



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE CIENCIAS

**MAMOGRAFÍA:
CONTROL DE CALIDAD EN UNIDADES MÓVILES**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

F I S I C A

P R E S E N T A:

ERIKA MAYELA RAMIREZ BARBOSA



**DIRECTOR DE TESIS:
M. EN C. CÉSAR GUSTAVO RUIZ TREJO
2010**



Universidad Nacional
Autónoma de México



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.



UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE
MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS
Secretaría General
División de Estudios Profesionales

Votos Aprobatorios

ACT. MAURICIO AGUILAR GONZÁLEZ
Jefe de la División de Estudios Profesionales
Facultad de Ciencias
Presente

Por este medio hacemos de su conocimiento que hemos revisado el trabajo escrito titulado:

Mamografía: Control de Calidad en Unidades Móviles

realizado por **Ramírez Barbosa Erika Mayela** con número de cuenta **0-9926157-3** quien ha decidido titularse mediante la opción de **tesis** en la licenciatura en **Física**. Dicho trabajo cuenta con nuestro voto aprobatorio.

Propietario Dr. Carlos Villarreal Luján

Carlos Villarreal

Propietario M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano

Patricia Avilés

Propietario M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo
Tutor

César Ruiz

Suplente M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos

Ana E. Buenfil Burgos

Suplente Dra. María Isabel Gamboa de Buen

M. I. Gamboa

Atentamente,

“POR MI RAZA HABLARÁ EL ESPÍRITU”

Ciudad Universitaria, D. F., a 07 de junio de 2010

EL COORDINADOR DEL COMITÉ ACADÉMICO DE LA LICENCIATURA EN FÍSICA



Mirna Villavicencio Torres
FACULTAD DE CIENCIAS
CONSEJO DEPARTAMENTAL DE FÍSICA

M. EN C. MIRNA VILLAVICENCIO TORRES

Señor sinodal: antes de firmar este documento, solicite al estudiante que le muestre la versión digital de su trabajo y verifique que la misma incluya todas las observaciones y correcciones que usted hizo sobre el mismo.

Agradecimientos

Quiero agradecer en primer lugar a mi familia. A mí madre, no se con que palabras expresar lo que siento en este momento, pero sabes que te debo todo lo que soy y donde estoy, que eres el pilar de mi vida y te admiro como mujer y madre, por eso te dedico mi trabajo, esperando te guste tanto como a mí. Te quiero y gracias por cada momento que pasamos juntas.

A mis hermanos por la ayuda que siempre me han brindado, por soportarme en mis buenos y malos momentos. Los quiero

A mi director de tesis, el M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo por darme la oportunidad de trabajar con él, por confiar en mí en todo momento, por incluirme en sus planes de trabajo, por todas aquellas platicas tan valiosas y esos consejos brindados, tan oportunos. Gracias por motivarme a seguir en este camino de la física.

A la Dra. María Isabel Gamboa de Buen por haberme ayudado en todo momento durante mi trabajo, gracias por la paciencia, por escucharme siempre no importando el tema de conversación, gracias por estar cuando lo necesitaba, por todas esas lágrimas y sonrisas, sobre todo por confiar en mí.

A la M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos por haber aceptado revisar mi trabajo de tesis, por los conocimientos aprendidos durante estos años. Gracias por todo el apoyo brindado.

Al Dr. Carlos Villarreal y a la M. en C. Patricia Avilés por aceptar ser mis sinodales y por el tiempo dedicado al enriquecimiento de este trabajo.

A la Dra. Yolanda Villaseñor Navarro por el apoyo brindado desde hace ya algunos años cuando inicié mi trabajo en mamografía, gracias por permitirme aprender sobre este tema en sus instalaciones.

A la Lic. Lourdes de la Cruz y la Lic. Marú Martínez por la gran oportunidad que me dieron para desarrollar este valioso trabajo, gracias por el interés mostrado en todo momento. Estoy muy agradecida por la confianza depositada en mí.

A la Dra. Rubí por la ayuda e interés mostrado en mi trabajo.

A las Técnicas Radiólogas por haberme apoyado al realizar las mediciones, siempre con la mejor disposición.

A mis amigos que hice en la Facultad los cuales forman una parte muy importante en mi vida. Raúl, Luis, Gibran, Juanito, Fer, Romeo, Xóchitl, en ustedes siempre encuentro el apoyo que necesito, sin ustedes no hubiera podido seguir adelante durante la carrera, gracias por hacerme pasar tan buenos momentos. Sé que me perdí de todas las fiestas y reuniones que a las que me invitaban, pero asistiré a alguna, lo prometo. ¡Gracias!

A mis amigas de años, Bety, Rebeca, Ana Lilia, gracias por la valiosa amistad que tenemos, a pesar de que no pasamos mucho tiempo juntas ni nos comunicamos tan seguido, las admiro y saben que forman una parte muy importante de mi vida.

A todos los amigos que hice durante este camino: Gabriel, Adriana, Beto, Jaime, Analyn, Liz, Lucero, espero contar siempre con su apoyo.

Agradezco al proyecto PAPIIT- IN108906 e IN118308 de DGAPA por el apoyo económico brindado.

Al Instituto de las Mujeres del Distrito Federal por el apoyo económico brindado para este trabajo.

Al Instituto Nacional de Cancerología por todas las facilidades brindadas.

A la Fundación Mexicana de Fomento Educativo para la Prevención y Detección Oportuna de Cáncer de Mama por permitirme trabajar en sus instalaciones.

Al Instituto de Física por ofrecerme un lugar de trabajo.

A la Universidad Nacional Autónoma de México, institución a la cual es un honor estudiar en ésta. Por todas las facilidades brindadas durante mi paso como estudiante.

ÍNDICE

Introducción	i
Capítulo I	
PRINCIPIOS BÁSICOS	
1.1 Mamografía el problema.	1
1.1.1 ¿Qué es una mamografía?	1
1.1.2 La mama femenina.	1
1.1.3 ¿Qué se desea ver en una mamografía?	2
1.2 Física de los rayos X.	
1.2.1 Rayos X.	3
1.2.2 Producción de rayos X.	4
1.2.3 Tubo de rayos X.	4
1.2.4 Rayos X de frenado.	5
1.2.5 Rayos X característicos.	6
1.2.6 Espectro de rayos X.	7
1.2.7 Efecto talón.	8
1.3 Rayos X para mamografía.	9
1.3.1 Espectros de rayos X usados en mamografía.	9
1.3.2 Efecto talón.	12
1.3.3 Punto focal.	13
1.4 Interacción de los rayos X con la materia.	14
1.4.1 Efecto Fotoeléctrico.	14
1.4.2 Efecto Compton.	15
1.4.3 Atenuación de los rayos X.	17

1.4.4 Capa hemirreductora.	21
1.5 Magnitudes radiológicas.	21
1.5.1 Exposición.	22
1.5.2 Kerma.	22
1.5.3 Dosis absorbida.	22
1.5.4 Dosis glandular promedio.	23
1.6 Efectos biológicos de la radiación.	24

Capítulo II

EL MASTÓGRAFO

2.1 Funcionamiento de un mastógrafo analógico.	27
2.1.1 Tubo de rayos X.	28
2.1.2 Filtración.	29
2.1.3 Colimación.	29
2.1.4 Compresión.	29
2.1.5 Rejilla antidispersora.	30
2.1.6 Control Automático de Exposición (CAE).	30
2.1.7 Sistema película-pantalla.	30
2.2 Funcionamiento del procesador de la película.	34
2.2.1 Cuarto oscuro.	34
2.2.2 Procesado de la película.	34

Capítulo III

CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA

3.1 Requisitos de una imagen mamográfica.	38
3.1.1 Densidad óptica.	38
3.1.2 Contraste.	39

3.1.3 Resolución espacial.	40
3.1.4 Nitidez.	41
3.1.5 Ruido.	41
3.2 Calidad de la imagen.	43
3.3 Dosis glandular promedio.	44

Capítulo IV

MÉTODO EXPERIMENTAL

4.1 Material y equipo utilizado.	46
4.2 Pruebas al procesador de película.	47
4.2.1 Temperatura del líquido revelador.	47
4.2.2 Sensitometría.	47
4.3 Pruebas a los mastógrafos.	48
4.3.1 Unidad de mamografía.	48
4.3.2 Generación de rayos X.	48
4.3.3 Evaluación de la colimación.	49
4.3.4 Evaluación del Control Automático de Exposición (CAE).	50
4.3.5 Compresión.	52
4.3.6 Dosis.	52
4.3.7 Calidad de la imagen.	53
4.3.8 Resolución espacial.	55

Capítulo V

RESULTADOS

5.1 Funcionamiento de los procesadores de película y de los mastógrafos. Primera etapa.	57
5.1.1 Pruebas al procesador de película.	57

5.1.2 Pruebas a los mastógrafos.	58
5.2 Funcionamiento de los procesadores de película y de los mastógrafos. Segunda etapa.	65
5.2.1 Pruebas al procesador de película.	65
5.2.2 Pruebas a los mastógrafos.	66
5.3 Pruebas de calidad de la imagen.	71
Visitas a las Unidades Móviles.	
5.3.1 Pruebas al procesador de película.	71
5.3.2 Pruebas a los mastógrafos.	72
5.4 Resumen de los resultados obtenidos en la primera y segunda etapa.	75

Capítulo VI

DISCUSIÓN

6.1 Primera etapa de evaluación.	81
6.2 Segunda etapa de evaluación.	83
6.3 Visitas a las sedes de las Unidades Móviles.	85
6.4 Comparación de los resultados. Etapa 1 y 2.	86
6.5 Comparación de la calidad de la imagen.	87
Etapas 1 y 2, y visitas a las sedes.	

Capítulo VII	
CONCLUSIONES	91
BIBLIOGRAFÍA	95

Introducción

En México, el cáncer de mama ocupa, desde el año 2006, el primer lugar entre las causas de muerte por cáncer en mujeres mexicanas, teniéndose 4,931 decesos por esta enfermedad en el 2006, contra 4,569 por cáncer cérvico-uterino [W1]. La cobertura de detección de cáncer de mama por mamografía en mujeres de 45 a 64 años de edad, en el 2007, fue del 21.6%, y de acuerdo con las metas estratégicas establecidas en el Programa Nacional de Salud 2007-2012, se pretende incrementar al triple este porcentaje [W2].

Las causas del cáncer de mama aún no se conocen por completo, por lo que no se puede prevenir. Sin embargo, si el cáncer de mama es detectado en etapas tempranas se puede dar un tratamiento efectivo y existe una alta probabilidad de curarlo. La única técnica que existe para detectar esta enfermedad en etapas iniciales es la mamografía.

La mamografía es una imagen plana de la glándula mamaria obtenida con rayos X. La imagen se forma debido a la diferente atenuación sufrida por los rayos X al atravesar los tejidos que constituyen la mama y finalmente estos rayos inciden sobre una película radiográfica [Bra06]. La mamografía de detección ayuda a identificar anomalías en la mama que no provocan síntomas de enfermedad.

El objetivo es producir una imagen la cual permita detectar claramente cualquier anomalía. Ésta es la modalidad radiográfica que técnicamente presenta la mayor dificultad, por lo que es esencial contar con equipo especializado y hacer un uso correcto de este equipo para alcanzar resultados satisfactorios.

La mamografía se considera un método efectivo para la detección temprana del cáncer de mama, sin embargo, el posible riesgo de inducción de cáncer asociado con la dosis absorbida por la mama durante el estudio debe ser considerado y por ello esta dosis debe estar estrictamente vigilada.

Debido a lo anterior recientemente se han iniciado varios programas de detección temprana de cáncer de mama. Con objeto de que estos programas alcancen a mujeres que viven en áreas de las ciudades de difícil acceso e incluso rurales, las instituciones a cargo de estos programas han utilizado como recurso instalar mastógrafos en autobuses, dando lugar a las denominadas Unidades Móviles de Mamografía.

El Instituto de Física evaluó 8 mastógrafos analógicos, marca IMS Giotto, instalados en 4 Unidades Móviles pertenecientes al Instituto de las Mujeres del Distrito Federal (INMUJERES-DF) y 2 procesadores de película, propiedad de la Fundación que administra a las Unidades Móviles.

En la figura 1 se muestran una de las Unidades Móviles y uno de los dos mastógrafos analógicos con los que están equipadas.



Figura. 1 Unidad Móvil de Mamografía, a la derecha se muestra el mastógrafo instalado en su interior.

En marzo de 2008 INMUJERES-DF solicitó el apoyo del Instituto de Física de la Universidad Nacional Autónoma de México (IFUNAM) con objeto de evaluar los 8 mastógrafos instalados en sus Unidades Móviles y dos procesadores de película que se encuentran en una clínica perteneciente a la Fundación.

Es por ello, que se realizaron pruebas de control de calidad a estos mastógrafos en dos etapas: La primera, ocurrida del 26 de marzo al 2 de abril de 2008. La segunda, se efectuó del 30 de junio al 4 de agosto, después de tres meses de haberse usado los mastógrafos de manera continua.

Se seleccionó un conjunto de pruebas de control de calidad. Éstas se realizaron usando los protocolos recomendados por el Colegio Americano de Radiología, ACR [ACR99] y bajo lo establecido por la Norma Oficial Mexicana, NOM-229-SSA1-2002 [NOM229].

La Secretaria de Salud ha emitido la Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002, en la que se establecen todos los requisitos que se deben cumplir con objeto de que un sistema de mamografía produzca imágenes de calidad diagnóstica con la dosis de radiación adecuada; para poder alcanzar este objetivo se requiere, entre otras cosas, establecer un programa de Control de Calidad a los equipos que intervienen durante el desarrollo de un estudio mamográfico.

Las Unidades Móviles de Mamografía deberían estar sujetas a todos los requisitos de funcionamiento y pruebas de control de calidad que aplica para las unidades fijas. Además, cada Unidad Móvil de Mamografía debería probarse cada vez que se mueve de un lugar a otro, antes de examinar a cualquier paciente, con objeto de verificar que la calidad de la imagen producida por la unidad sea la adecuada. [ACR99].

Adicionalmente del 5 de agosto al 3 de septiembre se visitaron las Unidades Móviles sin previo aviso, durante las jornadas de salud ofrecidas a la población femenina; en estas visitas se realizaron pruebas de control de calidad a los procesadores de película y la prueba de calidad de la imagen a cada uno de los mastógrafos de la Unidad.

El objetivo de este trabajo es evaluar, mediante pruebas de control de calidad, el funcionamiento de 8 mastógrafos analógicos con sistema película/pantalla instalados en 4 Unidades Móviles, así como los equipos procesadores de película instalados en una clínica, perteneciente a una Fundación.

Este trabajo de tesis obedece a la siguiente estructura:

En el capítulo I, se describen los principios básicos sobre la física de los rayos X utilizados en mamografía y su interacción con la materia, así como las magnitudes radiológicas utilizadas.

En el capítulo II, se describen las características de un equipo de mamografía analógico y del sistema de procesado de la película.

En el capítulo III, se describen las características que debe cumplir una imagen mamográfica, los criterios para evaluar estas imágenes y la dosis de radiación recibida por un maniquí de prueba acreditado por el American College of Radiology.

En el capítulo IV se realiza una descripción de la metodología utilizada para la determinación del funcionamiento de los mastógrafos analógicos y de los procesadores de película.

El capítulo V muestra los resultados de dos etapas de evaluación a los mastógrafos, así como los de las pruebas de calidad de la imagen realizadas de manera simultánea con los servicios ofrecidos a la población.

En el capítulo VI se analizan y discuten los resultados mencionados.

Finalmente, en el capítulo VII, se presentan las conclusiones de este trabajo.

Capítulo I

PRINCIPIOS BÁSICOS

1.1 Mamografía, el problema

1.1.1 ¿Qué es una mamografía?

Una mastografía o mamografía es una imagen plana de la glándula mamaria obtenida con rayos X. La imagen se forma debido a la diferente atenuación sufrida por un haz de rayos X al atravesar los tejidos que constituyen la mama, los rayos X que se logran transmitir inciden sobre una película radiográfica. Este método de diagnóstico, es la única técnica que puede ofrecer una detección oportuna del cáncer de mama.

1.1.2 La mama femenina

La mama constituye un conjunto de lóbulos separados entre sí por tejido glandular. Cada lóbulo se divide en lobulillos y ramificaciones que desembocan en los conductos galactóforos y terminan en el pezón. La porción central de la mama está rellena de tejido glandular, mientras que la porción periférica está constituida fundamentalmente por tejido adiposo, es decir, grasa, ver figura 1.1. En la tabla 1 se presenta la composición de los tejidos glandular y graso de una mama femenina.



Figura 1.1 Anatomía de la mama femenina [W3]

Tabla 1.
Composición química de una mama femenina

Composición química (fracciones en peso)	Composición química	
	Tejido glandular	Tejido graso
H	10.2	11.2
C	18.4	61.9
N	3.2	1.7
O	67.7	25.1
P	0.5	0.1

1.1.3 ¿Qué se desea ver en una mamografía?

El objetivo de la mamografía es producir una imagen de la mama que permita detectar claramente cualquier anomalía en ella, como pueden ser masas tumorales, microcalcificaciones o asimetrías en su arquitectura. La mamografía es la modalidad radiográfica que técnicamente presenta la mayor dificultad, debido a que para poder visualizar tumores se requiere de imágenes con alto contraste para poder diferenciarlos de los diversos tejidos que constituyen a la mama, ya que todos ellos poseen propiedades radiológicas muy similares, mientras que para detectar microcalcificaciones, por ser de dimensiones muy pequeñas, desde decenas hasta centenas de micras, se necesitan imágenes de alto contraste y con una muy alta resolución espacial, por lo que es esencial contar con equipo especializado y utilizarlo correctamente para alcanzar resultados satisfactorios. En la figura 1.2 se muestran las diferencias en la atenuación que producen los tejidos glandular y canceroso las cuales son muy pequeñas, su diferencia es adecuada cuando se utilizan rayos X de baja energía (alrededor de 20 keV) y es muy poca cuando se utilizan energías mayores que 35 keV

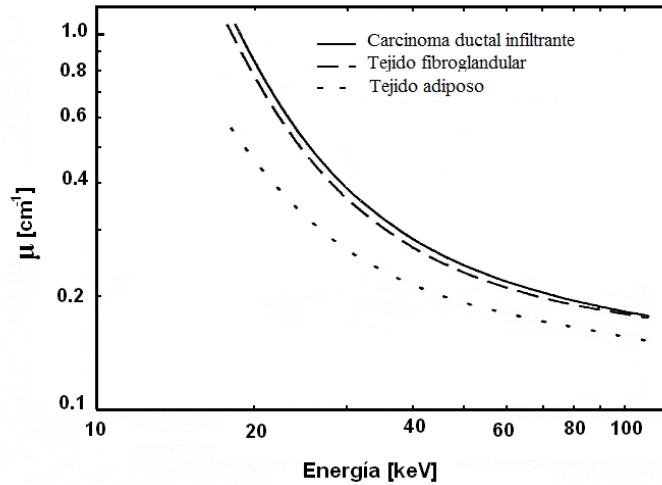


Figura 1.2 Coeficientes másicos de atenuación para diversos tejidos que tienen relevancia en mamografía. [Ya97]

1.2 Física de los rayos X

1.2.1 Rayos X

En 1895 W. Roentgen observó que una radiación altamente penetrante, de naturaleza desconocida, se generaba al incidir electrones rápidos sobre un blanco. Por no conocer su naturaleza la llamó rayos X. Posteriormente encontró que éstos se producen al hacer incidir un haz de electrones sobre algún material.

Los rayos X son radiación electromagnética, por lo cual se les asocia una longitud de onda y una frecuencia, esta longitud de onda es menor que la de la luz visible. Cuanto menor sea la longitud de onda de los rayos X, mayor será su energía y su poder de penetración.

Por ser radiación electromagnética se encuentran localizados dentro del espectro electromagnético y se considera que la energía mínima de los rayos X es del orden de 100 eV.

Los rayos X se consideran ondas, porque, bajo determinadas circunstancias, dan lugar a fenómenos de difracción, interferencia y polarización. Sin embargo, bajo circunstancias diferentes, las ondas electromagnéticas se comportan como partículas, paquetes de energía cuya masa en reposo es cero, a las que se les conoce como fotones. La

dualidad onda-partícula es fundamental para comprender la física de los rayos X aplicados al diagnóstico médico.

1.2.2 Producción de rayos X

Los rayos X se producen cuando un haz de electrones bombardea un blanco. Los electrones pierden toda o parte de su energía al interactuar con los átomos del blanco. Los rayos X emitidos no pueden tener una energía mayor que la energía cinética de los electrones que los producen. Un dispositivo que hace esto posible es conocido como tubo de rayos X.

1.2.3 Tubo de rayos X

Un tubo de rayos X, figura 1.3, consiste básicamente de un cátodo (electrodo negativo) y un ánodo (electrodo positivo) colocados dentro de un envase de vidrio al vacío. Por lo general, se utiliza un filamento de tungsteno como cátodo que al ser calentado emite electrones. Estos electrones son acelerados, debido a una diferencia de potencial aplicada entre el cátodo y el ánodo, hacia un blanco montado en el ánodo. Para tener un mayor control en el haz de rayos X es necesario que los electrones no sean desviados de su trayectoria, y para esto se requiere de un alto vacío.

