3	33.3	33.3	33.3	32.7	33.2	33.2	33.3
5	T _{Nominal} °C	34.2	34.2	34.3	34.1	35.2	35.3	34.2	34.2	33.6	34.3
	T _{medida} °C	33.2	33.2	33.3	33.2	33.3	33.3	33.3	33.2	33.2	33.2
6	T _{Nominal} °C	33.3	34.2	34.1	34.1	33.9	34.1	34.0	34.1	33.3	34.2
	T _{medida} °C	33.2	33.3	33.3	33.3	33.2	33.3	33.2	33.6	33.3	33.3
7	T _{Nominal} °C	34.0	34.1	34.0	34.1	34.2	34.1	34.1	34.2	34.0	34.2
	T _{medida} °C	33.3	33.4	33.2	33.2	33.2	33.3	33.2	33.1	33.2	33.3
8	T _{Nominal} °C	34.1	34.2	34.3	31.1	34.3	34.1	---	---	---	---
	T _{medida} °C	33.3	33.2	33.3	33.3	33.3	33.3	---	---	---	---
9	T _{Nominal} °C	---	34.2	34.1	34.2	36.9	34.1	33.9	34.0	34.3	33.8
	T _{medida} °C	---	33.2	33.1	33.2	37.0	33.2	33.3	33.2	33.3	33.2

Nota. Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3.

Criterio de aceptación:

La temperatura de las soluciones químicas debe diferir a lo más en 0.5 °C del valor señalado por el fabricante

20. Tiempo de proceso: S

Se mide 5 veces el tiempo que dura el proceso, desde que se pone en marcha el procesador de película, es decir cuando empieza a introducir la película, hasta el momento en que ésta cae a la charola.

Tiempo:	2 min 11 s ± 5 s
---------	------------------

Nota. Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3.

Criterio de aceptación:

El tiempo de proceso no debe exceder tres minutos.

21. Sensitometría: R

Esta prueba se realiza irradiando la película con un sensitómetro con luz verde, revelándose y posteriormente leyéndose la DO con ayuda de un densitómetro. Se mide la base + niebla, se calculan el índice de velocidad y el gradiente promedio, interpolando en la curva característica de la película.

Procesador: Kodak M35-M X-OMAT, serie 125-3517	Película: Agfa	
B + N	Índice de velocidad	Gradiente promedio
0.31	1.71	3.1

Procesador: Kodak M35-M X-OMAT, serie 125-3517	Película: Kodak	
B + N	Índice de velocidad	Gradiente promedio
0.21	1.75	3.2

Nota. Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3.

Criterio de aceptación:

No se consiguieron datos fidedignos acerca de los valores que debían guardar los parámetros medidos y calculados, por lo que sólo se registran los resultados como referencia

22. Artefactos: N

Esta prueba se realiza produciendo dos películas de densidad "uniforme" con una DO central de 1.2 aproximadamente. Estas películas se introducen en el procesador, una a lo largo, y la otra a lo ancho. Posteriormente se observan patrones, manchas, rayones, etc que no formen parte de la imagen del objeto de prueba (maniquí de lucita de 2.4 cm de espesor).

Modo de exposición: Semiautomático	Tensión 28 kV	Densidad: +2
Tamaño del receptor de imagen	18 x 24 cm	
D.O. central de la película	1.38 ± 0.03	
Artefactos del procesador	Sí	
Artefactos del equipo	Sí	
Otros artefactos	Sí	
Descripción de estos artefactos	<ul style="list-style-type: none"> - Un muy leve rayoneo ocasionado por los rodillos de la procesadora - Bandas angostas muy tenues en toda la película. - Pequeños puntos blancos, debidos a suciedad en las pantallas intensificadoras. 	

Nota Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3

Criterio de aceptación:

La NOM establece que las imágenes mamográficas no deben presentar defecto alguno.

CUARTO OSCURO

23. Fuga de luz: N

Dentro del cuarto oscuro, con todas las luces apagadas, incluyendo las de seguridad, se coloca una película presensibilizada (expuesta de tal manera que DO = 1), con la emulsión hacia arriba. Sobre esta película se ponen cinco monedas de diferentes tamaños, retirándose cada una de ellas con intervalos de un minuto. Posteriormente se revela la película y se determinan las densidades ópticas debajo de las monedas.

DO moneda 4	DO alrededor	ΔDO
1.10 ± 0.01	1.23 ± 0.01	0.13 ± 0.02

Nota Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3

Criterio de aceptación:

De acuerdo al CEC, el valor de la neblina extra deberá ser menor que 0.02 D.O en cuatro minutos.

24 Luces de seguridad: N

Dentro del cuarto oscuro, con las luces de seguridad encendidas, se coloca una película presensibilizada (expuesta de tal manera que DO = 1), con la emulsión hacia arriba. Sobre esta película se ponen cinco monedas de diferentes tamaños, retirándose cada una de ellas con intervalos de un minuto. Posteriormente se revela la película y se determinan las densidades ópticas debajo de las monedas.

DO moneda 4	DO alrededor	ΔDO
1.36 ± 0.01	1.40 ± 0.01	0.04 ± 0.02

Nota Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3.

Criterio de aceptación:

De acuerdo al CEC, el valor de la neblina extra deberá ser menor que o igual a 0.10 D.O. en cuatro minutos.

Observación:

Aunque la placa cumple el criterio de aceptación, ésta no posee una densidad óptica apropiada.

NEGATOSCOPIOS

25. Brillantez:

N

Se mide con un fotómetro la intensidad luminosa al centro de cada negatoscopio.

Sala de criterio.

Se presentan a continuación sólo dos (los mejores) de los 6 negatoscopios de esta sala.

Negatoscopio 1: DO central: $485 \pm 5 \text{ cd/m}^2$

Negatoscopio 6: DO central: $399 \pm 3 \text{ cd/m}^2$

Nota Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3.

Criterio de aceptación:

La NOM establece que el brillo de los negatoscopios deberá ser al menos de $5,000 \text{ cd/m}^2$ para mamografía.

26. Homogeneidad:

N

Se mide con un fotómetro la intensidad luminosa al centro y en las esquinas de cada negatoscopio, comparándose estas últimas medidas con la central (%).

Negatoscopio 1.

Medidas en cd/m^2	
305 ± 9 37%	206 ± 16 57%
485 ± 5 0%	
467 ± 2 4%	354 ± 11 27%

Negatoscopio 6.

Medidas en cd/m^2	
186 ± 10 53%	172 ± 15 57%
399 ± 3 0%	
389 ± 15 3%	326 ± 10 18%

Nota. Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3.

Criterio de aceptación:

La NOM establece que la iluminación en un mismo negatoscopio deberá variar menos que un 15% entre una zona y otra

DOSIS

27. Exposición de entrada en la piel:

S

Para esta prueba se usa el maniquí de acreditación que simula una mama comprimida de 4.2 cm de espesor, con una composición 50% glandular, 50% adiposa. El detector del control automático de exposición en posición media, con placa de compresión y rejilla antidispersora en su lugar. Se toman medidas con la cámara de ionización a un costado del maniquí de acreditación

Modo de exposición	Semiautomático	Semiautomático	Semiautomático
Tensión (kVp) nominal	26	28	30
Anodo/filtración	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo
CAE, control de densidad	+2	+1	0
Corriente (mA)	125	125	125

Exposición de entrada medida	X(mR)	MAs	X(mR)	mAs	X(mR)	mAs
Valores promedio	929	67.4	586	33.9	395	18.5
Desviaciones estándar	0.7	0.04	7.1	0.05	7.2	0.01
Coefficientes de variación	0.001	0.006	0.012	0.001	0.018	0.0005

Criterio de aceptación:

El coeficiente de variación para R o mAs no debe exceder de 0.05.

28. Dosis glandular promedio:

S

Esta prueba se realiza simultáneamente con la anterior, por lo que las lecturas son las mismas. A continuación se dan los resultados obtenidos.

Tensión (kVp) nominal	26	28	30
Anodo/filtración	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo
CAE, control de densidad	+2	+1	0
CHR medida (mm Al)	0.34	0.36	0.37
Exposición de entrada (mR)	924	586	395
Desviación estándar	0.7	7.1	7.2
Factor (mrad/R)	172	183	189
Dosis glandular promedio (mGy)	1.60	1.07	0.75

Criterio de aceptación

La NOM establece que la dosis glandular promedio no debe exceder de 3 mGy para un espesor efectivo de mama igual a 4.2cm

NOTA: Estos resultados no aparecerán en el resumen, debido a que en él se incluyen resultados obtenidos con una tensión de 28 kVp y control de densidad 0. En su lugar se mostrará el resultado obtenido para la dosis glandular promedio medida durante la prueba 33 (página 99).

ANÁLISIS DE RECHAZOS

29. Tasa de rechazos: P

Se reúnen, durante un mes, todas aquellas películas que por algún motivo no fueron aceptadas por el médico radiólogo para poder emitir un diagnóstico. Se clasifican en diferentes rubros y se hace el cociente entre el número de películas rechazadas o repetidas y el total de películas utilizadas.

Motivo del rechazo	Total	
Mala colocación de la paciente	32	
Movimiento de la paciente	2	
Radiografía muy clara	26	
Radiografía muy oscura	7	
Artefactos	5	
Niebla	1	
Fallas de revelado	14	
Por razones médicas	3	
Información deficiente acerca de la paciente	---	
Película no expuesta	10	
Mala técnica	6	
Total de rechazos: 106	Total de películas utilizadas: 1022	Porcentaje de rechazos: 10.4%

Criterio de aceptación:

El porcentaje de rechazos no debe ser mayor que el 10%.

Nota: Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3.

CALIDAD DE LA IMAGEN DEL MANIQUÍ DE ACREDITACIÓN

Se ha obtenido una imagen del maniquí de acreditación, en el modo de exposición semiautomático (SA), para una tensión de 28 kV, cuantificándose los resultados con el procedimiento recomendado por el ACR.

Modo	kV	Dens	mAs	K	L	M	N				D(mGy)	Cumple
				B+N	DO _c	ΔDO	Fibras	Motas	Masas	Cumple		K+L+M+N
SA	28.0	0	34.3	0.25	1.77	0.40	4	3	4	Sí	1.08	Sí
									Puntuación	11		

Criterio de aceptación:

Una imagen cumple si logra alcanzar los criterios de aceptación del ACR, para una tensión de 28 kV, que son Densidad óptica al centro del maniquí (DO_c) ≥ 1.2, diferencia en densidades ópticas (contraste, ΔDO) ≈ 0.40 ± 0.05 Para la puntuación de la imagen del maniquí (resolución): Número de fibras ≥ 4, número de grupos de motas ≥ 3, número de masas ≥ 3.

30. Densidad óptica al centro del maniquí de acreditación (DO_c): S

31. Contraste (ΔDO): S

32. Puntuación del maniquí de acreditación: S

33 Índice relativo de la calidad de la imagen: P

Se han obtenido imágenes del maniquí de acreditación, en los modos de exposición automático (A) y semiautomático (SA), cuantificándose los resultados con el procedimiento recomendado por el ACR

Modo	kV	Dens	mAs	K	L	M	N				D(mGy)	Cumple
				B+N	DO _c	ΔDO	Fibras	Motas	Masas	Cumple		K+L+M+N
SA	26.0	0	55.2	0.25	1.81	0.44	5	3	4	Sí	1.29	Sí
SA	28.0	0	34.3	0.25	1.77	0.40	4	3	4	Sí	1.08	Sí
SA	30.0	0	22.9	0.25	1.73	0.37	4	3	4	Sí	0.92	Sí
SA	28.0	+4	85.3	0.26	2.94	0.26	3.5	2.5	4	No	2.71	No
SA	28.0	+2	54.3	0.25	2.48	0.40	5	3	4	Sí	1.72	Sí
SA	28.0	0	34.3	0.25	1.77	0.40	4	3	4	*	1.08	*
SA	28.0	-2	21.9	0.24	1.08	0.29	3.5	3	4	No	0.69	No
SA	28.0	-4	14.1	0.25	0.62	0.12	3	3	4	No	0.44	No
Índice relativo de la calidad de la imagen												0.6

* Imagen repetida para facilidad de observación

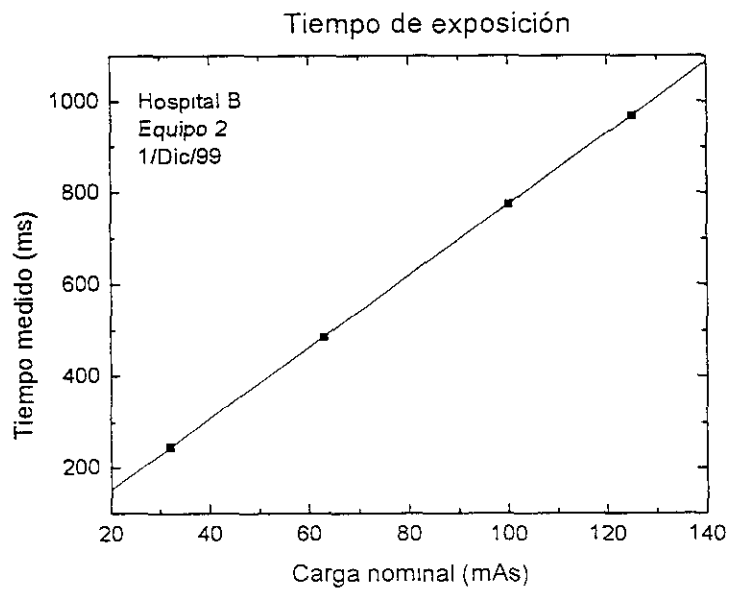
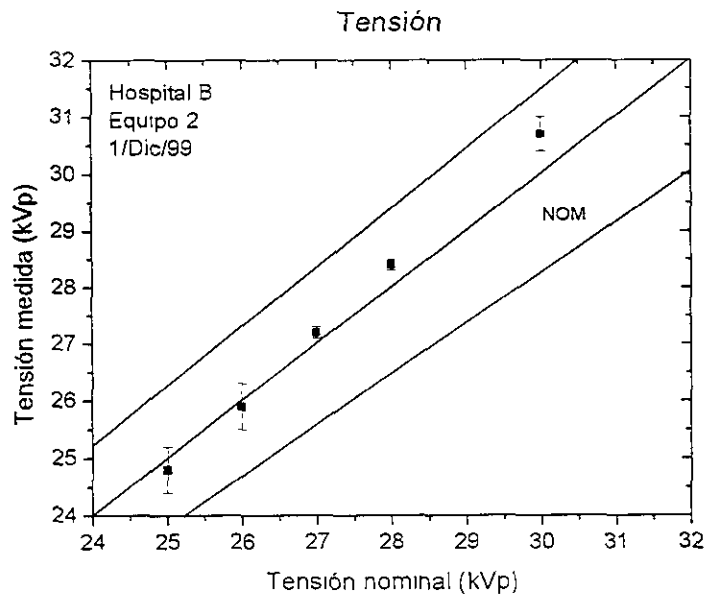
Criterio de aceptación:

Una imagen cumple si logra alcanzar los criterios de aceptación del ACR, para una tensión de 28 kV, que son Densidad óptica al centro del maniquí (DO_c) ≥ 1.2, diferencia en densidades ópticas (ΔDO) ≈ 0.40 ± 0.05 Para la puntuación de la imagen del maniquí: Número de fibras ≥ 4, número de grupos de motas ≥ 3, número de masas ≥ 3 El índice relativo de la calidad de la imagen (número de imágenes que cumplen / número total de imágenes) debe ser ≥ 0.5 (criterio propuesto en este trabajo).

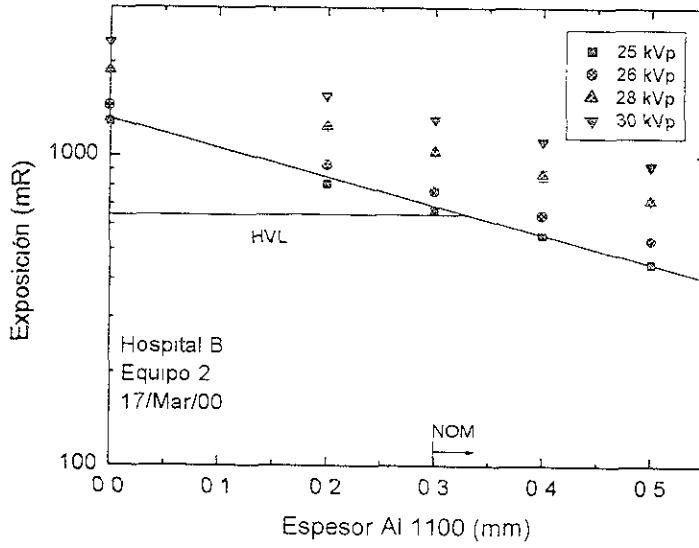
Nota En el resumen de resultados, se incluye el valor de la dosis glandular promedio de la imagen producida con 28 kVp, y control de densidad 0.

GRÁFICAS CON RESULTADOS DEL HOSPITAL B

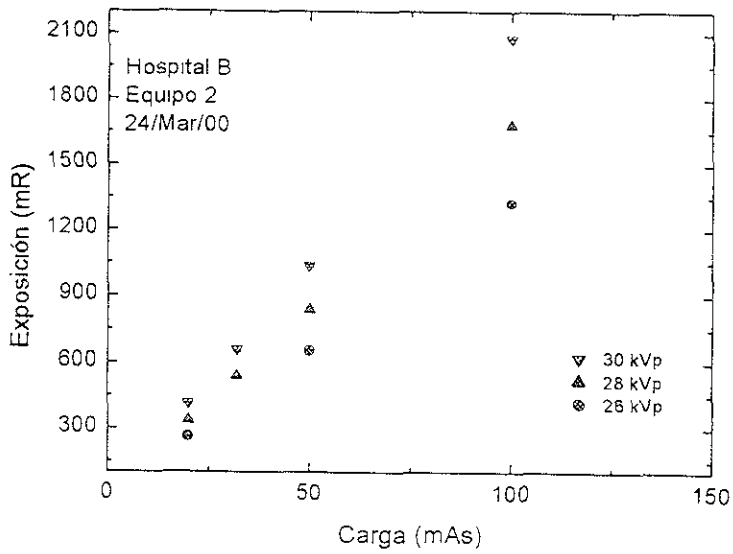
Equipo 2

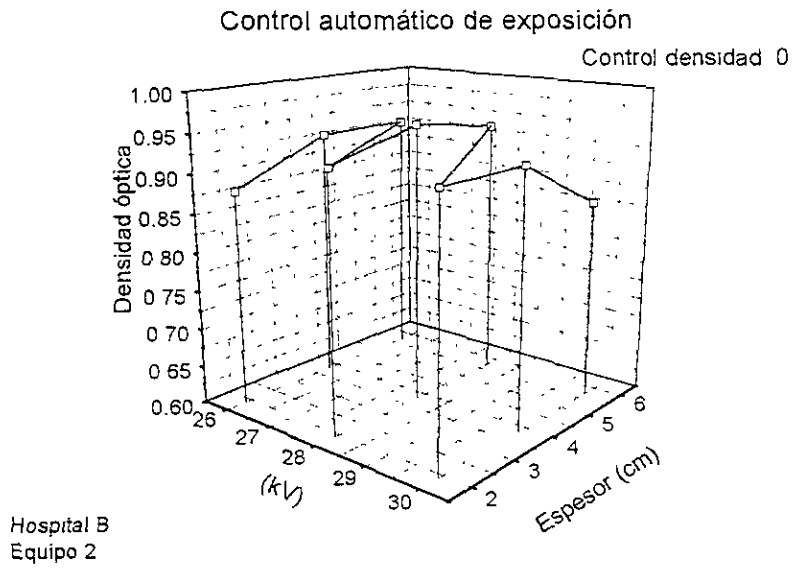
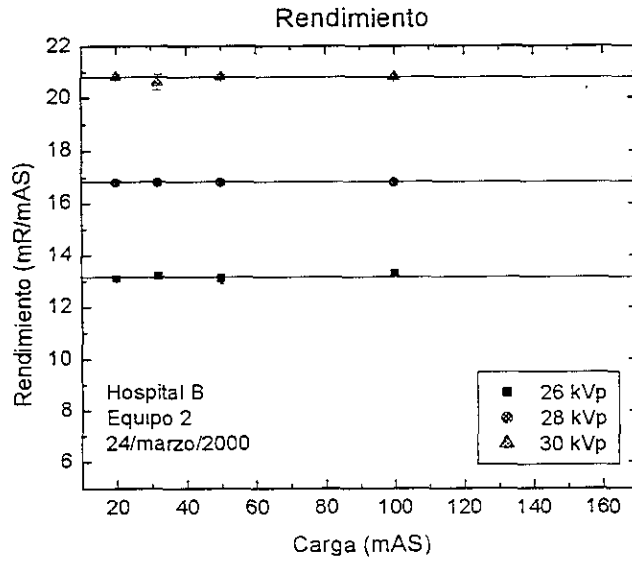


Capa hemirreductora

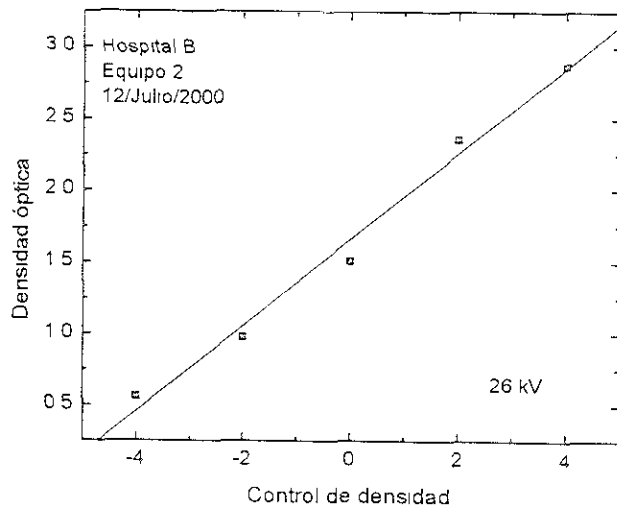


Exposición

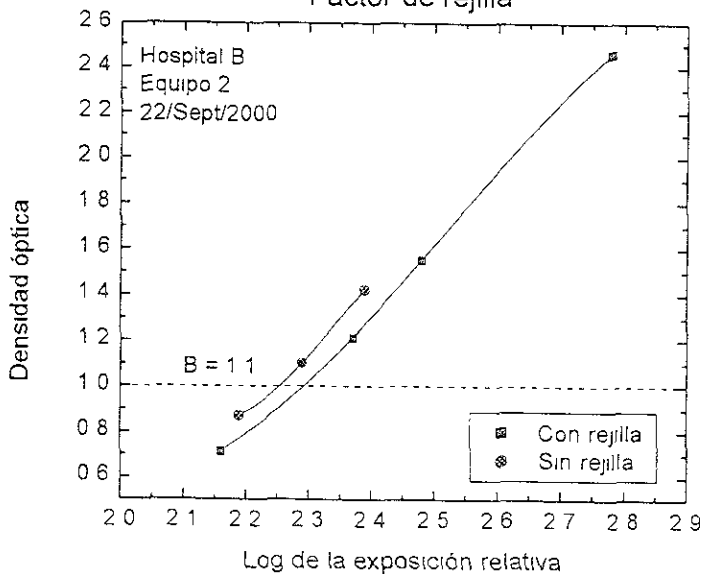


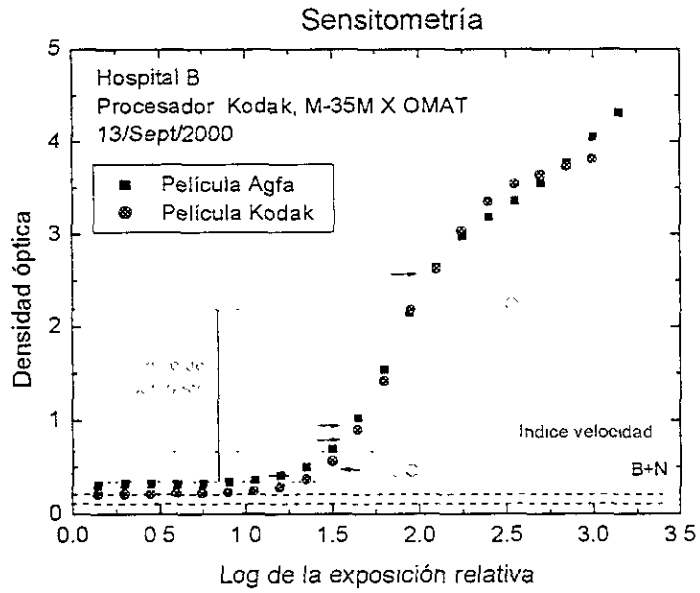
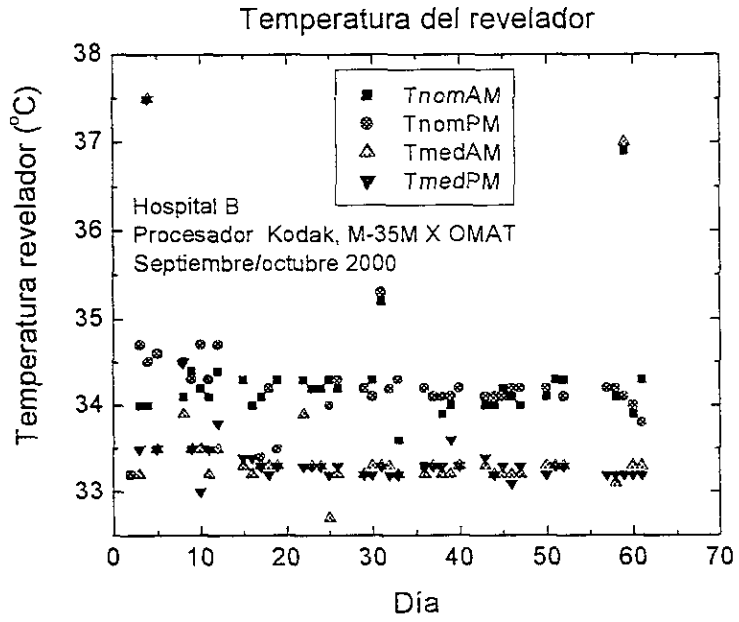


Control automático de exposición
Control de densidad



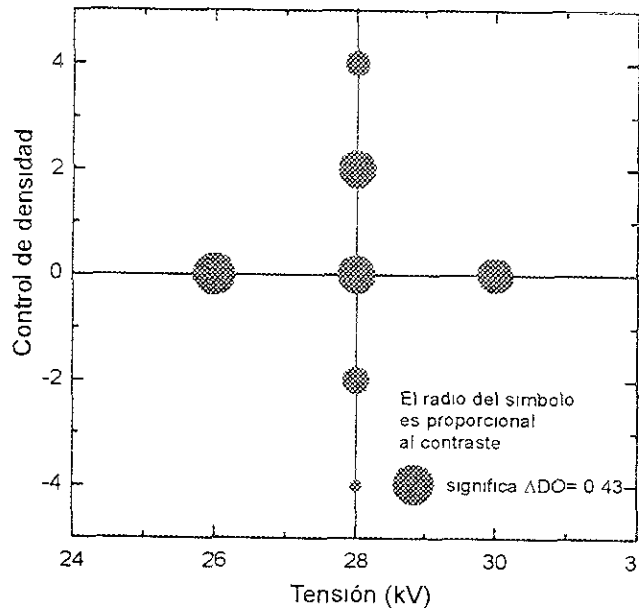
Factor de rejilla





Contraste para el sistema 2

Maniquí de acreditación



4.4 RESULTADOS EN EL HOSPITAL B

A. Equipo 3

Equipo de mamografía: General Electric, modelo: Senographe 600T, N/S:5605, 49 kVp, 600 mAs máx. unidad trifásica, con combinación pantalla-película. El tubo tiene ánodo de molibdeno con filtro de molibdeno, con punto focal grueso de 0.4 mm DFI: 65 cm. Con control automático de exposición, modo de operación: semiautomático (kVp manual y mAs automático).

Sistema de imagen: Chasis Agfa, modelo: Mamoray, de una sola pantalla, con película Agfa tipo HDR-C. Se usan chasis de 18 cm x 24 cm. Se usan chasis de 18 cm x 24 cm. El procesador es un Kodak M-35-M X-OMAT, no exclusivo

UNIDAD DE MAMOGRAFÍA

1. Evaluación del montaje del sistema de mamografía: P

- La parte móvil de la unidad es mecánicamente estable: _____ Cumple
 Todas las partes móviles se mueven suavemente, sin obstrucción: _____ Cumple
 Todos los interruptores y paros trabajan apropiadamente: _____ Cumple
 El portachasis está libre de vibraciones: _____ Cumple
 El chasis se mantiene bien asegurado en cualquier posición: _____ Cumple
 El chasis se desliza suavemente dentro del portachasis: _____ Cumple
 La escala que mide la mama comprimida es exacta en ± 0.5 cm y reproducible en ± 2 mm: _____ No cumple
 La deformación máxima de la placa de compresión pequeña es 7mm: _____ Cumple
 La paciente o el operador no están expuestos a bordes filosos, rasposos o a otros riesgos: _____ Cumple
 La carta de técnicas está pegada en lugar visible: _____ No cumple
 El operador está protegido durante la exposición por un blindaje adecuado: _____ Cumple

GENERACIÓN DE RAYOS X

2. Tamaño de punto focal: S

El tamaño del punto focal grueso fue medido con un patrón de estrella de 1º con los resultados siguientes:

Tamaño nominal del punto focal (mm)	Longitud paralela al eje ánodo-cátodo (mm)	Longitud perpendicular al eje ánodo-cátodo (mm)	Receptor
0.3 mm	0.64	0.44	Película s/pantalla
Cumple:	Sí	Sí	18 x 24 cm

Criterio de aceptación:

La NOM establece, para este punto, que queda prohibido utilizar equipos de mamografía con punto focal mayor que 0.4 mm. Además establece como tolerancias, para un punto focal de 0.3 mm, como el que nos ocupa, para la longitud paralela al eje ánodo-cátodo de 0.45 a 0.65 mm y para la longitud perpendicular al eje ánodo-cátodo de 0.30 a 0.45.

3. Tensión, exactitud y repetibilidad: **S**

La repetibilidad y exactitud de la tensión se midió con 10 exposiciones para cada valor de la tensión, sobre el intervalo clínico más importante, con los siguientes resultados

Tensión nominal (kVp)	Tensión promedio medida (kVp)	$kV_{nom} - kV_{prom}$ (%)	$(kV_1 - kV_{prom})/kV_{prom}$ (%)
25	24.5 ± 0.3	2.0	< 2%
26	25.6 ± 0.3	1.5	< 2%
27	26.8 ± 0.1	0.7	< 2%
28	27.8 ± 0.3	0.7	< 2%
30	30.4 ± 0.2	1.3	< 2%

Criterio de aceptación

La NOM establece que la diferencia entre el valor medido y el valor nominal de la tensión debe ser como máximo de ± 5%. En una serie de 10 exposiciones realizadas en idénticas condiciones, ninguna medida de la tensión debe diferir del promedio de las mediciones por más del 2% del mismo

4. Tiempo de exposición: **S**

Esta prueba se hizo con tres lecturas para cada uno de los valores del tiempo seleccionados, obteniéndose los siguientes resultados

Tiempo nominal (ms)	Tiempo medido promedio (ms)	$T_{nom} - T_{prom} / T_{nom}$ (%)
320	310.4 ± 0.1	3.0
630	614.0 ± 0.1	2.5
1000	977.6 ± 0.1	2.2
1200	1175.0 ± 0.1	2.1

Criterio de aceptación:

La NOM establece que la diferencia entre los valores medidos y los valores nominales seleccionados debe ser menor que o igual a ± 5% del valor nominal

5. Capa hemirreductora (CHR): **S**

Las capas hemirreductoras para las tensiones mencionadas fueron medidas con cuatro exposiciones en cada estación

Anodo/filtro	Tensión (kVp)	CHR (mm Al 1100)
Mo/Mo	25	0.32 ± 0.01
Mo/Mo	26	0.34 ± 0.01
Mo/Mo	28	0.36 ± 0.02
Mo/Mo	30	0.39 ± 0.01

Criterio de aceptación

La NOM establece para este punto que la CHR mínima para una tensión medida dada, será de al menos 0.3 mm de Al 1100, si la tensión es menor que o igual a 30 kVp

6. Rendimiento: **R**

Se hacen cinco lecturas con cámara de ionización para cada valor de la tensión. El rendimiento es en aire, no se usa maniquí.

Tensión (kVp)	Rendimiento (mR/mAs)
26	9.8 ± 0.1
28	12.7 ± 0.1
30	15.7 ± 0.1

Criterio de aceptación:

De acuerdo al CEC no existe criterio alguno. Se registra el valor como referencia

7. Distancia foco-imagen: **S**

Esta distancia se mide con una cinta métrica, encontrándose el siguiente resultado:

Distancia foco-imagen nominal: 65.0 cm

Distancia foco- imagen medida: 65.0 cm ± 0.1 cm

Criterio de aceptación:

De acuerdo al CEC, la distancia entre el punto focal y la imagen debe coincidir con el valor nominal especificado por el fabricante.

COLIMACIÓN

Las tres pruebas siguientes se realizaron irradiando dos chasis: uno dentro del portachasis en posición normal y otro encima del portachasis, sobresaliendo de éste aproximadamente 3 cm. Encima de este portachasis se colocaron cuatro monedas, una en cada lado del rectángulo formado sobre el chasis por el haz luminoso y una quinta moneda en el borde de la placa de compresión. Se revelaron y se analizaron ambas películas

8. Coincidencia de los campos luminoso y de radiación: **N**

Desviación entre el campo luminoso y el de rayos X:	DFI = 65 cm	
	Receptor de 18 cm x 24 cm	
	mm	% de la DFI
Lado izquierdo	---	
Lado derecho	---	
Lado anterior	---	
Lado del tórax	4	0.6
Total de los 4 lados		mayor que el 4%

Esta prueba no se pudo evaluar porque las monedas colocadas con ayuda del haz luminoso, en los bordes derecho, izquierdo y anterior, no se registraron en la imagen radiográfica lo que indica una gran desviación del campo de rayos X con respecto al luminoso.

Criterio de aceptación:

La NOM establece para este punto que los campos deben coincidir y la suma del valor absoluto de las desviaciones de los cuatro lados debe ser menor que el 4% de la DFI.

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

S

	DFI = 65 cm	
	Receptor de 18 x 24 cm	
	mm	% de la DFI
Diferencia, del lado del tórax, entre el haz de rayos X y el receptor de imagen	3.9	0.6%

Criterio de aceptación:

De acuerdo al ACR, el haz de rayos X no debe extenderse más allá del receptor de imagen (izquierda, derecha o anterior) excepto para el caso del lado que limita con el tórax, donde la desviación no debe exceder del 2% de la DFI.

10. Alineación de la placa de compresión y del receptor de imagen:

S

	DFI = 65cm	
	Receptor de 18 x 24 cm	
	mm	% de la DFI
Diferencia, del lado del tórax, entre los bordes de la placa de compresión y del receptor de imagen	5	0.8

Criterio de aceptación:

De acuerdo al ACR, el lado exterior de la placa de compresión debe extenderse más allá del lado del tórax del receptor, pero no más del 1% de la DFI. No debe ser visible en la imagen.

CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)

11. Reproducibilidad:

S

La reproducibilidad del CAE se midió realizando la irradiación de un maniquí de acreditación, para 3 valores de la tensión de 26, 28 y 30 kV, con el control de densidad en 0, +2 y +3, y usando chasis de 18 x 24 cm. Se obtuvieron los resultados siguientes:

Tensión nominal	26.0 kV	28.0 kV	30.0 kV
Control de densidad	+2	+1	0
Coefficientes de variación Exposición (R)	0.0048	0.0069	0.0037
Coefficientes de variación Carga (mAs)	0.0049	0.0014	0.0029

Criterio de aceptación:

De acuerdo al ACR, el coeficiente de variación tanto para la exposición como para el mAs en la reproducibilidad del CAE debe ser menor que o igual a 0.05.

12. Capacidad de desempeño:**S**

Utilizando el modo semiautomático se efectúa lo siguiente

- Se mantiene fijo el espesor del maniquí, y se varía el valor de la tensión.
- Se mantiene fijo el valor de la tensión y se varía el valor del espesor del maniquí de lucita.
- Se mide la densidad óptica al centro de la imagen del maniquí.

a) Compensación por variación de la tensión:

Modo de imagen: semiautomático c/rejilla		Punto focal: 0.4 mm		
Corriente (mA): 100		Control de densidad: 0		
Espesor: 3.8 cm de lucita				
Tensión (kV)	Carga (mAs)	DO _i	DO _{prom}	DO _i - DO _{prom}
25	76.0	1.13 ± 0.01	1.17 ± 0.01	-0.04
26	61.2	1.19 ± 0.01		0.02
28	38.1	1.16 ± 0.01		0.01
30	24.9	1.19 ± 0.01		0.02

b) Compensación por variación del espesor:

Modo de imagen: semiautomático c/rejilla		Punto focal: 0.4 mm		
Corriente (mA): 100		Control de densidad: 0		
Tensión: 28 kV				
Espesor (cm)	Carga (mAs)	DO _i	DO _{prom}	DO _i - DO _{prom}
1.9	9.4	1.39 ± 0.01	1.16 ± 0.01	0.23
3.8	38.1	1.16 ± 0.01		0
5.7	131.0	0.92 ± 0.01		-0.24

Criterio de aceptación:

Se considerará que el CAE funciona adecuadamente si puede mantener constante la densidad óptica de la película dentro de ± 0.30 del promedio, sobre la tensión y el espesor del maniquí (2 a 6 cm).

13. Control de densidad:**N**

Modo de imagen: semiautomático c/rejilla		Punto focal: 0.4 mm		
Corriente (mA): 125		Espesor del maniquí: 3.8 cm lucita		
Tensión: 28 kV		Chasis: 13		
Control de densidad	Carga medida (mAs _n)	DO medida DO _i	Relativo a lo normal	
			mAs _i /mAs _n	DO _i - DO _n
+4	96.8	2.64 ± 0.25	2.02	0.99
+2	66.1	2.17 ± 0.25	1.38	0.52
0 (Normal)	48.0	1.65 ± 0.25	1.00	0
-2	33.6	1.10 ± 0.25	0.70	-0.55
-4	24.6	0.71 ± 0.25	0.51	-0.94

Criterio de aceptación:

El mAs y la densidad óptica (DO), deben incrementarse de acuerdo al aumento del valor dado al control de densidad del equipo. Por cada paso en el control de densidad debe haber un cambio en el mAs entre el 12% y el 15%, o un cambio aproximado en la densidad óptica de 0.15.

COMPRESIÓN

14. Fuerza de compresión:

§

Se mide mediante la compresión de una báscula de baño envuelta en toallas.

	Compresión medida
Modo motorizado:	18 ± 0.5 kg
Modo manual:	No aplica

Criterio de aceptación.

De acuerdo al ACR, en el modo automático se debe obtener una fuerza de compresión de al menos 11.3 kg y de 20.4 kg como máximo.

15. Deformación de la placa de compresión:

§

Para esta prueba se tomaron medidas en 12 puntos diferentes en la periferia de la placa de compresión, entre ellos las cuatro esquinas, mientras se comprimía un maniquí de poliuretano de 4.1 cm de espesor. La localización de los puntos se puede ver en el anexo correspondiente a esta prueba (página B - 12).

Punto	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Espesor nominal (mm)	41	41	41	41	41	41	41	41	41	41	41	41
Espesor medido (mm)	---	45.0 ± 0.1	44.8 ± 0.1	---	44.2 ± 0.1	42.0 ± 0.1	40.0 ± 0.1	39.3 ± 0.2	46.7 ± 0.3	43.4 ± 0.1	40.8 ± 0.2	39.0 ± 0.4
Diferencia (mm)	---	4.0	3.8	---	3.2	3.1	1.0	1.7	5.7	2.4	0.2	2.0

Criterio de aceptación.

De acuerdo al CEC se permite una deformación mínima. El máximo aceptable es de 15 mm.

REJILLA ANTIDISPERSORA Y RECEPTOR DE IMAGEN

16. Factor de rejilla:

§

Se irradiaron seis películas, tres con rejilla y tres sin rejilla, en ambos casos, se intentó obtener en ellas una densidad óptica de alrededor de 1.0. Se graficaron los resultados (DO vs log X), ajustándose una curva sigmoide a cada conjunto de datos, interpolándose los valores del log X para DO = 1.0, calculándose los antilogaritmos correspondientes y determinándose el cociente de la exposición con rejilla con respecto a la exposición sin rejilla, obteniéndose el factor buscado.

Rejilla	Compresión (cm)	Tensión (kV)	Carga (mAs)	X (mR)	DO
Sí	9	28	16	272	0.65
Sí	9	28	25	426	1.09
Sí	9	28	32	546	1.42
No	10	28	6	107	0.66
No	10	28	8	144	0.92
No	10	28	16	286	1.84

Rejilla	log X	X (mR)	Factor de rejilla
Sí	2.66	457.09	2.51
No	2.26	181.97	

Criterio de aceptación:

De acuerdo al CEC, el factor de rejilla calculado debe ser menor que o igual a 3.

17. Contacto pantalla-película: **S**

Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3.
Ver página 92.

18. Uniformidad en la velocidad de las pantallas: **S**

Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3
Ver página 93.

PROCESO DE REVELADO DE LA PELÍCULA

19. Temperatura: **N**

Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3.
Ver páginas 93 y 94.

20. Tiempo de proceso: **S**

Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3.
Ver página 94.

21. Sensíometría: **R**

Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3.
Ver página 94

22. Artefactos: **N**

Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3
Ver páginas 94 y 95.

CUARTO OSCURO

23. Fuga de luz: **N**

Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3.
Ver página 95.

24. Luces de seguridad: N

Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3
Ver página 95.

NEGATOSCOPIOS

25. Brillantez: N

Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3
Ver página 96

26. Homogeneidad: N

Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3
Ver página 96

DOSIS

27 Exposición de entrada en la piel: S

Para esta prueba se usa el maniquí de acreditación que simula una mama comprimida de 4.2 cm de espesor; con una composición 50% glandular, 50% adiposa. El detector del control automático de exposición en posición media, con placa de compresión y rejilla antidispersora en su lugar. Se toman medidas con la cámara de ionización a un costado del maniquí de acreditación.

Modo de exposición:	Semiautomático	Semiautomático	Semiautomático
Tensión (kVp) nominal	26	28	30
Anodo/filtración	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo
CAE, control de densidad	+2	+1	0
Corriente (mA)	125	125	125

Exposición de entrada medida	X(mR)	mAs	X(mR)	mAs	X(mR)	mAs
Valores promedio	1030	102.7	724	56	508.3	31.5
Desviaciones estándar	5	0.5	5	0.08	1.9	0.09
Coefficientes de variación	0.0048	0.0049	0.0069	0.0014	0.0037	0.0029

Criterio de aceptación:

El coeficiente de variación para R o mAs no debe exceder de 0.05

28. Dosis glandular promedio: **S**

Esta prueba se realiza simultáneamente con la anterior, por lo que las lecturas son las mismas. A continuación se dan los resultados obtenidos.

Tensión (kVp) nominal	26	28	30
Anodo/filtración	Mo/Mo	Mo/Mo	Mo/Mo
CAE, control de densidad	+2	+1	0
CHR medida (mm Al)	0.34	0.36	0.39
Exposición de entrada (mR)	1030	724	508
Desviación estándar	5.0	5.0	1.9
Factor (mrad/R)	172	183	189
Dosis glandular promedio (mGy)	1.77	1.32	0.96

Criterio de aceptación:

La NOM establece que la dosis glandular promedio no debe exceder de 3 mGy para un espesor efectivo de mama igual a 4.2cm.

NOTA: Estos resultados no aparecerán en el resumen, debido a que en él se incluyen resultados obtenidos con una tensión de 28 kVp y control de densidad 0. En su lugar se mostrará el resultado obtenido para la dosis glandular promedio medida durante la prueba 33 (página 115).

ANÁLISIS DE RECHAZOS

29. Tasa de rechazos: **P**

Los resultados de la prueba son válidos para los equipos 2 y 3
Ver página 98

CALIDAD DE LA IMAGEN

Se ha obtenido una imagen del maniquí de acreditación, en el modo de exposición semiautomático (SA), para una tensión de 28 kV, cuantificándose los resultados con el procedimiento recomendado por el ACR.

Modo	kV	Dens	mAs	K			N				D(mGy)	Cumple
				B+N	DO _c	ΔDO	Fibras	Motas	Masas	Cumple		
SA	28.0	0	48.9	0.24	1.65	0.38	4.5	3	4	Sí	1.15	Sí
									Puntuación	11.5		

Criterio de aceptación:

Una imagen cumple si logra alcanzar los criterios de aceptación del ACR, para una tensión de 28 kV, que son: Densidad óptica al centro del maniquí (DO_c) ≥ 1.2, diferencia en densidades ópticas (contraste, ΔDO) ≈ 0.40 ± 0.05 Para la puntuación de la imagen del maniquí (resolución): Número de fibras ≥ 4, número de grupos de motas ≥ 3, número de masas ≥ 3

30. Densidad óptica al centro del maniquí de acreditación (DO_c): **S**

31. Contraste (ΔDO): **S**

32. Puntuación del maniquí de acreditación: **S**

33. Índice relativo de la calidad de la imagen: **P**

Se han obtenido imágenes del maniquí de acreditación, en el modo semiautomático (SA), cuantificándose los resultados con el procedimiento recomendado por el ACR

Modo	kV	Dens	mAs	K	L	M	N				D(mGy)	Cumple
				B+N	DO_c	ΔDO	Fibras	Motas	Masas	Cumple		K+L+M+N
SA	26.0	0	78.1	0.24	1.67	0.40	4	3	4	Si	1.36	Sí
SA*	28.0	0	48.9	0.24	1.65	0.38	4.5	3	4	Si	1.15	Sí
SA	30.0	0	32.5	0.24	1.62	0.36	4	3	4	Si	1.04	Sí
SA	28.0	+4	90	0.25	2.52	0.36	4.5	3	4	Si	2.14	Sí
SA	28.0	+2	66.4	0.24	2.10	0.41	4.5	3	4	Si	1.57	Sí
SA*	28.0	0	48.9	0.24	1.65	0.38	4.5	3	4	*	1.15	*
SA	28.0	-2	35.7	0.24	1.19	0.31	4	3	4	Si	0.85	No
SA	28.0	-4	26.2	0.24	0.81	0.21	3	3	3.5	No	0.64	No
Índice relativo de la calidad de la imagen												0.7

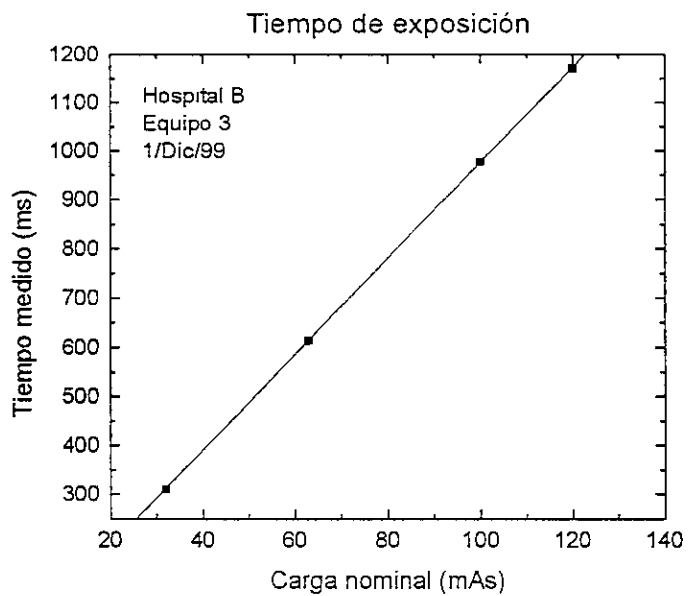
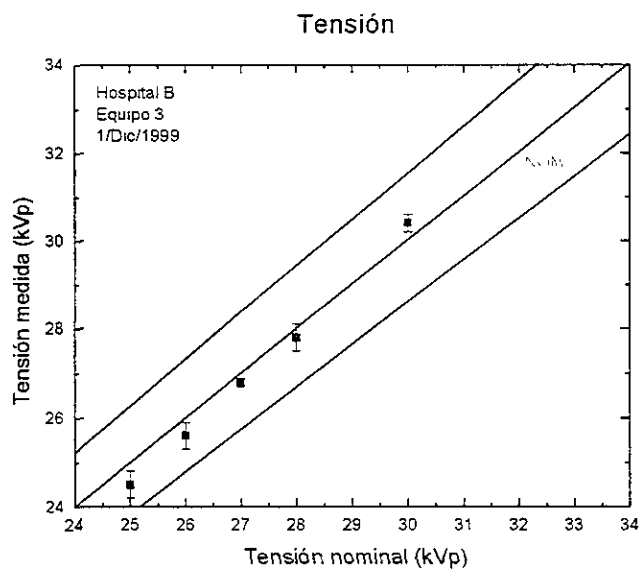
* Imagen repetida para facilidad de observación

Criterio de aceptación:

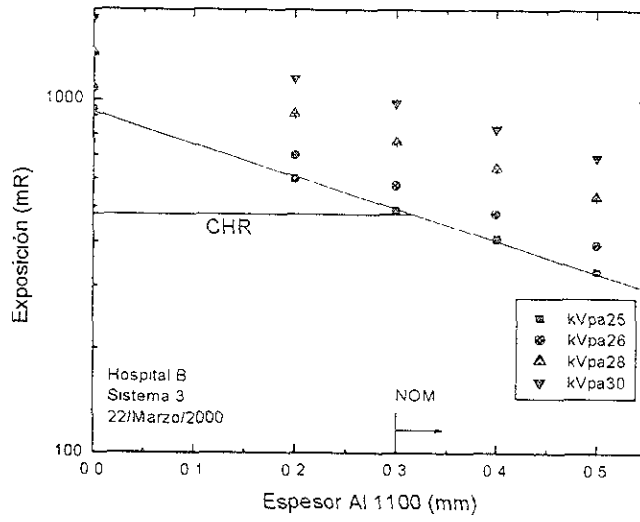
Una imagen cumple si logra alcanzar los criterios de aceptación del ACR, para una tensión de 28 kV, que son. Densidad óptica al centro del maniquí (DO_c) ≥ 1.2 , diferencia en densidades ópticas (ΔDO) $\approx 0.40 \pm 0.05$. Para la puntuación de la imagen del maniquí, Número de fibras ≥ 4 , número de grupos de motas ≥ 3 , número de masas ≥ 3 . El índice relativo de la calidad de la imagen (número de imágenes que cumplen / número total de imágenes) debe ser ≥ 0.5 (criterio propuesto en este trabajo).

Nota: En el resumen de resultados, se incluye el valor de la dosis glandular promedio de la imagen producida con 28 kVp, y control de densidad 0

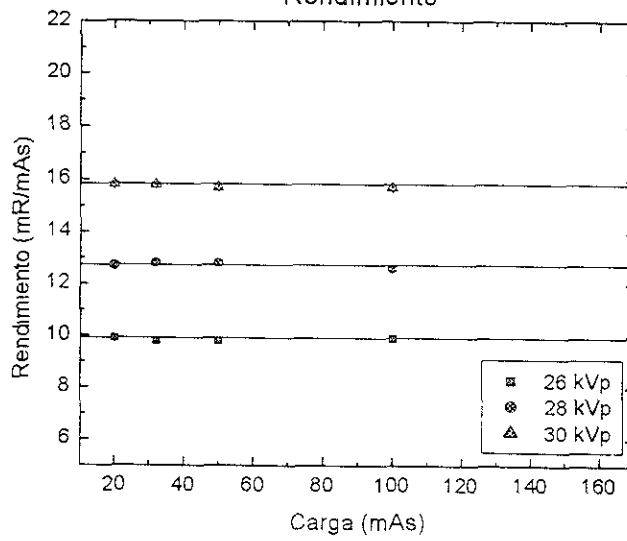
GRÁFICAS CON RESULTADOS DEL HOSPITAL B Equipo 3



Capa hemirreductora

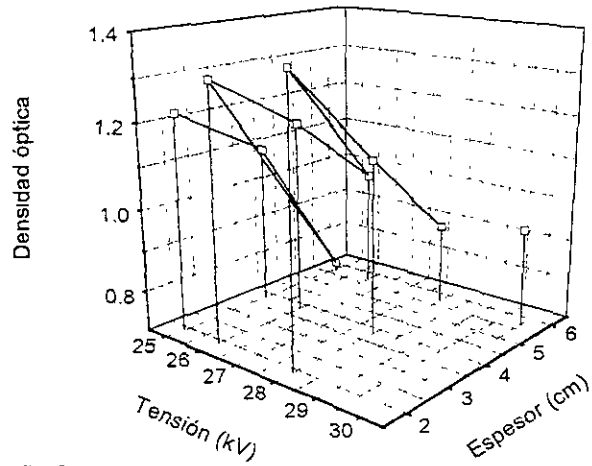


Rendimiento



Control automático de exposición

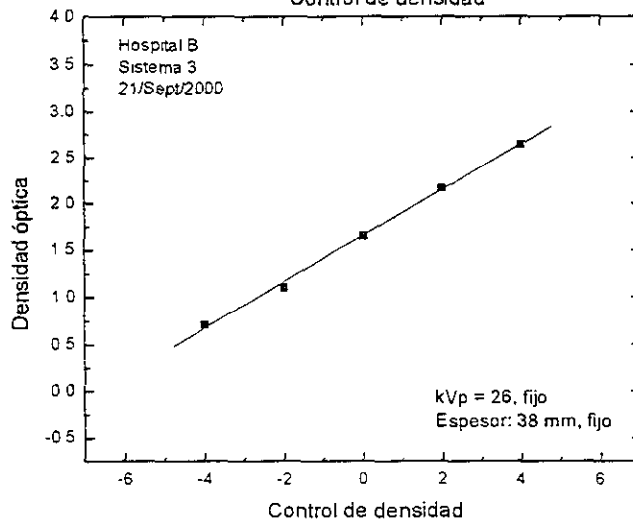
Control de densidad: 0



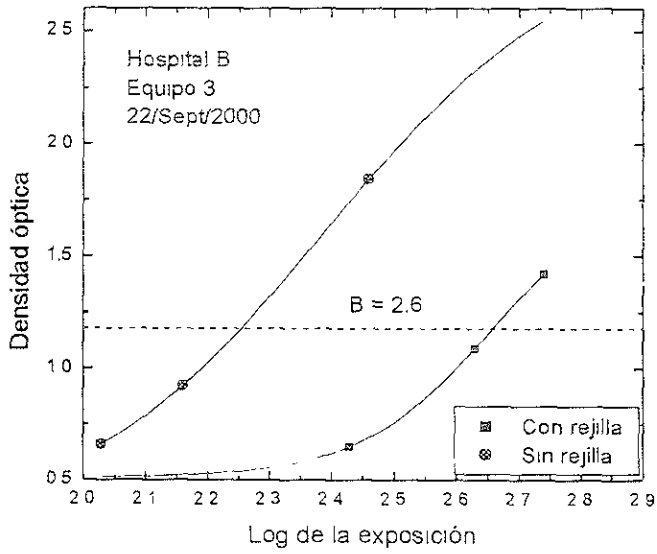
Hospital B
Equipo 3

Control automático de exposición

Control de densidad

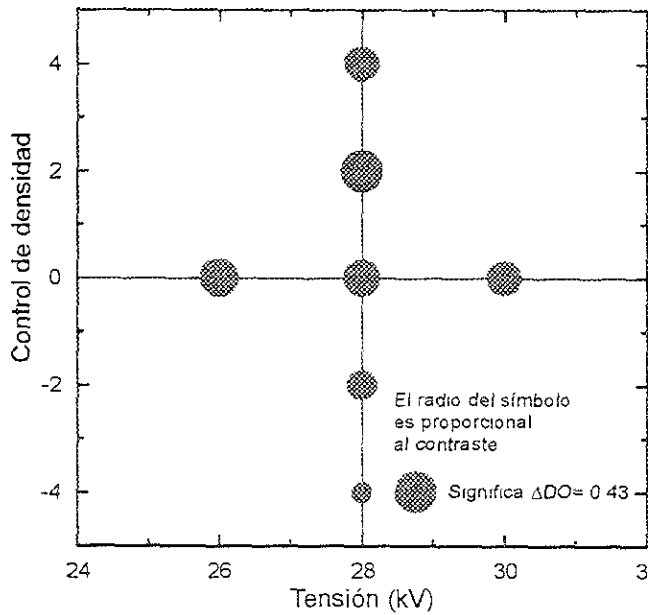


Factor de rejilla



Contraste para el sistema 3

Maniquí de acreditación



4.5 RESUMEN DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS DURANTE LAS PRUEBAS REALIZADAS

PRUEBA	HA	HB	
	Equipo 1	Equipo 2	Equipo 3
1 - Evaluación mecánica	P	P	P
2 - Punto focal	S	S	S
3 - Tensión	N	S	S
4.- Tiempo de exposición	S	S	S
5.- Capa hemirreductora	S	S	S
6 - Rendimiento	R	R	R
7.- Distancia fuente imagen	S	S	S
8 - Coincidencia de haces	N	N	N
9 - Alineación haz-receptor	N	S	S
10 - Alineación compresor - receptor	S	S	S
11.- Reproducibilidad	S	S	S
12 - Capacidad de desempeño	N	S	S
13 - Control de densidad	S	N	N
14 - Fuerza de compresión	S	S	S
15.- Deformación de la placa de compresión	S	S	S
16.- Factor de rejilla	S	S	S
17 - Contacto película-pantalla	S	S	S
18.- Uniformidad de velocidad de las pantallas	S	S	S
19.- Temperatura del revelador	N	N	N
20.- Tiempo de proceso	S	S	S
21.- Sensitometria	R	R	R
22.- Artefactos	N	N	N
23 - Fuga de luz del cuarto oscuro	N	N	N
24.- Luces de seguridad del cuarto oscuro	N	N	N
25.- Brillantez del negatoscopio	N	N	N
26 - Homogeneidad del negatoscopio	N	N	N
27.- Exposición de entrada	S	S	S
28.- Dosis glandular promedio (± 0.05 mGy)	0.71	1.08	1.15
29.- Porcentaje de rechazos	S	P	P
30 - Densidad óptica al centro del maniquí	N	S	S
31.- Contraste	N	S	S
32.- Puntuación del maniquí	9.5	11.0	11.5
33 - Índice relativo de la calidad de la imagen	0.1	0.6	0.7

S	Aceptable	P	Parcialmente aceptable	N	Inaceptable	R	Registrado
---	-----------	---	------------------------	---	-------------	---	------------

Análisis y Discusión de los Resultados

5.1 PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD DE LOS SISTEMAS

Uno de los objetivos de este trabajo ha sido evaluar las condiciones de operación de sistemas mamográficos que funcionan en los hospitales públicos y relacionar estas condiciones con la calidad de la imagen y la dosis absorbida asociada.