Los rayos X se producen en todas las direcciones, tanto en la superficie como en el interior del ánodo. Es difícil que los rayos X emitidos desde el interior del ánodo lo atraviesen sin ser absorbidos, por lo que éste debe tener un diseño especial y presentar una inclinación para favorecer que los rayos X logren escapar de él.

Con el fin de eliminar el calor producido en el ánodo, se utilizan ánodos giratorios. La región del ánodo donde se originan los rayos X se conoce como punto focal. Esta región es un área rectangular del ánodo y ya que éste tiene una cierta inclinación, la proyección de esta área provoca que exista un punto focal efectivo.

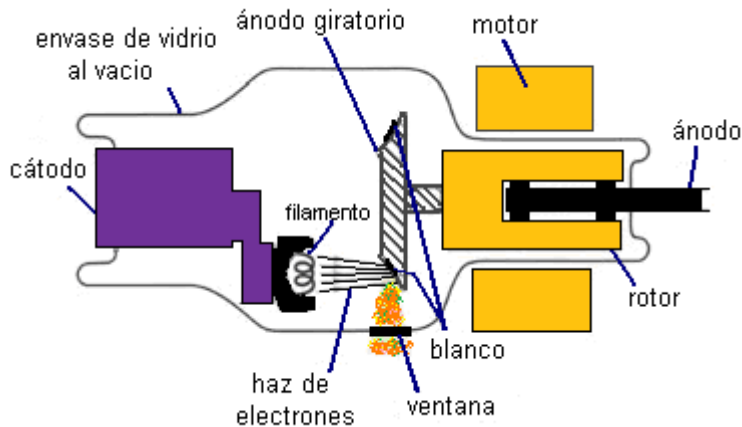


Figura 1.3 Tubo de rayos X [W4]

En un tubo de rayos X se generan rayos X de frenado o Bremsstrahlung, y rayos X característicos, los cuales se describen a continuación:

1.2.4 Rayos X de frenado

Los rayos X de frenado o bremsstrahlung se producen cuando un electrón o cualquier partícula cargada en movimiento tiene un parámetro de impacto menor que el radio del átomo, es decir, pasa cerca de un núcleo, sus campos electromagnéticos interactúan y las partículas se atraen. El electrón, al ser menos masivo que el núcleo, experimenta una desaceleración y su trayectoria sufre una desviación. La velocidad del electrón disminuye, en consecuencia tiene un cambio en su energía cinética y por conservación de la energía, se emite radiación electromagnética, llamada rayos X de frenado, figura 1.4. La energía de los rayos X de frenado, generados durante la interacción entre los electrones monoenergéticos provenientes del cátodo a ánodo, dependerá del parámetro de impacto de todos y cada uno de estos electrones, de tal manera que la energía máxima de los fotones producidos coincidirá numéricamente con la diferencia de potencial establecida entre los electrodos.

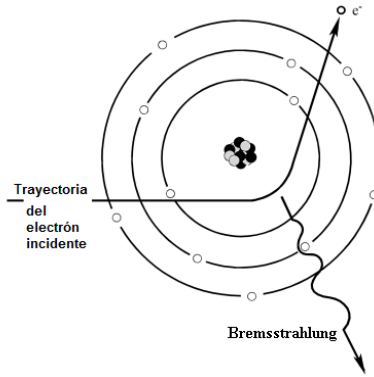


Figura 1.4 Producción de radiación de frenado (Bremsstrahlung) [W4]

1.2.5 Rayos X característicos

Se producen cuando el electrón incidente interactúa, a través del campo coulombiano, con uno de los electrones de las capas internas del átomo sacándolo de su órbita y formando una vacante. Las vacantes se llenarán por algún electrón de una capa externa, liberándose energía en forma de rayos X. La energía que se libera será igual a la diferencia de energías de ligadura entre una capa y otra, figura 1.5. Se denominan rayos X característicos debido a que la energía de los rayos X generados es característica del elemento que se utilice como blanco.

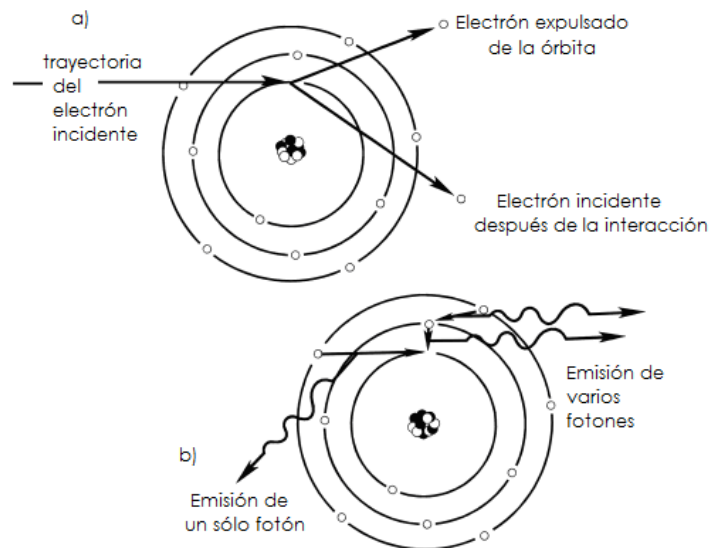


Figura 1.5 Generación de un rayo X característico.

a) Electrón expulsado de la órbita, b) Emisión de uno o dos rayos X característicos [W5]

La energía de los rayos X característicos producidos dependerá del material con el que esté construido el ánodo como se muestra en la tabla 2.

Tabla 2.
Rayos X característicos (energía en keV)
para ánodos fabricados con algunos materiales de interés.

Transición	Energía (keV)		
	<i>Molibdeno</i>	<i>Rodio</i>	<i>Tungsteno</i>
$K_{\alpha 1}$	17.48	20.22	59.31
$K_{\alpha 2}$	17.37	20.07	57.97
$K_{\beta 1}$	19.61	22.72	67.23

Donde α_1 es la transición de la capa L_{III} a la capa K; α_2 es la transición de la capa L_{II} a la capa K y β_1 es la transición de la capa M_{III} a la capa K.

1.2.6 Espectros de rayos X

Un espectro es un histograma de la distribución del número de rayos X, ya sean de frenado o característicos, que se generan para un valor determinado de la energía. Se representa a través de una gráfica en cuyo eje de las ordenadas se tiene el número de rayos X producidos, y en el eje de las abscisas el valor de la energía.

En un tubo de rayos X se generan tanto rayos X de frenado como característicos, ambos fenómenos tienen una representación en el espectro de energías. Los rayos X característicos forman líneas para valores de la energía perfectamente determinados, estas líneas se superponen a la distribución continua de los rayos X de frenado. La figura 1.6 muestra un espectro de rayos X, en el que se pueden identificar ambos fenómenos. La recta discontinua pertenece a un espectro de rayos X de frenado teórico sin filtrar. La curva continua corresponde a un espectro filtrado de rayos X de frenado ya que los rayos X de baja energía han sido absorbidos por el filtro.

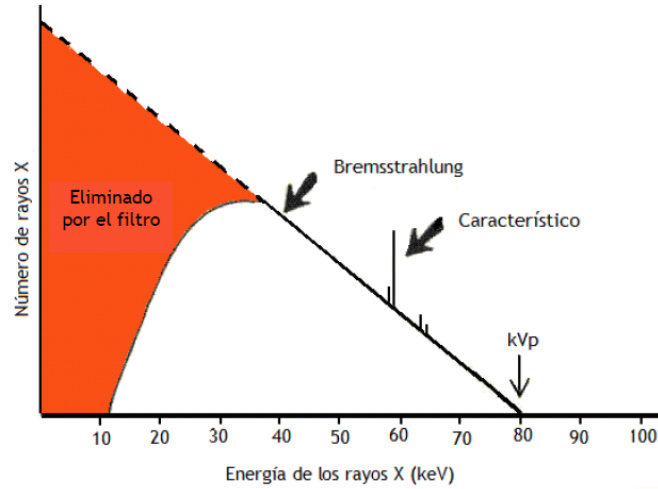


Figura 1.6 Espectro de energía producido por un tubo de rayos X con ánodo de W. [Sp87]

1.2.7 Efecto talón

Al reducir el ángulo del blanco con respecto a la dirección de incidencia de los electrones se reduce la intensidad de los rayos X en un plano paralelo al eje del tubo de rayos X, más del lado del ánodo que del cátodo. Esto se debe a que los rayos X generados a cierta profundidad en el blanco tienen que atravesar progresivamente un espesor mayor dentro del blanco a medida que emerjan de él. En consecuencia, la intensidad de los rayos X decrece del lado del haz más cercano al ánodo. Este fenómeno es llamado comúnmente efecto talón. Ver figura 1.7.

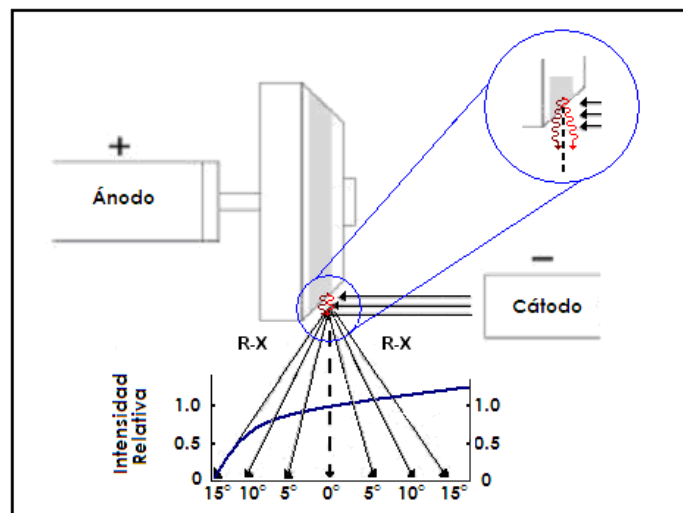


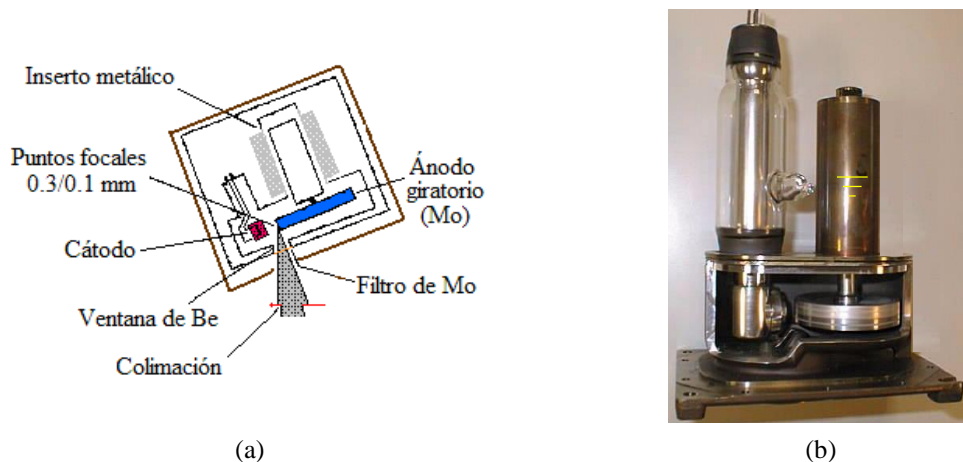
Figura 1.7 Efecto talón [W6]

1.3 Rayos X para mamografía

Como ya se mencionó, una imagen mamográfica requiere de alto contraste y alta resolución espacial. Además, como se vio en figura 1.2, el tejido glandular que compone a la mama y el tejido tumoral, generalmente presentan una respuesta radiológica muy similar, teniéndose las mayores diferencias al usarse rayos X con energías entre 20 y 32 keV. Por ello es necesario utilizar equipos radiológicos específicamente diseñados y construidos para este fin, figura 1.8.

1.3.1 Espectros de rayos X usados en mamografía

Los tubos de rayos X para mamografía utilizan blancos de molibdeno (Mo) y rodio (Rh), ya que los rayos X característicos que se producen tienen energías entre 17.37 y 22.72 keV, ver Tabla 2, el intervalo energético de nuestro interés. Adicionalmente, tienen un filtro.



(a) Esquema de un tubo de rayos X [Bu02];
(b) Tubo de rayos X para mamografía (cortesía G.E.)

En un haz de rayos X usado en mamografía, el filtro sirve para optimizar el espectro, es decir, permite el paso de fotones cuyas energías se encuentran en un intervalo pequeño de valores, de tal manera que elimina los fotones de baja energía que no lograrán atravesar la mama por lo que no contribuyen a la formación de la imagen y que sólo incrementarían la dosis de radiación en la mama de la paciente. Además, reduce de manera

significativa los fotones de alta energía, intentándose con ello obtener un haz de rayos X lo más cercano a un haz monoenergético.

En la tabla 3 se dan las propiedades físicas de los filtros que normalmente se utilizan en mamografía, que son de molibdeno o de rodio.

Tabla 3.

Propiedades físicas del molibdeno y del rodio.

Elemento	Número atómico	Densidad (g cm ⁻³)	Borde K (keV)	Punto de fusión (°C)
Molibdeno	42	10.2	20.0	2,610
Rodio	45	12.4	23.2	1,966

En la figura 1.9 se puede apreciar el espectro de rayos X producido por un blanco de molibdeno.

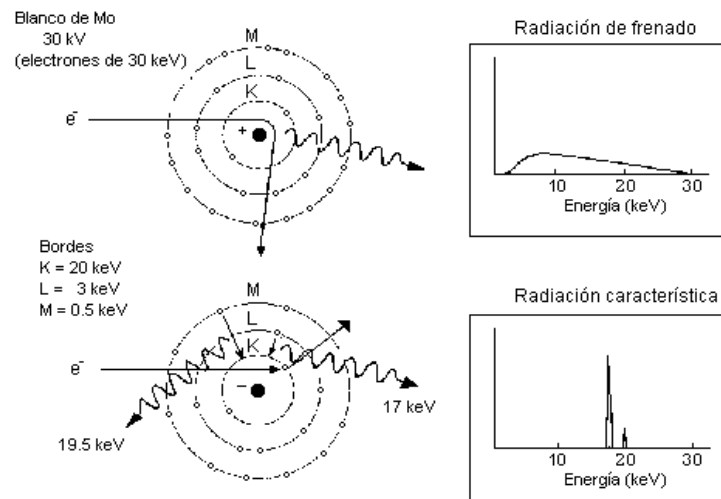


Figura 1.9 Rayos X producidos por un equipo de mamografía, lo que incluye rayos X de frenado y característicos [Bu02].

Los rayos X producidos en un mastógrafo no poseen una única energía, sino que, durante un mismo disparo, se produce un espectro, es decir, una distribución continua del número de rayos X como función de la energía de los mismos.

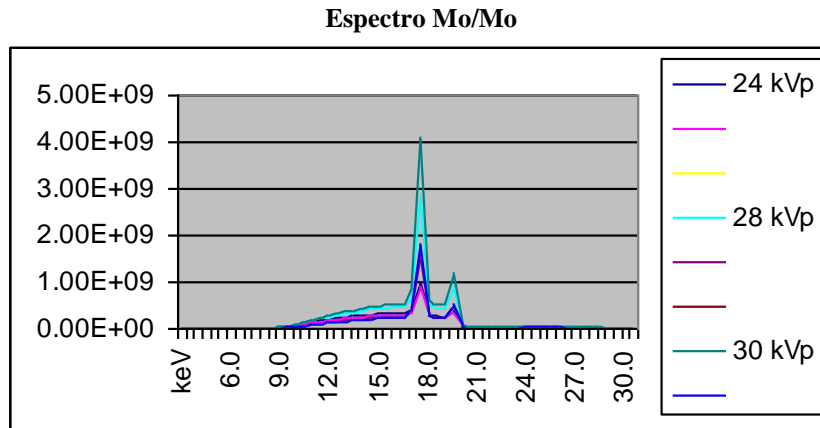


Figura 1.10 Espectros de rayos X usados en mamografía, utilizando distintos kVp [Ra04]

En la figura 1.10 se muestran varios espectros de rayos X producidos en un tubo de rayos X con una combinación de Mo/Mo, a diferentes tensiones, semejantes a los usados en mamografía. El propósito de usar el mismo material en el blanco y en el filtro, en este caso molibdeno, es producir un haz de rayos X que tenga un espectro de energía relativamente estrecho. Cuando se desean imágenes de una mama con tejido mamario denso o espeso, se necesita de un haz de rayos X con mayor penetración, es decir, con una energía efectiva mayor. Esto se logra ya sea cambiando el filtro de molibdeno por un filtro de rodio o incluso el blanco de molibdeno por uno de rodio, como se observa en la figura 1.11. La literatura reporta que para espesores de tejido mamario que van de 3 a 6 cm, típicos de una mama comprimida, se obtienen mejores imágenes con haces de rayos X cuyas energías se encuentran entre 17 y 25 keV.

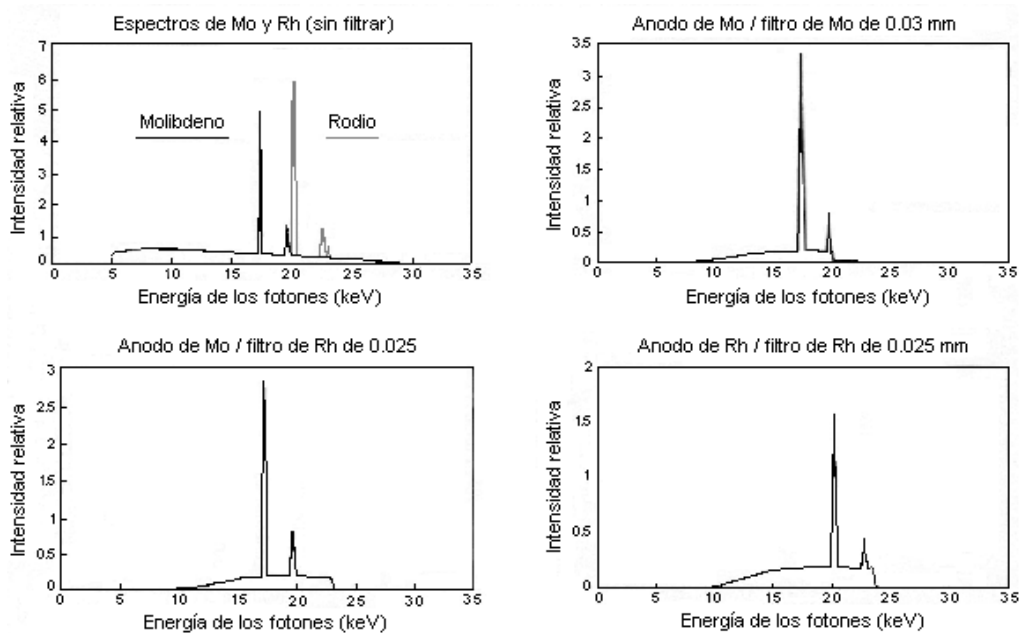


Figura 1.11 Espectros de rayos X usados en mamografía [Bu02]

1.3.2 Efecto talón

En mamografía se aprovecha el efecto talón colocando el cátodo del lado de la pared del tórax de la paciente y el ánodo del lado del pezón de la mama como en la figura 1.12, esto es con el fin de asegurar una exposición más uniforme al hacer pasar la parte del haz con mayor intensidad a través del mayor espesor de la mama.

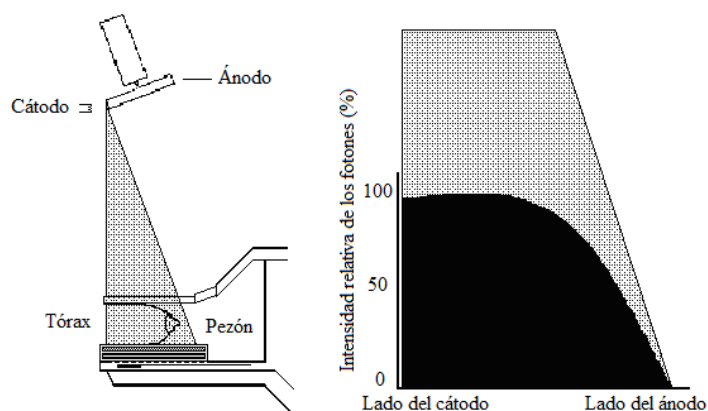


Figura 1.12 Colocación de la mama con respecto al ánodo del tubo de rayos X [Ru01]

1.3.3 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 o aparente que consiste en la proyección del punto focal verdadero en la dirección de salida del haz. En un mastógrafo se manejan dos tamaños para el punto focal, el llamado “foco fino” de 0.1 mm y el “foco grueso” de 0.3 mm. Mientras más pequeño es el tamaño del punto focal, mayor es la resolución espacial que se puede obtener con el equipo.