Se analizan en primer lugar los aspectos del funcionamiento del equipo cuyos resultados no demostraron problemas graves o bien, no tienen ingerencia directa en la calidad de la imagen y la dosis.

Durante la **evaluación mecánica** de los equipos de rayos X para mamografía se observó que, en general, se encuentran en buen estado mecánico, aunque presentan defectos menores como falta de algunas perillas, un foco de identificación quemado, etc

Ningún sistema muestra en un lugar visible para el técnico radiólogo, **tablas de las técnicas** radiográficas más comunes. Esto es un requisito establecido por el ACR.

Los tamaños de los **puntos focales** de los equipos de rayos X se encuentran dentro de los límites establecidos por la normativa mexicana. Sin embargo, algunos de ellos muestran tamaños muy cercanos a estos límites.

Todos los equipos muestran **tiempos de exposición** dentro de los límites aceptados. Se pudo comprobar que aquellos equipos que no muestran en sus tableros de control explícitamente el valor del tiempo de exposición, funcionan de modo que la corriente a través del tubo se mantiene constante, de tal manera que si se modifica el valor de la carga en el tubo, lo que varía es el valor del tiempo de exposición.

Todos los equipos tienen **capas hemirreductoras** superiores al mínimo aceptado por la normativa. Sin embargo, la normativa no sólo debería imponer un límite inferior para el valor de este parámetro, sino también un límite superior. El objetivo al medir la capa hemirreductora es valorar la filtración total del equipo de rayos X. La razón por la que en mamografía debe haber un límite inferior y uno superior para la CHR es el requisito de optimizar la relación dosis-calidad de imagen. El límite inferior cuida que no haya radiación de baja energía que aumente la dosis, el límite superior garantizaría que la energía efectiva no sea demasiado alta y comprometa al contraste

En la bibliografía consultada no se encontró ninguna recomendación, ni reglamentación acerca del valor que debiera tener el **rendimiento** (R/mAs) proporcionado por los equipos de mamografía. Por esto, solamente se registraron los valores del rendimiento entregados por los diferentes equipos, para futuras referencias. El valor de este parámetro es muy importante ya que a partir de él se pueden deducir las dosis entregadas a las pacientes.

El estudio no incluyó ningún equipo con **distancia fuente-imagen** (DFI) variable. Los equipos estudiados tienen una DFI fija, misma que fue medida y que coincidió con los valores establecidos por el fabricante.

En lo que concierne a la colimación, el problema esencial se presenta en la **coincidencia del haz luminoso con el de rayos X**. Los equipos muestran una deficiencia que se repite frecuentemente, consistente en que estos haces no coinciden de acuerdo a lo establecido por la normativa, inclusive en el equipo 3 no fue siquiera posible ubicar los bordes del campo de radiación. Esto es grave, porque en ocasiones los médicos radiólogos deben rechazar imágenes que aparentan deficiencias en la colocación de la paciente, lo que puede ser consecuencia de la falta de coincidencia de los haces. El Hospital B, donde se encuentra el equipo 3 presenta la mala colocación de la paciente como la principal causa de rechazos.

El equipo 2 muestra falla en el sistema de **compresión** de la mama, presentándose ésta en el modo automático o motorizado. Las técnicas radiólogas conocen esta falla y la compensan finalizando la compresión en modo manual, por lo que esta falla no se ve reflejada en la calidad de la imagen final.

Todos los equipos cumplieron con los requisitos exigidos para el **factor de rejilla**, de tal manera que la dosis recibida por la paciente no se ve incrementada más allá de lo debido como consecuencia del uso de la rejilla.

La mayoría de los chasis presentaron anomalías menores (manchas con diámetros menores que 1 cm) en el **contacto entre la película y la pantalla**, de tal manera que cumplen con los requisitos exigidos por la normativa. Sin embargo, debe tenerse presente esta situación ya que algunos chasis deberán sustituirse a corto plazo.

La **limpieza de las pantallas** deberá hacerse en todos los casos con una mayor frecuencia, ya que en particular en el Hospital A se encontraron las pantallas extraordinariamente sucias. Esto ocasiona una gran cantidad de artefactos, incluso en áreas centrales de la película, lo que es totalmente inaceptable.

Todos los chasis cumplen con el requisito de presentar **uniformidad en las velocidades de sus pantallas**, incluyendo aquellos en los que se utilizan pantallas de diferentes marcas.

Todos los procesadores de película presentaron **tiempos de proceso** adecuados, siendo en todos los casos menores que 3 minutos.

A continuación se hace referencia a los elementos de los sistemas que mostraron fallas severas y proponemos una correlación entre las fallas observadas y la calidad de la imagen medida. De la relación de los resultados obtenidos para cada uno de los sistemas podemos ver que ninguno cumple enteramente con la normativa vigente

Con respecto a la generación de rayos X, es notorio el problema del equipo 1, el cual entrega valores de la **tensión** superiores a los programados nominalmente, de tal manera que rebasa consistente y reproduciblemente las tolerancias establecidas en las Normas Oficiales Mexicanas

Si se revisa la mejor imagen del maniquí que produce cada sistema, se observa que para el Sistema 1 ésta se produce para un valor nominal de la tensión de 28 kVp, que se traduce en un valor real de aproximadamente 30.8 kVp. Este valor superior tiene como consecuencia que la dosis glandular promedio sea menor que lo esperado, lo que a su vez redundará en que la densidad óptica real sea menor que la esperada, obteniéndose una imagen clara

Los Sistemas 2 y 3 requieren de tensiones reales de 28.4 y 27.8 kVp para producir una densidad óptica entre 1.2 y 1.6. Si el Sistema 1 sólo presentara defecto en su calibración de kVp debería producir imágenes oscuras, lo que no ocurre.

Todos los equipos estudiados muestran fallas en el **control automático de exposición** (CAE). Aunque los tres equipos mostraron un buen grado de reproducibilidad, de exposición en exposición, el equipo 1 presentó una falla que consiste en interrumpir el haz de tal manera que la cantidad de rayos X detectados por el CAE no corresponde aún a los necesarios para que la imagen sea bien captada por la película. La técnica radiológica que opera el equipo, para poder compensar este defecto, utiliza el **control de densidad** en un valor muy alto, generalmente +4 o +5 para que la intensidad del haz sea suficiente y se logre una imagen de regular calidad. Interpretamos que es la falla del CAE la causante de las imágenes claras del Sistema 1. Los equipos 2 y 3 presentan fallas en el **control de densidad**, que se manifiestan en el hecho de variar excesivamente la densidad óptica en la película al aumentar el control de densidad de un valor al siguiente.

En las figuras 5.1 y 5.2 se puede apreciar que las densidades ópticas al centro del maniquí, obtenidas en la prueba de índice de calidad de imagen se relacionan con la curva característica del sistema, de tal manera que para el Hospital A (Sistema 1) sólo la imagen tomada con el control de densidad en +4 tiene la densidad óptica ubicada en la zona útil de la curva característica. En cambio en el Hospital B, para los Sistemas 2 y 3, se observa que para un valor del control de densidad mayor o igual que 0, la densidad óptica al centro del maniquí es mayor que 1.2. Sin embargo, se observa también que sólo las imágenes producidas con el control de densidad en 0 y probablemente en +1, se encuentran dentro de los valores de densidad óptica requeridos para que la imagen sea de calidad óptima según los criterios actuales en EUA y Canadá (figura 3.8).

En las curvas características, figuras 5 1 y 5 2, también puede observarse que el índice de velocidad en el Hospital A es menor que en el Hospital B, por lo que se requiere, para producir la misma densidad óptica, de menos radiación en A que en B, y que el contraste de las películas, no de las imágenes, determinado por la inclinación de la curva característica a través del gradiente promedio, es similar.

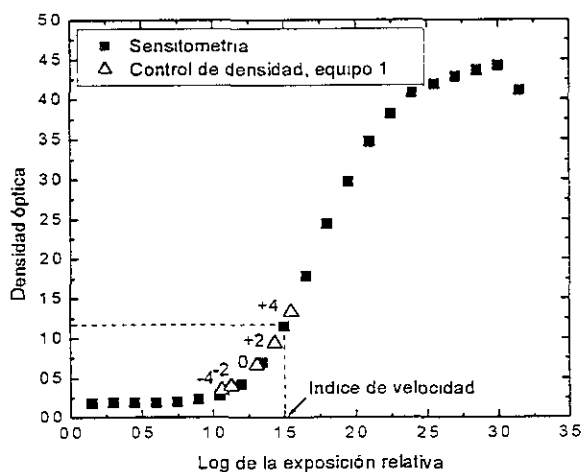


Figura 5.1 Densidad óptica producida en el centro de la imagen del maniquí de acreditación, por los diferentes valores del control de densidad del equipo 1 respecto a la curva característica.

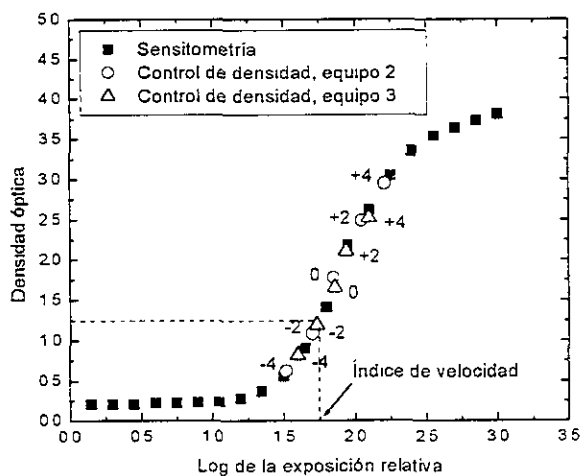


Figura 5.2: Densidad óptica producida en el centro de la imagen del maniquí de acreditación, por los diferentes valores del control de densidad de los equipos 2 y 3 respecto a la curva característica.

Sabemos que el equipo 1 trabaja con tensiones altas, lo que indudablemente incrementa el número de fotones generados en el tubo, lo que en circunstancias normales haría que las imágenes se obtuvieran oscuras. sin embargo, al parecer el defecto del control automático de exposición supera y disimula enormemente el efecto de la tensión elevada, al interrumpir prematuramente la exposición. Estos argumentos se refuerzan al observar en 4.2.A los resultados de calidad de imagen (prueba 33) que la mejor imagen se obtiene para el valor +4 del control de densidad; así mismo, observando la gráfica para el contraste del Sistema 1 (última de la sección 4.2 B), se concluye que el mejor contraste se obtiene bajo las mismas condiciones

La mayoría de imágenes mamográficas que se obtienen en un servicio se producen utilizando el CAE, sin embargo en la normativa mexicana este sistema de control no ha sido tomado en cuenta.

Existe un grave problema en los controles de **temperatura del revelador**, ya que ninguno de los dos procesadores estudiados cumple con el requisito establecido de regular la temperatura del líquido revelador en $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$, encontrándose variaciones en las medidas de hasta 2.5°C . Otro gran problema es la evaluación de este parámetro, ya que los fabricantes recomiendan un valor para la temperatura del revelador acorde con las características de sus propias pantallas, películas y líquidos de revelado. Por lo anterior, en los sistemas evaluados no se puede aplicar directamente el valor recomendado por los fabricantes en virtud de que no siempre se utilizan combinaciones de pantalla, película y revelador de la misma marca. A esto se suma el hecho de que las lecturas proporcionadas por los medidores de temperatura de los equipos no coinciden con la temperatura real del revelador (medida con un termómetro digital), encontrándose discrepancias hasta de 3°C

Se realizaron pruebas de **sensitometría**, resultando que en el Hospital A donde se realizó la prueba en dos ocasiones con un mes de diferencia se encontró un mismo valor para la base más niebla en las dos pruebas, así como el mismo índice de velocidad, pero el gradiente promedio varió de 2.6 a 3.3, por lo que el contraste en la película aumentó en un 27%

Se compararon también tiras sensitométricas de diferente marca de película, ya que es usual que en México se utilicen diferentes marcas. Se encontró que la película Agfa presenta un valor mayor de B+N que la película Kodak, siendo similares sus índices de velocidad y sus gradientes promedio.

En el Hospital A se encontró la presencia de **artefactos**, en este caso, rayones producidos por rodillos del procesador, problemas de pantallas muy sucias y un patrón de rayas debidas a algún problema con el equipo de rayos X. En el Hospital B se encontraron algunos artefactos, debido a pantallas un tanto sucias. Estos artefactos son indeseables ya que degradan la calidad de la imagen y en algunos casos pueden ocultar microcalcificaciones.

En ambos hospitales los **cuartos oscuros** presentan **fugas de luz** superiores a lo deseable, entrando cantidades de luz importantes para el Hospital B por puertas y ductos de aire, y en el caso del Hospital A por el mal sellado de los procesadores.

También en ambos hospitales se encontraron problemas con las **luces de seguridad**, observando que se rebasan los niveles aceptables de niebla extra producidos en las películas de prueba; por esto se recomienda la revisión de los focos para asegurar que su potencia sea la adecuada, así como de los filtros.

Ningún **negatoscopio** logró alcanzar los requisitos establecidos por la NOM para la **brillantez**. Esta observación incluye un negatoscopio especial para visualizar imágenes mamográficas. La experiencia nos indica que el valor límite (5000 cd/m^2) establecido por la NOM es demasiado alto, lo que hace difícil que aún negatoscopios nuevos, diseñados especialmente para mamografía, cumplan con esta prueba. El protocolo europeo establece para esta prueba un valor límite entre 1300 a 2000 cd/m^2 , mientras que el ACR menciona valores del orden de 3000 cd/m^2 . Sugerimos que la NOM adopte este último valor.

Ningún negatoscopio emite luz en forma **homogénea** en el área destinada para la observación de las películas, por lo que no cumplen con esta prueba.

De los resultados de este punto y del anterior se puede ver que el área de negatoscopios es un rubro altamente descuidado, al que no se le da la importancia debida, sobre todo en el caso de mamografía. En algunos casos las diferencias de brillantez en diferentes zonas de un mismo negatoscopio alcanzan un 50%, lo que aunado a la falta de brillantez hace más difícil la correcta visualización de las imágenes.

Todo lo anterior da como resultado que el Sistema 1 cumple con el 53% de las pruebas de control de calidad, mientras que los Sistemas 2 y 3 cumplen con el 66% y 71%, respectivamente.

5.2. CALIDAD DE LA IMAGEN

A. Discusión de los resultados

Con respecto a la **calidad de la imagen**, la imagen tomada con el maniquí de acreditación, bajo las condiciones recomendadas por el ACR (28 kV, densidad = 0) por el Sistema 1 no cumplió con ninguno de los requisitos exigidos por este organismo. Se decidió adquirir una serie de imágenes en modos automático y semiautomático sobre el maniquí de acreditación, para un valor de la tensión nominal en todos los casos posibles igual a 28 kV, y para valores del control de densidad iguales a -4, -2, 0, +2 y +4. con objeto de verificar si alguna de ellas cumplía con los requisitos. Como podrá verse en la hoja de resultados correspondientes,

solamente una del total de estas imágenes logra cumplir con lo establecido aunque presenta artefactos debidos a suciedad de las pantallas

B. Índice de la calidad de la imagen

Para cuantificar el desempeño de cada sistema en todas las modalidades posibles de control de su densidad óptica (i.e kVp = 28 kV, densidad desde - 4 a + 4), se decidió definir un **índice de la calidad de la imagen** igual al cociente del número de imágenes que cumplen con todos los requisitos impuestos por el ACR entre el número de imágenes totales estudiadas (prueba 33). Los parámetros a evaluar son la densidad al centro de la imagen del maniquí, la resolución, determinada por el número de fibras, grupos de motas y masas que se observaron nitidamente, y el contraste medido como la diferencia en las densidades ópticas bajo el disco de acrílico y su alrededor. La Figura 5.3 resume los resultados de la calidad de la imagen para los tres sistemas

Índice de la calidad de la imagen

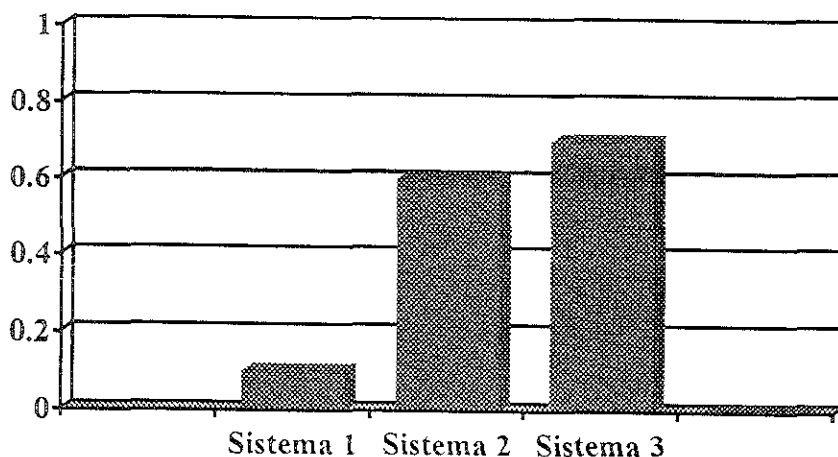


Figura 5.3 Índice de calidad de la imagen obtenido por cada uno de los sistemas a partir de imágenes del maniquí de acreditación

La figura 5.3 sugiere que el objetivo principal de los equipos, que es, entregar una buena imagen diagnóstica no se está cumpliendo completamente, en particular en el Sistema 1. Esto se refleja en el extraordinariamente bajo índice de la calidad de la imagen, y aunque en todos los casos la dosis medida es inferior a la dosis marcada por la normativa, la imagen en la mayoría de los casos resulta ser mala. Lo anterior lo han detectado en forma muy eficiente las técnicas radiólogas del Hospital A, por lo que sus radiografías son tomadas en un gran número bajo las condiciones en que el equipo entrega la mejor imagen posible (control de densidad = +4).

C. Análisis de rechazos

De los resultados podemos observar que en el Hospital A las causas que motivan el mayor el número de rechazos son en primer lugar las radiografías muy claras, en segundo, la mala colocación de la paciente y finalmente las radiografías muy oscuras y las razones médicas, con el mismo número de rechazos. Las radiografías claras y oscuras, que representan el 44% de los rechazos, están íntimamente ligadas al comportamiento del equipo que se ha discutido líneas arriba, mientras que la mala colocación de la paciente y las razones médicas, 28% de los rechazos, están asociados a la forma de trabajar del personal adscrito.

En el Hospital B los rechazos se refieren principalmente a la mala colocación de las pacientes (32%), a radiografías muy claras (26%), y a fallas de revelado (14%). El mayor porcentaje está relacionado con el funcionamiento de los equipos (40%) y con el personal (32%).

En estos dos hospitales, el mayor **porcentaje de rechazos** está asociado al funcionamiento de los equipos.

En ambos hospitales, el **porcentaje de rechazos** es inferior al 10% aunque muy cercano a él. Así tenemos que para el Hospital A tenemos un 7.7% de rechazos, mientras que para el B un 9.9%. Los equipos no cumplen totalmente con los requisitos de funcionamiento, sin embargo, los médicos generalmente aceptan las imágenes producidas.

D. Comparación con EUA y Canadá

Las puntuaciones obtenidas con el maniquí de acreditación son 9.5, 11.0 y 11.5, sin sustracción de artefactos, para los Sistemas 1, 2 y 3, respectivamente. Si comparamos estos valores con el valor medio obtenido en Estados Unidos en 1992, al momento de establecerse la normativa actual, que es de 11.2 y con el de Canadá obtenido entre 1994 y 1995, que es de 11.8, observamos que la calidad de la imagen producida en el Sistema 1 definitivamente es muy baja, mientras que los Sistemas 2 y 3 guardan una situación comparable a los valores en estos dos países. Sin embargo, si tomamos en cuenta el valor medio más reciente para Estados Unidos, que es de 12.2, vemos que la calidad de la imagen obtenida en los hospitales estudiados es más bien baja, lo que muestra la gran necesidad de poner en marcha programas de garantía de calidad en ellos.

5.3 DOSIS

A. Resultados con el maniquí de acreditación

En los tres sistemas estudiados se encontró que tanto la **exposición de entrada** como la **dosis glandular promedio**, medidas con un maniquí de acreditación, no rebasan los límites

establecidos por la normativa mexicana y que, tal como se esperaba, la dosis disminuye a medida que se aumenta el valor de la tensión y su valor está correlacionado con el control de densidad del CAE

Para el caso del Hospital A, la dosis glandular promedio asociada a la mejor imagen obtenida durante las pruebas con el maniquí de acreditación es anormalmente baja, la cuarta parte del valor límite establecido en la NOM para esta cantidad. Este resultado es consecuencia de las condiciones de operación ilustradas en la figura 5.1

B. Comparación con EUA y Canadá

Las dosis obtenidas mediante el uso del maniquí de acreditación fueron para el Sistema 1 0.71 mGy, para el Sistema 2 1.08 mGy, y para el Sistema 3 1.15 mGy, con una incertidumbre de $\pm 5\%$ en todos los casos. Al comparar estos valores con los resultados obtenidos en Estados Unidos en 1992 (1.49 mGy) y en Canadá, durante 1994 y 1995 (1.13 mGy), observamos que la dosis impartida por el Sistema 1 es anormalmente baja, mientras que los Sistemas 2 y 3 imparten dosis con valores similares

C. Dosis glandular promedio en pacientes mexicanas

Tal como se describe en la introducción, este estudio es sólo una parte de un proyecto más amplio que abarca no sólo hospitales públicos sino también privados de 5 países latinoamericanos. Este trabajo se ha enriquecido gracias a las experiencias obtenidas en todos estos hospitales. Comentaremos algunos resultados que involucran a todos los hospitales mexicanos sujetos al estudio amplio y que se relacionan

La metodología consistió en solicitar a los técnicos radiólogos llenar una hoja de registro con todos los datos de la paciente incluyendo las condiciones de exposición, para cada placa que fuese producida. Los datos solicitados fueron la tensión, la carga, y el control de densidad, con objeto de estimar la compresión y, así poder calcular la dosis recibida por la paciente

C.1 COMPRESIÓN

La figura 5.4 muestra la distribución de la compresión obtenida en 390 casos, observándose que el espesor de la mama comprimida varía entre 1.0 y 8.0 cm, estando sesgada hacia los valores menores que 5 cm. La media se encuentra en 4.2 ± 1.3 cm, coincidiendo con el valor aceptado en Estados Unidos por el ACR [ACR99]. Esto muestra que, en una primera aproximación, el maniquí de acreditación del ACR simula adecuadamente a la mama femenina tratada en estos hospitales.

C 2. DOSIS GLANDULAR PROMEDIO

Se calculó la dosis glandular promedio para cada proyección impartida a las pacientes de acuerdo al espesor de mama comprimida, la carga en el tubo, la capa hemirreductora, el rendimiento, y el kVp medidos, de acuerdo con [Wu91]. En este estudio se analizaron 385 placas provenientes de los tres sistemas reportados en esta tesis, además de otros tres correspondientes a instituciones privadas del D.F. La figura 5.5 muestra la distribución de dosis glandular promedio, y se puede observar que los valores obtenidos son 0.5 y 5 mGy por proyección, teniendo un sesgo hacia los valores menores que 2.0 mGy. Algunos de estos valores, menos que el 10%, exceden el valor de 3 mGy establecido en la NOM. Sin embargo, el límite está establecido para la dosis glandular promedio obtenida a partir del maniqui de acreditación. El promedio de dosis a pacientes es de 1.75 ± 0.93 mGy.