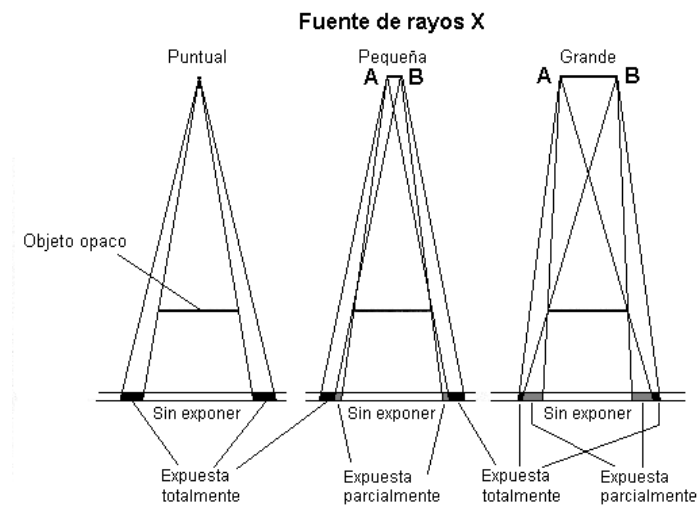


Figura 1.13 Efecto del tamaño del punto focal sobre la resolución y nitidez de la imagen [Ru01]

Como se observa en la figura 1.13 si se coloca un objeto opaco entre el haz y la película, para el caso puntual la película o no es expuesta o lo es completamente; al aumentar el tamaño del punto focal, en la película se observan tres regiones, una sin exponer, seguida de una expuesta parcialmente (llamada penumbra) y después totalmente, reduciéndose la resolución espacial.

1.4 Interacción de los rayos X con la materia

La radiación ionizante es aquella que tiene la energía necesaria no sólo para ocasionar excitación en los átomos de la materia con la que interacciona, sino también ionización. La radiación ionizante se puede clasificar en dos tipos: la radiación directamente ionizante (partículas con carga eléctrica) y la radiación indirectamente ionizante (partículas eléctricamente neutras). Las partículas cargadas, como son los electrones, están rodeadas por un campo eléctrico; cuando atraviesan la materia sufren muchas interacciones de tipo coulombiano a lo largo de su trayectoria, depositando su energía de forma directa, mientras que las partículas no cargadas, como lo son los rayos X o los neutrones, no están sujetas a las fuerzas coulombianas, es decir, al atravesar la materia, las partículas no cargadas interaccionan con pocas partículas cargadas del medio transfiriéndoles gran parte de su energía, siendo las eléctricamente cargadas, las que se encargan de ionizar a otros átomos del medio.

Los mecanismos por medio de los cuales los rayos X interaccionan con la materia que atraviesan, son cinco: dispersión Rayleigh, efecto fotoeléctrico, efecto Compton, producción de pares y desintegración fotonuclear.

Debido a que las energías con las cuales se trabaja en los equipos de radiodiagnóstico son menores que 150 keV, los procesos para los que se produce una transferencia de energía a los electrones son el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton.

1.4.1 Efecto fotoeléctrico

Es una interacción en la que el fotón cede toda su energía ($h\nu$) a un electrón ligado, el fotón desaparece y el electrón, denominado fotoelectrón, sale expulsado con una energía cinética (T), que es la diferencia entre la energía del fotón y la energía de ligadura (E_b) del electrón con el núcleo y está dada por la ecuación:

$$T = h\nu - E_b \quad (1.1)$$

donde h es la constante de Planck y tiene un valor de 6.63×10^{-34} J•s

Tiene que cumplirse la condición $h\nu > E_b$ para que ocurra esta interacción. La probabilidad de ocurrencia del efecto fotoeléctrico disminuye conforme la energía $h\nu$ aumenta. La energía cinética del átomo es prácticamente cero.

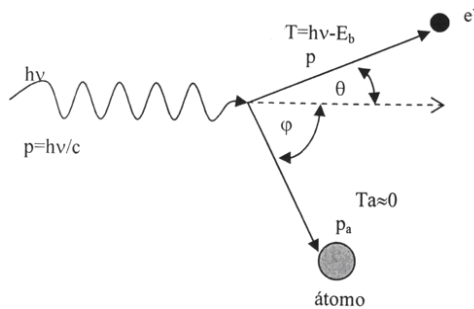


Figura 1.14 Cinemática del efecto fotoeléctrico [Be03]

En la figura 1.14 el electrón sale a un ángulo θ con respecto a la dirección del fotón incidente, con momento p . Dado que el fotón ha sido totalmente absorbido, no existe un fotón extra para la conservación del momento, este papel lo desempeña el átomo del cual el electrón fue arrancado.

La probabilidad de una interacción fotoeléctrica por unidad de masa es aproximadamente proporcional a $Z^3/(h\nu)^3$, donde Z es el número atómico y $h\nu$ es la energía del fotón incidente.

1.4.2 Efecto Compton

Ocurre cuando un fotón de energía $h\nu$, interacciona con un electrón débilmente ligado (se considera estacionario). Como resultado del choque, se produce un nuevo fotón de energía $h\nu'$, cuya dirección forma un ángulo ϕ con respecto a la dirección del fotón original. Figura 1.15.

El electrón, con energía cinética T , se mueve en una dirección que forma un ángulo θ con respecto a la dirección del fotón original.

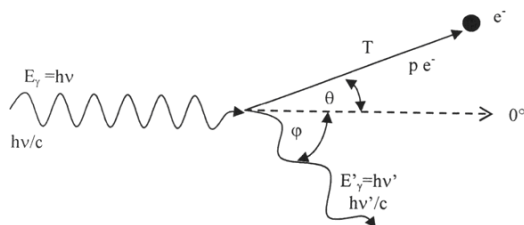


Figura 1.15 Cinemática del efecto Compton [Be03]

Utilizando relaciones de conservación de momento y energía, se encuentran tres ecuaciones relativistas, que relacionan los parámetros cinéticos de este proceso, que son:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + (h\nu / m_0c^2)(1 - \cos \theta)} \quad (1.2)$$

$$T = h\nu - h\nu' \quad (1.3)$$

$$\cot \theta = \left(1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}\right) \tan\left(\frac{\phi}{2}\right) \quad (1.4)$$

En donde m_0c^2 (la energía en reposo del electrón) es 0.511 MeV, y $h\nu$, $h\nu'$ y T están expresadas en MeV.

La probabilidad de la interacción Compton es casi independiente de la Z del material absorbente, pero aumenta para materiales con mayor número de electrones por cm^3 .

En la figura 1.16 se muestran las regiones en las que predomina cada tipo de interacción dependiendo del número atómico del material absorbente para un intervalo de energías entre 0.1 y 100 MeV. Las curvas corresponden a los valores de Z y de la energía para los cuales la probabilidad de ocurrencia de los efectos adyacentes son iguales.

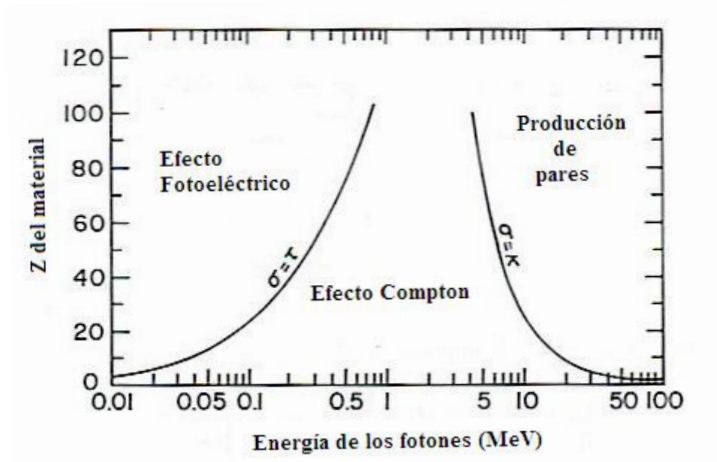


Figura 1.16 Predominancia de tres tipos de interacción de los rayos X en función del número atómico del material (Z) y de la energía de los fotones incidentes. [At86].

1.4.3 Atenuación de los rayos X

La atenuación de un haz de rayos X es la disminución, en la dirección original del haz, del número de fotones debido a su interacción con el material atravesado.

Consideremos un haz constituido con un número inicial de N_0 fotones monoenergéticos que inciden perpendicularmente sobre un objeto de grosor x , la interacción del haz con el objeto hace que del otro lado sólo salgan N_x fotones que no sufrieron interacción (figura 1.17).

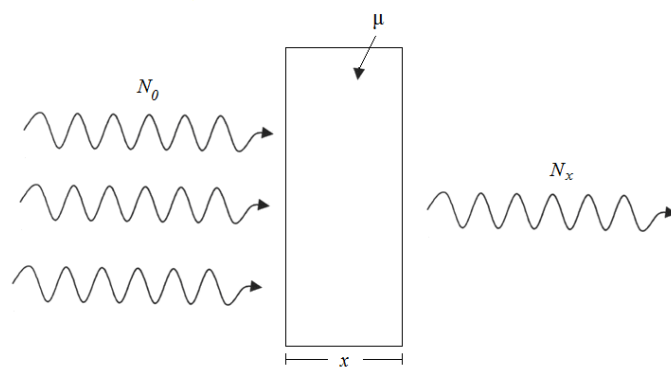


Figura 1.17 Atenuación de los rayos X al atravesar un objeto [At86]

La cantidad de fotones que salen del objeto está determinada por la ecuación

$$N_x = N_0 e^{-\mu x} \quad (1.5)$$

donde μ , llamado coeficiente lineal de atenuación, es la probabilidad de que un fotón salga del haz original al atravesar un espesor unitario; su valor depende de la energía del fotón y del número atómico y la densidad del material que atraviesa; sus unidades son cm^{-1} .

La expresión anterior también puede escribirse en términos de la intensidad del haz, así como del coeficiente lineal de atenuación y el grosor del objeto, como en el caso anterior. La intensidad es una función del grosor del material del que está constituido el objeto, que se denota como x .

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (1.6)$$

➤ **Coefficientes de atenuación**

El coeficiente lineal de atenuación total, μ , está definido como la probabilidad, por unidad de longitud, de que un fotón interactúe con el medio sobre el cual está incidiendo, con unidades de cm^{-1} . El coeficiente depende de la energía del haz, así como de las características del medio con el cual interactúa, como son el número atómico y la densidad.

El coeficiente lineal de atenuación total μ , está compuesto por la suma de las probabilidades individuales para cada uno de los procesos de interacción, en el caso de la mamografía esto se reduce a:

$$\mu = \tau + \sigma \quad (1.7)$$

dónde τ y σ son los coeficientes de atenuación debidos al efecto fotoeléctrico y Compton, respectivamente. A partir de estos dos tipos de interacción se transfiere energía, total o parcialmente, a partículas cargadas del medio, la cual se manifiesta como energía cinética.

Al dividir la expresión anterior por la densidad del material con el cual interactúa el haz, obtenemos el coeficiente másico de atenuación que es independiente de la densidad del medio.

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} \quad (1.8)$$

Si se utiliza el coeficiente másico de atenuación, al realizar cálculos, se debe utilizar el espesor másico, el cual se define como el producto del espesor por la densidad, es decir, masa por unidad de área, con unidades de g cm^{-2} .

En la figura 1.18, se pueden observar coeficientes másicos de atenuación de interés en radiología diagnóstica. Para los casos del plomo y del yodo, se pueden apreciar los bordes K respectivos, debidos a que la atenuación aumenta por la ocurrencia del efecto fotoeléctrico a esos valores de la energía donde se presentan estos bordes.

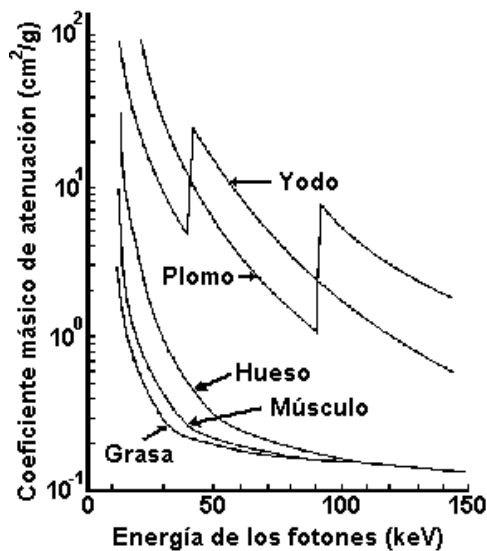


Figura 1.18 Coeficientes másicos de atenuación para diversos materiales que tienen relevancia en radiología diagnóstica. [Ya97]

➤ Coeficientes de transferencia de energía

La fracción de energía del haz transferida como energía cinética inicial a todas las partículas cargadas liberadas por los fotones por unidad de espesor atravesado, está dada por el coeficiente lineal de transferencia de energía μ_{tr} , con unidades de cm^{-1} .

Al dividir el coeficiente lineal de transferencia de energía entre la densidad del material con el cual interacciona el haz, se obtiene el coeficiente másico de atenuación que es independiente de la densidad del medio. Se expresa como:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\tau_{tr}}{\rho} + \frac{\sigma_{tr}}{\rho} \quad (1.9)$$

Si se usa el coeficiente másico de transferencia de energía, para hacer cálculos se debe utilizar el espesor másico

➤ **Coeficientes de absorción de energía**

De toda la energía transferida por los fotones incidentes a los electrones del medio, sólo una parte es realmente absorbida en éste, el resto sale del volumen en forma de rayos X de frenado. La energía absorbida es por tanto menor que la transferida. La fracción de la energía del haz que es absorbida por unidad de espesor está dada por el coeficiente lineal de absorción de energía μ_{en} , con unidades de cm^{-1} , el cual está relacionado con el coeficiente lineal de transferencia de energía mediante la expresión

$$\mu_{en} = \mu_{tr}(1 - g) \quad (1.10)$$

Donde g es la fracción promedio de la energía cinética inicial transferida a electrones que es subsecuentemente emitida como radiación de frenado. Al dividir el coeficiente lineal de absorción de energía entre la densidad del material con el cual interacciona el haz, se obtiene el coeficiente másico de absorción que es independiente de la densidad del medio. Se expresa como:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho}(1 - g) \quad (1.11)$$

Si se emplea el coeficiente másico de absorción de energía, al momento de realizar un cálculo hay que utilizar el espesor másico.

1.4.4 Capa hemirreductora (CHR)

Para determinar el poder de penetración de un haz de fotones se utiliza el concepto de capa hemirreductora, la cual se define como el espesor necesario de algún material para atenuar el haz a la mitad de su intensidad original. Por tanto, para un haz de fotones de una energía determinada, la CHR depende del material considerado.

En mamografía la capa hemirreductora se determina usando como material atenuador al aluminio ultrapuro.

La CHR puede ser calculada utilizando la siguiente fórmula, basada en un ajuste exponencial [ACR99].

$$CHR = \frac{\left[t_b \ln \left(\frac{2E_a}{E_0} \right) - t_a \ln \left(\frac{2E_b}{E_0} \right) \right]}{\ln \left(\frac{E_a}{E_b} \right)} \quad (1.12)$$

donde E_0 es la lectura de la exposición inicial, sin aluminio, E_a y E_b son las lecturas en la exposición que son un poco mayores al valor de $E_0/2$, y t_a y t_b son los valores del espesor de aluminio correspondiente. Las unidades de la CHR son mm Al.

1.5 Magnitudes radiológicas

Una magnitud física caracteriza de manera exacta y precisa un atributo de un fenómeno físico, cuerpo o sustancia el cual es susceptible de ser distinguido cualitativamente y determinado cuantitativamente.

Al quedar este atributo perfectamente definido se puede cuantificar por medio del producto de un número y una unidad.

A continuación, se revisan algunas de las magnitudes físicas relacionadas con la interacción de la radiación ionizante con la materia.

1.5.1 Exposición

Es el cociente entre dQ y dm , donde dQ es el valor absoluto de la carga total de iones de un sólo signo, que se producen en aire, cuando todos los electrones, que son liberados por los fotones, son completamente detenidos en la masa dm .

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1.13)$$

La exposición está definida exclusivamente para los rayos X o gamma cuando éstos inciden en aire.

La unidad de la exposición en el sistema internacional es el C/kg. Anteriormente se utilizaba el Roentgen (R), 1R equivale a $2.58 \times 10^{-4} \text{ C} \cdot \text{kg}^{-1}$.

1.5.2 Kerma

Se define como el cociente de la energía transferida dE_{tr} entre dm , donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por partículas no cargadas en una masa dm de algún material.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.14)$$

La unidad de medida del kerma es el $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$, el nombre especial para esta unidad es gray (Gy); donde $1\text{Gy} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$

1.5.3 Dosis absorbida

Se define como el cociente entre $d\bar{\varepsilon}$ y dm , donde $d\bar{\varepsilon}$ es la energía promedio impartida a la materia de masa dm

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (1.15)$$

La unidad es el gray (Gy), anteriormente era el rad, donde $1\text{Gy} = 100 \text{ rad}$.

1.5.4 Dosis glandular promedio

La dosis glandular promedio se define como la dosis absorbida promediada en el volumen de la mama, y se calcula a partir de la exposición mediante la siguiente relación:

$$D_g = D_{gN} \cdot X \quad (1.16)$$

Donde D_g es la dosis glandular promedio en mGy y D_{gN} es la dosis glandular media absorbida debida a una exposición incidente en aire de 1 R sus unidades son mGy/R y X es la exposición incidente en aire en roentgen.

Esta magnitud se discutirá con mayor detalle debido a que es la utilizada en mamografía.

➤ Dosis glandular promedio

Para estimar el riesgo de inducción de cáncer como consecuencia de un estudio de mamografía se debe tomar en cuenta que el tejido glandular es el más vulnerable de los tejidos mamarios, que la dosis promedio es la magnitud que caracteriza mejor el riesgo de inducción de cáncer y que, como el estudio se realiza a mujeres mayores de 40 años, se puede suponer que la mama está compuesta principalmente de tejido adiposo.

En la figura 1.19, se muestra la dependencia de la exposición y la dosis con el grosor de la mama que penetran los rayos X. Se observa que tanto la exposición como la dosis disminuyen conforme aumenta la profundidad. Si se tiene una exposición de entrada de 1 R en aire y ponemos un maniquí, se tendrá que la exposición de entrada al mismo será de aproximadamente igual a 1.19 R. La exposición de entrada al maniquí es mayor que 1 R debido a la dispersión que causa el mismo. En la figura se observa que la exposición que se tiene a la entrada de maniquí disminuye hasta un valor de 0.34 R a la salida, después de atravesar 4 cm de maniquí, siguen la misma tendencia las curvas de dosis correspondientes a los tejidos glandular y adiposo. La variación que sufre la dosis glandular es muy grande, por lo que el número que puede representar de la mejor manera a todos los valores de la curva es el promedio. Se observa que para una misma exposición, el tejido glandular es el que presenta un valor superior de dosis [NCRP86].

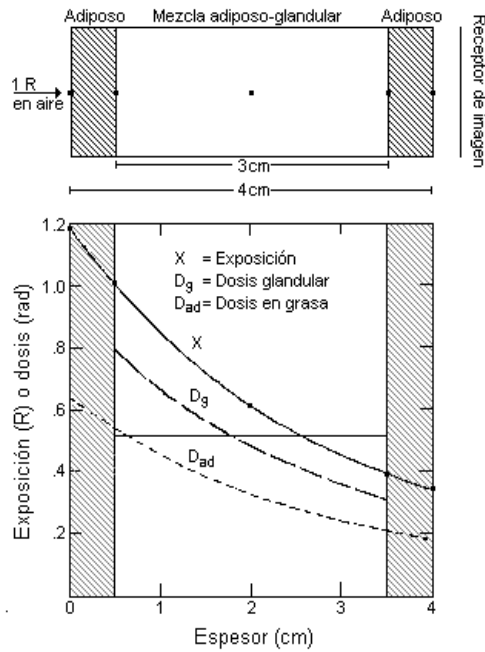


Figura 1.19 Variación de la exposición y las dosis en tejidos glandular y adiposo con respecto a la profundidad [NCRP86]

1.6 Efectos biológicos de la radiación

Cuando el ser humano se expone ante la radiación ionizante, los efectos biológicos comienzan con la ionización y excitación de algunas moléculas en el organismo [Bra90]. Estos efectos de la radiación se producen en etapas sucesivas: física, química y biológica.

Cuando la radiación ionizante interacciona con la materia viva, produce ionizaciones o excitaciones en sus átomos, a esto se le conoce como la *etapa física*. En esta etapa, ocurre una acción directa de la radiación, es decir, si el átomo afectado es parte de la molécula de ADN de una célula, parte de la información que se encontraba almacenada en la molécula puede perderse y el daño se manifestará en la siguiente generación celular.

En la *etapa química*, se producen los efectos indirectos, que son consecuencia de reacciones químicas, debidas a la producción de ciertos compuestos tóxicos en el agua que forma parte del organismo. Ya que la mayor parte del cuerpo está constituido por agua y la probabilidad de interacción de la radiación con el agua es bastante alta, puede ionizar o romper sus moléculas produciendo radicales libres, que son tóxicos para las células y en particular para el ADN.

En la *etapa biológica*, los cambios químicos producidos, pueden afectar a la célula, produciendo: una muerte temprana, inhibición en la división celular o modificación permanente, heredando mutaciones a las células hijas.

En los seres humanos los efectos de la radiación se pueden clasificar del modo siguiente:

- Por el tiempo de aparición: *Efectos inmediatos* causados por una irradiación intensa y aguda, aparecen en minutos u horas después de que el individuo fue expuesto a la radiación. Los *efectos tardíos* aparecen meses u años después de la exposición.
- Por el individuo afectado: Los *efectos somáticos* se presentan cuando la radiación daña a los tejidos del cuerpo en la persona irradiada. Los *efectos hereditarios* se manifestarán en los descendientes de la persona irradiada, ya que lesiona a las células germinales del individuo, lo que provoca mutaciones genéticas.
- Por la dependencia con la dosis: Se clasifican en efectos estocásticos y deterministas. Los efectos estocásticos son aquéllos efectos biológicos de la radiación para los cuales no existe una dosis umbral, sino que la probabilidad de que se produzcan, es función de la dosis absorbida y cuya severidad es independiente de la dosis. La inducción de un cáncer en particular es un efecto estocástico. Los efectos deterministas se presentan sólo cuando se rebasa la dosis umbral específica para ese efecto y cuya severidad es función de la dosis absorbida.

Capítulo II

EL MASTÓGRAFO

Una mastografía o mamografía es una imagen plana de la glándula mamaria obtenida con rayos X.

El equipo en el que se realizan este tipo de estudios recibe el nombre de mastógrafo, a continuación se presentan los principios básicos de su funcionamiento.

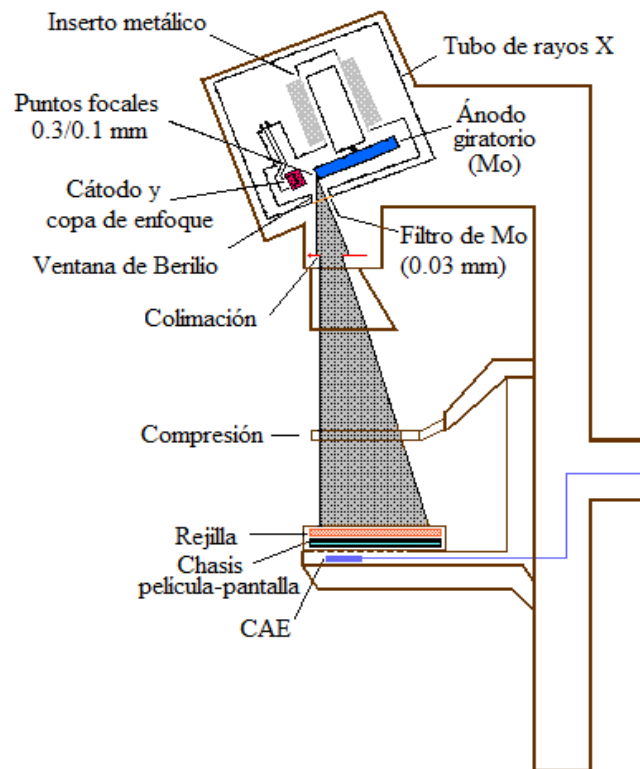


Figura 2.1 Esquema de un equipo para mamografía, en el cual se muestran los diferentes elementos que lo componen [Bu02]

2.1 Funcionamiento de un mastógrafo analógico

En la figura 2.1 se muestra el esquema de un sistema para mamografía, constituido por los siguientes elementos: tubo de rayos X, filtro, colimación, compresión, rejilla antidispersora, sistema película-pantalla y control automático de exposición (CAE).

Estos elementos se describen a continuación.

2.1.1 Tubo de rayos X

El tubo consiste en una cápsula de vidrio sellado y al vacío, en cuyo interior se encuentran un ánodo y un cátodo que se mantienen a una gran diferencia de potencial. Cuando los electrones provenientes del cátodo, interactúan con el ánodo se generan los rayos X.

➤ **Cátodo**

Es el electrodo negativo y consiste fundamentalmente de dos filamentos, uno para el punto focal grueso y otro para el punto focal fino. Cuando el filamento se calienta, se liberan los electrones por emisión termiónica y son acelerados hacia el ánodo. La cantidad de electrones que se liberan dependerá de la corriente que pase por el filamento.

➤ **Ánodo**

Es el electrodo positivo y cuenta con un blanco metálico, cuando los electrones llegan al ánodo interactúan con los átomos del blanco y entonces se producen los rayos X. El blanco en un tubo de rayos X para mamografía es de molibdeno (Mo) o de rodio (Rh), estos materiales se utilizan porque al ser irradiados con electrones generan rayos X característicos con energías adecuadas para esta modalidad radiográfica.

➤ **Ventana de salida**

La ventana del tubo de rayos X es la zona por donde emerge el haz de rayos X; está cubierta por láminas delgadas de berilio, elemento que comúnmente se utiliza debido a que su número atómico es bajo ($Z=4$). Dicha ventana sirve para reducir la atenuación ya que el berilio atenúa al haz en menor medida que el vidrio, maximizándose así la salida del haz de rayos X emitido.

➤ **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 o aparente que consiste en la proyección del punto focal verdadero en la dirección de salida del haz.

En mamografía hay dos tipos de puntos focales, el fino de 0.1 mm y el grueso de 0.3 mm. Mientras más pequeño es el tamaño del punto focal, mayor es la resolución que puede obtener el equipo, figura 1.13.

2.1.2 Filtración

La filtración de un haz de rayos X en mamografía tiene como objetivo optimizar el espectro eliminando, en la medida de lo posible, los fotones de baja y alta energía debidos a radiación de frenado tratando de que sólo queden los rayos X característicos, por ello se utilizan filtros de molibdeno o rodio.

2.1.3 Colimación

El haz de rayos X se debe colimar para que incida sobre toda el área de la película mamográfica, y que a la vez coincida con el haz luminoso. Éste sirve para visualizar el área de irradiación, y ayuda a las técnicas radiólogas al momento de colocar la mama de la paciente dentro del área de irradiación.

La colimación del haz de rayos X se realiza mediante láminas metálicas que restringen el campo al tamaño de la película.

2.1.4 Compresión

La compresión de la mama es una parte muy importante del examen mamográfico. La compresión de la mama provoca que el tejido mamario se extienda, permitiendo visualizar detalles anatómicos. En caso de no comprimir adecuadamente a la mama se puede ocultar algún tejido o lesión. Aunque la compresión es incómoda, y en muchas ocasiones dolorosa para la paciente, es indispensable ya que ayuda a disminuir el espesor de la mama, provocando que se le imparta menor dosis debido a que el haz de radiación atraviesa menos tejido y por lo tanto deposita menos energía. Una compresión firme de la

mama disminuye la dispersión de los rayos X que afectan tanto a la paciente como a la calidad de la imagen.

2.1.5 Rejilla antidispersora

Para reducir la radiación dispersa que llega a la película radiográfica se utiliza una rejilla, llamada rejilla antidispersora. Ésta consiste en un arreglo de láminas radiopacas y láminas radiolúcidas que se intercalan. La rejilla se coloca entre la mama y la película con el objetivo de que sólo deje pasar la radiación primaria la cual es la que genera un buen contraste en la película. El uso de la rejilla provoca un aumento en la dosis a la mama ya que se tiene que compensar la pérdida de radiación que no llega a la película.

2.1.6 Control Automático de Exposición (CAE)

El CAE es un dispositivo electrónico que regula el tiempo que dura la producción de rayos X, dependiendo de las características de la mama y del receptor de imagen, para que la exposición en la película o detector sea la adecuada. El objetivo del CAE es asegurar que la película recibe el número mínimo de fotones para generar una imagen de buena calidad.

2.1.7 Sistema película-pantalla

Este sistema consiste en una película montada en un chasis, con una pantalla intensificadora y una película radiográfica con un sólo lado fotosensible.

➤ Chasis

El objetivo principal del chasis es proteger a la película radiográfica de la luz ambiental, y ponerla en contacto con la pantalla intensificadora, figura 2.2. El contacto físico entre la película y la pantalla debe ser total para evitar artefactos en la imagen radiográfica. La parte superior del chasis, por donde inciden los rayos X, está diseñada para maximizar la transmisión del haz de radiación y está construida generalmente con fibra de carbón.



Figura 2.2 Chasis usado en mamografía.

➤ **Pantallas intensificadoras**

Las pantallas intensificadoras transforman los rayos X incidentes directamente en luz. Estas pantallas se fabrican con tierras raras tales como gadolinio o lantano. La luz producida varía de acuerdo con la intensidad y energía de los rayos X. La luz que se produce en las pantallas es luz blanca, aunque con una intensidad máxima en la región del azul o verde. Esto es importante ya que se deben usar las pantallas emisoras de luz de alguno de estos colores en combinación con películas cuya sensibilidad sea mayor para la luz de ese mismo color.

➤ **Película radiográfica**

La película para rayos X es una película fotográfica que consiste de una emulsión fotográficamente activa, sensible a la radiación, que en el caso de la mamografía cubre uno de los lados de una hoja de plástico transparente, llamada base, fabricada de poliéster. Para que se logre una firme adhesión entre la emulsión y la base de plástico se utiliza una capa fina de pegamento. Para proteger la emulsión de cualquier daño de tipo mecánico, se le coloca una cubierta delgada.

En la película radiográfica existe también lo que se le conoce como gelatina y es la responsable de mantener a los granos de halogenuro de plata perfectamente dispersos y previene la aglomeración de los grumos. Los líquidos de revelado pueden penetrar la gelatina fácilmente sin destruir su resistencia o permanencia.

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. 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, de bromo y de yodo arreglados en una red cúbica. Existen defectos dentro de los granos que actúan como centros sensibles y que tienen un efecto significativo en la velocidad de la pantalla.

La plata metálica se forma a partir de los haluros expuestos que no es visible a simple vista dada su cuantificación de átomos por cristal, sin embargo, el depósito de plata en estos lugares se aumentará durante el revelado, haciéndose así visible la imagen, por ello, a estos centros se les ha denominado centros de la imagen latente. Estos cristales con plata depositada en las partículas sensitivas adquieren una coloración negra durante el revelado.

Para exponer una película radiográfica con pantallas intensificadoras, es necesario que los granos de halogenuros de plata de la emulsión absorban la luz emitida por los fósforos de la pantalla.

➤ **Curva característica**

La curva característica se obtiene al exponer la película en diferentes áreas, a una exposición escalonada, cada vez mayor, hasta lograr sobrexponerla. Posteriormente se revela esta película y se procede a leer el grado de oscurecimiento de cada área. Al graficarse la relación entre el grado de oscurecimiento y el logaritmo de la exposición se genera lo que se conoce como la curva característica. En la figura 2.3, se muestra esta curva, 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.

La curva característica está descrita por los siguientes conceptos:

- Densidad óptica: Es el grado de oscurecimiento de la placa radiográfica, este concepto se discutirá con mayor detalle en el capítulo 3.
- Contraste: Es la diferencia de tonos de gris en la imagen entre regiones vecinas.

- Base + niebla: Es el valor de la densidad óptica (DO), de una película no expuesta a la radiación, después de haber sido revelada.
- Índice de velocidad: Es la sensibilidad que presenta la emulsión de una película a la exposición con los rayos X.

Se define como el recíproco de la Exposición (X) en Roentgen que se requiere para producir una densidad óptica de 1.0 por arriba de la base + niebla.

- Gradiente promedio: Es la pendiente de la línea recta que une a los puntos correspondientes a dos valores de la densidad óptica concretos en la curva característica. Se utiliza para indicar el contraste de una película.

Para calcular el gradiente promedio se utiliza la ecuación

$$\text{Gradiente promedio} = \frac{(DO_2 - DO_1)}{(\log X_2 - \log X_1)} \quad (2.1)$$

donde $DO_2 = 2.0 + (B+N)$ y $DO_1 = 0.25 + (B+N)$. Los valores de las exposiciones correspondientes son X_2 y X_1 .

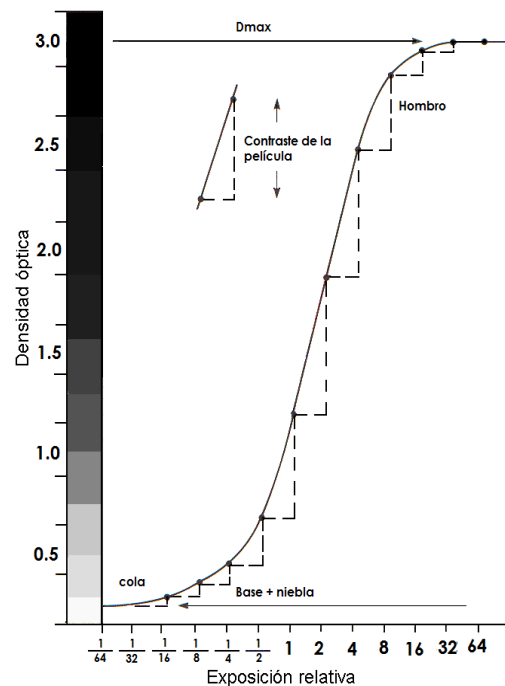


Figura 2.3 Curva característica de una película radiográfica [Sp87]

2.2 Funcionamiento del procesado de la película

El cuarto oscuro es el lugar donde se realiza la mayor parte de este proceso, por lo que es necesario profundizar en sus características específicas.

2.2.1 Cuarto Oscuro

Debe cumplir con el objetivo de ser el sitio donde se maneja la película, tanto virgen como expuesta, sin que corra el peligro de que esté sometida a luz ambiental ni a los rayos X que puedan degradar la imagen obtenida de la mama de la paciente.

Para evitar que la película se deteriore, el cuarto oscuro debe tener ciertas condiciones ambientales, como son la temperatura y la humedad adecuadas para el tipo de película que ahí se almacena. Se debe tener una buena limpieza y evitar el consumo de alimentos y bebidas dentro del cuarto.

La entrada al cuarto oscuro debe hacerse mediante un sistema totalmente hermético al paso de luz y contar con luces de seguridad. Las películas utilizadas en mamografía son sensibles a la luz verde por lo que se utilizan lámparas con filtros rojos, para evitar el velo indeseable en la película.

2.2.2 Procesado de la película

La película radiográfica expuesta debe revelarse para hacer visible la imagen, este proceso se realiza en tres etapas: revelado, fijado, y lavado de la película, esto se muestra en la figura 2.4.

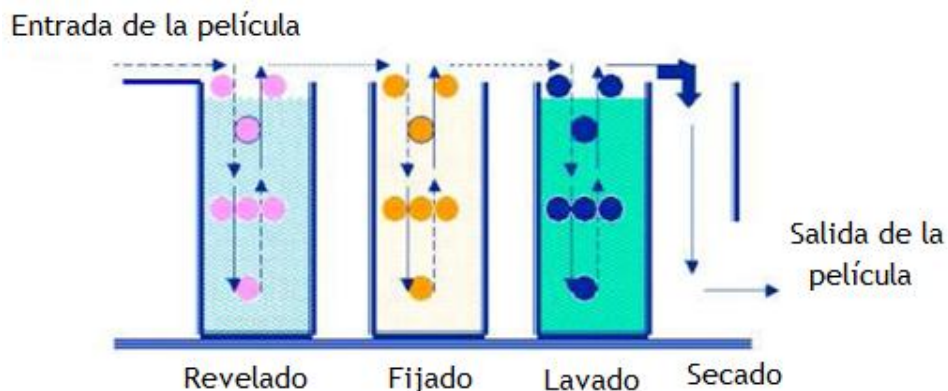


Figura 2.4 Componentes básicos de un procesamiento de películas [Sp87]

➤ Revelado

Es el proceso químico de amplificación que hace posible visualizar la imagen obtenida al haber expuesto la película al haz de rayos X. La reacción básica es la reducción de un ion de plata, lo que hace que cambie a un átomo de plata metálica. El conjunto de átomos de plata metálica se presenta ante la vista con un color negro.

El revelado es generalmente un fenómeno de todo o nada, porque un grano entero es revelado, es decir reducido, una vez que el proceso se inicia.

El proceso se inicia en el sitio donde se encuentra un punto sensible que fue expuesto a los rayos X; 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 información de la imagen deseada, 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. La niebla está formada por granos de halogenuros de plata no expuestos, que han sido reducidos.

Otro factor importante durante el revelado lo constituye la temperatura del revelador, su incremento aumenta la velocidad y el contraste de la película, por lo que la exposición a la mama se reduce, lo que es muy importante en mamografía. Sin embargo, existe una limitante para el incremento en la temperatura representada por el aumento de la base + niebla.

➤ **Fijado**

El fijado tiene como fin remover los cristales de halogenuro de plata que sólo deterioran la visibilidad de la imagen, pero la solución fijadora debe quitar estos residuos sin perjudicar la imagen formada por los átomos de plata metálica. 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.

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 halogenuro de plata que no fueron retirados de la emulsión.

➤ **Lavado**

El lavado sirve para quitar los líquidos fijadores, la película debe lavarse bien con agua. En caso de que este proceso no se haga adecuadamente la película radiográfica se volverá café a medida que transcurra 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.

➤ **Secado**

El secado lo proporciona un calefactor de aire caliente. En esta etapa la película se prepara para ser visualizada y almacenada, la temperatura del secado deberá ajustarse, siempre que sea posible, a los niveles más bajos para conseguir un secado completo. Un sobresecado puede producir artefactos en la imagen.

Con estas acciones termina el proceso de revelado.

Capítulo III

CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA

La mamografía es la modalidad radiográfica que técnicamente presenta la mayor dificultad, por ello es esencial contar con equipo especializado y hacer un uso correcto de este equipo para alcanzar resultados satisfactorios. Esto es relevante para el caso de detección temprana de cáncer de mama, donde se requieren imágenes mamográficas de muy alta calidad, y en particular en el caso de unidades móviles.

Con objeto de asegurar que el sistema de mamografía funciona correctamente es necesario aplicar un Programa de Control de Calidad (CC) que consiste en la realización de pruebas que comprueben que el equipo funciona dentro de los criterios de aceptación establecidos por la autoridad correspondiente. En México, la Secretaría de Salud ha emitido la Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002: Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X [NOM229], en la que se establecen las pruebas de control de calidad que se deben practicar a un sistema de mamografía; que incluyen pruebas de calidad de imagen y dosis, entre otras. Esta norma también regula la frecuencia de estas pruebas, así como los criterios de aceptación que se deben cumplir. En Estados Unidos, El Colegio Americano de Radiología (American College of Radiology, ACR), publicó en 1999 un manual de acreditación en mamografía, titulado Mammography Quality Control Manual [ACR99], en el que se establecen las funciones que deben desempeñar tanto los Médicos Radiólogos y los Técnicos Radiólogos como los Físicos Médicos, para que el sistema de mamografía funcione correctamente.

De acuerdo con el ACR las unidades móviles de mamografía, deberán estar sujetas a todos los requisitos de control de calidad que se aplican a unidades fijas. Además, cada unidad móvil debe ser probada cada vez que se mueva a una nueva sede de atención a pacientes, y antes de examinar a cualquier paciente, con objeto de verificar que la calidad de la imagen producida por cada unidad es la adecuada.

Asimismo, es importante garantizar que las dosis de radiación que reciban los pacientes, cumplan con lo establecido en la NOM-229-SSA1-2002, por lo que se requiere que la dosis sea evaluada y optimizada, mientras se mantiene la calidad de la imagen.

3.1 Requisitos de una imagen mamográfica

La calidad de la imagen es un concepto que se aplica a todo tipo de imágenes. En radiología, el resultado de controlar la calidad de la imagen es mostrar las estructuras internas con alto contraste y resolución pero con el menor ruido posible. La baja calidad de la imagen puede omitir detalles y puede provocar una evaluación incorrecta.

En general, la calidad de una placa radiológica portadora de una imagen se cuantifica a través de parámetros relacionados con la visualización de estructuras anatómicas. Algunos de estos parámetros son la densidad óptica (DO), el contraste, la resolución espacial, la nitidez y el ruido.

3.1.1 Densidad óptica

La densidad óptica cuantifica el grado de oscurecimiento de la placa radiográfica debido a su exposición a la radiación y a su tratamiento químico. La imagen en una película contiene áreas con diferentes densidades ópticas que se pueden visualizar como distintos tonos de gris. El intervalo útil en radiografía para las densidades ópticas varía entre 0.20 a 2.0. La densidad óptica se define como

$$DO = \log\left(\frac{I_0}{I}\right) \quad (3.1)$$

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, ver figura 3.1. La DO se mide con un densitómetro, éste es un aparato que emite luz blanca de un lado de la película radiográfica y electrónicamente mide la cantidad de la luz que se transmite.

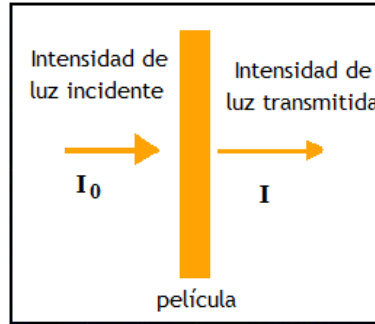


Figura 3.1 Densidad óptica.