Para cada sistema estudiado se calculó el valor medio y la desviación estándar de la dosis glandular promedio. Los resultados con sus incertezas se muestran en la figura 5.6 por las barras grises y las barras de error asociadas. La línea horizontal y el valor numérico mostrado es la dosis glandular promedio medida con el maniquí de acreditación a 28 kV y control de densidad 0, excepto para el Sistema 1 donde se usó +4. El maniquí entrega valores de dosis que son consistentes con las medidas en pacientes. El promedio de dosis medidas con el maniquí es de 1.10 ± 0.39 mGy. Todos los sistemas imparten dosis promedio que no rebasan el límite de 3 mGy impuestos por la normativa mexicana e internacional.

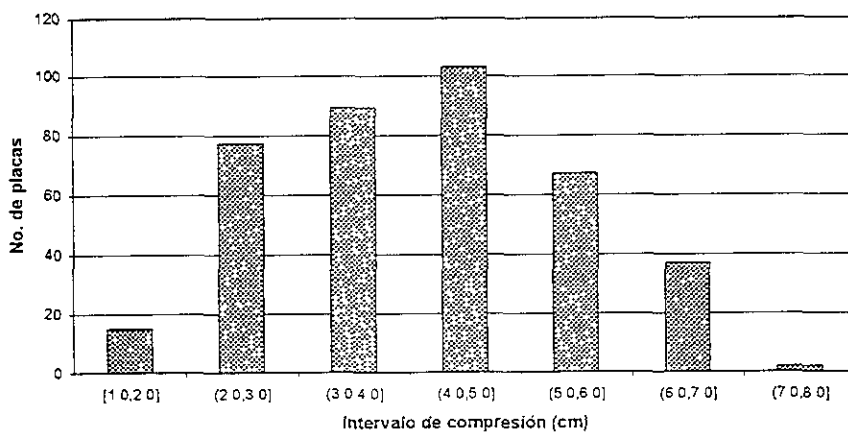


Figura 5.4: Distribución del espesor de la mama comprimida de pacientes mexicanas, obtenidas en 2 hospitales públicos y 3 privados (390 placas).

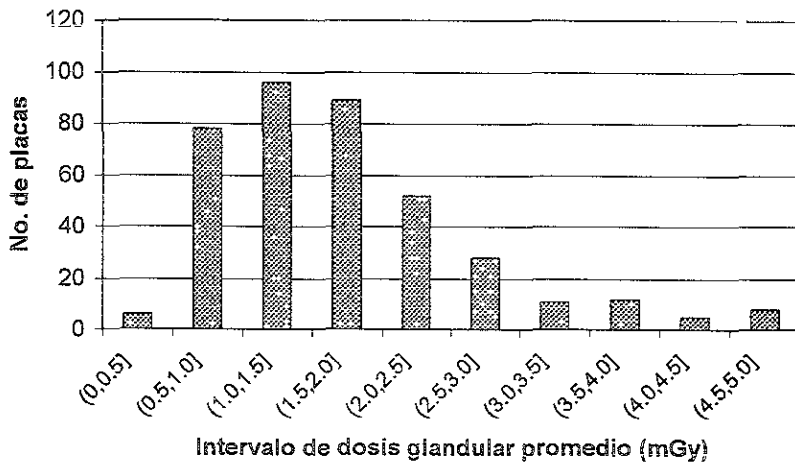


Figura 5.5: Distribución de la dosis glandular promedio recibida por las pacientes para un total de 385 placas.

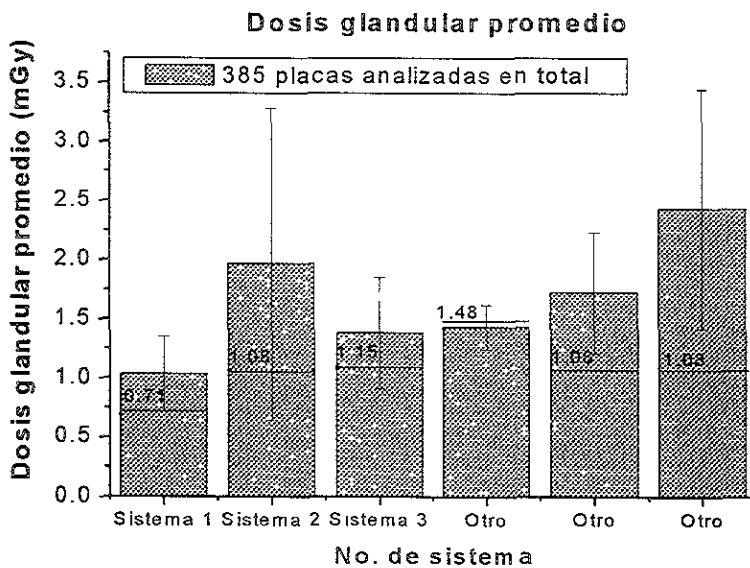


Figura 5.6: Dosis glandular promedio (DGP) impartida a las pacientes en cada proyección del estudio mastográfico por cada uno de los sistemas. La barra indica el promedio de la DGP impartida a las pacientes. La línea horizontal, representa la DGP para el maniquí de acreditación, para 28 kVp y control de densidad “0”, excepto para el Sistema 1, donde el control de densidad estuvo en “+4”. Las barras de error representan: la desviación estándar de las medidas en pacientes.

Conclusiones

La evaluación del funcionamiento de tres equipos de mamografía, mediante pruebas de control de calidad exhaustivas, da como resultado que uno de ellos (equipo 1), cumple con el 53% de ellas, mientras que los otros (equipos 2 y 3), cumplen con el 66% y 71%, respectivamente. De lo anterior se concluye que los equipos estudiados no cumplen con las Normas Oficiales Mexicanas. Esto es comprensible ya que no existe todavía un programa de garantía de calidad asociado a ellos.

En términos generales, el funcionamiento apropiado del equipo, de acuerdo a los criterios de la garantía de calidad se ve reflejado en la calidad de la imagen evaluada con el maniquí aceptado por el ACR, ya que el sistema 1 arroja un índice de calidad de la imagen de 0.1, mientras que para los sistemas 2 y 3 se tienen valores de 0.6 y 0.7, respectivamente.

Con respecto a la calidad de la imagen la mayor puntuación obtenida con el maniquí de acreditación es de 11.5, sin sustracción de artefactos, valor inferior a los valores medios obtenidos recientemente en Canadá (11.8), y Estados Unidos (12.2), lo que muestra que la calidad de la imagen en los tres equipos estudiados es más bien baja.

En ningún caso se rebasa el valor límite de la dosis glandular promedio establecido por la NOM de 3 mGy por proyección medida con el maniquí de acreditación, teniéndose para los sistemas 1, 2 y 3 que las dosis representan el 24%, el 36% y el 38% de este límite. Comparando con los valores reportados por Estados Unidos y Canadá (1.13 y 1.60 mGy), los valores obtenidos en este estudio son bajos. De esta comparación se puede confirmar que dosis bajas no garantizan imágenes de calidad adecuada.

A pesar de no cumplir con las especificaciones de calidad exigidas por la NOM, el ACR y el CEC, los sistemas estudiados producen imágenes aceptadas por la plantilla de profesionales asociados. Esto se debe, en parte, a la pericia y experiencia de los técnicos radiólogos que operan los equipos. Sin embargo, debe recordarse que esta experiencia fue adquirida a costa de exposiciones innecesarias a las pacientes. Además, existen algunas variables que quedan fuera de los alcances de este estudio, que incluyen la habilidad del técnico radiólogo para tomar la radiografía correctamente y la capacidad del médico radiólogo para interpretar la imagen, la cual, aún teniendo una calidad insuperable puede ser erróneamente interpretada por el médico que la evalúa.

De nuestras experiencias en los tres hospitales privados estudiados paralelamente, pudimos observar que la calidad de las imágenes que se producen en ellos es superior a la observada en los hospitales públicos. Esto se debe posiblemente a que los equipos utilizados en estos

hospitales son más modernos y porque los programas de mantenimiento preventivo y correctivo que se realizan en los equipos privados reciben una mayor atención. Resultados preliminares del estudio completo en Latinoamérica se encuentran en [Br01].

La gran cantidad de pruebas de control de calidad sobre los equipos de rayos X, procesadores de películas y negatoscopios, requeridas al establecer un programa de garantía de calidad como el emprendido en este estudio, nos convence que su realización en hospitales con alta demanda de estudios mamográficos, debe ser vigilada por un físico médico de tiempo completo.

Los resultados de este trabajo deberán ser de utilidad para hacer ajustes a las Normas Oficiales Mexicanas, en lo referente a mamografía, cuando la Secretaría de Salud considere conveniente su revisión.

Para el caso de la NOM se recomienda esencialmente lo siguiente.

- Establecer no sólo un valor mínimo, sino también un valor máximo para el caso de la capa hemirreductora.
- Hacer más restrictiva la tolerancia sobre la coincidencia entre el haz luminoso y el de rayos X, sobre todo en el caso del lado que colinda con el tórax.
- Incluir pruebas sobre el control automático de exposición, su reproducibilidad, su desempeño y el control de densidad, ya que un gran porcentaje de las mastografías se realizan con ayuda de este sistema.
- Incluir límites sobre la fuerza de compresión y sobre la exactitud con que se mide esta variable, ya que es una de las que toma en cuenta el CAE para realizar los cálculos sobre la exposición necesaria al obtener la imagen.
- Incluir límites para el factor de rejilla, ya que en el caso de desajuste de la rejilla habrá un exceso de dosis entregada a la paciente.
- Reducir el valor límite de la intensidad luminosa para los negatoscopios.
- Exigir imágenes de un maniquí acreditado y la verificación de la constancia de las características de una “buena imagen”.

Este estudio no incluyó la evaluación de la habilidad de las técnicas radiólogas al momento de colocar a las pacientes y definir los parámetros de operación del equipo para producir la mejor imagen mamográfica posible. Tampoco incluyó la capacidad del médico radiólogo para interpretar la imagen. Estos factores han sido evaluados por el proyecto de la OPS/PAHO, y resultados preliminares se encuentran en [Br01].

Para finalizar, simplemente mencionaré que este estudio arrojó mucha información acerca del estado que guardan los sistemas mamográficos utilizados en algunos de los hospitales más importantes del país. Además permitió que gracias al apoyo de la Organización Panamericana de la Salud, adquiriera la UNAM equipos adecuados para realizar control de calidad en mamografía, instrumental con el que no se contaba al momento de iniciar este estudio. Permitted también que hubiese un valioso intercambio de información entre las diversas personas que intervinieron en él, médicos, físicos médicos, técnicos radiólogos, autoridades hospitalarias e ingenieros de servicio, conociéndose mejor la problemática a que se enfrenta cada una de ellas, observándose entre otras cosas, las dificultades que existen para implantar programas de garantía de calidad en los diversos servicios de mamografía de nuestro país.

REFERENCIAS

[AAPM90]

American Association of Physicists in Medicine. *Equipment requirements and quality control for mammography*. AAPM Report No. 29. New York, NY: American Institute of Physics, 1990.

[ACR94]

ACR. *Mammography, Quality Control Manual*. Reston, VA: American College of Radiology, 1994.

[ACR99]

ACR. *Mammography, Quality Control Manual*. Reston, VA: American College of Radiology, 1999.

[At86]

Attix, F.H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Madison, Wisconsin, John Wiley and Sons, 1986.

[Br01]

Brandan, M.E., Ruiz-Trejo, C., Caspani, C.E.M., et al. *Evaluation of Mammography Equipment Performance, Dose and Image Quality on Five Latin American Countries*. V Mexican Symposium on Medical Physics, Juriquilla, México, 2001. AIP Conference Series, to be published.

[Bu94]

Bushberg, J.T., Seibert, J.A., Leidholdt, E.M., Boone, J.M. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Baltimore, MD, Williams and Wilkins, 1994: Chaps. 5 and 9

[CEC92]

CEC. *The European Protocol for the Quality Control of the Technical Aspects of Mammography Screening*. Luxembourg: European Commission, 1992.

[Cu90]

Curry III, T.S., Dowdey, J.E., Murry, Jr, R.C. *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*. 4th Ed. Philadelphia, Lippincott Williams and Wilkins. 1990.

[Da99]

Dance, D.R., Skinner, C.L., Alm Carlson, G. *Breast Dosimetry*. Appl. Rad. Isot. 1999; 50: 185.

[Do98]

Dowsett, D.J., Kenny, P.A., Johnston R.E. *The Physics of Diagnostic Imaging*. London, Chapman and Hall Medical, 1998: Chaps: 7, 8 and 9.

[Fr95]

Franco, M.C. *Design of a Quality Control Program in Diagnostic Imaging Appropriate for Application in Mexican Institutions*. Master of Sciences, Thesis. University of Texas Graduate School of Biomedical Sciences at San Antonio. 1995.

[Gr83]

Gray, J.E., Winkler, N.T, Stears, J., Frank, E.D. *Quality Control in Diagnostic Imaging*. Rochester, Minn., Aspen Publishers. 1983.

[Ha79]

Hammerstein, G.R., Miller, D.W., White, D.R., Masterson, M.E., Woodard, H.Q., Laughlin, J.S. *Absorbed Radiation Dose in Mammography*. *Radiology* 1979; 130: 485.

[He79]

Hendee, W.R. *Medical Radiation Physics*. Chicago, Ill., Year Book Medical Publishers. 1979.

[ICRP75]

The International Commission on Radiological Protection. *Reference Man: Anatomical, Physiological and Metabolic Characteristics*. Publication 23. Oxford: Pergamon Press, 1975.

[NCRP86]

NCRP. *Mammography - A User's Guide*. Report No. 85. Bethesda, MD.: National Council on Radiation Protection and Measurements, 1986.

[NCRP88]

NCRP. *Quality Assurance for Diagnostic Imaging Equipment*. Report No. 99. Bethesda, MD.: National Council on Radiation Protection and Measurements, 1988.

[SSA97-1]

SSA. *Requisitos Técnicos para las Instalaciones en Establecimientos de Diagnóstico Médico con Rayos X*. NOM -156-SSA1-1996. México, D.F.: Secretaría de Salud, 1996.

[SSA97-2]

SSA. *Protección y Seguridad Radiológica en el Diagnóstico Médico con Rayos X*. NOM-157-SSA1-1996. México, D.F.: Secretaría de Salud, 1997.

[SSA97-3]

SSA. *Especificaciones Técnicas para Equipos de Diagnóstico Médico con Rayos X*. NOM-158-SSA1-1996. México, D.F.: Secretaría de Salud, 1997.

[Sp87]

Sprawls, Jr, R. *Physical Principles of Medical Imaging*. Rockville, MD., Aspen Publishers, 1987.

[Su99]

Suleiman , O.H., Spelic, D.C., McCrohan, J.L., et al *Mammography in the 1990's: The United States and Canada*. Radiology 1999; 210: 345.

[Ve97]

Verdejo, M., Ramírez, R. *Programa Nacional de Protección Radiológica en el Diagnóstico Médico con Rayos X en México*. Secretaría de Salud, México, D.F., 1997.

[Wo86]

Woodard, H.Q., White, D.R. *The Composition of Body Tissues*. Br. J. Radiol. 1986; 59: 1209.

[Wu91]

Wu, X. *Breast Dosimetry in Screen-Film Mammography*. In *Screen Film Mammography. Imaging Considerations and Medical Physics Responsibilities* (Barnes, G T , Frey, G.D., eds). Madison, Wisconsin, Medical Physics Publishing, 1991: Chap.VI.

[Zo89]

Zoetelief, J , de Wit, N.J.P. and Broerse, J.J. *Dosimetric Aspects of Film/screen Mammography: In-Phantom Dosimetry with Thimble-Type Ionisation Chambers*. Phys. Med. Biol 1989, 34, 1169.

ANEXO A

PROCEDIMIENTOS DE CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA

EVALUACIÓN MECÁNICA

Instrucciones

OBJETIVO:

Asegurar que todos los seguros, retenes, indicadores de angulación, y soportes mecánicos para el tubo de rayos X y el portachasis estén operando apropiadamente.

REFERENCIAS:

- ACR. Mammography quality control manual. Reston, VA: American College of Radiology, 1994.
- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996

MATERIAL Y EQUIPO:

- Unidad de mamografía

PRECAUCIONES:

Retirar cualquier mueble o equipo que pueda interferir con alguno de los posibles movimientos del equipo de mamografía.

PROCEDIMIENTO:

1. Tenga a la mano la hoja de registro No. 1. Registre en ella todo lo que se solicite.
2. Obtenga toda la información referente al sistema de mamografía, lo que incluye equipo de rayos X, procesadora de película, tipo de pantalla(s) y película(s). Esta información puede obtenerse de las etiquetas de identificación de cada artículo.
3. Pregunte al técnico radiólogo por las técnicas clínicas más usuales. Regístrelas.
4. Verifique que la unidad de mamografía sea mecánicamente estable bajo condiciones normales de operación.
5. Verifique que todas las partes móviles se muevan suavemente, sin fricciones indebidas, que amortiguadores o defensas limiten los intervalos de movimiento disponibles y que ninguna obstrucción dificulte el movimiento completo del equipo dentro de estos límites.
6. Coloque y pruebe cada seguro y retén en forma independiente para asegurar que el movimiento mecánico se detiene cuando se opera el seguro.

7. Verifique que el portachasis esté libre de movimientos o vibración durante la operación normal del equipo.
8. Verifique que el chasis se deslice suavemente hacia su posición dentro del portachasis y que quede bien sujeto en su lugar, para cualquier orientación del portachasis.
9. Verifique que la escala que indica el espesor de la mama comprimida es exacta en ± 0.5 cm y reproducible en ± 2 mm.
10. Verifique que en operación normal, la paciente y el técnico radiólogo no estén expuestos a bordes filosos o ásperos u otros riesgos, incluyendo los eléctricos.
11. Verifique que estén a la vista las cartas de técnicas para el operador, o indique si sólo se utiliza el equipo de rayos X en modo automático.
12. Verifique si durante la exposición el operador está protegido adecuadamente contra la radiación.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

Los sistemas que sean peligrosos, inoperantes, u operen mal deben ser reparados por personal calificado.

PUNTO FOCAL

Instrucciones

OBJETIVO:

Evaluar el tamaño del punto focal midiendo las dimensiones, tanto perpendicular como paralela al eje ánodo-cátodo, y determinar si se cumplen los requisitos de la norma vigente.

REFERENCIAS:

- ACR Mammography quality control manual. Reston, VA: American College of Radiology, 1994.
- NA Star X-ray test patterns. Models 07-503, 07-509, 07-510, **07-542**, 07-543. Instruction manual Carle Place, N.Y. Nuclear Associates
- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Patrón de estrella de 1°.
- Cinta adhesiva
- Cinta métrica

PRECAUCIONES:

El tubo de rayos X no deberá exceder las unidades de calor recomendadas por el fabricante.

PROCEDIMIENTO:

El tamaño del punto focal se determinará con el patrón de estrella modelo 07-542 (figura 1). Esto se realiza observando las regiones de borrosidad en la imagen radiográfica del patrón con una fuente de rayos X de tamaño finito. La radiación proveniente de diferentes áreas del punto focal ocasionará una borrosidad periódica del patrón debido a los efectos de la penumbra. Conociendo los factores geométricos y la distancia desde el centro del patrón hasta el límite donde se inicia la borrosidad, se puede calcular el tamaño del punto focal.

1. Anote lo que se solicite en la hoja de registro No. 2.
2. Quite la placa de compresión y el cono de la unidad.

3. Monte el patrón de estrella de tal manera que el eje central del haz le sea perpendicular y pase por el centro de la estrella. Es conveniente pegar el patrón de estrella directamente a la cara del colimador.
4. Verifique la colocación del patrón utilizando el haz luminoso del equipo de mamografía.
5. Coloque una película radiográfica virgen en una bolsa o sobre negro que no permita el paso de luz hacia la película.
6. Coloque la película aproximadamente a la misma distancia a la que se encuentra el patrón del punto focal (esto debe dar un factor de amplificación de 2) y sitúe la película de tal forma que el eje del haz coincida con el eje de la película. La película debe estar paralela al patrón. Si la mancha causada por la borrosidad es pequeña, se puede incrementar la amplificación alejando la película del patrón. Si por el contrario la mancha ocasionada por la borrosidad es muy grande, la amplificación se puede disminuir acercando la película al patrón.
7. Realice una exposición. La tensión y la carga a través del tubo deben ser similares a los utilizados clínicamente, para obtener el tamaño del punto focal real, mismo que depende de los factores eléctricos que se empleen. El tiempo de exposición variará de acuerdo a la velocidad de la película que se esté utilizando. Anote estos datos en la hoja de registro
8. Revele la película. Deben usarse los procedimientos de rutina para hacer el revelado. La densidad óptica de la imagen debe ser de 1.5 aproximadamente.

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS:

1. Determine el factor de amplificación (M) dividiendo el diámetro de la imagen radiográfica del patrón de estrella entre el diámetro nominal (45 mm).
2. Examine la imagen del patrón de estrella de la periferia hacia adentro para encontrar la región más externa en la cual la imagen de los sectores desaparece. Esta es la región de contraste cero. Mida el diámetro de esta región a lo largo de su dimensión mayor y también en la dirección perpendicular. A estos diámetros los llamaremos D_1 y D_2 respectivamente.
3. El tamaño del punto focal correspondiente a las dimensiones de cada diámetro puede calcularse a partir de la ecuación:

$$F = (N/57.3) [D / (M-1)]$$

donde:

- | | |
|---|--|
| F | es el tamaño del punto focal en mm. |
| N | es el ángulo de la línea del patrón de estrella (marcado en el patrón, en nuestro caso: 1°). |
| D | es el diámetro de la región de contraste cero, en mm. |
| M | es el factor de amplificación. |

Anote estos datos en la hoja de registro.

- 4 a) Pueden encontrarse varias regiones de contraste cero en una sola película. Es extremadamente importante que se utilice la más grande. Si existe alguna duda (es decir, el cálculo del punto focal da valores bajos), entonces se debe hacer una segunda exposición con una amplificación menor
- b) Si el patrón no está debidamente centrado, la imagen del patrón aparecerá distorsionada. El patrón debe alinearse de nuevo y repetirse la exposición.
- c) Las fórmulas y datos presentados conducen a obtener el tamaño del punto focal homogéneo equivalente.

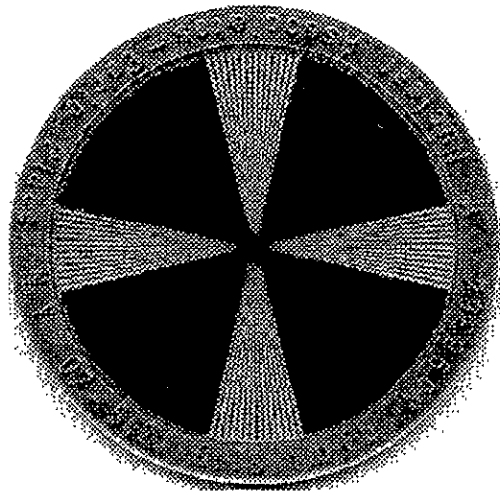


Figura 1: Patrón de estrella

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

Los valores medidos de las dimensiones del punto focal deben estar dentro de los límites establecidos en la siguiente tabla. El valor nominal del tamaño del punto focal no debe ser mayor que 0.4 mm

Tabla A.1: Tolerancias en las dimensiones del punto focal

Punto focal (Valor nominal)	Dimensiones del punto focal	
	Valores permisibles (mm)	
mm	Ancho*	Largo*
0.10	0.10 – 0.15	0.10 – 0.15
0.15	0.15 – 0.23	0.15 – 0.23
0.20	0.20 – 0.30	0.20 – 0.30
0.25	0.25 – 0.38	0.25 – 0.38
0.30	0.30 – 0.45	0.45 – 0.65
0.40	0.40 – 0.60	0.60 – 0.85

* “Ancho” corresponde a la dimensión perpendicular al eje ánodo-cátodo. “Largo” corresponde a la dimensión paralela al eje ánodo-cátodo

TENSIÓN

Instrucciones

OBJETIVO:

Asegurar que la tensión en el tubo de rayos X sea exacta y reproducible.

REFERENCIAS:

- ACR. Mammography quality control manual. Reston, VA: American College of Radiology, 1994.
- Cameron, John. Control de calidad en radiología en equipos simples. 1991.
- NCRP. Quality assurance for diagnostic imaging equipment. Report No. 99. Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurements, 1988.
- MSS. Diagnostic X-ray equipment compliance and facility survey. Canada, Minister of Supply and Services, 1994.
- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Medidor de la tensión (kVp meter) para mamografía.

PRECAUCIONES:

El tubo de rayos X no deberá exceder las unidades de calor recomendadas por el fabricante.

PROCEDIMIENTO:

1. En modo manual, seleccione el valor de la tensión que usualmente se utiliza con el sistema y anótelo en la hoja de registro No. 3. Registre también el tamaño del punto focal nominal, el tiempo de exposición y el valor de la corriente (mA) o de la combinación corriente-tiempo (mAs).
2. Coloque el medidor de la tensión, de acuerdo a las instrucciones del fabricante.
3. Haga 10 irradiaciones bajo las mismas condiciones y anote en la hoja de registro los valores de la tensión obtenidos.
4. Repita el procedimiento con otros valores de la tensión y del mAs clínicamente importantes (Se recomiendan los valores 25, 26, 28 y 30 kV).

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS:

Para determinar la exactitud de la tensión, calcule el promedio de las diez irradiaciones para cada valor de la tensión examinada y compare el valor nominal con el valor promedio medido

Para determinar la reproducibilidad de la tensión, calcule, para cada valor de la tensión, la diferencia en porcentaje entre cada medida de la tensión y el promedio correspondiente.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

La diferencia entre el valor medido y el valor nominal de la tensión debe ser como máximo de $\pm 5\%$. En una serie de 10 exposiciones realizadas en idénticas condiciones, ninguna medida de la tensión debe diferir del promedio de las mediciones en más del 2% de este promedio.

TIEMPO DE EXPOSICIÓN

Instrucciones

OBJETIVO:

Asegurar que el tiempo de exposición proporcionado por el equipo sea exacto y reproducible.

REFERENCIAS:

- NCRP. Quality assurance for diagnostic imaging equipment. Report No. 99. Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurements, 1988.
- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Medidor de tiempo de exposición.

PRECAUCIONES:

El tubo de rayos X no deberá exceder las unidades de calor, para el tubo de rayos X, recomendadas por el fabricante.

PROCEDIMIENTO:

1. En modo manual, seleccione los valores del tiempo de exposición (o en su caso, del mAs) que usualmente se utilizan con el sistema y escríbalos en la hoja de registro No. 4. Registre también el tamaño de la mancha focal nominal, la tensión y el valor de la corriente (mA) o de la combinación corriente-tiempo (mAs).
2. Coloque el medidor de tiempo sobre el portachasis, centrado lateralmente, de acuerdo a las instrucciones del fabricante.
3. Haga 3 irradiaciones bajo las mismas condiciones y registre los valores del tiempo obtenidos.
4. Sin variar el valor de la tensión, repita el procedimiento con otros valores del tiempo (o del mAs) clínicamente importantes.

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS:

1. Para determinar la exactitud del tiempo de exposición, calcule el promedio de las tres irradiaciones realizadas para cada valor del tiempo (o del mAs) y compare este valor promedio con el valor nominal.
2. Para determinar la reproducibilidad del tiempo de exposición, calcule, para cada valor de este parámetro, la diferencia en porcentaje entre cada medida del tiempo y el promedio correspondiente.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

La diferencia entre los valores medidos y los nominales seleccionados para el tiempo de exposición, debe ser menor o igual a $\pm 5\%$ del valor nominal.