3.1.2 Contraste

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 como se observa en la figura 3.2. El contraste es la característica más importante de una imagen. 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

$$C = (DO_2 - DO_1) \quad (3.2)$$

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, espesor, etc. La relación entre el grado de contraste requerido para la visualización y para el brillo del entorno está influenciada por el tamaño del objeto. Los objetos pequeños requieren un alto nivel de contraste o incremento de la luminosidad del entorno para ser detectados.

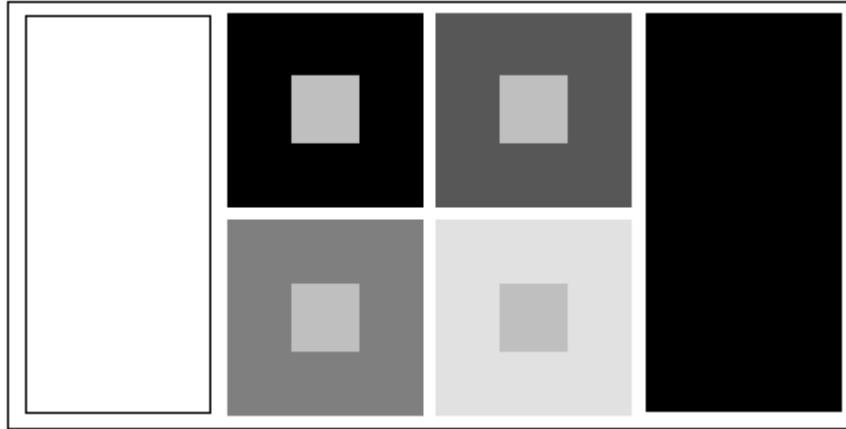


Figura 3.2 Contraste. Se observan valores intermedios de contraste

3.1.3 Resolución espacial

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 si. A mayor resolución se pueden colocar más cerca dichos objetos sin que sus imágenes se traslapen.

Un método para evaluar la resolución espacial de un sistema radiográfico se basa en el uso de patrones de barras, como el que se muestra en la figura 3.3. Este instrumento está constituido de un arreglo lineal. Un par de líneas en este elemento consiste en una tira de un material radiopaco y una tira vacía contigua, ambas del mismo ancho. El ancho de las tiras determinará el número de pares de líneas por milímetro, mientras menor sea el ancho, mayor será el número de pares de líneas por milímetro.

Los elementos que pueden afectar la resolución espacial del sistema son el tamaño del punto focal, la radiación dispersa, la película radiográfica y la pantalla intensificadora.



Figura 3.3 Patrón de barras de 5 a 20 pares de línea por milímetro.

3.1.4 Nitidez

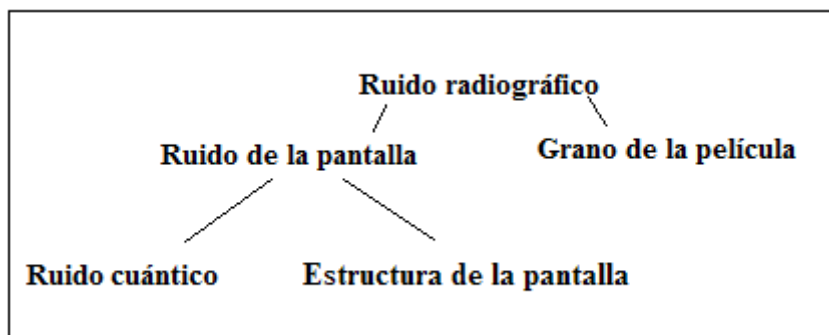
La nitidez es la capacidad de un sistema, en este caso una combinación película-pantalla, de delinear un borde. La falta de nitidez de un sistema de imagen proviene principalmente de factores geométricos y radiográficos.

3.1.5 Ruido

Existen varios factores que tienden a producir variaciones en la DO de la película aún cuando no exista algún detalle en la imagen. Este tipo de variación es aleatorio y no sigue un patrón particular. En la mayoría de los 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. En el caso de mamografía, donde se requiere visualizar tejido tumoral, cuya respuesta a los rayos X difiere ligeramente de los tejidos sanos, o microcalcificaciones, es deseable que el nivel de ruido sea tal que no cubra este tipo de lesiones.

➤ Ruido radiográfico

Si se coloca una película entre pantallas intensificadoras y se expone a un haz de rayos X uniforme, la densidad óptica de la película no va a ser uniforme, observándose una apariencia moteada irregular que puede ser vista fácilmente en cualquier área de la película irradiada. Esta textura irregular de la película, que debería tener una densidad uniforme, es llamada ruido radiográfico.



El ruido radiográfico tiene dos componentes, el ruido de la pantalla y el grano de la película. A su vez el ruido de la pantalla se compone con el ruido cuántico y la estructura de la pantalla.

El grano de la película no contribuye al ruido radiográfico observado en radiología clínica ya que casi nunca se observa una radiografía con una magnificación $5\times$ o mayor. Si se magnifica la imagen se ve que la película está formada por un arreglo no homogéneo de los granos de plata en la gelatina.

La estructura de la pantalla es causada por defectos en la pantalla intensificadora tales como variaciones en el grosor o imperfecciones físicas en la capa de fósforo, pero, debido al buen control de calidad usado en su fabricación, no contribuye al ruido radiográfico.

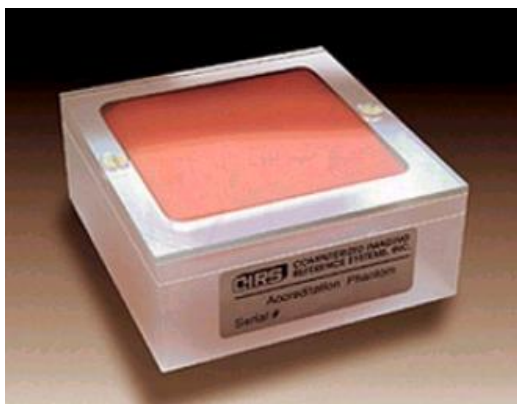
El ruido cuántico se debe a las fluctuaciones estadísticas en el número de rayos X absorbidos por la pantalla intensificadora que producen la imagen de luz que es registrada por la película.

Dado lo anterior, se tiene que en radiología diagnóstica únicamente es importante el ruido cuántico.

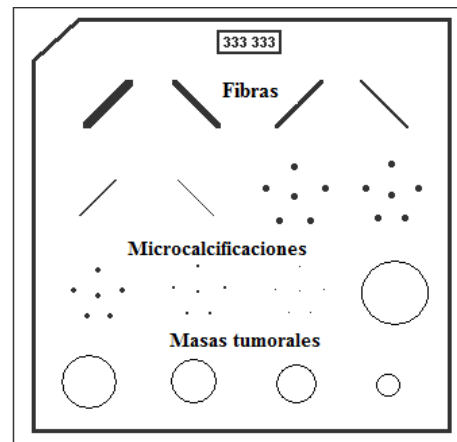
3.2 Calidad de la imagen

El Colegio Americano de Radiología, ACR [ACR99] ha certificado como referencia para medir la calidad de la imagen y la dosis un maniquí comercial conocido como “maniquí de acreditación”; que simula una mama de referencia con una composición de 50% de tejido adiposo y 50% de tejido glandular, y que firmemente comprimida tiene un espesor de 4.2 cm. El maniquí 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.

En la figura 3.4 se muestra el maniquí de acreditación, éste en su interior tiene diversos objetos que sirven para calificar la imagen obtenida. El maniquí está hecho con un bloque de acrílico y otro de cera y contiene 16 objetos diferentes, estos son: seis fibras de nylon con diferentes diámetros que simulan estructuras fibrosas dentro de ductos, las microcalcificaciones están representadas por cinco grupos de granos de óxido de aluminio, y tiene cinco masas de diámetros decrecientes y diferentes espesores que simulan las masas tumorales. El maniquí cuenta también con un disco de acrílico de 4 mm de espesor, que se coloca sobre el primero de tal manera que su imagen no se traslape con la de los objetos.



(a)



(b)

Figura 3.4 a) Maniquí de acreditación del American College of Radiology (ACR),
b) Diagrama del maniquí, se observan 6 fibras, 5 grupos de microcalcificaciones y 5 masas.

El criterio del ACR, [ACR99], requiere una puntuación mínima de 4 para las fibras, de 3 para las microcalcificaciones y de 3 para las masas tumorales, la suma de estas tres cantidades da una puntuación total mínima de 10.

3.3 Dosis glandular promedio

La dosis glandular promedio es la energía que el haz de rayos X deposita en cada unidad de masa de la zona expuesta, y se mide en unidades llamadas gray. La dosis promedio impartida a una glándula mamaria, depende de factores anatómicos de la paciente y de las características de los rayos X usados para obtener la imagen.

Para la medir la dosis glandular promedio se utiliza el maniquí de acreditación junto con una cámara de ionización para mamografía. La dosis glandular promedio para una mama comprimida no debe exceder de 3 mGy por proyección.

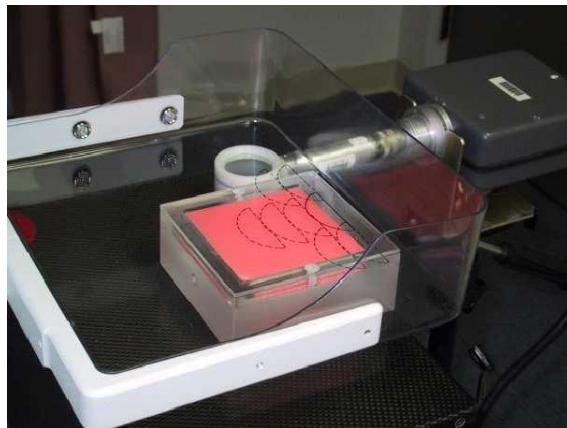


Figura 3.5 La dosis glandular promedio se mide con una cámara de ionización ubicada junto al maniquí mientras se obtiene una imagen bajo condiciones normales de operación clínica, de acuerdo con un protocolo bien establecido.

La producción de imágenes mamográficas de buena calidad requiere que todos los elementos involucrados en la generación de las mismas funcionen adecuadamente, como son el equipo de rayos X, la película, los chasis, el cuarto oscuro, el procesador de películas y las condiciones de visualización mínimas. Si alguna de ellas falla, el resultado no será el deseado. Para garantizar el buen funcionamiento de todos estos elementos se requiere la implantación de un programa de control de calidad. El cumplimiento de este programa es responsabilidad de todo el personal que labora en el establecimiento.

Capítulo IV

MÉTODO EXPERIMENTAL

El Instituto de Física evaluó 8 mastógrafos analógicos, marca IMS Giotto, instalados en 4 Unidades Móviles pertenecientes al Instituto de las Mujeres del Distrito Federal (INMUJERES-DF) y 2 procesadores de película, propiedad de la Fundación que administra a las Unidades Móviles.

Es por ello, que se realizaron pruebas de control de calidad a estos mastógrafos en dos etapas: La primera, ocurrida del 26 de marzo al 2 de abril de 2008. La segunda, se efectuó del 30 de junio al 4 de agosto, después de tres meses de haberse usado los mastógrafos de manera continua. Adicionalmente del 5 de agosto al 3 de septiembre se visitaron las Unidades Móviles sin previo aviso, durante las jornadas de salud ofrecidas a la población femenina; en estas visitas se realizó la prueba de calidad de la imagen a cada uno de los mastógrafos de la Unidad y pruebas de control de calidad a los procesadores.

Se seleccionó un conjunto de pruebas de control de calidad. Éstas se realizaron usando los protocolos recomendados por el Colegio Americano de Radiología, ACR [ACR99] y bajo lo establecido por la Norma Oficial Mexicana, NOM-229-SSA1-2002 [NOM229].

Las pruebas seleccionadas se enfocaron a evaluar el funcionamiento de los procesadores de película, la calidad de las imágenes producidas al utilizar un maniquí de prueba, que simula a la mama de una paciente, acreditado por el ACR, y la dosis impartida a este maniquí. Los procedimientos y las hojas de registro para cada prueba fueron realizados de acuerdo con los procedimientos descritos en [Ru01].

4.1 Material y equipo utilizado

El equipo utilizado para realizar las pruebas pertenece en su totalidad al Instituto de Física de la UNAM, consistiendo en:

- Cámara de ionización, marca RADCAL, modelo 20X6-6M, serie 31208.
- Electrómetro Marca RADCAL, modelo 2026C, serie: 260720.
- Maniquí para mamografía, acreditado por el American College of Radiology (ACR), marca Gammex, serie 800004-17535.
- Patrón de barras de 5 a 20 pl/mm.
- Lupa 25X, marca Mitutoyo, modelo 183-202.
- Láminas de aluminio ultrapuro, marca Nuclear Associates, modelo 07-434.
- Sensitómetro dual color, marca Nuclear Associates, modelo 07-417, serie 9808.
- Densitómetro marca Victoreen, modelo 07-424, serie 95590.
- Termómetros digitales de vástago metálico, marca Taylor, modelo 9878.
- Báscula marca SOEHNLE, serie BV00104
- Placas de acrílico de 10 cm x 10 cm x 0.19 cm (3)
- Placa de acrílico de 18 cm x 24 cm x 2.4 cm
- Placas de acrílico de 10 cm x 15 cm x 2.0 cm (4)
- Vernier
- Flexómetro
- Escuadras de acrílico.

La cámara de ionización utilizada en las pruebas: capa hemirreductora, exposición de entrada y dosis glandular promedio, fue calibrada en el Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares el 30 de octubre del 2007 y cuenta con el certificado No. 845 R-X (D), LCSD No. 1027.

El maniquí acreditado simula una mama comprimida, compuesta por tejido 50% glandular-50% adiposo, de 4.2 cm de espesor.

4.2 Pruebas al procesador de película

4.2.1 Temperatura del líquido revelador

Esta prueba sirve para verificar que la temperatura del líquido revelador del sistema de procesamiento de la película, se encuentre dentro de los niveles de operación debidos.

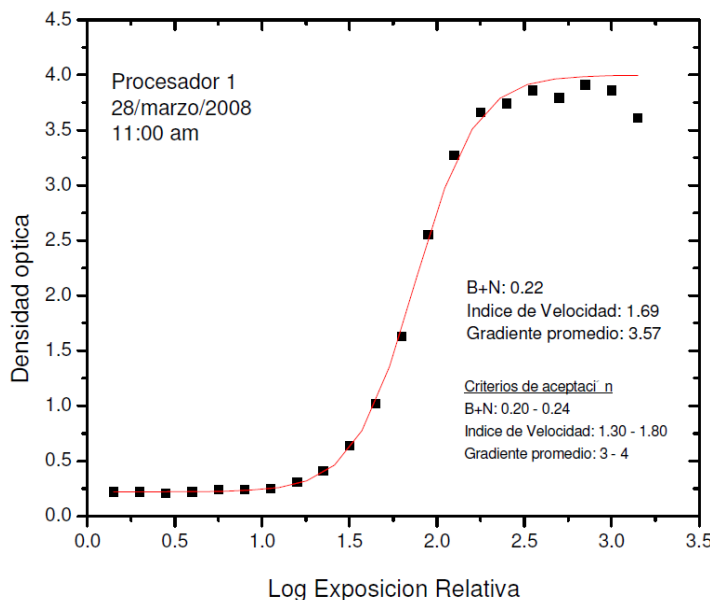
Para medir la temperatura de líquido revelador se requiere de un termómetro digital de vástago, con resolución de 0.1°C .

4.2.2 Sensitometría

Consiste en irradiar la película con luz visible emitida por un aparato llamado sensitómetro, revelarla y leer su densidad óptica (DO) con un densitómetro, ver figura 4.1.a. La información que nos proporciona la DO se registra y se grafica obteniéndose una curva característica. Ver figura 4.1.b. Se miden los valores de la base + niebla (B+N), se calculan el índice de velocidad y el gradiente promedio.



(a)



(b)

Figura 4.1 a) Película revelada llamada "tira sensitométrica", ésta contiene 21 pasos de densidad óptica.
b) Curva característica que se obtiene al leer cada paso de la tira sensitométrica.

4.3 Pruebas a los mastógrafos

4.3.1 Unidad de mamografía

Evaluación mecánica y estado general: Esta prueba sirve para verificar que todos los seguros, retenes, indicadores de angulación, y los soportes mecánicos para el tubo de rayos X y el portachasis estén operando apropiadamente.

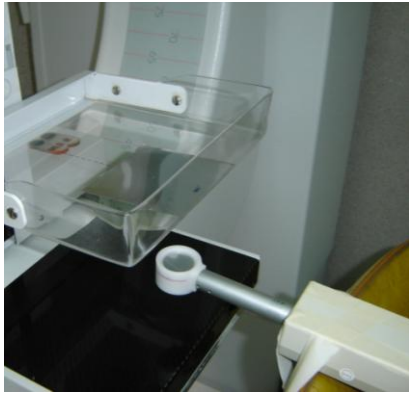
4.3.2 Generación de rayos X

Capa hemirreductora (CHR): Esta prueba sirve para asegurar que la capa hemirreductora del haz de rayos X es la adecuada, es decir, se minimiza la dosis a la mama de la paciente, sin que esto represente una pérdida significativa en el contraste de la imagen resultante. Para su realización, se utilizan una cámara de ionización y láminas de aluminio ultrapuro.

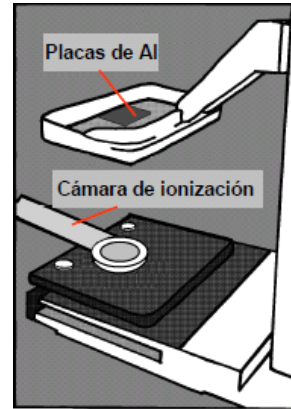
Esta prueba se realiza colocando la placa de compresión lo más cerca posible al tubo de rayos X; se coloca la cámara de ionización 5 cm por arriba del portachasis, de tal modo que quede cubierta totalmente por el haz de rayos X, ver figura 4.2.a.

Se realiza una primera irradiación sin láminas de aluminio, asegurándonos que la cámara de ionización sea irradiada totalmente, el valor de la exposición medida se registra. En la segunda irradiación se coloca una lámina de 0.2 mm de aluminio, sobre la placa de compresión, es decir, entre el tubo de rayos X y la cámara de ionización, este paso se repite colocando láminas de 0.1 mm de aluminio hasta que la lectura de la exposición sea menor que la mitad de la exposición en la primera lectura. Por último, se realiza una irradiación final quitando las láminas de aluminio de la placa compresión, esta lectura debe coincidir con la lectura inicial.

Para determinar el valor de la CHR, se utiliza la relación 1.12, explicada en el capítulo 1.



(a)



(b)

Figura 4.2 a) Medición de la CHR, se observa la cámara de ionización colocada en el portachasis
b) Montaje para la prueba de CHR.

4.3.3 Evaluación de la colimación

Coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación y alineación de los bordes que limitan con el tórax de la placa de compresión y del receptor de imagen: Sirve para asegurar que el colimador o cono no permita el paso significativo de radiación más allá de los bordes del receptor de imagen.

Esta prueba se realiza irradiando dos chasis con película, uno de 18 cm x 24 cm y el otro de 24 cm x 30 cm. El primero se coloca dentro del portachasis en su posición normal y el segundo encima del portachasis de tal manera que sobresalga; sobre éste se ubican 4 monedas del mismo tamaño, su colocación se hace en cada uno de los lados del rectángulo que se forma por el haz luminoso que sirve para visualizar el campo, como se muestra en la figura 4.3.a. En el borde de la placa de compresión se coloca otra moneda con un diámetro mayor. En la placa de compresión se coloca una placa de acrílico, de tal manera que toda la radiación que incida sobre los receptores de imagen pase a través de este atenuador. Por último se revelan las placas obtenidas. Ver figura 4.3.b.

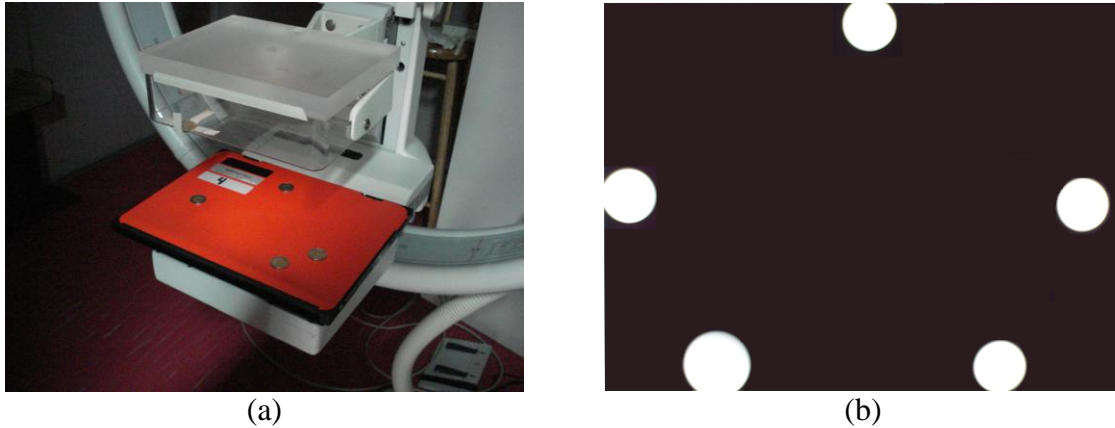


Figura 4.3 a) Montaje para la prueba de colimación.

b) Placa revelada, se observan 4 circunferencias del mismo tamaño en cada uno de los bordes del rectángulo y una circunferencia con diámetro mayor.

Para realizar el análisis de esta prueba, se mide la desviación entre el campo de rayos X (parte oscura de la película) y el borde del haz luminoso (bordes exteriores de las 4 monedas), ver figura 4.3.b. Se toman en cuenta las pequeñas diferencias de amplificación entre las dos películas reveladas, esto se hace midiendo los diámetros de cada moneda. Posteriormente se mide la desviación entre la alineación del borde de la placa de compresión, es decir, el borde exterior de la moneda de mayor diámetro y el borde del receptor de imagen.

4.3.4 Evaluación del Control Automático de Exposición (CAE)

Capacidad de desempeño y reproducibilidad del Control Automático de Exposición: Pruebas en las que se evalúa el funcionamiento del control automático de exposición (CAE) de la unidad de mamografía.

Con respecto a la capacidad de desempeño la prueba sólo se hizo variando el espesor del maniquí bajo estudio y manteniendo un valor fijo de la tensión, se observó el comportamiento de la carga en el tubo de rayos X (mAs), figura 4.4. Esta prueba verifica que el valor de la DO de la placa se mantenga constante, dentro de ± 0.30 del valor promedio, al variar el espesor del maniquí.

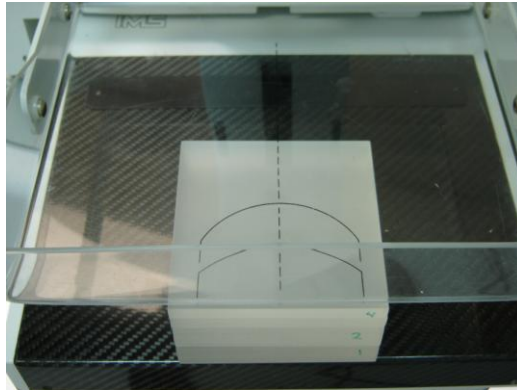


Figura 4.4 Capacidad de desempeño, se observan las diferentes capas de acrílico que forman al maniquí.

Para la prueba de reproducibilidad, se utilizan el maniquí acreditado por el ACR y una cámara de ionización, se elige un valor de la tensión, el más usual, y se hacen cuatro exposiciones bajo condiciones idénticas, se calcula el coeficiente de variación para la exposición de entrada (o para la carga, mAs) y este debe ser inferior a 0.05. Ver figura 4.5.

Para obtener los coeficientes de variación se calculan los valores promedios y las desviaciones estándar de las cuatro exposiciones y del mAs, por último se divide la desviación estándar entre el promedio, tanto para la exposición como para el mAs.



Figura 4.5 Reproducibilidad del control automático de exposición; se observa el maniquí de prueba y la cámara de ionización.

4.3.5 Compresión

Fuerza de compresión: Prueba en la que verifica 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.

En esta prueba se utiliza una báscula, la cual se coloca entre la placa de compresión y el portachasis. Figura 4.6.



Figura 4.6 Fuerza de compresión, se muestra la colocación de la báscula sobre el portachasis.

4.3.6 Dosis

Exposición de entrada y dosis glandular promedio: Para realizar esta prueba se utilizan el maniquí de acreditación y la cámara de ionización. El maniquí mamográfico se coloca sobre el portachasis en la posición que ocuparía normalmente la mama de una paciente, asegurándose que cubra totalmente el área activa de los detectores del CAE. La cámara de ionización se coloca en el haz de rayos X a un costado del maniquí, colocando el centro de la cámara 4 cm hacia dentro del borde del portachasis que limita con el tórax y a la misma altura que la superficie superior del maniquí; como se observa en la figura 4.7, asegurándose que la cámara se exponga completamente y que su sombra radiográfica no interfiera con los detectores del CAE.

Para medir la dosis se realizan cuatro exposiciones bajo condiciones idénticas, registrando en cada caso los valores de la exposición medida y de carga (mAs).

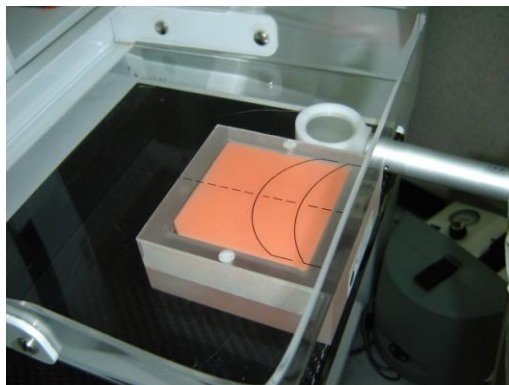


Figura 4.7 Maniquí de acreditación junto a la cámara de ionización, colocados sobre el portachasis.

Para el análisis de esta prueba se calculan los valores promedio y la desviación estándar de los valores de la exposición; para determinar los coeficientes de variación se divide la desviación estándar entre el promedio.

Para calcular la dosis glandular promedio se calcula el valor promedio de la exposición y se corrige por el coeficiente de calibración de la cámara de ionización. El ACR proporciona tablas para encontrar el factor de conversión a dosis (mrad/R), los valores de estas tablas cambian según la combinación del blanco/filtro que se utilice, del valor de la CHR medida, de la tensión en el tubo de rayos X y del espesor de la mama comprimida. El factor de conversión se multiplica por el valor promedio de la exposición de entrada. El valor obtenido representa la dosis glandular promedio recibida por el tejido glandular para esa energía específica, composición de la mama y espesor comprimido. Este valor es una aproximación de la dosis impartida a la mama de la paciente.

4.3.7 Calidad de la imagen

Prueba que debe realizarse con el propósito de evaluar y detectar cambios temporales en la calidad de la imagen mamográfica, tomando como referencia la imagen de un maniquí mamográfico (figura 4.8).

Para realizar esta prueba se utilizan el maniquí mamográfico de acreditación junto con un 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 de éste, ver figura 4.8.a; el maniquí se coloca sobre el portachasis en la posición que ocuparía normalmente la mama de una paciente, se comprime y se realiza una exposición. Se revela la placa generada, figura 4.8.c.

La evaluación de la imagen del maniquí se realiza en dos etapas: En la primera se mide, en la película, la densidad óptica al centro del maniquí (DO_C), siempre debe medirse en el mismo punto y se registra este valor. Para medir el contraste, se mide la densidad óptica en el área del disco de acrílico (DO_d) y también se mide fuera de éste, ya sea de lado izquierdo o derecho (DO_f) y se registra este valor como la diferencia en densidades (ΔDO).

En la segunda etapa se utiliza un negatoscopio de poder, el cual se debe cubrir con una máscara (cartulina oscura con un hoyo del tamaño y forma del maniquí.), de tal forma que elimine la luz proveniente del mismo o del exterior.

Se determina el número de objetos de prueba de cada tipo que son visibles en la imagen del maniquí, figura 4.8.b. Se examina cuidadosamente la imagen del maniquí buscando artefactos (polvo) y/o artefactos de revelado.

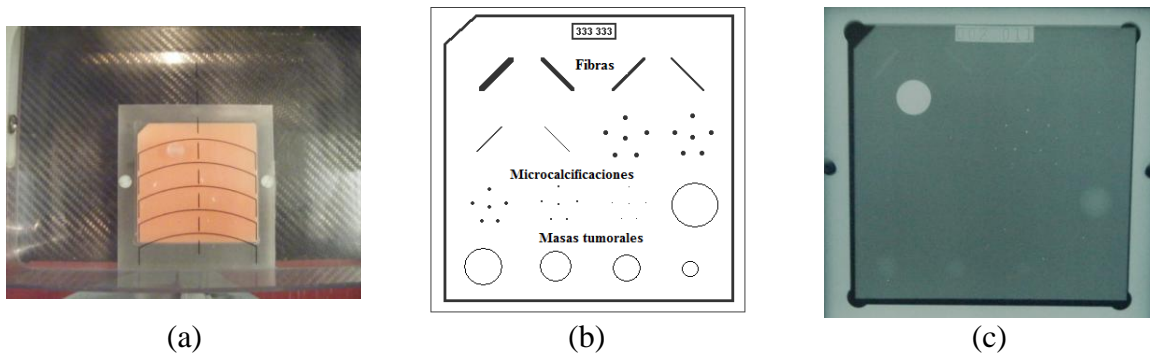
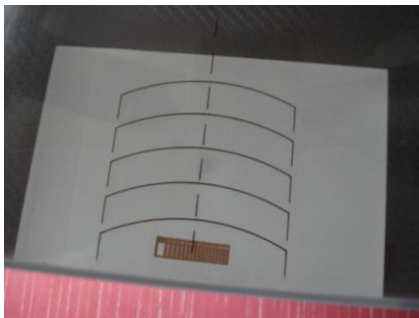


Figura 4.8 a) Colocación del maniquí de acreditación ACR sobre el portachasis.
b) Diagrama del maniquí, se observan 6 fibras, 5 grupos de microcalcificaciones y 5 masas.
c) Placa revelada, se observa en la parte superior el disco de acrílico.

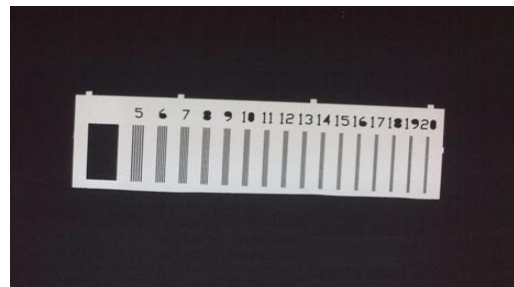
4.3.8 Resolución espacial

Se evalúa la resolución límite del sistema completo de mamografía, incluyendo efectos debidos al tamaño del punto focal, de la combinación pantalla-película y del procesador de películas.

Para evaluar la resolución espacial de un sistema radiográfico se utiliza un patrón de barras. Éste se coloca sobre un maniquí de acrílico con 4.5 cm de espesor, que se encuentra sobre el portachasis, a 1 cm del lado que limita con el tórax y centrado lateralmente como se presenta en la figura 4.9.a. Se toman dos placas con este patrón, una con las barras paralelas al eje ánodo-cátodo y la otra con las barras orientadas perpendicularmente con el mismo eje. Es importante que el patrón de barras se coloque de manera reproducible.



(a)



(b)

Figura 4.9 a) Patrón de barras montado sobre un maniquí de acrílico con un espesor de 4.5 cm
b) Placa revelada, se observa el patrón de barras orientado perpendicularmente al eje ánodo-cátodo.

Para el análisis de esta prueba, se visualiza la placa revelada en un negatoscopio, con la ayuda de una lupa se cuenta el número de pares de línea por milímetro (pl/mm) de cada casilla. Esta prueba debe cumplir con una resolución mínima de 13 pl/mm cuando las barras están paralelas al eje ánodo-cátodo y de 11 pl/mm cuando el patrón de barras está orientado perpendicularmente al mismo eje. Figura 4.9.b.

Capítulo V

RESULTADOS

Para una mejor comprensión de los resultados al final de este capítulo se presentan 3 tablas generales que son el resumen de cada etapa y de las visitas a las Unidades Móviles.

Los parámetros utilizados en todas las pruebas fueron el sensor de la mama en la posición 3 (mama grande), el control de densidad en cero, una combinación ánodo/filtro Mo/Mo. Según los requisitos de cada prueba se utiliza el modo de exposición manual o automático.

5.1 Funcionamiento de los procesadores de película y de los mastógrafos.

Primera etapa

5.1.1 Pruebas al procesador de película

5.1.1.a Temperatura del líquido revelador

Cuarto oscuro				
Fecha	Hora	Procesador 1	Procesador 2	CUMPLE NOM
		Temperatura (°C)	Temperatura (°C)	
26/marzo/2008	14:45 pm	34.3±0.1	34.2±0.1	Sí
28/marzo/2008	11:00 am	34.3±0.1	34.2±0.1	Si
31/marzo/2008	11:24 am	34.2±0.1	34.2±0.1	Si
02/Abril/2008	11:15 am	34.3±0.1	34.2±0.1	Si

Criterio de aceptación: La NOM-229-SSA1-2002 establece que la temperatura de las soluciones no debe diferir en más de 0.5 °C del valor señalado por el fabricante, en este caso es de 34.0 °C

5.1.1.b Sensitometría

La determinación de los valores de base más niebla, índice de velocidad y gradiente promedio se realiza de acuerdo con lo expuesto en 2.1.7, para la curva característica.

Procesador 1				
Fecha	B+N	Índice de velocidad	Gradiente promedio	Cumple
26/marzo/2008	0.22	1.68	3.65	Sí
28/marzo/2008	0.22	1.69	3.57	Sí
31/marzo/2008	0.21	1.69	3.57	Sí
02/Abril/2008	0.22	1.69	3.36	Sí

Procesador 2				
Fecha	B+N	Índice de velocidad	Gradiente promedio	Cumple
26/marzo/2008	0.22	1.67	3.30	Sí
28/marzo/2008	0.22	1.67	3.30	Sí
31/marzo/2008	0.22	1.68	3.57	Sí
02/Abril/2008	0.21	1.67	3.18	Sí

Criterio de aceptación: El criterio establecido por el fabricante es para la B+N de 0.20 a 0.24, el índice de velocidad 1.30 a 1.80 y el gradiente promedio de 3.00 a 4.00.

5.1.2 Pruebas a los mastógrafos

Las siguientes pruebas se realizaron a los mastógrafos de las Unidades 3, 5 y 6 los días 26 de marzo al 2 de abril de 2008. Por cuestiones de logística no fue posible evaluar a los mastógrafos de la Unidad 4. Los mastógrafos de cada Unidad se denominan 1A y 2B.

5.1.2.a Unidad de mamografía

a) Evaluación mecánica y estado general

Se encontró que el comportamiento mecánico de los mastógrafos es correcto, todas sus partes móviles se mueven suavemente, los interruptores y bloqueadores funcionan bien.

Los portachasis están libres de vibraciones, los chasis se deslizan uniformemente por los portachasis. Las pacientes no están expuestas a bordes filosos y durante la exposición, está protegida la técnica radióloga contra la radiación.

5.1.2.b Generación de rayos X

a) Capa hemirreductora (CHR)

Para esta prueba se utilizó el modo de exposición manual, 28 kVp y 70 mAs.

Capa hemirreductora	Unidad Móvil					
	3		5		6	
	Mastógrafo					
	1A	2B	1A	2B	1A	2B
CHR (mm Al)	0.43	0.43	0.40	0.40	0.41	0.42
<i>Cumple NOM</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>

Criterio de aceptación: La NOM-229-SSA1-2002 establece que la CHR mínima para una tensión medida será de al menos 0.3 mm Al, si la tensión es menor que o igual a 30 kVp. El valor de la CHR nunca podrá ser mayor que 0.60 mm Al.

5.1.2.c Evaluación de la colimación

a) Coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación

Desviación entre el campo luminoso y el de rayos X	Unidad Móvil				
	3		5		6
	Mastógrafo				
	1A	2B	1A	2B	1A
Suma como % de la DFI* de los bordes derecho e izquierdo	0.8	0.8	0.8	0.8	2.3
Suma como % de la DFI de los bordes anterior y tórax	1.1	0.5	0.6	1.8	2.6
% de la DFI	1.9	1.3	1.4	2.6	4.9
<i>Cumple NOM</i>	<i>Si</i>	<i>Si</i>	<i>Si</i>	<i>Si</i>	<i>No</i>

*DFI = distancia foco imagen

Criterio de aceptación: La NOM-229-SSA1-2002 establece que los campos deben coincidir y la suma del valor absoluto de las desviaciones de los 4 lados debe ser menor que el 4% de la DFI.

b) Alineación de los bordes que limitan con el tórax de la placa de compresión y del receptor de imagen

Alineación de la placa de compresión y del receptor de imagen	Unidad Móvil				
	3		5		6
	Mastógrafo				
	1A	2B	1A	2B	1A
Diferencia entre los bordes de la placa de compresión y del receptor de imagen (mm)	7	2	2	2	1
Diferencias como % de la DFI	1.0	0.30	0.30	0.30	0.15
Cumple ACR	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>

Criterio de aceptación: De acuerdo al ACR, el borde de la placa de compresión que limita con el tórax, no debe estar dentro del receptor de imagen ni proyectarse más allá del borde del receptor de imagen que limita con el tórax por más del 1% de la DFI.

5.1.2.d Evaluación del Control Automático de Exposición (CAE)

a) Capacidad de desempeño

Capacidad de desempeño	Unidad Móvil				
	3		5		6
	Mastógrafos				
	1A	2B	1A	2B	1A
$\overline{DO} (\pm 0.30)$	1.55	1.44	1.63	1.92	1.83
Intervalo permisible	1.25-1.85	1.14-1.74	1.33-1.93	1.62-2.22	1.53-2.13
Cumple NOM	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>

Criterio de aceptación: La NOM-229-SSA1-2002 establece que el CAE debe ser capaz de mantener una densidad óptica de ± 0.30 de la densidad óptica media cuando se varían los espesores de un maniquí homogéneo apropiado en un intervalo de 2 a 6 cm y se varía la tensión de acuerdo con el espesor, usando valores de tensión clínicamente útiles.

b) Reproducibilidad del Control Automático de Exposición

El valor de la tensión utilizado fue 28 kVp

Coeficientes de variación	Unidad Móvil					
	3		5		6	
	Mastógrafo					
	1A	2B	1A	2B	1A	2B
Exposición (mR)	0.0005	0.0005	0.0005	0.0005	0.0009	0.003
Carga (mAs)	0	0	0	0	0	0
<i>Cumple ACR</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>

Criterio de aceptación: De acuerdo con el 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

5.1.2.e Compresión

Fuerza de compresión	Unidad Móvil					
	3		5		6	
	Mastógrafo					
	1A	2B	1A	2B	1A	2B
Modo motorizado (kg)	18	18	18	17	18	18
Modo manual (kg)	18	18	18	18	18	18
<i>Cumple NOM</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>

Criterio de aceptación: La NOM-229-SSA1-2002 establece que la fuerza de compresión que brinda el equipo de mamografía en el modo motorizado debe estar entre 11 y 20.5 kg.

5.1.2.f Dosis

a) Exposición de entrada

El modo de exposición fue automático.

Exposición de entrada medida		Unidad Móvil					
		3		5		6	
		Mastógrafo					
		1A	2B	1A	2B	1A	2B
Valores promedio	<i>mR</i>	893	919	879	883	905	913
	<i>mAs</i>	60	60	60	60	60	60
Desviación estándar	<i>mR</i>	0.47	0.47	0.47	0.47	0.82	2.83
	<i>mAs</i>	0	0	0	0	0	0
Coeficientes de variación	<i>mR</i>	0.0005	0.0005	0.0005	0.0005	0.0009	0.003
	<i>mAs</i>	0	0	0	0	0	0
Cumple ACR		<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>

Criterio de aceptación: El ACR establece que el coeficiente de variación para R o mAs no debe exceder de 0.05.

b) Dosis glandular promedio

Esta prueba se realiza simultáneamente con la anterior, por lo que las lecturas son las mismas. Los resultados obtenidos fueron

DGP	Unidad móvil						
	3		5		6		
	Mastógrafo						
	1A	2B	1A	2B	1A	2B	
CHR medida (mm Al)	0.43	0.43	0.40	0.40	0.41	0.42	
Exposición de entrada (mR)	893	919	879	883	905	913	
Exposición corregida por coeficiente de calibración (R)	0.85	0.87	0.84	0.84	0.86	0.87	
Factor de conversión a dosis (mrad/R) [ACR]	213	213	200	200	204	209	
Dosis glandular promedio (mGy)	1.8	1.9	1.7	1.7	1.8	1.8	
Cumple NOM/ACR		<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>

Criterio de aceptación: La NOM-229-SSA1-2002 y el ACR establecen un nivel orientativo para la dosis glandular promedio de 3 mGy.

5.1.2.g Calidad de la imagen

Las pruebas de calidad de imagen y resolución espacial se realizaron a los mastógrafos de las Unidades 3, 4, 5 y 6.

El modo de exposición fue automático.

Calidad de las imágenes	Unidad móvil							
	3		4		5		6	
	Mastógrafo							
	1A	2B	1A	2B	1A	2B	1A	2B
$\overline{DO}_C (\pm 0.01)$	1.57	1.48	1.95	2.20	1.69	1.87	1.93	1.85
ΔDO	0.45	0.40	0.53	0.54	0.50	0.54	0.54	0.55
Fibras	4	4	4.5	5	5.5	6	5	5
Motas	3	3	3	3	3	3	4	3
Masas	4	4	4	4	4	4	4	4
Puntuación del maniquí	11	11	11.5	12	12.5	13	13	12
Artefactos	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Cumple ACR	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>

✖: Con artefactos ✓: Sin artefactos

Criterio de aceptación: De acuerdo con el ACR, para una tensión de 28 kV se debe cumplir con una \overline{DO}_C al centro del maniquí mayor o igual que 1.2, una diferencia en densidades ópticas (contraste, ΔDO) de 0.4 ± 0.05 entre la película y el disco de 4 mm de espesor. Para la puntuación de la imagen del maniquí deben aparecer en la película: número de fibras ≥ 4 , número de microcalcificaciones o motas ≥ 3 , número de masas ≥ 3 .