CAPA HEMIRREDUCTORA

Instrucciones

OBJETIVO:

Asegurar que la capa hemirreductora del haz de rayos X sea adecuada, minimizándose la dosis a la mama de la paciente, sin que esto represente una pérdida significativa en el contraste de la imagen resultante.

REFERENCIAS:

- ACR. *Mammography quality control manual*. Reston, VA: American College of Radiology, 1994.
- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Cámara de ionización con electrómetro asociado, calibrados a la energía del haz de rayos X por estudiar.
- Láminas de aluminio tipo 1100, de área suficiente para cubrir totalmente la cámara de ionización.

PRECAUCIONES:

El tubo de rayos X no deberá exceder las unidades de calor recomendadas por el fabricante.

PROCEDIMIENTO:

1. Coloque la placa de compresión tan cerca como sea posible del tubo de rayos X.
2. Coloque la cámara de ionización aproximadamente 5 cm arriba del portachasis. La cámara de ionización debe estar cubierta totalmente por el haz de rayos X.
3. Seleccione el valor de la tensión que se utilice normalmente en la unidad y anótelos en la hoja de registro No. 5. Asegúrese de utilizar la filtración adecuada para este valor de la tensión.
4. Coloque la unidad en modo de selección manual, con un valor del tiempo suficientemente largo para poder realizar una irradiación de aproximadamente 500 mR. Registre los valores de corriente y tiempo (o mAs).

5. Use un diafragma para colimar 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 retrodispersión).
6. Haga una irradiación sin que exista ninguna lámina de aluminio entre el tubo de rayos X y la cámara de ionización.
7. Asegúrese de que la cámara de ionización sea irradiada totalmente. Registre el valor de la exposición medida por la cámara de ionización.
8. Añada 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. Use el haz luminoso (si existe) para verificar que la trayectoria del haz de rayos X hacia la cámara de ionización está totalmente bloqueada por la lámina de aluminio. Haga una irradiación y registre el valor de la exposición dado por la cámara de ionización.
9. Repita el paso anterior colocando 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 que la lectura sea menor que la mitad de la exposición obtenida en la lectura inicial (sin aluminio).
10. Retire todas las láminas de aluminio de la parte alta de la placa de compresión, haga una irradiación final y registre el valor de la exposición. Si el resultado de esta irradiación final difiere en más del 2% de la exposición inicial repita la secuencia de medición (pasos 6 a 10)
11. Repita los pasos 6 a 10 para otros valores de la tensión que se encuentren dentro del intervalo entre la menor y la mayor tensión utilizados clínicamente.

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS:

Para calcular la capa hemirreductora se usa una interpolación logarítmica. Use la notación y el procedimiento siguientes

Sea E_0 la lectura de la exposición inicial, sin aluminio. Divida este valor a la mitad y encuentre las dos lecturas y los valores de los espesores de aluminio correspondientes que flanquean al valor $E_0/2$. Sea E_a la lectura que es un poco mayor al valor $E_0/2$ y t_a el valor del espesor de aluminio correspondiente. Sea E_b la lectura que es un poco menor que $E_0/2$ y t_b el espesor de aluminio correspondiente. E_a será mayor que E_b , mientras que t_a será menor que t_b . Con esta notación, la capa hemirreductora (CHR) puede ser calculada utilizando la fórmula:

$$CHR = [t_b \ln(2E_a/E_0) - t_a \ln(2E_b/E_0)] / \ln(E_a/E_b)$$

donde la capa hemirreductora estará en las mismas unidades que t_a y t_b , usualmente mm de Al. Se pueden utilizar métodos gráficos de interpolación para determinar la capa hemirreductora con un grado de exactitud razonable si se grafica con un alto grado de precisión.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

Para un valor determinado de la tensión, la capa hemirreductora medida (usando Al 1100) debe ser mayor que los valores de la tabla siguiente:

Tensión medida en el tubo de rayos X (kV)	Capa hemirreductora mínima (mmAl)
30	0.3
40	0.4
50	0.5

Si el valor de la capa hemirreductora es menor, debe solicitarse al personal de servicio que verifique que la filtración sea la adecuada.

Si la capa hemirreductora es excesiva, el contraste se verá reducido indebidamente.

En ambos casos es importante la pronta corrección de este problema.

RENDIMIENTO

Instrucciones

El rendimiento está determinado por el cociente entre la dosis superficial de entrada (mGy) y la carga a través del tubo (mAs). La medida se hace, ya sea con o sin maniquí (dosis superficial o kerma en aire). Diferencias en las medidas del rendimiento a través del tiempo pueden ayudar a detectar problemas en las condiciones y geometría del ánodo del tubo de rayos X respectivamente.

OBJETIVO:

Medir el rendimiento (mR/mAs) proporcionado por el equipo de mamografía.

REFERENCIAS:

- CEC European protocol for the quality control of the technical aspects of mammography screening. Luxembourg: Commission of the European Communities, 1992.
- NCRP. Quality assurance for diagnostic imaging equipment. Report No. 99. Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurements, 1988.
- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Cámara de ionización con electrómetro asociado, calibrados a la energía del haz de rayos X por estudiar
- Cinta métrica o regla.

PRECAUCIONES:

El tubo de rayos X no deberá exceder las unidades de calor recomendadas por el fabricante.

Se debe permitir el calentamiento del equipo de rayos X y de la cámara de ionización con su electrómetro asociado. Haga algunas exposiciones de prueba.

PROCEDIMIENTO:

1. En modo manual, seleccione el valor de la tensión, así como los valores de la carga que usualmente se utilizan con el sistema y anótelos en la hoja de registro No. 6 (se recomiendan 25 kV y 20, 30 50, 100 y 150 mAs). Registre también el tamaño del punto focal nominal, y el valor de la compresión (cm).
2. Coloque la cámara de ionización sobre el portachasis, de tal manera que la parte superior de la cámara quede 4.2 cm por encima de la superficie del portachasis. La cámara deberá estar colocada a 6 cm del lado que limita con la pared del tórax y centrada lateralmente.
3. Coloque la placa de compresión de tal manera que toque a la cámara de ionización.
4. Para el valor de la tensión seleccionado, haga dos irradiaciones por cada valor de la carga. Anote para cada irradiación el valor de la exposición medida por la cámara de ionización.
5. Repita el paso 4, fijando un valor diferente de la tensión, variando nuevamente los valores de la carga (se recomiendan 26, 28 y 30 kV). Anote los resultados en la hoja de registro.

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS:

1. Calcule el rendimiento para cada valor de la tensión, mediante el cociente exposición promedio (mR) / carga (mAs).

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

Ninguno. Sin embargo, deberán compararse los resultados del rendimiento con los obtenidos en pruebas anteriores, con objeto de detectar variaciones de estos valores.

DISTANCIA FUENTE – IMAGEN (DFI)

Instrucciones

OBJETIVO:

Verificar que la distancia fuente-imagen sea correcta

REFERENCIAS:

- CEC. European protocol for the quality control of the technical aspects of mammography screening. Luxembourg: Commission of the European Communities, 1992.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Regla o cinta métrica

PROCEDIMIENTO:

1. Mida la distancia entre la marca que indica la localización del punto focal en la coraza del tubo y la superficie superior del portachasis. Suma la distancia entre la superficie del portachasis y la parte superior del receptor de imagen.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

El valor de la distancia fuente-imagen medida debe coincidir con el valor nominal de la misma, especificada por el fabricante. Normalmente este valor es mayor o igual a 60 cm.

COLIMACIÓN

Instrucciones

OBJETIVO:

Asegurar que el colimador o cono no permita el paso significativo de radiación más allá de los bordes del receptor de imagen.

REFERENCIAS:

- ACR. Mammography quality control manual. Reston, VA: American College of Radiology, 1994.
- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Cinco monedas: cuatro del mismo tamaño y otra de dimensión diferente.
- Dos chasis mamográficos con película por cada tamaño de receptor de imagen que se vaya a probar.
- Una placa de acrílico de una pulgada de espesor, de dimensiones suficientes para cubrir el receptor de imagen que se vaya a probar.

PROCEDIMIENTO:

1. Coloque un chasis con película, de manera usual, en el portachasis.
2. Cargue película en el segundo chasis de la manera siguiente:
 - a) Para un chasis con una sola pantalla intensificadora, cargue el chasis con el lado de la emulsión opuesto a la pantalla (que no exista contacto entre pantalla y emulsión).
 - b) Para un chasis con doble pantalla, coloque una película totalmente expuesta y revelada, entre la pantalla trasera y la película nueva. (El reverso de la película nueva en un sistema de una sola pantalla o el uso de una película opaca en un sistema de doble pantalla es necesario para reducir la densidad óptica de la película a un nivel que permita la medición exacta de los bordes de las monedas.
3. Coloque el segundo chasis con su respaldo mirando hacia el tubo de rayos X, sobre el portachasis. Asegúrese de que el segundo chasis rebase por más de un centímetro al borde del portachasis que limita con el tórax. (Este segundo chasis se coloca con su parte trasera hacia el tubo de rayos X para atenuar al haz de rayos X y reducir la

densidad de la película en los chasis con doble pantalla. Esto sólo produce un ligero efecto en la densidad óptica de la película en los chasis con una sola pantalla).

4. Coloque el cono o el colimador que va a ser evaluado en su posición normal
5. Quite la placa de compresión. (La placa de compresión debe quitarse antes de colocar las monedas para asegurar una limitación bien definida de los bordes del haz luminoso).
6. Encienda la luz y coloque las cuatro monedas idénticas por dentro del campo luminoso, con el borde la moneda tocando justo el borde del haz luminoso. La moneda que se coloca en el lado que limita con el tórax debe quedar alejada aproximadamente 5 cm a la derecha del centro para que no interfiera con el detector del control automático de exposición (CAE)
7. Ponga nuevamente la placa de compresión y colóquela aproximadamente a 6 cm de la parte superior del portachasis. Coloque una placa de acrílico sobre la placa de compresión, de tal manera que toda la radiación que incida sobre los receptores de imagen haya necesariamente pasado a través de este atenuador
8. Pegue la moneda de diferente tamaño en el lado inferior de la placa de compresión, tangente al labio interior de la misma sobre el lado que limita con el tórax y desplazada 5 cm a la izquierda del centro para que no interfiera con el detector del CAE
9. Haga una exposición utilizando el CAE.
10. Repita los pasos del 1 al 9 para todos los conos y colimadores disponibles

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS:

Usando la película del chasis superior, mida la desviación entre el campo de rayos X (parte oscura de la película) y el borde del haz luminoso (definido por los bordes exteriores de las cuatro monedas). A partir de ambas películas, determine la magnitud del haz de rayos X que no es registrado por el receptor de imagen que se colocó en el portachasis. Vea las figuras 1 y 2. Note que deben tomarse en cuenta las pequeñas diferencias de amplificación entre las dos películas. Esto puede hacerse alineando individualmente los bordes exteriores de las cuatro monedas idénticas y midiendo la distancia que el haz de rayos X (delineado por la porción oscurecida de la película ocasionado por el chasis superior) se extiende más allá del área de captura de la imagen (representada por la película que se encuentra en el chasis colocado en el portachasis). Registre en la hoja de registro No. 8/9/10 las desviaciones medidas entre el haz de rayos X y el luminoso.

Las magnitudes de las desviaciones en el borde izquierdo y derecho (ignorando los signos + o -) deben anotarse en la hoja de registro No. 8/9/10 y sumarse juntas. Similarmente, las desviaciones en los bordes anterior y posterior (limitante con el tórax) deben registrarse en la misma hoja y sus magnitudes sumarse juntas.

Posteriormente mida la desviación entre la alineación del borde de la placa de compresión (definido por el borde exterior de la moneda de tamaño diferente y el borde del receptor de imagen). Cuando mida la distancia, note la diferencia en tamaños de la moneda diferente en ambas imágenes debida a la amplificación correspondiente a las diferentes DFI. Las distancias deben medirse sobre o con referencia al receptor de imagen que se encuentra dentro del portachasis.

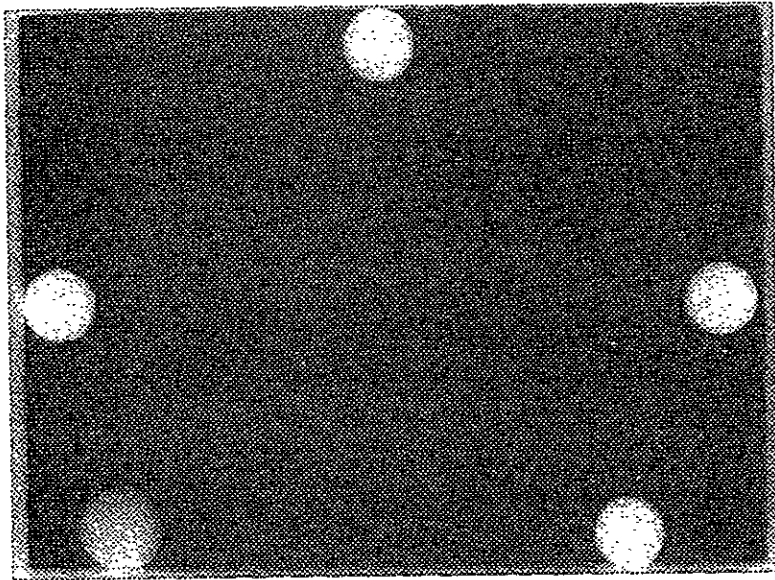


Figura 1: Película irradiada sobre el portachasis. El área expuesta muestra la extensión del campo de rayos X. La parte externa de las cuatro monedas pequeñas indican los bordes del campo luminoso.

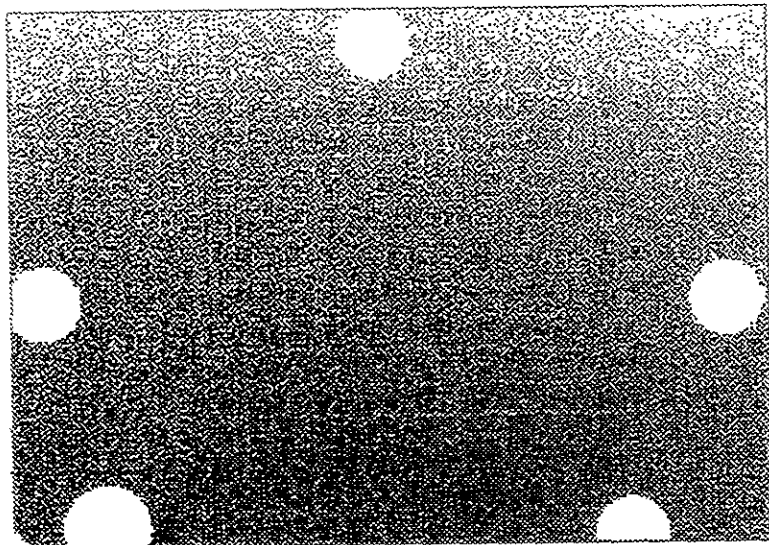


Figura 2: Película irradiada dentro del portachasis. La película misma define la localización del área de registro del receptor de imagen.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

Si se utiliza un localizador de luz, la congruencia de la luz debe ser tal que la desalineación total (suma de desalineaciones en lados opuestos) sea menor que el 2% de la distancia foco-imagen (SID).

Se requiere la correcta alineación del borde de la placa de compresión con el borde del portachasis que limita con el tórax para la correcta colocación y compresión de la mama.

El borde de la placa de compresión que limita con el tórax debe estar alineado justamente un poco más allá del borde del receptor de imagen, de tal manera que el primero no aparezca en la imagen. Sin embargo, no debe extenderse más allá del borde del receptor de imagen por más del 1% de la distancia fuente-imagen (DFI).

NOTA: Si el borde de la placa de compresión se extiende mucho más allá del borde del receptor de imagen, la mama de la paciente se empuja más allá del receptor de imagen y algunos tejidos mamarios no serán registrados en la imagen. Si el borde de la placa de compresión no se extiende muy lejos, el tejido de la mama no será empujado hacia afuera de la pared del tórax ni comprimido correctamente para su visualización en la imagen, y se verá una sombra proyectada por el borde vertical de la placa de compresión, obscureciendo una parte de la imagen disminuyendo la correspondiente información clínica de esa zona.

CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)

Instrucciones

OBJETIVO:

Evaluar el funcionamiento del control automático de exposición (CAE) de la unidad de mamografía, con respecto a su capacidad de desempeño (tensión, espesor, y compensación y al funcionamiento del control de selección de densidad).

REFERENCIAS:

- ACR. Mammography quality control manual. Reston, VA: American College of Radiology, 1994.
- NCRP. Quality assurance for diagnostic imaging equipment. Report No. 99. Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurements, 1988.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Maniquí de acrílico consistente de, al menos 3 placas de 2 cm de espesor cada una, de tal manera que se puedan acomodar formando bloques de 2, 4 y 6 cm de espesor con dimensiones lineales representativas del tamaño de una mama típica.
- Receptor de imagen (chasis con pantalla y película) del tipo tamaño usados rutinariamente en el sistema a evaluar.
- Números de plomo.
- Densitómetro.

PROCEDIMIENTO:

I. Capacidad de desempeño.

La capacidad de desempeño se refiere a la capacidad del CAE de mantener una densidad óptica constante sobre un amplio intervalo de técnicas de obtención de imágenes y de diversas características de las pacientes. Los procedimientos siguientes están diseñados para evaluar la capacidad de un sistema de mamografía dado para alcanzar esta meta, así como para determinar el intervalo de las condiciones sobre las que el sistema no funciona adecuadamente.

1. Prepare el sistema de mamografía para operar en modo automático. Seleccione el valor de densidad "normal". Para sistemas equipados con posiciones múltiples para el detector del CAE, seleccione la posición usada con mayor frecuencia.
2. Seleccione el receptor de imagen de menor tamaño (por ejemplo, 18 cm x 24 cm) y la operación con rejilla. Registre estas condiciones en la hoja de registro No. 12.
3. Seleccione el menor valor de la tensión usada clínicamente, así como el punto focal y la corriente en el tubo utilizada rutinariamente de acuerdo al modo de operación seleccionado. Escriba estos valores en la hoja de registro.
4. Seleccione un solo chasis y una caja completa de película, de tipo usado normalmente y del tamaño apropiado al chasis y anote la identificación del chasis en la hoja de registro.
5. Cargue el chasis identificado en el paso 4 con película de la caja asignada para esta prueba
6. Coloque el chasis cargado en el portachasis. Coloque un número de plomo en el cuadrante superior derecho del portachasis, con fines de identificación de la imagen.
7. Coloque el maniquí de 4 cm de espesor sobre el portachasis, en la posición que normalmente ocuparía la mama de una paciente. Coloque la placa de compresión (que debe ser la apropiada para el modo de operación seleccionado) en contacto con el maniquí. Asegúrese que el maniquí, cubre totalmente el área activa del detector del CAE.
8. Haga una exposición mediante el CAE y registre el mAs requerido por el equipo en la hoja de registro No. 12
9. Revele la película expuesta en la procesadora normalmente usada para estos fines.
10. Repita los pasos 5 a 9 para el intervalo de valores de la tensión utilizados clínicamente
11. Repita los pasos 5 a 9 utilizando espesores del maniquí de 2, 4, y 6 cm y los valores de la tensión usados normalmente en la práctica clínica para estos espesores.
12. Repita los pasos 5 a 9 pero use el valor de la tensión más usual, el maniquí de 4 cm, y los diferentes modos de operación que se utilicen clínicamente (por ejemplo, sin rejilla, receptor de imagen pequeño con rejilla, receptor de imagen grande con rejilla, modo de amplificación sin rejilla y foco fino).
13. Repita los pasos 5 a 9 para el modo automático, si alguno está disponible. (El modo automático es aquél donde la tensión y posiblemente el blanco y el filtro son seleccionados automáticamente por el equipo) Varíe el espesor del maniquí de 2 a 6 cm
14. Sobre las películas procesadas del maniquí, mida la densidad óptica en el centro de la imagen del maniquí y registre los datos en la hoja de registro.

II. Control de Densidad.

1. Utilice la hoja de registro No. 13
2. Siga los pasos del 1 al 9 del procedimiento de capacidad de desempeño pero utilice el valor más usual de la tensión.

3. Repita los pasos 5 a 9 para cada valor disponible del sistema del control de densidad del CAE.
4. En las películas reveladas del maniquí, mida la densidad óptica en el centro de la imagen de éste y escriba los datos obtenidos en la hoja de registro.
5. Utilizando los datos registrados para el mAs y la densidad óptica medidos, calcule el mAs y la densidad óptica relativos a sus valores normales, siendo estos los obtenidos cuando el control de densidad está en cero (cociente del mAs medido entre el mAs normal, y diferencia de la densidad óptica medida menos la normal).

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS:

Los datos de la capacidad de desempeño deben ser revisados con respecto al mAs y la densidad óptica. Al evaluar la capacidad de desempeño, deben notarse varias tendencias. Primero, a un nivel dado de la tensión, el mAs debe aumentar al incrementarse el espesor del maniquí. Segundo, para un espesor dado del maniquí, el mAs debe disminuir al incrementar el valor de la tensión. Tercero, y quizá lo más importante, la densidad óptica debe idealmente permanecer constante dentro de ± 0.15 cuando se varían la tensión y el espesor del maniquí; sin embargo, se pueden observar variaciones hasta de ± 30 o más en equipos viejos. Al interpretar estos datos existen varios factores que deben considerarse. Debe notarse, por ejemplo, que para maniquíes más delgados, la densidad óptica es mayor que lo que podría esperarse. Así como esto puede indicar un mal funcionamiento del CAE, también es posible que esto se deba a que el sistema sea incapaz de determinar la exposición lo suficientemente rápido. Como regla general, en sistemas con CAE de alta calidad, la exposición mínima controlada por el sistema es del orden de algunos mAs. Por consiguiente, a medida que de que el mAs medido excede unos cuantos mAs, probablemente los valores insuficientes del mAs no sean la causa de las variaciones excesivas de la densidad. Si este criterio general no se cumple, es posible que el sistema esté funcionando mal o que se esté operando en una región fuera de sus capacidades.

Si el sistema está equipado con un control de densidad, calcule la fracción de cambio en mAs y la diferencia en densidad óptica con respecto al valor "NORMAL" o "CERO" del control de densidad y registre los resultados. Como la relación entre exposición recibida por la película y la densidad óptica resultante no es lineal, no espere que la fracción de cambio en la densidad óptica sea necesariamente correspondiente con la fracción de cambio en el mAs. La mayoría de los controles de densidad en los sistemas de control automático de exposición se calibran sobre una escala relativa, y por consiguiente, el propósito de esta sección de la prueba es dar información concerniente a las capacidades del control de densidad junto con la combinación película - pantalla usada con el sistema. En general, sin embargo, a medida que el valor de la densidad probado se incrementa por arriba o se disminuye por abajo del valor normal, el mAs y la densidad óptica deberían incrementarse o disminuir, respectivamente. Si este no es el caso, la unidad deberá verificarse por personal de servicio. Se recomienda que haya un número suficiente de valores + y - (al menos dos valores + y dos -) y que cada paso debería resultar en un cambio de 12 o 15% en el mAs, o aproximadamente un cambio en 0.15 en densidad óptica.

Necesita hacerse un último comentario concerniente al desempeño general de un sistema de control automático de la exposición. En un sistema que ha sido bien instalado y calibrado, la densidad óptica de una película típica como la que se toma usando la tensión más usual y un maniquí de 4.2 cm **deberá ser al menos de 1.2** si se desean obtener imágenes mamográficas clínicamente aceptables.

Algunos servicios de mamografía, sin embargo, pueden escoger valores en el CAE tales que produzcan un intervalo mayor de densidades ópticas para tejidos glandulares promedio, de tal manera, que los tejidos glandulares se expongan adecuadamente y tengan un buen contraste. Esta aproximación requiere de negatoscopios con intensidad adecuada para una visualización apropiada de la imagen y esta aproximación es aceptable para mejorar la calidad de la imagen mamográfica.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

Un sistema de control automático de exposición con circuitos de compensación adecuados está funcionando adecuadamente si puede mantener constante una densidad óptica en la película dentro de ± 0.30 del promedio para las tensiones, espesores de maniquí (de 2 a 6 cm) y modos de operación probados y puede limitar la máxima exposición automáticamente controlada, a una carga fija y razonable (600 a 1,000 mAs). Si uno o más de estos criterios no se alcanzara, debe determinarse y corregirse la causa del problema. Es importante hacer notar que en ausencia de circuitos de compensación, este nivel de desempeño no puede ser alcanzado a menos que el operador haga ajustes en el control de densidad. Si la densidad óptica de la película no se puede mantener dentro de ± 0.30 del promedio sobre las técnicas clínicamente utilizadas que se probaron, debe desarrollarse una carta de técnicas que altere los valores de la tensión y del control de densidad como una función del espesor y de la densidad de la mama, para producir densidades ópticas dentro de este estrecho intervalo bajo condiciones de control automático.

FUERZA DE COMPRESIÓN

Instrucciones

OBJETIVO:

Asegurar que el equipo de mamografía pueda proporcionar una compresión adecuada en los modos manual y automático y que el equipo no permita aplicar una compresión excesiva.

REFERENCIAS:

- ACR. Mammography quality control manual. Reston, VA: American College of Radiology, 1999.
- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Báscula de baño. La báscula debe ser plana, convencional y analógica. La báscula puede ser digital sólo si ha sido diseñada para este fin.
- Toallas.

PRECAUCIONES:

Si el mecanismo de seguridad no está debidamente ajustado, es posible dañar el sistema de compresión y sus accesorios. Si la compresión excede de 22.5 kg en el modo automático, inmediatamente libere la placa de compresión y solicite al ingeniero de servicio hacer los ajustes necesarios.

PROCEDIMIENTO:

Tenga a la mano la hoja de registro No. 14.

Modo Automático:

1. Coloque una toalla sobre el portachasis (para protegerlo). Coloque la báscula de baño sobre la toalla. Asegúrese de que la carátula de la báscula se pueda leer fácilmente. Coloque el centro de la báscula directamente por debajo de la placa de compresión.
2. Coloque una o más toallas sobre la báscula, con objeto de evitar cualquier daño a la placa de compresión.

3. Usando el pedal del control automático, active la placa de compresión hasta que ésta se pare automáticamente
4. Lea y registre la lectura de la fuerza de compresión en la hoja de registro 14.
5. Libere la placa de compresión

Modo Manual:

1. Usando el ajuste manual, mueva la placa de compresión hacia abajo hasta donde sea posible.
2. Lea y registre la lectura de la fuerza de compresión en la hoja de registro 14.
3. Libere la placa de compresión.



Figura 1: Colocación de la báscula.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

Debe alcanzarse, al menos, una fuerza de compresión de 12.5 kg. La máxima fuerza de compresión realizada por el modo motorizado debe estar entre 12.5 y 22.5 kg.

DEFORMACIÓN DE LA PLACA DE COMPRESIÓN

Instrucciones

OBJETIVO:

Medir la deformación que sufre la placa de compresión al comprimir al máximo un maniquí de unice1.

REFERENCIAS:

- CEC. European protocol for the quality control of the technical aspects of mammography screening. Luxembourg: Commission of the European Communities, 1992.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Vernier o regla.
- Maniquí de unice1 de 10 x 10 x 6 cm.

PROCEDIMIENTO:

1. Tenga a la mano la hoja de registro No. 15.
2. Coloque el maniquí de unice1 centrado sobre el portachasis con uno de sus bordes alineado con el lado del tórax.
3. Comprima al máximo al maniquí usando el modo automático. Es decir, que aunque continúe apretando el pedal de control, la placa de compresión ya no siga comprimiendo.
4. Con ayuda del vernier mida en diferentes puntos la distancia que existe entre el portachasis y la parte inferior de la placa de compresión. Anote sus resultados en la hoja de registro.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

La deformación de la placa de compresión no debe ser mayor que 1.5 cm.