5.1.2.h Resolución espacial

El modo de exposición usado fue automático.

Resolución espacial	Unidad móvil							
	3		4		5		6	
	Mastógrafo							
	1A	2B	1A	2B	1A	2B	1A	2B
Pares de línea/mm orientadas paralelamente al eje ánodo-cátodo	14	15	16	16	16	16	17	17
$\overline{DO}_{\text{paralelas}}$	1.60	1.46	1.98	1.97	1.65	1.88	2.25	1.86
Cumple ACR	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>

Resolución espacial	Unidad móvil							
	3		4		5		6	
	Mastógrafo							
	1A	2B	1A	2B	1A	2B	1A	2B
Pares de línea/mm orientadas perpendicularmente al eje ánodo-cátodo	10	10	11	11	11	11	11	11
$\overline{DO}_{\text{perpendicular}}$	1.67	1.43	1.91	1.95	1.54	1.76	2.21	1.94
Cumple ACR	<i>No</i>	<i>No</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>

Criterio de aceptación: De acuerdo con el ACR, se debe cumplir con una resolución mínima de 13 pl/mm cuando las barras están paralelas al eje ánodo-cátodo y de 11 pl/mm cuando el patrón de barras está orientado perpendicularmente al mismo eje.

5.2 Funcionamiento de los procesadores de película y de los mastógrafos

Segunda etapa

5.2.1 Pruebas al procesador de película

5.2.1.a Temperatura del líquido revelador

Cuarto oscuro				
Fecha	Hora	Procesador 1	Procesador 2	CUMPLE NOM
		Temperatura (°C)	Temperatura (°C)	
30/junio/2008	13:27 pm	34.4±0.1	34.0±0.1	Sí
21/julio/2008	11:59 am	34.4±0.1	34.3±0.1	Sí
28/julio/2008	12:00 pm	34.0±0.1	34.4±0.1	Sí
04/Agosto/2008	11:28 am	34.5±0.1	34.5±0.1	Sí

Criterio de aceptación: La NOM-229-SSA1-2002 establece que la temperatura de las soluciones no debe diferir en más de 0.5 °C del valor señalado por el fabricante, en este caso es de 34.0 °C

5.2.1.b Sensitometría

Procesador 1				
Fecha	B+N	Índice de velocidad	Gradiente promedio	Cumple
30/junio/2008	0.22	1.69	3.98	Sí
21/julio/2008	0.21	1.68	4.06	No
28/julio/2008	0.21	1.86	3.80	No
04/Agosto/2008	0.21	1.87	3.80	No

Procesador 1				
Fecha	B+N	Índice de velocidad	Gradiente promedio	Cumple
30/junio/2008	0.22	1.70	3.80	Sí
21/julio/2008	0.21	1.69	3.98	No
28/julio/2008	0.21	1.86	3.64	No
04/Agosto/2008	0.21	1.86	3.57	No

Criterio de aceptación: El criterio establecido por el fabricante es para la B+N de 0.20 a 0.24, el índice de velocidad 1.30 a 1.80 y el gradiente promedio de 3.00 a 4.00.

5.2.2 Pruebas a los mastógrafos

Se realizaron todas las pruebas a los mastógrafos de las Unidades 3, 4, 5 y 6, los días del 30 de junio al 4 de agosto de 2008.

5.2.2.a Unidad de mamografía

a) Evaluación mecánica y estado general

El comportamiento mecánico de los mastógrafos es el adecuado, todas sus partes móviles se mueven suavemente, los interruptores y bloqueadores funcionan bien. Los portachasis están libres de vibraciones, los chasis se deslizan uniformemente por los portachasis. Las pacientes no están expuestas a bordes filosos y durante la exposición, está protegida la técnica radióloga contra la radiación.

5.2.2.b Generación de rayos X

a) Capa hemirreductora (CHR)

Para esta prueba se utilizó el modo de exposición manual, 28 kVp y 70 mAs.

Capa hemirreductora	Unidad Móvil							
	Mastógrafo							
	3		4		5		6	
	1A	2B	1A	2B	1A	2B	1A	2B
CHR (mm Al)	0.44	0.42	0.44	0.44	0.45	0.42	0.43	0.42
<i>Cumple NOM</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>

Criterio de aceptación: La NOM-229-SSA1-2002 establece que la CHR mínima para una tensión medida será de al menos 0.3 mm Al, si la tensión es menor que o igual a 30 kVp. El valor de la CHR nunca podrá ser mayor que 0.60 mm Al.

5.2.2.c Evaluación de la colimación

a) Coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación

Desviación entre el campo luminoso y el de rayos X	Unidad Móvil							
	3		4		5		6	
	Mastógrafo							
	1A	2B	1A	2B	1A	2B	1A	2B
Suma como % de la DFI de los bordes derecho e izquierdo	0.8	0.4	1.2	0.6	2.0	6.3	7.2	6.9
Suma como % de la DFI de los bordes anterior y tórax	0.5	0	0	0	0.15	2.2	4.8	7.0
% de la DFI	1.3	0.4	1.2	0.6	2.15	8.5	12	13.9
Cumple NOM	<i>Si</i>	<i>Si</i>	<i>Si</i>	<i>Si</i>	<i>Si</i>	<i>No</i>	<i>No</i>	<i>No</i>

Criterio de aceptación: La NOM-229-SSA1-2002 establece que los campos deben coincidir y la suma del valor absoluto de las desviaciones de los 4 lados debe ser menor que el 4% de la DFI.

b) La alineación de los bordes que limitan con el tórax de la placa de compresión y del receptor de imagen

Desviación entre el campo luminoso y el de rayos X	Unidad Móvil							
	3		4		5		6	
	Mastógrafo							
	1A	2B	1A	2B	1A	2B	1A	2B
Diferencia entre los bordes de la placa de compresión y del receptor de imagen (mm)	1	2	3	3	2	2	1	2
Diferencias como % de la DFI	0.15	0.30	0.46	0.46	0.30	0.30	0.15	0.30
Cumple ACR	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>

Criterio de aceptación: De acuerdo con el ACR, el borde de la placa de compresión que limita con el tórax, no debe estar dentro del receptor de imagen ni proyectarse más allá del borde del receptor de imagen que limita con el tórax por más del 1% de la DFI.

5.2.2.d Evaluación del Control Automático de Exposición (CAE)

a) Capacidad de desempeño

Capacidad de desempeño	Unidad Móvil							
	3		4		5		6	
	Mastógrafo							
	1A	2B	1A	2B	1A	2B	1A	2B
$\bar{D}\bar{O}$ (± 0.01)	1.95	1.99	1.78	1.92	1.74	1.96	1.87	1.89
Intervalo permisible	1.65	1.69	1.48	1.62	1.44	1.66	1.57	1.59
	a	a	a	a	a	a	a	a
	2.25	2.29	2.08	2.22	2.04	2.26	2.17	2.19
Cumple NOM	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí

Criterio de aceptación: La NOM-229-SSA1-2002 establece que el CAE debe ser capaz de mantener una densidad óptica de ± 0.30 de la densidad óptica media cuando se varían los espesores de un maniquí homogéneo apropiado en un intervalo de 2 a 6 cm y se varía la tensión de acuerdo con el espesor, usando valores de tensión clínicamente útiles.

b) Reproducibilidad del Control Automático de Exposición

Coeficientes de variación	Unidad Móvil							
	3		4		5		6	
	Mastógrafo							
	1A	2B	1A	2B	1A	2B	1A	2B
Exposición (mR)	0.0009	0.001	0.0006	0.0005	0.001	0.001	0.0006	0.001
Carga (mAs)	0	0	0	0	0	0	0	0
Cumple ACR	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si	Si

Criterio de aceptación: De acuerdo con el 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

5.2.2.e Compresión

Fuerza de compresión	Unidad Móvil							
	3		4		5		6	
	Mastógrafo							
	1A	2B	1A	2B	1A	2B	1A	2B
Modo motorizado (kg)	18	17	17	17	17	17	17	17
Modo manual (kg)	17	16	18	16.5	17	17	17	17
Cumple NOM	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>

Criterio de aceptación: La NOM-229-SSA1-2002 establece que la fuerza de compresión que brinda el equipo de mamografía en el modo motorizado debe estar entre 11 y 20.5 kg.

5.2.2.f Dosis

a) Exposición de entrada

Exposición de entrada medida		Unidad Móvil							
		3		4		5		6	
		Mastógrafo							
		1A	2B	1A	2B	1A	2B	1A	2B
Valores promedio	<i>mR</i>	720.0	721.8	705.3	720.3	684.3	679.8	694.0	743.5
	<i>mAs</i>	49	50	47	48	47	45	47	55
Desviación estándar	<i>mR</i>	0.70	0.82	0.43	0.43	1.08	1.32	0.43	0.86
	<i>mAs</i>	0	0	0	0	0	0	0	0
Coeficientes de variación	<i>mR</i>	0.0009	0.001	0.0006	0.0005	0.001	0.001	0.0006	0.001
	<i>mAs</i>	0	0	0	0	0	0	0	0
Cumple ACR		<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>

Criterio de aceptación: El ACR establece que el coeficiente de variación para R o mAs no debe exceder de 0.05.

b) Dosis glandular promedio

DGP	Unidad móvil							
	3		4		5		6	
	Mastógrafo							
	1A	2B	1A	2B	1A	2B	1A	2B
CHR medida (mm Al)	0.44	0.42	0.44	0.44	0.45	0.42	0.43	0.42
Exposición de entrada (mR)	720.0	721.8	705.3	720.3	684.3	679.8	694.0	743.5
Exposición corregida por coeficiente de calibración (R)	0.68	0.68	0.67	0.68	0.65	0.64	0.65	0.70
Factor de conversión de dosis (mrad/R)	217	209	217	217	222	209	209	208
Dosis glandular promedio (mGy)	1.47	1.40	1.45	1.47	1.44	1.33	1.30	1.40
Cumple NOM/ACR	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí

Criterio de aceptación: La NOM-229-SSA1-2002 y el ACR establecen que la dosis glandular promedio no debe exceder de 3 mGy.

5.2.2.g Calidad de la imagen

Calidad de las imágenes	Unidad móvil							
	3		4		5		6	
	Mastógrafo							
	1A	2B	1A	2B	1A	2B	1A	2B
\overline{DO}_C (± 0.01)	1.90	1.90	1.77	1.84	1.80	1.97	1.86	1.81
ΔDO	0.54	0.54	0.52	0.52	0.52	0.56	0.55	0.56
Fibras	5	5	5	5	5	5	4	4
Motas	3	3	3	3	3	3	3	3
Masas	4	4	4	4	4	4	4	4
Puntuación del maniquí	12	12	12	12	12	12	11	11
Artefactos	✘	✓	✘	✘	✘	✘	✘	✘
Cumple ACR	No	Sí	No	No	No	No	No	No

Criterio de aceptación: De acuerdo con el ACR, para una tensión de 28 kV se debe cumplir con una \overline{DO}_C al centro del maniquí mayor o igual que 1.2, una diferencia en densidades ópticas (contraste, ΔDO) de 0.4 ± 0.05 entre la película y el disco de 4mm de espesor. Para la puntuación de la imagen del maniquí deben aparecer en la película: número de fibras ≥ 4 , número de microcalcificaciones o motas ≥ 3 , número de masas ≥ 3 .

5.2.2.h Resolución espacial

Resolución espacial	Unidad móvil							
	3		4		5		6	
	Mastógrafo							
	1A	2B	1A	2B	1A	2B	1A	2B
Pares de línea/mm orientadas paralelamente al eje ánodo-cátodo	18	17	16	17	17	17	17	17
$\overline{DO}_{\text{paralelas}}$	1.87	1.93	1.86	1.87	1.73	1.93	1.86	1.94
Cumple ACR	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>	<i>Sí</i>

Resolución espacial	Unidad móvil							
	3		4		5		6	
	Mastógrafo							
	1A	2B	1A	2B	1A	2B	1A	2B
Pares de línea/mm Orientadas perpendicularmente al eje ánodo-cátodo	10	11	10	10	10	10	10	10
$\overline{DO}_{\text{perpendicular}}$	1.86	1.95	1.78	1.85	1.72	1.95	1.82	1.83
Cumple ACR	<i>No</i>	<i>Si</i>	<i>No</i>	<i>No</i>	<i>No</i>	<i>No</i>	<i>No</i>	<i>No</i>

Criterio de aceptación: De acuerdo con el ACR, se debe cumplir con una resolución mínima de 13 pl/mm cuando las barras están paralelas al eje ánodo-cátodo y de 11 pl/mm cuando el patrón de barras está orientado perpendicularmente al mismo eje.

5.3 Pruebas de calidad de imagen.

Visitas a las Unidades Móviles

5.3.1 Pruebas al procesador de película

5.3.1.a Temperatura del líquido revelador

Cuarto oscuro				
Fecha	Hora	Procesador 1	Procesador 2	CUMPLE NOM
		Temperatura (°C)	Temperatura (°C)	
5/Agosto/2008	11:34	34.4	33.8	Si
8/Agosto/2008	11:56	34.4	34.1	Si
12/Agosto/2008	10:58	34.3	34.3	Si
15/Agosto/2008	12:15	34.2	34.4	Si
19/Agosto/2008	11:43	34.4	34.2	Si
22/Agosto/2008	11:58	34.4	33.5	Si
26/Agosto/2008	10:56	33.7	33.6	Si
3/Septiembre/2008	9:44	33.5	33.3	Si

Criterio de aceptación: La NOM-229-SSA1-2002 establece que la temperatura de las soluciones no debe diferir en más de 0.5 °C del valor señalado por el fabricante.

5.3.1.b Sensitometría

Procesador 1				
Fecha	B+N	Índice de velocidad	Gradiente promedio	Cumple
5/Agosto/2008	0.22	1.87	3.72	No
8/Agosto/2008	0.21	1.86	3.98	No
12/Agosto/2008	0.21	1.85	3.98	No
15/Agosto/2008	0.21	1.86	3.89	No
19/Agosto/2008	0.21	1.88	3.98	No
22/Agosto/2008	0.21	1.89	3.80	No
26/Agosto/2008	0.20	1.87	4.07	No
3/Septiembre/2008	0.21	1.88	3.80	No

Procesador 2				
Fecha	B+N	Índice de velocidad	Gradiente promedio	Cumple
5/Agosto/2008	0.21	1.86	3.65	No
8/Agosto/2008	0.21	1.86	3.72	No
12/Agosto/2008	0.21	1.85	3.80	No
15/Agosto/2008	0.20	1.85	3.72	No
19/Agosto/2008	0.21	1.86	3.72	No
22/Agosto/2008	0.21	1.87	3.65	No
26/Agosto/2008	0.21	1.86	3.72	No
3/Septiembre/2008	0.21	1.86	3.89	No

Criterio de aceptación: El criterio establecido por el fabricante es para la B+N de 0.20 a 0.24, el índice de velocidad 1.30 a 1.80 y el gradiente promedio de 3.00 a 4.00.

5.3.2 Pruebas a los mastógrafos

5.3.2.a Calidad de la imagen

a) Primera visita

Calidad de las imágenes	Unidad móvil							
	3		4		5		6	
	Mastógrafo							
	1A	2B	1A	2B	1A	2B	1A	2B
$\overline{DO}_C (\pm 0.01)$	2.10	2.11	1.97	2.05	1.86	2.13	2.12	2.17
ΔDO	0.57	0.55	0.53	0.52	0.55	0.56	0.55	0.58
Fibras	5	5	5	5	4	5	5	5
Motas	2	3	3	3	3	2	3	3
Masas	4	4	4	4	4	4	4	4
Puntuación del maniquí	11	12	12	12	11	11	12	12
Artefactos	✘	✘	✘	✘	✘	✘	✘	✘
Cumple ACR	No	No	No	No	No	No	No	No

✘: Con artefactos ✓: Sin artefactos

b) Segunda visita

Calidad de las imágenes	Unidad móvil							
	3		4		5		6	
	Mastógrafo							
	1A	2B	1A	2B	1A	2B	1A	2B
$\overline{DO}_C (\pm 0.01)$	2.12	2.09	1.85	1.99	1.69	1.89	2.04	2.12
ΔDO	0.53	0.54	0.48	0.50	0.49	0.54	0.52	0.55
Fibras	5	4	5	5	5	4	5	5
Motas	2	3	3	3	3	3	3	3
Masas	4	4	4	4	4	4	4	4
Puntuación del maniquí	11	11	12	12	12	11	12	12
Artefactos	✘	✘	✘	✘	✘	✘	✘	✘
Cumple ACR	<i>No</i>	<i>No</i>	<i>No</i>	<i>No</i>	<i>No</i>	<i>No</i>	<i>No</i>	<i>No</i>

✘: Con artefactos ✓: Sin artefactos

Criterio de aceptación: De acuerdo con el ACR, para una tensión de 28 kV se debe cumplir con una DO_C al centro del maniquí mayor o igual que 1.2, una diferencia en densidades ópticas (contraste, ΔDO) de 0.4 ± 0.05 entre la película y el disco de 4mm de espesor. Para la puntuación de la imagen del maniquí deben aparecer en la película: número de fibras ≥ 4 , número de microcalcificaciones o motas ≥ 3 , número de masas ≥ 3 .

5.4 Resumen de los resultados obtenidos en la primera y segunda etapa.

5.4.a Primera etapa

Prueba	Cuarto Oscuro							
	26/marzo		28/marzo		31/marzo		2/abril	
	P-1	P-2	P-1	P-2	P-1	P-2	P-1	P-2
Temperatura del líquido revelador	S	S	S	S	S	S	S	S
Sensitometría	S	S	S	S	S	S	S	S

	Prueba	Unidades Móviles											
		3		4		5		6					
		1-A	2-B	1-A	2-B	1-A	2-B	1-A	2-B				
G E N E R A L	Evaluación mecánica y estado general del mastógrafo	S	S	S	S	S ^a	S	S	S				
	Evaluación de la colimación	S	S	S	S	-	-	S	S	N	S	-	-
	Fuerza de compresión	S	S	--	--	S	S	S	S	S	S		
	CAE: Capacidad de desempeño	S	S	--	--	S	S	S	S	S	--		
	CAE: Reproducibilidad	S	S	--	--	S	S	S	S	S	S		
D O S I S	Capa hemirreductora (mm Al \pm 3%)	0.43	0.43	--	--	0.40	0.40	0.41	0.42				
	Exposición de entrada	S	S	--	--	S	S	S	S				
	Dosis glandular promedio (\pm 3% mGy) ^b	1.8	1.9	--	--	1.7	1.7	1.8	1.8				
I M A G E N	Calidad de imagen	S	S	S	S ^c	S	S	S	S				
	Densidad óptica al centro (DO _C \pm 0.01)	1.57	1.48	1.95	2.20	1.69	1.87	1.93	1.85				
	Contraste (Δ DO)	0.45	0.40	0.53	0.54	0.50	0.54	0.54	0.55				
	Fibras	4	4	4.5	5	5.5	6	5	5				
	Microcalcificaciones	3	3	3	3	3	3	4	3				
	Masas	4	4	4	4	4	4	4	4				
	Puntuación del maniquí	11	11	11.5	12	12.5	13	13	12				
	Resolución espacial / \perp	S	N	S	N	S	S	S	S	S	S	S	S

^a: Presenta falla en el interruptor del haz en la consola de control. ^b: $1.8 \leq DO \leq 2.0$, ^c: $DO > 2.0$.

--: Pruebas no realizadas. ||: Barras paralelas al eje ánodo-cátodo. \perp : Barras perpendiculares al eje ánodo-cátodo.

Criterio de aceptación	
S - Sí cumple	N - No cumple

5.4.b Segunda etapa

Prueba	Cuarto Oscuro							
	30/junio		21/julio		28/ julio		4/agosto	
	P-1	P-2	P-1	P-2	P-1	P-2	P-1	P-2
Temperatura del líquido revelador	S	S	S	S	S	S	S	S
Sensitometría	S	S	N	S	N	N	N	N

Prueba	Unidades Móviles													
	3		4		5		6							
	1-A	2-B	1-A	2-B	1-A	2-B	1-A	2-B						
G E N E R A L	Evaluación mecánica y estado general del mastógrafo	S	S	S	S	S	S	S	S					
	Evaluación de la colimación ^{a/ b}	S	S	S	S	S	S	N	S	N	S	N	S	
	Fuerza de compresión	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S		
	CAE: Capacidad de desempeño	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S		
	CAE: Reproducibilidad	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S		
D O S I S	Capa hemirreductora (mm Al \pm 3%)	0.44	0.42	0.44	0.44	0.45	0.42	0.43	0.42					
	Exposición de entrada	S	S	S	S	S	S	S	S					
	Dosis glandular promedio (\pm 3% mGy)	1.47	1.40	1.45	1.47	1.44	1.33	1.30	1.40					
I M A G E N	Calidad de imagen	N	S	N	N	N	N	N	N					
	Densidad óptica al centro ($DO_C \pm 0.01$)	1.90	1.90	1.77	1.84	1.80	1.97	1.86	1.81					
	Contraste (ΔDO)	0.54	0.54	0.52	0.52	0.52	0.56	0.55	0.56					
	Fibras	5	5	5	5	5	5	4	4					
	Microcalcificaciones	3	3	3	3	3	3	3	3					
	Masas	4	4	4	4	4	4	4	4					
	Puntuación del maniquí	12	12	12	12	12	12	11	11					
	Artefactos	Si hay	No hay	Si hay	Si hay	Si hay	Si hay	Si hay	Si hay					
Resolución espacial / \perp	S	N	S	S	S	N	S	N	S	N	S	N	S	N

^a: Desviación entre el campo luminoso y el de rayos X. ^b: Alineación de los bordes
 ||: Barras paralelas al eje ánodo-cátodo. \perp : Barras perpendiculares al eje ánodo-cátodo.