FACTOR DE REJILLA

Instrucciones

OBJETIVO:

Medir el factor de rejilla del equipo de mamografía, para verificar que el valor de la cantidad de radiación requerida para obtener una imagen óptima, no se eleve excesivamente.

REFERENCIAS:

- CEC European protocol for the quality control of the technical aspects of mammography screening Luxembourg: Commission of the European Communities, 1992
- NCRP. Quality assurance for diagnostic imaging equipment. Report No. 99. Bethesda, MD National Council on Radiation Protection and Measurements, 1988
- SSA Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Cámara de ionización con electrómetro asociado, calibrados a la energía del haz de rayos X por estudiar
- Maniquí de acrílico de 2.5 x 18 x 24 cm.
- Densitómetro

PROCEDIMIENTO:

Tenga a la mano la hoja de registro No.16.

1. Coloque el maniquí de acrílico sobre el portachasis.
2. Coloque la cámara de ionización sobre el maniquí, a 6 cm del lado que limita con el tórax y centrada lateralmente Baje la placa de compresión de tal manera que toque ligeramente a la cámara.
3. Coloque un chasis, identificado previamente, con película dentro del portachasis.
4. Produzca una irradiación, con la técnica manual necesaria para producir una densidad óptica en la película de 1.0.
5. Registre el valor de la exposición y revele la película. Mida la DO.

6. Cargue nuevamente película en el mismo chasis y colóquelo dentro del portachasis. Produzca una irradiación procurando obtener una DO ligeramente mayor que 1.0.
7. Registre el valor de la exposición y revele la película.
8. Repita el paso 6, procurando obtener una DO ligeramente menor que 1.0. Estas serán las películas “con rejilla”.
9. Lo anterior se debe al hecho de que es difícil obtener una DO exactamente igual a 1.0.
10. Sin mover la cámara de ionización (ayúdese del control para subir y bajar el portachasis), coloque el chasis con película **sobre el** portachasis, y encima del chasis ponga el maniquí, baje la placa de compresión de tal forma que toque ligeramente a la cámara de ionización.
11. Programe la técnica necesaria para producir una irradiación que genere una imagen con una DO = 1.0, registre el valor de la exposición y revele la película.
12. Repita nuevamente dos irradiaciones, de tal manera que al final tenga tres películas con DO menor, igual y mayor que 1.0. Estas serán las películas “sin rejilla”.

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS:

Para calcular el factor de rejilla se usa una interpolación logarítmica. Use la notación y el procedimiento siguientes:

Grafique la densidad óptica vs el log de la exposición relativa, haga un ajuste para una curva de tipo sigmoidal. Encuentre los valores correspondientes del logaritmo de la exposición, para una DO = 1.0, para los casos correspondientes con y sin rejilla.

Realice el cociente: X con rejilla / X sin rejilla.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

El valor del factor de rejilla encontrado debe ser menor o igual que 3.

CONTACTO PELICULA - PANTALLA

Instrucciones

OBJETIVO:

Asegurar que se mantenga el contacto óptimo entre película y pantalla en cada chasis que se use en el servicio.

REFERENCIAS:

- Mammography Quality Control Manual
American Cancer Society, American College of Radiology, Committee on Quality Assurance in Mammography Rev. Ed., 1999
- NA. Mammographic screen-film contact test tool. Models 18-201 / 18-207. Instruction manual. Carle Place, N.Y. Nuclear Associates
- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X.
Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.
- CEC. European protocol for the quality control of the technical aspects of mammography screening Luxembourg: Commission of the European Communities, 1992

MATERIAL Y EQUIPO:

- Malla metálica (40 alambres por pulgada), de 24 x 30 cm. La malla puede estar colocada entre dos hojas finas de acrílico para su protección.
- Placas de acrílico (4 cm de espesor)
- Película para mamografía del tamaño adecuado.
- Densitómetro con colimador de haz de 2 mm de diámetro.
- Pantallas y chasis sujetos a pruebas

PRECAUCIONES:

Esta prueba debe hacerse forzosamente con una malla de 40 alambres por pulgada, con objeto de ser lo suficientemente sensible para detectar zonas de contacto insuficiente en los chasis usados en mamografía.

Las motas de polvo pueden reducir el contacto entre la pantalla y la película, degradando la imagen en zonas grandes, por ello deben limpiarse las pantallas antes de hacer pruebas.

Las imágenes deben verse en un negatoscopio a 1 metro de distancia con objeto de no observar los alambres de la malla.

El aire atrapado en el chasis puede ocasionar mal contacto entre la película y la pantalla, por lo que deben usarse al menos 15 minutos después de haber sido cargados. Esto se debe observar no sólo para realizar esta prueba sino también durante su uso rutinario.

Es importante obtener una DO (medida con un colimador para el densitómetro de al menos 2 mm de diámetro, cerca del lado del tórax), de 0.70 a 0.80. En caso de que esto no sea factible, utilice el acrílico necesario, hasta lograr lo anterior.

PROCEDIMIENTO:

1. Limpie cuidadosamente las pantallas y los chasis que van a ser probados usando un limpiador apropiado. Mientras limpia la pantalla, asegúrese también de limpiar todas las superficies del chasis.
2. Después de limpiarlas, permita que las pantallas se sequen al aire al menos durante 15 minutos, antes de cerrar el chasis o cargarlo con película. Revise que las pantallas estén secas antes de cerrar el chasis.
3. Cargue todos los chasis con película. (El chasis debe contar con una identificación que esté visible en la imagen).
4. Espere 15 minutos de tal manera que el aire que se haya quedado atrapado pueda escapar del chasis.
5. Coloque el chasis a probar sobre el portachasis, es decir, sin que exista ninguna rejilla entre el tubo de rayos X y el chasis.
6. Coloque la malla metálica sobre el chasis.
7. Coloque las placas de acrílico, si es necesario, sobre la placa de compresión y mueva la placa de compresión lo más cerca posible del tubo de rayos X.

NOTA: El acrílico se usa para asegurar un tiempo de exposición razonable, al menos 0.5 segundos, y así tener una buena reproducibilidad en la exposición. El acrílico adicional puede no ser necesario si el tiempo de exposición para producir una $DO = 0.75$ es aproximadamente 0.5 segundos. El tamaño del acrílico debe ser suficiente para que su área proyectada cubra completamente al chasis cuando se coloca al acrílico lo más cerca posible del tubo de rayos X, con objeto de reducir la cantidad de radiación dispersa que incide sobre el chasis.

8. Seleccione una técnica manual (25 a 28 kVp) que produzca una densidad óptica en la película entre 0.70 y 0.80 cuando ésta se mide en la imagen sobre la malla cerca del lado del tórax.
9. Irradie y procese la película.
10. Repita los pasos del 1 al 9 para cada chasis.
11. Vea las películas en un negatoscopio a una distancia de al menos 1 metro. Busque áreas de contacto pobre, es decir, áreas oscuras en la imagen.

- 12 Retire los chasis que pasen la prueba (estos pueden utilizarse de inmediato para el trabajo de la clínica).
- 13 Seleccione los chasis que no pasaron la prueba. Limpie una vez más las pantallas y el interior de los chasis usando el limpiador adecuado. Repita los pasos 2 a 11 para cada chasis.
- 14 Retire los chasis que pasen la prueba (estos pueden utilizarse de inmediato para el trabajo de la clínica).
- 15 Aquellos chasis que no pasaron las pruebas, coloque las dos películas obtenidas (original y repetición) en un negatoscopio lado a lado y alineadas en la misma orientación.
- 16 Observe y compare dónde se localizan las áreas de contacto pobre (áreas oscuras) en las películas.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

Las áreas de contacto pobre que sean grandes ($> 1\text{cm}$ de diámetro) y que no sean eliminadas en el momento de la limpieza y permanezcan en el mismo sitio durante las pruebas subsiguientes no pueden tolerarse, es decir, los chasis deben sustituirse. Si existen en el chasis muchas áreas de mal contacto pero pequeñas ($< 1\text{cm}$ de diámetro) éste puede volverse a usar.

UNIFORMIDAD DE LAS VELOCIDADES DE LAS PANTALLAS

Instrucciones

OBJETIVO:

Evaluar la uniformidad de las distintas velocidades radiográficas de los receptores de imagen usados rutinariamente en la obtención de las imágenes radiográficas.

REFERENCIAS:

- ACR. Mammography quality control manual. Reston, VA: American College of Radiology, 1994.
- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Los receptores de imágenes usados rutinariamente en la instalación.
- Una caja de película del tipo usado normalmente.
- Una placa de acrílico de 4.0 cm de espesor del mismo tamaño que el receptor de imagen
- Un densitómetro.

PRECAUCIONES:

El tubo de Rayos X no deberá exceder las unidades de calor recomendadas por el fabricante.

PROCEDIMIENTO:

Tenga a la mano la hoja de registro No. 18.

1. Identifique todos los receptores de imagen (chasis) que serán evaluados, de preferencia con un sistema numérico.
2. Seleccione uno de los chasis y cárguelo con película proveniente de la caja destinada para esta prueba. Registre en el formato las especificaciones del chasis a examinar y el número de emulsión de la película usada para la prueba.

3. Seleccione el modo de operación y el valor de la tensión más usuales (por ejemplo, contacto, rejilla, etc.) utilizando al equipo en modo de exposición automática, si se dispone de esto y es utilizado clínicamente.
4. Coloque la placa de acrílico sobre el portachasis de tal manera que quede exactamente sobre el receptor de imagen, en el lugar que quedaría ocupado normalmente por la mama de la paciente. Coloque la placa del compresor en contacto con la placa.
5. Usando el modo de operación y el valor de la tensión seleccionados en el paso 3, determine el valor de la densidad, +/-, (si utiliza el control automático de exposición), o el valor del mAs (si utiliza el equipo en modo manual), que se requiere para obtener una imagen con densidad óptica mayor a 1.20, medida en el centro de la imagen del maniquí. Anote esta técnica en la hoja de registro No.18.
6. Cargue todos los chasis a ser evaluados con la película destinada para esta prueba.
7. Exponga sucesivamente cada chasis con película, bajo las mismas condiciones utilizadas en el paso 5. Es útil utilizar números de plomo para identificar las imágenes. Si se obtuvieron imágenes en modo automático, asegúrese de que los números de plomo no se hayan colocado en las vecindades de los detectores del control automático de exposición. Anote el valor del mAs para cada exposición en la hoja de registro correspondiente. Es importante asegurar que la posición de la placa de acrílico no cambia durante todas las exposiciones.
8. Después de que la mitad de los chasis hayan sido expuestos, descargue la película del primer chasis, que tomaremos como chasis de control y revélela. Cargue nuevamente el chasis con película de la misma caja que se ha utilizado, y exponga nuevamente el chasis, tal como se anota en el paso 7. También repita este paso después de haber expuesto todos los chasis. Esto dará como resultado tres películas de control obtenidas a partir de un mismo chasis.
9. Revele las películas en el procesador de películas usado normalmente para revelar las películas mamográficas.
10. Mida la densidad óptica en el centro de la imagen de la placa de cada una de las películas procesadas y anótelas en la hoja de registro correspondiente. (Identifique el centro por medio de diagonales dibujadas de esquina a esquina en una máscara de papel del mismo tamaño que la imagen de la placa de acrílico).
11. Si en la instalación se utiliza más de un tamaño de receptor de imagen, repita los pasos 1 a 10 para cada tamaño de receptor.

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS:

Usando las densidades medidas en las tres películas de control, calcule la desviación estándar de las densidades ópticas de las películas de control. Si la desviación estándar excede 0.05, la variabilidad de las exposiciones con rayos X o del procesamiento de la película es excesivo y esta prueba no podrá realizarse adecuadamente bajo estas condiciones. Se deben tomar acciones correctivas para reducir esta variabilidad antes de evaluar la uniformidad de la velocidad de la película. Si la desviación estándar de las películas de control no excede 0.05, entonces determine las densidades ópticas máxima y mínima de todos y cada uno de los chasis.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

La diferencia entre las densidades ópticas máxima y mínima no debe exceder 0.30. Se requieren medidas correctivas para cualquier combinación película - pantalla cuya diferencia no se encuentre dentro de este intervalo.

NOTA: La prueba de uniformidad de las velocidades de las pantallas también proporciona la oportunidad de verificar artefactos en el sistema película - película. Debe localizarse el chasis en donde se produjo el artefacto con objeto de tomar las medidas correctivas pertinentes.

TEMPERATURA DEL PROCESADOR

Instrucciones

OBJETIVO:

Confirmar y verificar que la temperatura del líquido revelador y del agua para lavado de la película del sistema de procesamiento de película, se encuentren dentro de los niveles de operación debidos. La medición de estas dos temperaturas debe llevarse a cabo diariamente, al inicio de la jornada de trabajo, antes de revelar cualquier película pero después de dejar calentar al procesador, y al final de la misma.

REFERENCIAS:

- ACR. Mammography quality control manual. Reston, VA: American College of Radiology, 1999.
- Gray J.E., Winkler, N.T., Stears, J., Frank, E.D. Quality control in diagnostic imaging Gaithersburg, MD: Aspen Publishers, 1982.
- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Termómetro (nunca de mercurio)

PROCEDIMIENTO:

Usar la hoja de registro No.19.

1. Encienda el procesador de películas y permita que los químicos de revelado se calienten adecuadamente.
2. Anote las características del revelador (marca, lote) en la hoja de registro.
3. Anote en la hoja de registro la temperatura nominal del líquido revelador (esta temperatura es la que registra el equipo procesador).
4. Levante la tapa del procesador.
5. Mida directamente en la tina, con el termómetro, la temperatura del líquido revelador.
6. Anote en la hoja de registro la temperatura medida.
7. Enjuague el termómetro y mida directamente en la tina, la temperatura del agua para lavado.
8. Anote esta lectura en la hoja de registro.

9. Enjuague y seque el termómetro.

10. Anote los datos que se piden semanalmente en la hoja de registro.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

La temperatura del revelador debe diferir a lo más en 0.5 °C del valor señalado por el fabricante.

TIEMPO DE PROCESO

Instrucciones

OBJETIVO:

Medir el tiempo de proceso de las películas, es decir, el tiempo que tarda el equipo en procesar las películas, desde que se activa la alarma sonora, hasta que la película es liberada por el último rodillo.

REFERENCIAS:

- CEC. European protocol for the quality control of the technical aspects of mammography screening. Luxembourg: Commission of the European Communities, 1992.
- NCRP. Quality assurance for diagnostic imaging equipment. Report No. 99. Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurements, 1988.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Cronómetro.
- Película para ser procesada.

PROCEDIMIENTO:

1. Inserte la película en el procesador de películas.
2. Inicie el conteo del tiempo a partir de que suene el timbre.
3. Pare el conteo del tiempo cuando la película se libere del último rodillo de la sección de secado, es decir cuando empiece a caer libremente hacia la charola.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

Es deseable que el tiempo de proceso no exceda de tres minutos.

SENSITOMETRÍA

Instrucciones

OBJETIVO:

Medir los valores de la base más niebla, del índice de velocidad y del contraste del sistema película mamográfica / equipo de revelado.

REFERENCIAS:

- ACR. Mammography quality control manual. Reston, VA: American College of Radiology, 1994.
- NA. Dual color electronic sensitometer, model 07-417. Instruction manual. Carle Place, N.Y. Nuclear Associates, 1997.
- NA. Digital densitometer II, model 07-424. Instruction manual. Carle Place, N.Y. Nuclear Associates, 1998.
- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Sensitómetro.
- Película (de la utilizada comúnmente en el servicio).
- Procesador de películas.
- Densitómetro.

PROCEDIMIENTO:

Tenga a la mano la hoja de registro No. 21.

1. Coloque el selector de luz del sensitómetro en verde o en azul según corresponda a la película que se va a utilizar.
2. Levante la tapa del sensitómetro e inserte la película mamográfica hasta el tope. El lado de la emulsión debe quedar hacia abajo.
3. Baje la tapa y presione el botón "Exposure". Este botón es del tipo "hombre muerto", lo que evita la posibilidad de una doble exposición.
4. Levante la tapa y saque la película.

5. Revele la película de la forma acostumbrada, a esta película se le conoce como tira sensitométrica.

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS:

1. Con ayuda de un densitómetro, mida la densidad óptica en cada uno de los pasos de la tira sensitométrica.
2. Grafique los valores de la densidad óptica obtenidos en el punto anterior contra el logaritmo de la exposición relativa. De acuerdo al manual del sensitómetro cada paso difiere del anterior en 0.15; es decir el logaritmo de la exposición relativa para el paso 1 es igual a 0.15, para el paso 2 es igual a 0.30, y así sucesivamente. En la tira sensitométrica se indica el número de paso.
3. Obtenga los valores de la base más niebla*, del índice de velocidad* (Esta propiedad está directamente relacionada con la dosis; calculada como el corte en el eje X a la $DO_{1.00+D_{min}}$) y del gradiente promedio* (calculado entre el punto $D_1=D_{min}+0.25 OD$ y $D_2=D_{min}+2.00 OD$). Anote estos valores en la hoja de registro.

* Base + niebla (D_{min}): Es la densidad óptica de una película no expuesta a la radiación.

** Índice de velocidad: Es el valor de la abscisa que corresponde a una densidad óptica de $1.00 + DO_{min}$. Es una medida de la sensibilidad de la película

*** Gradiente promedio: Es la pendiente de la línea que va del punto $D_1 = 1.00 + D_{min}$ al punto $D_2 = 2.00 + D_{min}$. los valores para D_1 y D_2 deben ser interpolados de la curva característica. El gradiente promedio es una medida del contraste de la película.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

Ninguno Para nuestro estudio, los resultados de esta prueba sólo serán registrados.

ARTEFACTOS

Instrucciones

OBJETIVO:

Evaluar el grado y la fuente de artefactos visualizados en mamografías o en imágenes de una placa de acrílico. Este procedimiento permite aislar la fuente del artefacto y saber si éste es debido al equipo de rayos X o al procesador de películas, de tal manera que se puedan tomar las medidas apropiadas para eliminar al artefacto.

REFERENCIAS:

- ACR. Mammography quality control manual. Reston, VA: American College of Radiology, 1994.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Placa de acrílico de 2.54 cm de espesor que cubra el chasis mamográfico.
- Chasis para mamografía con película. Debe usarse el mismo chasis para todas las pruebas.
- Una máscara apropiada para películas mamográficas expuestas totalmente.
- Un densitómetro.

PROCEDIMIENTO:

Use la hoja de registro No.22.

- 1- Seleccione una técnica con la menor tensión usada clínicamente (para ser más sensible a los artefactos). Si la máquina se usa normalmente en modo automático use éste durante la prueba, seleccionando un ajuste en el control de densidad tal que produzca una densidad óptica mayor que 1.2. Use el receptor de imagen del tamaño más comúnmente utilizado (18 x 24 cm). Use durante esta prueba la rejilla que se utilice normalmente. Describa esta técnica en la hoja de registro.
- 2- Coloque la placa de acrílico sobre el portachasis. Esta placa debe ser lo suficientemente grande para cubrir el chasis, y lo suficientemente gruesa para requerir de un tiempo de exposición de 0.5 s o más. Use un colimador que permita la irradiación del chasis completamente.

- 3- Use un chasis que se sepa que tiene un buen contacto entre la pantalla y la película. Cargue el chasis con el tipo de película apropiada, la que tenga el mayor uso clínico.
- 4- Coloque un marcador de plomo, tal como un I o una flecha, sobre la placa de acrílico en una esquina del campo de radiación, preferiblemente en la parte externa de la localización normal de la mama, y apuntando a lo largo del eje largo de la película y del chasis.
- 5- Haga una irradiación.
- 6- Revele la película, teniendo cuidado de insertar la película longitudinalmente, tal como se muestra en la parte superior de la figura 1 (de tal manera que la película viaje paralelamente a la dirección de la flecha que se encuentra en la imagen latente). Mida la densidad óptica en el centro de la película, verificando que sea mayor que 1.2, y registre estos datos en la hoja de registro No.22.
- 7- Recargue el mismo chasis con película, colóquelo en el portachasis, sobre el que continua la placa de acrílico. Oriente el marcador de plomo 90° con respecto a su dirección original, de tal manera que el marcador esté a lo largo del eje corto de la película. Repita la irradiación usando la misma técnica con la que se obtuvo la imagen anterior.
- 8- Procese la película teniendo cuidado de insertarla en el procesador a lo ancho de la misma, tal como se ilustra en la parte inferior de la figura 1 (90° con respecto a la película anterior), de tal manera que la película viaje a través del procesador paralelamente a la dirección de la flecha que se encuentra en la imagen latente.
- 9- Repita este procedimiento para otros tamaños del receptor de imagen, usando la rejilla apropiada para los tamaños de los receptores utilizados. También repita para todos los tamaños de punto focal disponibles, así como para los filtros utilizados clínicamente.

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS:

- 1- Usando la máscara apropiada examine las dos películas adquiridas para cada tamaño del receptor de imagen, buscando variaciones en la densidad, especialmente aquellas que pueden simular ó enmascarar la visualización de las estructuras de la mama o patologías de la misma. Oriente las dos películas de tal manera que las vea a 90° una con respecto a otra de tal manera que las flechas que indican la dirección en la que las dos corrieron a través del procesador estén paralelas, tal como se muestra en las figuras 1 y 2.
- 2- Cualquier artefacto que esté paralelo en ambas películas, tal como se ilustra en la figura 1, es producido en el procesador. Esto es verdadero si el artefacto corre paralelo o perpendicular a la dirección en la que viaja la película. Por ejemplo, los artefactos que

se producen en el procesador de película debidos a los rodillos que se encuentren sucios o defectuosos pueden producir rayas de mayor o menor densidad que corren paralelas a la dirección en que viaja la película (figura 1) o bandas de densidad mayor que corren perpendiculares en la dirección en la que viaja la película (figura 2).

- 3- Cualquier artefacto que esté orientado perpendicularmente entre las dos películas, tal como se ilustra en la figura 2, es producido por el equipo de rayos X. Los artefactos producidos en el equipo de rayos X pueden deberse a muchas causas, incluyendo la rejilla, el portachasis, la placa de compresión, el colimador, el filtro, y el tubo de rayos X. Se necesitan más pruebas para poder determinar la fuente específica, en el equipo de rayos X, que produce al artefacto.
- 4- Otros artefactos pueden aparecer esporádicamente en las imágenes, sin que tengan una apariencia consistente en la evaluación de artefactos en las imágenes. Estos artefactos pueden ser debidos a otras fuentes, tales como la paciente, el manejo de la película, pantallas defectuosas, o artefactos debido al movimiento de la rejilla que solo aparecen bajo ciertas condiciones del paciente o del tiempo. Se requieren pruebas adicionales bajo condiciones específicas para determinar las causas de los artefactos que aparecen esporádicamente.

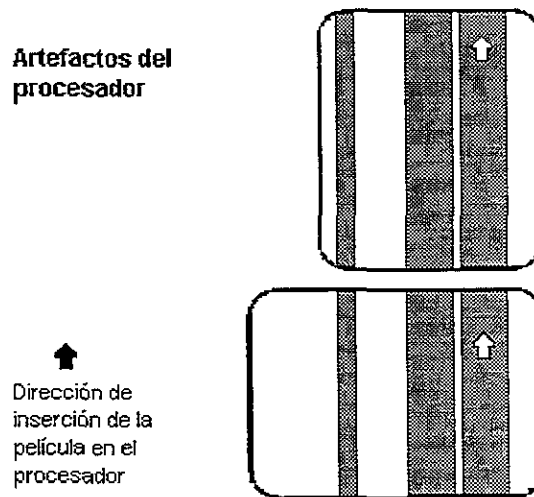
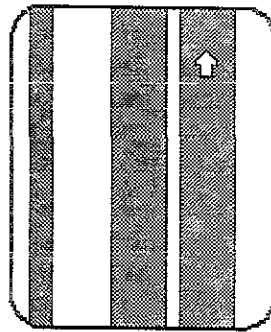


Figura 1: Oriente las películas a 90° una de la otra, de tal manera que las flechas indicadoras de la dirección en que fue insertada la película en el procesador queden paralelas. Cualquier artefacto que corra paralelo en ambas películas se deberá a fallas en el procesador.

Artefactos de la
unidad de rayos X



↑
Dirección de
inserción de la
película en el
procesador

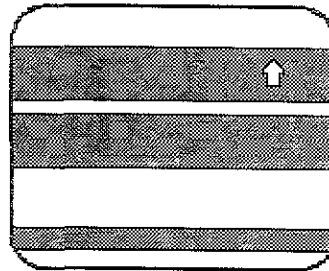


Figura 2: *Oriente las películas a 90° una de la otra, de tal manera que las flechas indicadoras de la dirección en que fue insertada la película en el procesador queden paralelas. Cualquier artefacto que corra perpendicular en ambas películas se deberá a fallas en el equipo de rayos X.*

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

Las imágenes mamográficas no deben presentar defecto alguno.

CUARTO OSCURO

Instrucciones

I. FUGA DE LUZ

OBJETIVO:

Determinar si existen filtraciones de luz hacia el cuarto oscuro.

REFERENCIAS:

- CEC. European protocol for the quality control of the technical aspects of mammography screening. Luxembourg: Commission of the European Communities, 1992.
- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Monedas (5).
- Densitómetro.
- Reloj con carátula luminosa.

PROCEDIMIENTO:

Tenga a la mano la hoja de registro No.23/34.

Permanezca en el cuarto oscuro por un mínimo de 5 minutos con todas las luces, incluyendo las de seguridad, apagadas. Asegúrese de que, cuando esta prueba se esté realizando, todas las áreas adyacentes al cuarto oscuro estén completamente iluminadas. Inspeccione todas aquellas áreas en donde sea probable que se filtre la luz hacia el interior del cuarto oscuro. Para medir la neblina extra, resultado de cualquier fuga de luz, se requiere una película previamente expuesta y que tenga una densidad óptica de 1. Esta película puede obtenerse mediante una irradiación estándar con un maniquí uniforme.(placa de acrílico).

Apague las luces de seguridad, abra el chasis con la película previamente irradiada, y coloque la película con el lado sensible (emulsión) hacia arriba sobre algún lugar apropiado de la mesa. Coloque cinco monedas encima. Mida el tiempo a partir de que retire las

monedas. Quite una moneda cada minuto, al finalizar revele la película. Posteriormente, con ayuda del densitómetro, mida la diferencia en la densidad óptica en el área de la moneda (D_{bg}) y en el área circundante (D_s). La neblina extra (D_{fog}) será:

$$D_{fog} = D_s - D_{bg}$$

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

El valor de la neblina extra deberá ser menor que 0.02 DO en cuatro minutos.

II. LUCES DE SEGURIDAD

OBJETIVO:

Determinar si las luces de seguridad aumentan la neblina extra.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Monedas (5).
- Densitómetro.

PROCEDIMIENTO:

Haga una revisión visual verificando que las luces se encuentren en buenas condiciones de trabajo (por ej. que no haya filtros agrietados). Para medir la neblina extra causada por las luces de seguridad, se requiere una película previamente expuesta y que tenga una densidad óptica de 1. Esta película puede obtenerse mediante una irradiación estándar con una placa de acrílico uniforme

Asegúrese de que las luces de seguridad lleven encendidas más de treinta minutos, para evitar efectos de calentamiento. Apague las luces de seguridad, abra el chasis con la película previamente irradiada, y coloque la película con el lado sensible (emulsión) hacia arriba sobre algún lugar apropiado de la mesa. Rápidamente coloque cinco monedas encima de la película y mida el tiempo a partir de que encienda las luces de seguridad inmediatamente después de que haya colocado la última moneda. Retire una moneda cada minuto, al finalizar revele la película. Con ayuda del densitómetro mida la diferencia en la densidad óptica en el área de la moneda (D_{bg}) y en el área circundante (D_s). Siempre mida la diferencia en densidad óptica en una línea perpendicular al eje del ánodo-cátodo del tubo, para evitar influencias ocasionadas por el efecto talón. La neblina extra (D_{fog}) será:

$$D_{fog} = D_s - D_{bg}$$

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

El valor de la neblina extra deberá ser menor o igual que 0.10 DO en cuatro minutos.

NEGATOSCOPIOS

Instrucciones

I. BRILLANTEZ

OBJETIVO:

Verificar que la intensidad luminosa proporcionada por el negatoscopio, se encuentre en condiciones adecuadas para la visualización de las imágenes mamográficas.

REFERENCIAS:

- CEC. European protocol for the quality control of the technical aspects of mammography screening. Luxembourg: Commission of the European Communities, 1992.
- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Fotómetro.

PRECAUCIONES:

Ya que las condiciones de visibilidad son esenciales para una buena interpretación de las imágenes diagnósticas, las primeras deben ser óptimas y por lo tanto el nivel de luz ambiental no debería ser bajo y la intensidad de los negatoscopios debería ser suficiente.

PROCEDIMIENTO:

Mida con el fotómetro un par de veces en la zona central de la zona iluminada del negatoscopio.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

La brillantez deberá ser mayor o igual que 5000 cd/m^2 al centro del negatoscopio y en contacto con la superficie difusora.

II. HOMOGENEIDAD

OBJETIVO:

Verificar que la intensidad luminosa sea homogénea, sobre toda la superficie del negatoscopio.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Fotómetro

PROCEDIMIENTO:

La homogeneidad de un negatoscopio se mide mediante múltiples lecturas en cada esquina de éste, comparándose con la lectura en el centro.

Deben evitarse diferencias grandes entre las condiciones de visualización usadas por el técnico radiólogo y por el médico radiólogo. Si existe una diferencia en color, debe verificarse que todas las lámparas sean de la misma marca, tipo y edad. Para evitar inhomogeneidades causadas por el polvo, limpie los negatoscopios regularmente.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

La iluminación en un mismo negatoscopio deberá variar menos que un 15% entre una zona y otra. La variación de iluminación entre en un negatoscopio y otro de un mismo banco o panel deberá ser menor que un 15%.

EXPOSICIÓN DE ENTRADA, DOSIS GLANDULAR PROMEDIO Y REPRODUCIBILIDAD DEL CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE).

Instrucciones

OBJETIVO:

- a) Medir la exposición de entrada típica (en R) para una paciente promedio (aproximadamente, con 4.2 cm de espesor de mama comprimida, con composición 50% adiposa, 50% glandular), y calcular la dosis glandular promedio.
- b) Evaluar la reproducibilidad del CAE.

REFERENCIAS:

- ACR. Mammography quality control manual. Reston, VA: American College of Radiology, 1994.
- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Cámara de ionización y electrómetro calibrados para las energías de los haces de rayos X para mamografía (factor de calibración constante dentro de $\pm 1\%$ sobre el intervalo de la capa hemirreductora de 0.2 a 0.5 mm de Al).
- Maniquí mamográfico (equivalente a aproximadamente 4.2 cm de tejido mamario comprimido con composición 50/50, también llamado maniquí de acreditación, por ejemplo RMI 156).
- Chasis y película para mamografía.

PROCEDIMIENTO:

1. Use la hoja de registro No.11 / 27 / 28.

2. Prepare el sistema de mamografía para operación en el modo deseado (por ejemplo, contacto, rejilla, etc.) y con el tamaño de receptor de imagen más usado (por ejemplo 18cm x 24 cm). Este paso incluye la colimación apropiada del haz de acuerdo al modo de operación y al tamaño del receptor de imagen que se utilizarán. Registre todas las condiciones de operación en la hoja de registro.
3. Para equipos de mamografía con distancia fuente - receptor de imagen (DFI) variable, ajuste el equipo a la distancia más utilizada y registre este valor en la hoja de registro.
4. Coloque un chasis cargado con película (del tipo y tamaño adecuados para el chasis y con el modo de operación seleccionado en el paso 1), en el portachasis. Esta película no requiere ser cambiada a lo largo de toda la prueba.
5. Seleccione en el control de densidad del CAE el valor más usual para una paciente promedio y anótelos en la hoja de registro. Coloque el maniquí mamográfico sobre el portachasis en la posición que ocuparía normalmente la mama de una paciente (centrado lateralmente en el campo de rayos X y con un borde coincidente con el borde del portachasis que limita con el tórax de la paciente) Para sistemas que tienen posiciones múltiples de los detectores del CAE, coloque los detectores debajo del centro del maniquí. Asegúrese de que el maniquí mamográfico cubra totalmente el área activa de los detectores del CAE.
6. Coloque la cámara de ionización en el haz de rayos X a un costado del maniquí mamográfico, centrada 4 cm hacia dentro del borde del portachasis que limita con el tórax y con el centro del nivel con la superficie superior del maniquí. Asegúrese que la cámara se exponga completamente y que su sombra radiográfica no interfiera con los detectores del CAE. (Ver figura 1).
7. Asegure la cámara en su posición y no permita que esta posición cambie durante las medidas siguientes.

NOTA: Los sistemas de mamografía tienen un gradiente en la intensidad de la radiación bastante significativo, en la dirección ánodo - cátodo. Mantener la misma posición de la cámara durante la irradiación es de suma importancia. Cuando las medidas se comparen con otras hechas previamente, es muy importante también que la posición original de la cámara se reproduzca exactamente.

8. Coloque la placa de compresión en el haz de rayos X, haciendo contacto con el maniquí y la cámara (ver figura 1).
9. Seleccione el valor de la tensión más usual y registre este valor en la hoja de registro.
10. Haga una exposición y registre la exposición medida y el valor del mAs en la hoja de registro en la parte de la reproducibilidad de la exposición.
11. Repita el paso 9 hasta obtener un total de 4 exposiciones. No hay necesidad de cambiar el chasis en cada exposición.
12. Repita el procedimiento con otras combinaciones de blanco y filtro utilizadas clínicamente así como a diferentes valores de la tensión (asegúrese de que las capas hemirreductoras hayan sido evaluadas para estas combinaciones y valores de la tensión)

13. Repita el procedimiento con diferentes combinaciones de ánodo y filtro, valores de tensión y de control de densidad apropiados.
14. Asegúrese de que la película expuesta que se encuentra en el chasis sea retirada y que el chasis sea cargado nuevamente antes de utilizarlo normalmente.

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS:

Calcule los valores promedio y las desviaciones estándar de los valores de la exposición y del mAs, así como de las cuatro exposiciones adquiridas bajo condiciones idénticas para la evaluación de la reproducibilidad del CAE. Registre estos valores. Determine los coeficientes de variación (desviación estándar dividida entre el promedio) tanto para la exposición como para el mAs.

Usando cada valor promedio de la exposición, calcule la dosis glandular promedio como sigue:

1. Si es necesario, corrija el valor promedio de la exposición mediante el factor de corrección por energía de la cámara apropiado.
2. Determine si el ánodo es de molibdeno o rodio y encuentre la tabla apropiada entre las tablas No.1, 2 o 3, para la combinación de ánodo y filtro clínicamente utilizada.
3. Busque en la tabla correspondiente, el valor de la capa hemirreductora del sistema en la columna izquierda. Busque en las columnas de la derecha, de acuerdo a la tensión utilizada, el factor de conversión exposición - dosis glandular promedio para una mama comprimida de 4.2 cm de espesor. Multiplique este factor por el valor de la exposición de entrada promedio, calculado anteriormente. El valor obtenido representa la dosis glandular promedio recibida por el tejido glandular para esta energía específica, composición de mama y espesor comprimido y es una aproximación de la dosis a la paciente.

NOTA: El factor de conversión y la dosis glandular promedio cambian sustancialmente para otros espesores de mama, de tal manera que estos factores sólo se aplican a una mama comprimida de 4.2 cm de espesor. Los factores de conversión para otros espesores de mama o de maniquí pueden encontrarse en las referencias de Dance y de Wu et al.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

El valor máximo aceptable para el coeficiente de variación, tanto para la exposición como para el mAs en la prueba de reproducibilidad del CAE es de 0.05. Si este valor se excede, la unidad debe ser verificada por personal de servicio.

La dosis glandular promedio para una mama promedio (comprimida a 4.2 cm de espesor) no debe exceder de 3 mGy (0.3 rad) por vista para receptores de imagen compuestos por pantalla - película. Es recomendable que la dosis glandular promedio sea menor que 1 mGy

por vista si el receptor de imagen es una combinación película - pantalla, sin rejilla, y menor que 3 mGy por proyección para un receptor película - pantalla, utilizando rejilla.

Si los valores exceden estos niveles, deben tomarse acciones correctivas para eliminar la causa de la variación y la dosis excesivas producidas por el CAE.

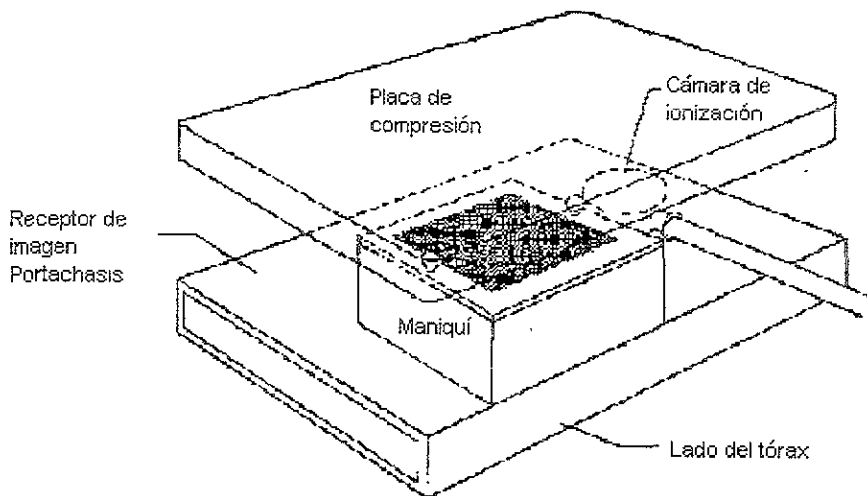


Figura 1: Colocación del equipo.

TABLA 1

Dosis glandular (en mrad) para una exposición de entrada de 1 Roentgen, para tejido mamario de 4.2 cm de espesor y composición 50% adiposo - 50% glandular para blancos/filtros de Mo/Mo y W/Al.

Tensión (kVp) en el tubo de rayos X, con blanco/filtro: Mo/Mo												Combi nación W/Al
HVL	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	
0.23	116											
0.24	121	124										
0.25	126	129	131									
0.26	130	133	135	138								
0.27	135	138	140	142	143							
0.28	140	142	144	146	147	149						
0.29	144	146	148	150	151	153	154					
0.30	149	151	153	155	156	157	158	159				170
0.31	154	156	157	159	160	161	162	163	164			175
0.32	158	160	162	163	164	166	167	168	168	170	171	180
0.33	163	165	166	168	169	170	171	173	173	174	175	185
0.34	168	170	171	172	173	174	175	176	177	178	179	190
0.35		174	175	176	177	178	179	180	181	182	183	194
0.36			179	181	182	183	184	185	185	186	187	199
0.37				185	186	187	188	189	190	191	191	204
0.38					190	191	192	193	194	195	195	208
0.39						196	197	198	198	199	200	213
0.40							201	202	203	204	204	217
0.41								206	207	208	208	221
0.42									211	212	212	225
0.43										215	216	230
0.44											220	234
0.45												238

Para convertir de exposición de entrada en aire en Roentgen a dosis glandular media a la mama en mrad, multiplique la exposición de entrada por el factor mostrado en la tabla para la combinación de tensión y capa hemirreductora apropiadas.

TABLA 2

Dosis glandular (en mrad) para una exposición de entrada de 1 Roentgen, para tejido mamario de 4.2 cm de espesor y composición 50% adiposo - 50% glandular para blanco/filtro de Mo/Rh.

Tensión (kVp) en el tubo de rayos X, con blanco/filtro: Mo/Rh											
HVL	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35
0.28	149	151	154								
0.29	154	156	158	159							
0.30	158	160	162	162	163						
0.31	163	164	166	166	167	167					
0.32	167	169	171	171	171	172	172				
0.33	171	173	175	176	176	176	176	177			
0.34	176	178	179	179	180	180	180	181	181		
0.35	180	181	183	183	184	185	185	186	187		
0.36	185	186	187	187	188	188	189	190	191	191	
0.37	189	190	191	191	192	193	193	194	195	195	
0.38	193	194	196	196	197	197	197	198	199	199	200
0.39	198	199	200	200	201	201	202	202	203	203	204
0.40	202	203	204	204	205	205	206	207	208	208	208
0.41	206	207	208	208	209	209	210	211	212	212	212
0.42	211	211	212	212	213	213	214	215	216	216	217
0.43	215	216	217	217	218	218	219	219	220	220	221
0.44	220	220	221	221	222	222	223	223	224	224	225
0.45	224	224	225	225	226	226	227	227	228	228	229
0.46		228	229	229	230	231	231	232	233	233	234
0.47			233	233	234	235	235	236	237	237	238
0.48			238	238	239	240	240	241	241	242	242
0.49				242	243	243	244	244	245	245	246
0.50					247	247	248	248	249	250	251
0.51						251	252	253	254	254	255
0.52							257	257	258	258	259
0.53								261	261	262	264
0.54									265	266	268
0.55									269	270	272
0.56										275	276
0.57										279	281
0.58											284
0.59											288
0.60											293

TABLA 3

Dosis glandular (en mrad) para una exposición de entrada de 1 Roentgen, para tejido mamario de 4.2 cm de espesor y composición 50% adiposo - 50% glandular para blanco/filtro de Rh/Rh.

Tensión (kVp) en el tubo de rayos X, con blanco/filtro: Rh/Rh											
HVL	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35
0.28	150	155	159								
0.29	155	160	164	168							
0.30	160	164	168	172	176						
0.31	165	168	172	174	180	182					
0.32	169	173	177	181	184	186	188				
0.33	174	178	181	185	188	190	192				
0.34	179	183	186	190	193	195	196	199			
0.35	184	187	190	194	197	199	201	203			
0.36	189	192	195	198	201	204	205	207	209		
0.37	193	196	199	202	205	207	209	211	213		
0.38	198	201	204	207	209	211	213	215	217	219	221
0.39	203	206	208	211	214	216	217	219	221	223	224
0.40	208	211	213	216	218	220	221	223	224	226	228
0.41	213	215	217	220	222	224	225	227	228	230	232
0.42	218	220	222	224	226	228	229	231	232	234	236
0.43	222	224	226	228	230	232	233	235	236	238	240
0.44	227	229	231	233	235	237	238	239	240	242	243
0.45	232	234	235	237	239	241	242	243	244	246	247
0.46			239	241	243	245	246	247	248	250	251
0.47					247	249	250	251	252	254	255
0.48					251	253	254	255	256	258	259
0.49						257	258	259	260	261	262
0.50						261	262	263	264	265	266
0.51							266	267	268	269	270
0.52							270	271	272	273	274
0.53							275	276	276	277	278
0.54								279	280	280	281
0.55								283	284	284	285
0.56									288	288	289
0.57										292	293
0.58										296	297
0.59											300
0.60											304

PORCENTAJE DE RECHAZOS

Instrucciones para el Médico Radiólogo y el Físico Médico

OBJETIVO:

Proporcionar al médico radiólogo y al físico médico un método para el análisis de las radiografías rechazadas en un Departamento de Radiología. Los resultados de este análisis darán información acerca de aquellos aspectos técnicos y humanos que requieren de una mayor atención. Si se planea iniciar un programa de garantía de calidad, entonces se debe llevar adelante un estudio de análisis de los rechazos antes de iniciar el programa con el fin de evaluar el impacto que éste tenga sobre las imágenes obtenidas en el Departamento.

REFERENCIAS:

- Gray, J.E., Winkler, N.T., Stears, J., Frank, E.D. Quality control in diagnostic imaging. Gaithersburg, MD: Aspen Publishers, 1982.
- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Radiografías rechazadas y un conteo del número total de películas consumidas durante el período de vigilancia.

PROCEDIMIENTO:

Se usa la hoja de registro 29.

Las acciones descritas a continuación serán realizadas por el técnico radiólogo:

1. Durante los 30 días de este estudio anotar en una bitácora la técnica empleada en cada mamografía:

Proyección: CC o Lat
Técnica: Manual, AEC, BACE
Compresión (cm)
kVp
mA y foco
Densidad
Film

2. Destinar un gabinete especial (vacío) para almacenar las películas rechazadas y repetidas de manera separada.
3. Anotar, al final de cada día, la cantidad total de película virgen consumida ese día.
4. Cada semana, recoger todas las películas rechazadas, repetidas, y evaluar el número total de radiografías consumidas durante este período.

Las acciones descritas a continuación serán realizadas por el médico radiólogo acompañado por el físico médico:

1. Analizar todas las películas rechazadas y determinar las razones por las que probablemente fueron rechazadas.
2. A medida que se revisen las películas, registrar estos números en el formato correspondiente (no debe sorprender el hecho de que exista un gran número de radiografías para las cuales no se pueda determinar la causa de su rechazo).
3. Determinar el cociente de radiografías rechazadas con respecto al total de radiografías consumidas.
4. Determinar el porcentaje de rechazos de cada una de las categorías (ver hoja de registro) con respecto al total de radiografías rechazadas.

NOTA: Será difícil determinar si una radiografía clara u oscura fue rechazada debido al empleo de una mala técnica o a mal procesamiento durante el revelado. En consecuencia, estas radiografías deben clasificarse simplemente como claras u oscuras.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

La tasa de rechazos total debe ser menor al 10%, aunque es posible lograr tasas menores al 5%.

CALIDAD DE LA IMAGEN

Instrucciones

OBJETIVO:

Evaluar y detectar cambios temporales en la calidad de la imagen mamográfica, tomando como referencia la imagen de un maniquí mamográfico, así como la dosis asociada a esta imagen..

REFERENCIAS:

- ACR. Mammography quality control manual. Reston, VA: American College of Radiology, 1994.
- RMI 156. Mammographic accreditation phantom. A user's guide. Gammex, Inc. 1997.
- SSA. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Maniquí mamográfico (equivalente aproximadamente a una mama de 4.2 cm de espesor y 50/50 tejido equivalente), conteniendo detalles apropiados que van desde imágenes visibles hasta invisibles, por ejemplo el maniquí mamográfico usado por el American College of Radiology. Mammography Accreditation Program (ACR MAP), tal como el RMI 156 o similar.
- Cámara de ionización y electrómetro calibrados para las energías de los haces de rayos X para mamografía (factor de calibración constante dentro de $\pm 1\%$ sobre el intervalo de la capa hemirreductora de 0.2 a 0.5 mm de Al).
- Disco de acrílico, aproximadamente de 4 mm de espesor y 1 cm de diámetro, colocado en lo alto del maniquí dentro del área de la imagen pero no superpuesto sobre detalles del maniquí.
- Chasis y película de los tipos usados clínicamente para mamografía.
- Máscara apropiada para eliminar la luz, que alcanza los ojos del observador, que proviene de más allá de los bordes de la imagen del maniquí. Las imágenes deberán ser observadas en el mismo negatoscopio que se utiliza clínicamente. Si se utiliza un negatoscopio de 14" x 17", se puede hacer una máscara con película expuesta a la luz, procesándola, y cortando un hoyo justo del tamaño y de la forma del maniquí que se use
- Imagen original del maniquí así como la imagen previa del mismo tomada en la misma unidad.

- Lupa.
- Densitómetro.

PROCEDIMIENTO:

Tenga a la mano la hoja de registro 30 / 31 / 32/ 33.

1. Coloque el maniquí de tal manera que el lado del maniquí que debe coincidir con el tórax coincida con el lado del portachasis que limita con el tórax.
2. Coloque la cámara de ionización en el haz de rayos X a un costado del maniquí mamográfico, centrada 4 cm hacia dentro del borde del portachasis que limita con el tórax y con el centro del nivel con la superficie superior del maniquí. Asegúrese que la cámara se exponga completamente y que su sombra radiográfica no interfiera con los detectores del CAE. (En caso de duda ver figura 1, procedimiento 11/27/28).
3. Baje la placa de compresión de tal manera que esté justo en contacto con la parte superior del maniquí y de la cámara de ionización. No ejerza demasiada presión sobre el maniquí ya que puede dañar al sistema de compresión.
4.
 - a) Para gabinetes donde se utilicen técnicas automáticas, verifique que el detector del control automático de exposición (CAE) se localice por debajo del centro del maniquí y en la misma localización que se haya utilizado para imágenes previas del maniquí.
 - b) Para gabinetes donde se usen técnicas manuales, seleccione el valor de la carga (mAs), adecuado para el espesor del maniquí, verifique que este valor concuerde con los valores utilizados al tomar imágenes previas del maniquí.
6. Seleccione el valor de la tensión y del control de densidad más usuales para un espesor y densidad de mama correspondientes al maniquí. Asegúrese de que estos valores concuerden con los utilizados al tomar imágenes previas del maniquí.
7. Cargue película en un chasis.
8. Coloque el chasis en el portachasis.
9. Haga una exposición, anote todos los factores utilizados en la hoja de registro.
10. Revele la película en el procesador normalmente utilizado para estudios de mamografía.

Densidad óptica al centro del maniquí

11. Mida en la película la densidad óptica en el centro del maniquí (DO_C) (lejos de cualquier objeto de prueba), registre esta densidad como la densidad óptica de fondo en la hoja de registro. Asegúrese de medir esta densidad siempre en el mismo lugar de la imagen.

Contraste

12. Mida la densidad óptica de la película en el área del disco (DO_d) y justo por fuera del disco (DO_f) ya sea a la izquierda o a la derecha (perpendicular al eje ánodo-cátodo), anote en la hoja de registro esta diferencia como la diferencia en densidades (ΔDO).

Resolución

13. Usando la máscara apropiada para la película, determine el número de objetos de prueba de cada tipo que son visibles en la imagen del maniquí.

- a) Si se está usando un maniquí alternativo, use la metodología recomendada por el fabricante del maniquí.
 - b) Si se está usando un maniquí del tipo ACR MAP y se quiere que el sistema de conteo coincida con el de los verificadores del ACR MAP, entonces use el criterio siguiente. Siempre cuente el número de objetos visibles de un tipo dado (fibra, grupo de microcalcificaciones, o masas), del mayor al de menor tamaño, hasta obtener un conteo de 0 o de 0.5, en ese momento pare de contar en ese tipo de objetos.
 - i) Cuente cada fibra como un punto si la longitud total de la fibra es visible y la localización y orientación de la fibra es correcta. Si aparece un artefacto, parecido a una fibra, en cualquier lugar dentro de la imagen del inserto pero no tiene la localización ni la orientación apropiadas, reste la “fibra por artefacto” de la última fibra “real” contada si la fibra por artefacto es igual o más aparente.
 - ii) Use una lupa (aproximadamente 2x) para ayudarse en la visualización de las microcalcificaciones. Cuente cada grupo de microcalcificaciones como 1 punto. Un grupo es contado como completo si 4 o más microcalcificaciones son visibles en la localización adecuada. Cuente un grupo de microcalcificaciones como 0.5 puntos si son visibles 2 o 3 motas. Si ruido o artefactos en forma de microcalcificaciones son visibles en localizaciones erróneas en el inserto del maniquí pero son tan aparentes como las microcalcificaciones “reales” que se están contando, réstelas una por una de las microcalcificaciones individuales que se han contado. Los artefactos en forma de microcalcificaciones sólo se deben restar de las microcalcificaciones “reales” en el último grupo contado.
 - iii) Cuente cada masa como 1 punto si la diferencia en densidad es visible en la localización correcta y la masa aparece como una mancha circular contra el fondo. Cuente cada masa como 0.5 de punto si la diferencia en densidad es visible en la localización correcta pero la imagen de la masa no aparece en forma circular. Si hay un artefacto con forma de masa que aparece en una localización errónea en cualquier parte del inserto del maniquí, reste este artefacto en forma de masa de la última masa “real” contada, si el artefacto es igual o más aparente.
 - iv) Anote los resultados en cada categoría (fibras, microcalcificaciones, y masas) en la hoja de registro correspondiente.
12. Examine cuidadosamente las imágenes del maniquí buscando artefactos, incluyendo polvo o suciedad, artefactos debidos al manejo de la película, artefactos de revelado, líneas debidas a la rejilla, y otros artefactos debidos al equipo. Si los artefactos se presentan en la imagen del maniquí, asegúrese de realizar la prueba de evaluación de artefactos.

Índice relativo de la calidad de la imagen

13. Repita los pasos 7 a 13, al menos una vez más en modo automático.

14. Repita los pasos 7 a 13 en modo semiautomático, manteniendo el control de densidad en “0” o “normal”, para diferentes valores de la tensión (se recomiendan 26, 28 y 30 kV).
15. Repita los pasos 7 a 13 en modo semiautomático, manteniendo constante el valor de la tensión (28 kV) y variando el valor del control de densidad del CAE:
16. Anote todos estos resultados en la hoja de registro correspondiente.
17. Evalúe estas imágenes de acuerdo al criterio de aceptación. El índice de la calidad de la imagen se obtiene mediante el cociente del número de imágenes que cumplen con el criterio de aceptación entre el número total de imágenes obtenidas.

Dosis

18. Evalúe de acuerdo al procedimiento 11 / 27 / 28, la dosis asociada a cada imagen del maniquí.

NOTA:

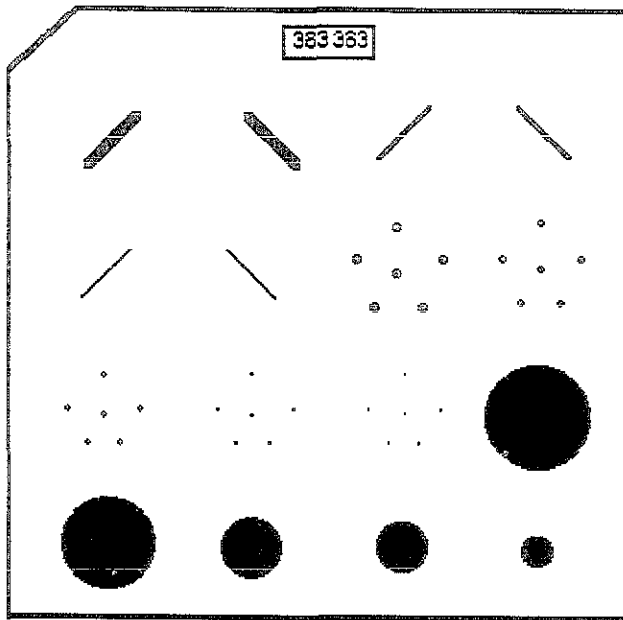
Las imágenes del maniquí mamográfico, al igual que las mamografías, deben verse siempre bajo buenas condiciones de visibilidad, mismas que consisten en:

1. Cubrir el negatoscopio de tal manera que no haya luz proveniente del mismo, más allá que la que se transmite a través de la imagen del maniquí en la película, que pueda incidir sobre el ojo del observador. Una máscara es esencial para la buena visibilidad de la imagen del maniquí .
2. La luz ambiental que exista en el cuarto de observación, que pueda ser reflejada por la película, debe ser minimizada.
3. Para evaluar la imagen del maniquí, use una lupa (se recomienda 2x), de preferencia la misma que se utiliza para evaluar las mamografías.

PRECAUCIONES:

Esta prueba evalúa todas las componentes del sistema de mamografía, excepto la colocación de la mama por el técnico radiólogo, errores inducidos por la paciente tales como el movimiento de la misma, y la interpretación de la imagen por el médico radiólogo. Los cambios observados en la calidad de la imagen del maniquí pueden deberse a cualquier parte del sistema de mamografía, tales como el generador, el tubo de rayos X o la procesadora de película. Como resultado de esto se deben realizar otras pruebas para determinar cuál o cuáles componentes del sistema están fallando y por lo tanto requieren de un acción correctiva.

Debido a que el físico médico no tiene la oportunidad de medir la calidad de la imagen del maniquí tan frecuentemente como el técnico radiólogo, es importante revisar las imágenes del maniquí adquiridas por él, previamente a la realización de nuevas pruebas de tal manera que se puedan comparar resultados con la evaluación del físico médico, verificándose que esta prueba se está realizando correctamente.



Fibras: 6. Microcalcificaciones: 5. Masas: 5.

Figura 1: Maniquí de acreditación del American College of Radiology (ACR).

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

La densidad óptica de la película en el centro de la imagen del maniquí debe ser mayor que 1.2 , mientras que la diferencia en densidades (contraste) debe ser aproximadamente 0.40 ± 0.05 para un disco de 4 mm de espesor y películas expuestas a 28 kVp. Algunos discos disponibles en el mercado tienen espesores diferentes a 4 mm, de tal manera que la diferencia en densidades ópticas será diferente a 0.40. El número de objetos posibles de visualizar es: fibras (4), grupos de microcalcificacioones (3) y simuladores de masas tumorales (3).

OBSERVACIONES:

La constancia entre imágenes del maniquí es el factor crucial. Si la exposición se hace idénticamente a las usadas al tomar imágenes previas del maniquí, la densidad óptica en el centro del maniquí no deberá variar por más de ± 0.20 y la diferencia en densidad no deberá cambiar en más de 0.05. El tiempo de exposición o el mAs anotado para la lectura del generador no debe cambiar en más de $\pm 15\%$ de una exposición al tomar la imagen del maniquí a otra.

Algunos gabinetes escogen parámetros en el CAE que producen un intervalo mayor de densidades ópticas para un tejido mamario promedio, así que los tejidos glandulares se exponen adecuadamente y tienen un contraste adecuado. Este tratamiento requiere de un negatoscopio con intensidad luminosa adecuada para que la imagen se pueda observar bien y

es una aproximación aceptable para mejorar la calidad diagnóstica de la imagen mamográfica.

El número de objetos detectados en cada grupo (fibras, microcalcificaciones, y masas) no deberán cambiar por más de 0.5 si se observan bajo condiciones ideales de iluminación por el mismo observador. Si el número observado de objetos de prueba en uno o más grupos cambia por más de 0.5, entonces se debe hacer una comparación más cuidadosa con la imagen original del maniquí o con algunas imágenes previas del mismo, para determinar si el cambio es real.

Cualquier cambio entre la última imagen del maniquí obtenida y la imagen original, o algunas previas, ya sea en densidad, diferencia en densidad, o números de objetos de pruebas que excedan los criterios de aceptación sugeridos, deben investigarse para determinar la fuente o fuentes de error. Una vez que la fuente es identificada debe corregirse inmediatamente.

ANEXO B

HOJAS DE REGISTRO

HOJA DE REGISTRO 1

EVALUACIÓN MECÁNICA

Hospital : _____ Fecha: _____

EQUIPO:

Fabricante del tubo de rayos X. _____ Modelo: _____
Fabricante del procesador: _____ Modelo: _____
Fabricante de la pantalla: _____ Tipo: _____
Fabricante de la película: _____ Tipo: _____

TÉCNICAS CLÍNICAS MÁS USUALES:

Espesor de la mama	Modo de exposición	Tensión aplicada	Control de densidad	Control Automático de Exposición	Uso de rejilla
				Sí-No	Sí-No
				Sí-No	Sí-No
				Sí-No	Sí-No
				Sí-No	Sí-No
				Sí-No	Sí-No

EVALUACIÓN DE LA UNIDAD.

Encierre en un círculo la opción correspondiente: (N/A = no aplica)

- Es mecánicamente estable Sí No N/A
- Todas las partes móviles se mueven suavemente, no hay obstrucciones para el movimiento Sí No N/A
- Todos los interruptores y bloqueadores funcionan bien Sí No N/A
- El portachasis no vibra Sí No N/A
- El chasis está bien soportado por el portachasis en cualquier dirección Sí No N/A
- El chasis se desliza bien en el portachasis Sí No N/A
- La escala de espesor de la mama comprimida es exacta en ± 0.5 cm, reproducible en ± 2 mm Sí No N/A
- El paciente y el operador no están expuestos a bordes filosos o ásperos o a otros riesgos Sí No N/A
- Están a la vista las cartas de técnicas para el operador Sí No N/A
- Durante la exposición, está protegido el operador adecuadamente contra la radiación Sí No N/A

Cumple: Sí / No

Realizó: _____

HOJA DE REGISTRO 2

PUNTO FOCAL

Hospital : _____ Fecha: _____
 Equipo de rayos X: Marca: _____ Modelo: _____ S/N: _____
 Patrón de estrella: Marca: _____ Modelo: _____ Angulo: _____
 Modo de exposición: Manual DFI: _____ DFObjeto: _____

Tamaño de punto focal nominal, f_{nom}					
Tensión nominal (kVp)					
Corriente nominal (mA)					
Carga (mAs)					
DO					
Diámetro patrón nominal					
Diámetro patrón medido					
Factor de amplificación (M)					
D_L medido					
D_A medido					
$F=(N/57.3)[D/(M-1)]$					
D_L calculado					
D_A calculado					
Cumple					

D_L : Diámetro promedio de la zona distorsionada más externa medida en la dirección paralela al eje ánodo-cátodo.

D_A : Diámetro promedio de la zona distorsionada más externa medida en la dirección perpendicular al eje ánodo-cátodo.

N: Ángulo del patrón.

F: Tamaño del punto focal.

Cumple: Sí / No

Criterio de aceptación:

Los valores medidos de las dimensiones del punto focal deben estar dentro de los límites establecidos en la siguiente tabla . El valor nominal del tamaño del punto focal no debe ser mayor que 0.4 mm.

Tolerancias en las dimensiones del punto focal

Punto focal (Valor nominal)	Dimensiones del punto focal	
	Valores permisibles (mm)	
mm	Ancho (perp)	Largo (paralel)
0.10	0.10 – 0.15	0.10 – 0.15
0.15	0.15 – 0.23	0.15 – 0.23
0.20	0.20 – 0.30	0.20 – 0.30
0.25	0.25 – 0.38	0.25 – 0.38
0.30	0.30 – 0.45	0.45 – 0.65
0.40	0.40 – 0.60	0.60 – 0.85

Realizó: _____

HOJA DE REGISTRO 3

**REPRODUCIBILIDAD Y PRECISIÓN EN LA TENSIÓN
(kV_p)**

Hospital: _____

Equipo de rayos X: Marca _____ Modelo: _____
S/N: _____

Medidor de tensión: _____

Filtración: _____

Tensión Nominal (kVp)					
Mancha focal nominal					
Tiempo de exposición					
Corriente mA o mAS					
Tensión medida					
kVp 1					
kVp 2					
kVp 3					
kVp 4					
kVp 5					
kVp 6					
kVp 7					
kVp 8					
kVp 9					
kVp 10					
Cálculos					
kVp promedio					
kVp nominal					
kVp nom - kVp med (%)					

Criterio de aceptación:

La diferencia entre el valor medido y el valor nominal de la tensión debe ser como máximo de $\pm 5\%$.
En una serie de 10 exposiciones realizadas en idénticas condiciones, ninguna medida de la tensión debe diferir del promedio de las mediciones por más del 2% de este promedio.

Realizó: _____

Fecha: _____

HOJA DE REGISTRO 4

TIEMPO DE EXPOSICIÓN

Hospital: _____ Fecha: _____

Equipo de rayos X: Marca: _____ Modelo: _____ S/N: _____

Tensión: _____ mA: _____ Punto Focal: _____

Tiempo nominal	mAs nominal	T ₁ (ms)	T ₂ (ms)	T ₃ (ms)	Tiempo promedio	Diferencia T _{nom} - T _{prom} %

Cumple: Sí / No

Criterio de aceptación:

La diferencia entre los valores medidos y los nominales seleccionados debe ser menor o igual a $\pm 5\%$ del valor nominal

Realizó: _____

HOJA DE REGISTRO 5

CAPA HEMIRREDUCTORA

Hospital: _____ Fecha: _____

Equipo de rayos X: Marca : _____ Modelo: _____

S/N: _____ Filtración: _____ Foco: _____ DFCI: _____

Sistema de dosimetría: cámara de ionización: _____

Electrómetro: _____

Tensión nominal					
Corriente (mA)					
Tiempo o mAs					
Medidas de exposición					
Sin filtración de Al, E ₀					

0.2 mm de Al, E ₂					

0.3 mm de Al, E ₃					

0.4 mm de Al, E ₄					

0.5 mm de Al, E ₅					
Repetición de E ₀					
Registro de espesores y exposiciones que acotan a E ₀ /2					
(t _a < t _b) t _a					

t _b					

(E _a > E _b) E _a					

E _b					

Capa hemirreductora calculada					

Cumple: Sí / No

Criterio de aceptación:

La capa hemirreductora mínima para una tensión medida dada, será de 0.3 mm de Al 1100, si la tensión nominal < 30 kV, o de 0.4 mm de Al 1100, si la tensión nominal < 40 kV.

Realizó: _____

HOJA DE REGISTRO 7

**DISTANCIA FUENTE IMAGEN
(DFI)**

Hospital: _____ Fecha: _____

Equipo: _____

DFI nominal: _____

DFI medida: _____

Cumple: Sí / No

Criterio de aceptación:

La DFI debe coincidir con el valor manifestado por el fabricante.

Realizó: _____

CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)

I. Capacidad de desempeño

Hospital: _____ Fecha: _____

Equipo: _____ Filtro: _____

Chasis: _____ Película: _____ Sensor de mama: _____

Modo de imagen: Semiautomático/Automático con/sin rejilla

Película	Tensión (kV)	Carga (mAs)	Densidad	Compresión (cm)	Velocidad	Espesor acrílico (cm)	DO	Δ DO
1								
2								
3								
4								
5								
6								
7								
8								
9								
10								
11								
12								
13								
14								
15								

DO prom	Intervalo DO (DO _{min} , DO _{max})	Intervalo permisible

Cumple: Sí / No

Criterio de aceptación:

Se considerará que el CAE funciona adecuadamente si puede mantener constante la densidad óptica de la película dentro de ± 0.30 del promedio, sobre la tensión, espesor del maniquí de acrílico (2 a 6 cm), y modos de imagen examinados, y si puede limitar la máxima exposición controlada automáticamente a un valor de la carga (mAs) fijo y razonable (600 y 1,000 mAs).

Realizó: _____

CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)

II. Control de densidad

Hospital: _____ Fecha: _____

Equipo: _____ Filtro: _____

Chasis: _____ Película: _____ Sensor de mama: _____

Modo de imagen: Semiautomático / automático

con / sin rejilla

Modo de imagen					
Punto focal					
kVp					
mAs			Compresión		
Espesor del maniquí			Chasis		
Control de densidad	Imagen No.	mAs nominal mAs _i	DO medida DO _i	Relativo a lo normal	
				mAs _i / mAs _n	DO _i - DO _n
0 (Normal)					

Cumple: Sí / No

Criterio de aceptación:

El mAs y la densidad óptica (DO), deben aumentar de acuerdo al incremento del valor dado al control de densidad del equipo. Por cada paso en el control de densidad debe haber un cambio en el mAs entre el 12% y el 15%, o un cambio aproximado en la densidad óptica de 0.15.

Realizó: _____

COMPRESIÓN

I. Fuerza de compresión

Hospital: _____ Fecha: _____

Equipo de rayos X: Marca: _____ Modelo: _____

S/N: _____ Placa de compresión: _____

Báscula: Marca _____ Modelo: _____, S/N: _____

	Compresión medida	Cumple
Modo motorizado		Sí / No
Modo manual		Sí / No

Criterio de aceptación:

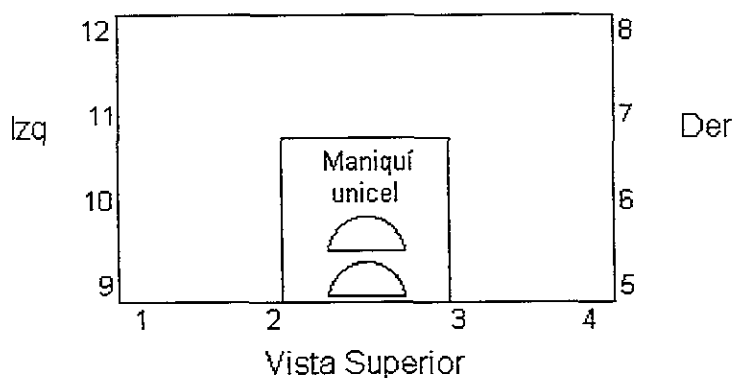
Debe alcanzarse, al menos, una fuerza de compresión de 12.5 kg. La máxima fuerza de compresión realizada por el modo motorizado debe estar entre 12.5 y 22.5 kg.

Realizó: _____

COMPRESIÓN

II. Deformación de la placa de compresión

Hospital: _____ Fecha: _____
 Equipo de rayos X: Marca: _____ Modelo: _____
 S/N: _____ Placa de compresión: _____
 Espesor maniquí de unice: _____ Compresión nominal: _____



Punto	Ubicación	Lectura 1	Lectura 2	Lectura 3	Lect. prom.
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11					
12					

Cumple: Sí / No

Criterio de aceptación:

La deformación de la placa de compresión no debe ser mayor que 1.5 cm.

Realizó: _____

HOJA DE REGISTRO 16

FACTOR DE REJILLA

Hospital: _____ Fecha: _____

Equipo de rayos X: Marca : _____ Modelo: _____ S/N: _____

Filtración: _____ Foco: _____

Sistema de dosimetría usado: Detector: _____

Electrómetro: _____

Fantoma: _____

DF-Parte superior del fantoma: _____ s/rejilla

DF-Parte superior del fantoma: _____ c/rejilla

Modo: Manual

CI: Punto de referencia (6 cm tórax y centrada lateralmente)

Película	Rejilla sin / con	Tensión (kV)	Carga (mAs)	Exposición (mR)	DO
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					

Rejilla	log X	X (mR)	Factor de rejilla
sin			
con			

Cumple: Sí / No

Criterio de aceptación:

De acuerdo al CEC, el factor de rejilla calculado debe ser menor que o igual a 3.

Realizó: _____

CONTACTO PELÍCULA - PANTALLA

Hospital: _____ Fecha: _____
Marca _____ Equipo de rayos X: _____
Modelo: _____ S/N: _____
kVp: _____ Corriente (mA): _____ Tiempo: _____
Carga (mAs): _____ Foco: _____

Chasis: _____

No existen regiones con contacto pobre: _____

Si existen regiones con contacto pobre, localizadas en: _____

Cumple: Sí / No

Chasis: _____

No existen regiones con contacto pobre: _____

Si existen regiones con contacto pobre, localizadas en: _____

Cumple: Sí / No

Chasis: _____

No existen regiones con contacto pobre: _____

Si existen regiones con contacto pobre, localizadas en: _____

Cumple: Sí / No

Chasis: _____

No existen regiones con contacto pobre: _____

Si existen regiones con contacto pobre, localizadas en: _____

Cumple: Sí / No

Criterio de aceptación:

Las áreas de contacto pobre que sean grandes (> 1cm de diámetro) y que no sean eliminadas en el momento de la limpieza y permanezcan en el mismo sitio durante las pruebas subsiguientes no pueden tolerarse, es decir, los chasis deben sustituirse. Si existen en el chasis muchas áreas de mal contacto pero pequeñas (<1cm de diámetro) éste puede volverse a usar.

Realizó: _____

UNIFORMIDAD DE LAS VELOCIDADES DE LAS PANTALLAS

Hospital: _____ Fecha: _____

Pantalla tipo: _____

Película tipo: _____

Emulsión: _____

Modo de exp. : _____

Mancha focal: _____

Tensión (kVp): _____

Tamaño: _____ Marca: _____

Procesador: _____

Control automático: _____

Control de densidad: _____

Manual: _____

mA: _____ Tiempo de exp: _____

mAs: _____

<i>Chasis No.</i>	<i>Imagen No.</i>	<i>mAs registrado</i>	<i>Densidad óptica medida</i>
Chasis de control			
_____	_____	_____	_____
	_____	_____	_____
	_____	_____	_____

Desviación estándar de la DO del chasis de control: _____

Otros chasis

_____	_____	_____	_____
_____	_____	_____	_____
_____	_____	_____	_____
_____	_____	_____	_____
_____	_____	_____	_____
_____	_____	_____	_____
_____	_____	_____	_____
_____	_____	_____	_____

DO máxima: _____
 DO mínima: _____
 Intervalo de DO: _____

Cumple: Sí / No

Criterio de aceptación:

La diferencia entre las densidades ópticas máxima y mínima no debe exceder 0.30. Se requieren medidas correctivas para cualquier combinación película - pantalla cuya diferencia no se encuentre dentro de este intervalo.

Realizó: _____

TEMPERATURA DEL REVELADOR

Hospital: _____ Fecha: _____

Procesador: _____ Semana del _____ al _____ del mes de _____.

Datos diarios:

Fecha y hora	Lunes		Martes		Miércoles		Jueves		Viernes		Sábado		Domingo	
	AM	PM	AM	PM	AM	PM	AM	PM	AM	PM	AM	PM	AM	PM
Temperatura revelador (carátula)														
Temperatura revelador (medida)														

Datos semanales:

Tasa de relleno del revelador: _____

Tasa de relleno del fijador: _____ Flujo del agua: _____

Otros: _____

Fecha	Servicios brindados al procesador durante esta semana

Cumple: Sí / No

Criterio de aceptación:

La temperatura del revelador debe diferir a lo más en 0.5 °C del valor señalado por el fabricante.

Realizó: _____

HOJA DE REGISTRO 20

TIEMPO DE PROCESO

Hospital: _____ Fecha: _____

Equipo: Marca: _____ Modelo: _____

S/N: _____

Tiempo medido
Tiempo promedio:

Cumple: Sí / No

Criterio de aceptación:

Es recomendable que el tiempo de proceso no exceda de tres minutos.

Realizó: _____

SENSITOMETRÍA

Hospital _____ Fecha: _____

Procesador: Marca: _____ Modelo: _____ S/N: _____

Película: Marca: _____ Emulsión: _____

Sensitómetro Marca: _____ Modelo: _____ S/N: _____

Densitómetro Marca: _____ Modelo: _____ S/N: _____

Luz: _____

Log exp rel	Paso	Densidad óptica		
0.15	1			
0.30	2			
0.45	3			
0.60	4			
0.75	5			
0.90	6			
1.05	7			
1.20	8			
1.35	9			
1.50	10			
1.65	11			
1.80	12			
1.95	13			
2.10	14			
2.25	15			
2.40	16			
2.55	17			
2.70	18			
2.85	19			
3.00	20			
3.15	21			

Log X ₁	$D_1 = (B+N) + 0.25$	Log X ₂	$D_2 = (B+N) + 2.00$

Base + Niebla	Índice de velocidad	Gradiente promedio $(D_2 - D_1) / (\text{Log } X_2 - \text{Log } X_1)$

Cumple: Sí / No

Criterio de aceptación:

Ninguno. Para nuestro estudio, los resultados de esta prueba sólo serán registrados.

Realizó: _____

HOJA DE REGISTRO 22

ARTEFACTOS

Hospital : _____ Fecha: _____

Equipo de rayos X: Marca: _____ Modelo: _____ S/N: _____

Procesador: Marca: _____ Modelo: _____ S/N: _____

Tipo de atenuador: _____ Espesor del atenuador: _____

Valor de la tensión (kVp): _____ Valor del control de densidad: _____

Punto focal nominal: _____

Tamaño del receptor de imagen	18 x 24 cm	24 x 30 cm	Otros: _____
DO de la película			
Existen artefactos visibles? (si así es, continúe verificando los puntos apropiados)			
Artefactos del procesador*			
Artefactos del equipo**			
Otros artefactos			
Descripción de estos artefactos			

* Artefactos paralelos en ambas películas, procesadas tal como se indica en la figura 1.

** Artefactos perpendiculares en ambas películas, procesadas tal como se indica en la figura 2.

Ambas figuras aparecen en el procedimiento correspondiente.

Cumple: Sí / No

Criterio de aceptación:

Las imágenes mamográficas no deben presentar artefacto alguno.

Realizó: _____

CUARTO OSCURO

Hospital: _____ Fecha: _____
 Película irradiada en equipo: Marca: _____ Modelo: _____ N/S: _____
 Película tipo: _____ Maniquí: _____
 Tensión: _____ kVp mAs: _____ Foco: _____ DO: _____ (1)

FUGA DE LUZ						
Luces exteriores encendidas:						
Tiempo (min)	1	2	3	4	5	Cumple
Densidad óptica bajo la moneda (D_{bg})						
Densidad óptica alrededor (D_s)						
Diferencia (D_{fog}) $D_{fog} = D_{bg} - D_s$						Sí / No

Criterio de aceptación:

El valor de la neblina extra deberá ser menor que 0.02 DO en cuatro minutos.

LUCES DE SEGURIDAD						
Luces encendidas 30 min antes:						
Tiempo (min)	1	2	3	4	5	Cumple
Densidad óptica bajo la moneda (D_{bg})						
Densidad óptica alrededor (D_s)						
Diferencia (D_{fog}) $D_{fog} = D_{bg} - D_s$						Sí / No

Criterio de aceptación:

El valor de la neblina extra deberá ser menor o igual que 0.10 DO en cuatro minutos.

Realizó: _____

NEGATOSCOPIOS

Hospital: _____ Fecha: _____

BRILLANTEZ					
Negatoscopio	Lectura 1 (cd/m ²)	Lectura 2 (cd/m ²)	Lectura 3 (cd/m ²)	Lectura promedio (cd/m ²)	Cumple
					Sí / No
					Sí / No
					Sí / No
					Sí / No
					Sí / No
					Sí / No

Criterio de aceptación:

La brillantez deberá ser mayor o igual que 5000 cd/m² al centro del negatoscopio y en contacto con la superficie difusora.

HOMOGENEIDAD					
Negatoscopio	Lectura (cd/m ²)	Lectura prom (cd/m ²)	Lectura central (cd/m ²)	Lprom - Lcentral (%)	Cumple
Esquina 1					Sí / No
					Sí / No
					Sí / No
Esquina 2					Sí / No
					Sí / No
					Sí / No
Esquina 3					Sí / No
					Sí / No
					Sí / No
Esquina 4					Sí / No
					Sí / No
					Sí / No

Criterio de aceptación:

La iluminación en un mismo negatoscopio deberá variar menos que un 15% entre una zona y otra. La variación de iluminación entre en un negatoscopio y otro de un mismo banco o panel deberá ser menor que un 15%.

Realizó: _____

EXPOSICIÓN DE ENTRADA, DOSIS GLANDULAR PROMEDIO Y REPRODUCIBILIDAD DEL CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN (CAE)

Hospital : _____ Fecha: _____ -
 Equipo de rayos X: _____

Sistema de dosimetría: _____

Factor de corrección por energía: _____

Modo de exposición: _____
 Receptor de imagen: _____ Tamaño: _____ Marca: _____
 Restricción del campo: _____ DFI (cm): _____ Maniquí: _____

Tensión (kVp) nominal			
Anodo/filtración			
CAE, control de densidad			
Corriente (mA)			
CHR medida (mm Al)			

Exposición de entrada medida	R	mAs	R	mAs	R	mAs
Exposición 1						
Exposición 2						
Exposición 3						
Exposición 4						

Valores promedio						
Desviaciones estándar						
Coefficientes de variación						

Exposición corregida por energía						
Factor de conversión de dosis (mrad/R) Tabla 1-3						
Dosis glandular promedio calculada (mGy)						

Criterio de aceptación:

El coeficiente de variación para R o mAs no debe exceder de 0.05. La dosis glandular promedio no debe exceder 3 mGy para un espesor efectivo de mama igual a 4.2 cm.

Realizó: _____

PORCENTAJE DE DE RECHAZOS

Hospital: _____ Sala: _____
 Fecha de inicio: _____ Fecha de término: _____

MOTIVO DEL RECHAZO	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	TOTAL	
Mala colocación de la paciente																						
Movimiento de la paciente																						
Radiografía muy clara																						
Radiografía muy oscura																						
Artefactos																						
Niebla																						
Fallas de revelado																						
Por razones médicas																						
Información deficiente acerca de la paciente (No se incluyen en el conteo)																						
Control de calidad																						
Fecha																						
Iniciales T.R.																						

Realizó: _____ Fecha: _____

HOJA DE REGISTRO 29 / A
PORCENTAJE DE RECHAZOS
 (concentrado)

Hospital: _____ Sala: _____

Fecha de inicio: _____ Fecha de término: _____

MOTIVO DEL RECHAZO	Número de películas	Porcentaje de rechazos	Porcentaje de repeticiones
Mala colocación de la paciente			
Movimiento de la paciente			
Radiografía muy clara			
Radiografía muy oscura			
Artefactos			
Niebla			
Fallas de revelado			
Por razones médicas			
Información deficiente acerca de la paciente (No se incluyen en el conteo)			
Control de calidad			
Total de pérdidas			
Total de rechazos			
Total de repeticiones			

Total de películas usadas: _____

Realizó: _____ Fecha: _____

ANEXO C

ESPECIFICACIONES DE LOS EQUIPOS DE MEDICIÓN USADOS

ESPECIFICACIONES DE LOS EQUIPOS DE MEDICIÓN USADOS

- Patrón de estrella:

Consiste de 56 pares de rayos, divididos en cuatro sectores de 28°, cada rayo diverge con un ángulo de 1°.

- Medidor de tensión para mamografía:

Tensión, 24-40 kVp. Intervalo de dosis: 0.001 μ Gy-9999 Gy. Tiempo de exposición: 0.001-9999s.

- Láminas de aluminio 1100:

11 láminas de 10 cm x 10 cm. 5 de 1.0 mm de espesor, 2 de 0.5 mm y 4 de 0.1 mm.

- Densitómetro digital:

Intervalo de DO: 0-4.50. Respuesta espectral: centrada a aproximadamente 500 nm. Mesa iluminada con área de 120 x140 mm. Colimadores de 3, 2 y 1 mm.

- Sensitómetro dual:

Fuente de luz: 2 lámparas de color; verde 520 nm; azul 455nm. Tiempo de exposición: 50-500 ms. Ajuste manual para producir DO = 1.0. Alarma audible de fin de exposición. Cuña: 21 pasos, 0.15 DO/paso.

- Fotómetro digital:

Fotómetro de precisión para uso científico. Intervalo de medición de 0 a 9,999 cd/m².

- Malla metálica:

Malla metálica de cobre del No. 40, medidas: 25.8 x 31.5 cm

- Maniquí de acreditación:

Ver descripción en el capítulo 3.

- Báscula de baño:

De 0 a 80 kg.

- Termómetro digital de vástago:

De -50 a 260°C