Criterio de aceptación	
S - Sí cumple	N - No cumple

5.4.c Visitas a las Unidades Móviles

Prueba	Cuarto Oscuro															
	5/Agos		8/Agos		12/Agos		15/Agos		19/Agos		22/Agos		26/Agos		2/Sep	
	P-1	P-2	P-1	P-2	P-1	P-2	P-1	P-2	P-1	P-2	P-1	P-2	P-1	P-2	P-1	P-2
Temperatura del líquido revelador	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
Sensitometría	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N

Visita 1

Prueba	Unidades Móviles							
	15/Agosto		5/Agosto		8/Agosto		12/Agosto	
	Unidad 3		Unidad 4		Unidad 5		Unidad 6	
	1-A	2-B	1-A	2-B	1-A	2-B	1-A	2-B
Calidad de imagen	N	N	N	N	N	N	N	N
Densidad óptica al centro ($DO_C \pm 0.01$)	2.10	2.11	1.97	2.05	1.86	2.13	2.12	2.17
Contraste (ΔDO)	0.57	0.55	0.53	0.52	0.55	0.56	0.55	0.58
Fibras	5	5	5	5	4	5	5	5
Microcalcificaciones	2	3	3	3	3	2	3	3
Masas	4	4	4	4	4	4	4	4
Puntuación del maniquí	11	12	12	12	11	11	12	12
Artefactos	Si hay	Si hay	Si hay	Si hay	Si hay	Si hay	Si hay	Si hay

Visita 2

Prueba	Unidades Móviles							
	19/Agosto		22/Agosto		3/Septiembre		26/Agosto	
	Unidad 3		Unidad 4		Unidad 5		Unidad 6	
	1-A	2-B	1-A	2-B	1-A	2-B	1-A	2-B
Calidad de imagen	N	N	N	N	N	N	N	N
Densidad óptica al centro ($DO_C \pm 0.01$)	2.12	2.09	1.85	1.99	1.69	1.89	2.04	2.12
Contraste (ΔDO)	0.53	0.54	0.48	0.50	0.49	0.54	0.52	0.55
Fibras	5	4	5	5	5	4	5	5
Microcalcificaciones	2	3	3	3	3	3	3	3
Masas	4	4	4	4	4	4	4	4
Puntuación del maniquí	11	11	12	12	12	11	12	12
Artefactos	Si hay	Si hay	Si hay	Si hay	Si hay	Si hay	Si hay	Si hay

Criterio de aceptación	
S - Sí cumple	N - No cumple

Capítulo VI

DISCUSIÓN

6.1 Primera etapa de evaluación

El cuarto oscuro se encuentra limpio y los dos **procesadores de película** ahí ubicados funcionan en condiciones óptimas. La temperatura del líquido revelador se encuentra dentro de los niveles de operación, así como las sensitometrías realizadas.

Con respecto a la **evaluación mecánica**, todos los mastógrafos cumplieron con las condiciones adecuadas de funcionamiento.

Las pruebas de **colimación** sólo se aplicaron a cinco de los ocho mastógrafos, tabla 5.1.2.c. Cuatro de ellos cumplieron con todos los requisitos. El mastógrafo 6-1A, presentó un problema en cuanto a la coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación.

La prueba de fuerza de **compresión** se hizo a seis de los equipos. Todos ellos cumplieron satisfactoriamente.

Con relación al **Control Automático de Exposición** (CAE), se realizaron dos pruebas. La primera consistió en verificar la capacidad de desempeño, es decir, la capacidad que tiene este sistema de mantener una densidad óptica cercana a la densidad óptica promedio al variar el espesor del maniquí de acrílico. Esta prueba se aplicó a cinco de los mastógrafos. Todos ellos cumplieron. Ver la tabla 5.1.1.2.d. La segunda prueba fue la de reproducibilidad, consistente en verificar que, bajo las mismas condiciones de espesor de la mama y tensión en el tubo, se generen exposiciones similares. Los seis mastógrafos que fueron objetos de esta prueba cumplieron.

La **capa hemirreductora** fue medida en seis equipos, con una cámara de ionización calibrada en el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica del Departamento de Metrología de Radiaciones Ionizantes del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares con trazabilidad al Laboratoire Central des Industries Electriques en France, para una combinación de Mo/Mo a una tensión nominal de 28 kV. Todos los valores cumplen con el criterio de aceptación de la NOM-229-SSA1-2002 y del ACR de ser mayores que o iguales a 0.30 mm Al. Sin embargo, el ACR recomienda que para 28 kV la capa hemirreductora sea menor que 0.40 mm Al, ya que de ser mayor se reduce el contraste en el objeto y en la imagen. Se observa que todos los valores rebasan este valor, ver tabla 5.1.2.b.

La **exposición de entrada** y la **dosis glandular promedio** fueron medidas en seis mastógrafos, tabla 5.1.2.f. En todos ellos se cumplió con lo establecido tanto en el Manual del ACR como en la NOM-229-SSA1-2002, que establecen un nivel orientativo para la dosis glandular promedio de 3 mGy por proyección.

La **calidad de las imágenes mamográficas** obtenidas a partir del maniquí acreditado por el ACR, se evaluó en la totalidad de los mastógrafos, verificándose que todos cumplen con el criterio del ACR de tener una densidad óptica, al centro del maniquí, de al menos 1.40. Se observa que 5 de los equipos presentan valores superiores a 1.80, e incluso el mastógrafo 4-2B tiene un valor de 2.20. Ver tabla 5.1.2.g. Sin embargo, estudios hechos en el Reino Unido [Fe02] recomiendan que el valor de esta densidad óptica se encuentre en el intervalo de 1.40 a 1.80 con objeto de asegurar una exposición adecuada. El Programa de Acreditación Mamográfica del ACR tiene una recomendación similar y proporciona valores de densidad óptica que van de 1.40 a 2.00. Esas recomendaciones se basan en estudios sobre maniquí que han arrojado como resultado que se observe un mayor número de objeto de prueba.

Con respecto a la **resolución espacial** entregada por todos y cada uno de los equipos, a través de la prueba realizada con un patrón de barras, se tiene que los equipos 3-1A y 3-2B presentan problemas ya que se observan 10 pl/mm cuando se coloca el patrón

con las barras perpendiculares al eje ánodo-cátodo, cuando debiera obtenerse un resultado de 11 pl/mm o más, ver tabla 5.1.2.h. Esta prueba se establece en el Manual del ACR, no siendo así en la NOM-229-SSA1-2002. En este caso, la legislación de Estados Unidos, establece que la fuente del problema debe identificarse y corregirse antes de que transcurran 30 días contados a partir de la fecha en que se realizó la prueba.

Artefactos. En todas la Unidades Móviles se detectó la existencia de polvo en los filtros de los sistemas de aire acondicionado, hecho que puede afectar considerablemente la calidad de las imágenes producidas, debido a la posible creación de artefactos. La NOM-229-SSA1-2002 a la letra dice que las imágenes mamográficas no deben presentar defecto alguno. Por ello se recomendó poner especial atención en la limpieza de estos filtros.

6.2 Segunda etapa de evaluación

El cuarto oscuro de FUCAM, se encuentra limpio. Los dos **procesadores de película** presentaron la temperatura del líquido revelador dentro de niveles de operación aceptables. Con relación a la **sensitometría**, ambos procesadores cumplieron con los requisitos de calidad establecidos en las dos primeras fechas en que se hizo la prueba. Sin embargo, ambos procesadores mostraron problemas durante la realización de esta prueba en las dos últimas fechas, ya que no cumplieron con uno de los requisitos establecidos por el fabricante, específicamente con el valor del índice de velocidad, magnitud que asocia el oscurecimiento de la película con la cantidad de radiación necesaria para producir una buena imagen. Ver la tabla 5.2.1.b.

Con respecto a la **evaluación mecánica**, todos los mastógrafos cumplieron con las condiciones adecuadas de funcionamiento.

La prueba de fuerza de **compresión** se hizo a los ocho mastógrafos. Todos ellos cumplieron satisfactoriamente.

Las pruebas de **colimación** incluyen la de coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación y la de alineación de los bordes que limitan con el tórax, de la placa de compresión, y del receptor de imagen. Se encontró que en los mastógrafos 5-2B, 6-1A y 6-2B, la desviación entre el campo luminoso y el de radiación no cumple con el criterio de aceptación establecido. Ver la tabla 5.2.2.c.

Con relación al **Control Automático de Exposición (CAE)**, los resultados muestran que los ocho mastógrafos cumplen con el criterio de aceptación en la capacidad de desempeño y la reproducibilidad.

Las **capas hemirreductoras** fueron medidas en los ocho equipos, con una cámara de ionización calibrada, para una combinación de Mo/Mo a una tensión nominal de 28 kV. Todas cumplen con el criterio de aceptación de la NOM-229-SSA1-2002 y del ACR de ser mayores que o iguales a 0.30 mm Al. Ver tabla 5.2.2.b. Sin embargo, el ACR recomienda que para 28 kV la capa hemirreductora sea menor que 0.40 mm Al, ya que de ser mayor se reduce el contraste en el objeto y en la imagen. Debido a que ninguno de los mastógrafos evaluados cumplen esta recomendación, es necesario hacer una verificación para asegurar que el tubo de rayos X tiene la ventana de berilio adecuada y que el espejo y el filtro están correctamente instalados, o modificar cualquier variable que esté endureciendo al haz en exceso. En los ocho mastógrafos los valores de la capa hemirreductora rebasan este valor.

La **exposición de entrada** y la **dosis glandular promedio** fueron medidas en todos los equipos. En todos ellos se cumplió con lo establecido tanto en el Manual del ACR como en la NOM-229-SSA1-2002, que establecen un nivel orientativo para la dosis glandular promedio de 3 mGy por proyección.

Se probó la **calidad de las imágenes mamográficas** obtenidas a partir del maniquí acreditado por el ACR. Se evaluaron los ocho equipos encontrando que el mastógrafo 3-2B cumple con todos los criterios de aceptación, el resto de los mastógrafos presentan imágenes que, aunque cumplen con los criterios de densidad óptica al centro de la imagen del maniquí, del contraste y de la puntuación del maniquí, muestran también una gran

cantidad de artefactos por lo que no cumplen con esta prueba. En particular, el mastógrafo 6-1A presentó la mayor cantidad de artefactos (no todos ellos puntuales) que afectan fuertemente la calidad de la imagen. Ver la tabla 5.2.2.g.

Con respecto a la **resolución espacial**, determinada usando un patrón de barras, se encontró que sólo el mastógrafo 3-2B cumple con los requisitos establecidos en el ACR. El resto de los mastógrafos presentan problemas ya que se observan 10 pares de línea por milímetro cuando se coloca el patrón con las barras perpendiculares con el eje ánodo-cátodo, cuando debiera obtenerse un resultado de 11 pares de líneas por milímetro o más. Sin embargo, estos resultados no son concluyentes, debido a que el ACR indica que si el equipo no pasa la prueba, debe repetirse de inmediato con objeto de asegurar que efectivamente no se cumple y entonces hallar la causa de que esto suceda. Como no fue posible repetir la prueba, sólo se registra el resultado. Ver tabla 5.2.2.h.

6.3 Visitas a las sedes de las Unidades Móviles

Respecto a la calidad de las imágenes mamográficas producidas en las sedes de las Unidades Móviles, se efectuaron dos revisiones por unidad. Éstas fueron realizadas de manera simultánea con los servicios ofrecidos a la población.

Con respecto al cuarto oscuro, los dos **procesadores de película** presentaron la temperatura del líquido revelador dentro de niveles de operación aceptables. En cuanto a las **sensitometrías** realizadas, ambos procesadores mostraron problemas durante la prueba y no cumplieron con los requisitos establecidos por el fabricante en lo referente al índice de velocidad. Ver tabla 5.3.1.b.

Con relación a la **calidad de las imágenes mamográficas** obtenidas a partir del maniquí acreditado por el ACR, se evaluaron los ocho equipos encontrando que los equipos 4-1A y 5-1A aunque cumplen con los criterios de aceptación del ACR en cuanto a densidad óptica, contraste y puntuación del maniquí, no cumplen con el requisito de no presentar artefactos. Ver tabla 5.3.2.a. Las imágenes producidas en los equipos 4-2B y 5-2B

mostraron densidades ópticas altas (>2.00), sólo en la primera visita. Aquéllas generadas en los equipos 3-1A, 3-2B, 6-1A y 6-2B mostraron grados de oscurecimiento altos (>2.00), en ambas visitas. En resumen, todas las placas producidas presentaron artefactos. Éstos se relacionaron con pequeños defectos puntuales en las pantallas intensificadoras y con el proceso de revelado. Por ello se recomienda revisar las pantallas intensificadoras, los cuartos oscuros de las Unidades Móviles, y los procesadores de películas para evitar la presencia de artefactos, así como ajustar los mastógrafos para que la densidad óptica al centro de la imagen del maniquí se encuentre dentro del intervalo de 1.40 a 2.00.

6.4 Comparación de los resultados. Etapas 1 y 2

➤ Control de Calidad

En la parte referente al cuarto oscuro se observó, que ambos procesadores de película presentaron la temperatura del líquido revelador dentro de los niveles de operación aceptables. En cuanto a las sensitometrías realizadas en la etapa 1, se reportó que los dos procesadores cumplían con los requisitos establecidos por el fabricante, sin embargo, en la etapa 2 se observó que sólo en dos fechas se cumplió con estos requisitos, no siendo así en las dos últimas. Esto último se debió a que una de las variables que se examinaron, el índice de velocidad, se incrementó, rebasando las tolerancias establecidas, reflejándose esto en que el cumplimiento se redujo del 100% al 75%. Ver gráfica 1.

En la parte general se encontró que mientras en la primera etapa sólo un equipo presentaba problemas de colimación, en esta segunda etapa son cuatro los equipos que no cumplen con lo establecido tanto por el ACR como por la NOM-229-SSA1-2002, disminuyendo con esto de un 97% de cumplimiento a un 92%. Es probable que esta falla, que principalmente es mecánica, pueda asociarse con el movimiento de las unidades.

➤ Dosis

Con respecto a la dosis glandular promedio impartida a las pacientes por proyección, el cumplimiento es del 100% en ambas etapas, verificándose lo establecido

tanto en el manual del ACR como en la NOM-229-SSA1-2002, que establecen un nivel orientativo para la dosis glandular promedio de 3 mGy por proyección.

➤ **Calidad de la imagen**

La mayor variación en los porcentajes de cumplimiento se presenta en la calidad de la imagen generada a partir de un maniquí acreditado por el ACR. En la primera y segunda etapas las imágenes cumplen con todos los requisitos de calidad establecidos por el ACR en cuanto a densidad óptica, contraste y puntuación del maniquí, manteniéndose el 100% de cumplimiento en ambas etapas. Para el caso de los artefactos, en la primera etapa no hubo presencia de éstos, mientras que en la segunda se encontró una gran cantidad de ellos, excepto en la imagen producida por el mastógrafo 3-2B, de tal manera que el porcentaje de cumplimiento disminuyó del 100% al 12.5%. De acuerdo a la NOM-229-SSA1-2002, las imágenes mamográficas no deben presentar defecto alguno.

6.5 Comparación de la calidad de la imagen. Etapas 1 y 2, y visitas a las sedes.

➤ **Calidad de imagen**

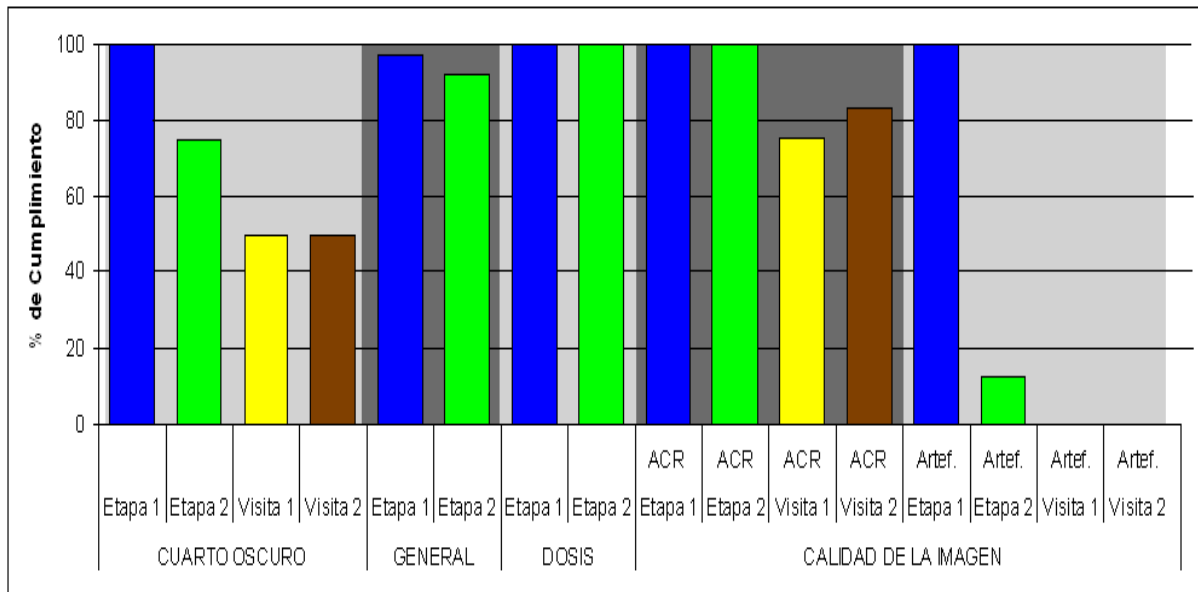
Se compararon todos los resultados, tanto los obtenidos en las dos etapas de evaluación como los obtenidos en las visitas a las Unidades Móviles. Esta comparación se puede hacer debido a que la prueba es exactamente la misma, es decir, se obtiene en cada mastógrafo una placa con la imagen del maniquí de prueba acreditado por el ACR. Antes de revelar la placa en los procesadores de película se realizan las pruebas de temperatura y sensitometría a los procesadores.

En el cuarto oscuro, se observa que en todos los casos la temperatura del líquido revelador cumplió con lo establecido por el fabricante. De tal manera, que lo que se refleja la gráfica 1 es el resultado de la influencia por el aumento en el índice de velocidad, por lo que en la primera etapa se tiene un cumplimiento en las pruebas del 100%, en la segunda el cumplimiento disminuye al 75% mientras que en las dos visitas realizadas a las Unidades Móviles sólo se cumple con el 50%. Ver gráfica 1.

Para la calidad de la imagen durante las etapas 1 y 2 se cumplieron totalmente los requisitos de calidad establecidos por el ACR en cuanto a densidad óptica, contraste y puntuación del maniquí, aprobándose el 100% de las pruebas. En la primera visita a las Unidades Móviles sólo se cumplió con el 75% mientras que en la segunda visita se cumplió con el 83%. En ambos casos la disminución en el porcentaje de cumplimiento se debió a que se obtuvieron densidades ópticas elevadas (>2.00). Para el caso de los artefactos, en la primera etapa no hubo presencia de éstos, teniéndose un cumplimiento del 100% en las pruebas. En la segunda etapa se generaron en gran cantidad, por lo que hubo una disminución del 100% al 12.5% de cumplimiento. En las dos visitas a las Unidades Móviles, es notable la presencia de artefactos en todas las placas, por lo que el cumplimiento de las pruebas cae al 0%. Ver gráfica 1.

Como puede observarse, sólo durante las pruebas de la primera etapa, que ocurrieron al inicio de este trabajo de investigación no se encontraron problemas en las imágenes, teniéndose un cumplimiento en las pruebas del 100%. En la etapa 2, se encontraron problemas de artefactos en las imágenes lo que hizo que sólo un 12.5% de las imágenes fueran aceptables. Durante las visitas a las Unidades Móviles hubo problemas con las densidades ópticas y con los artefactos, por lo que no hubo imágenes que cumplieran con los requisitos marcados por el ACR y la NOM-229-SSA1-2002.

Gráfica 1. Comparación de los resultados obtenidos para las pruebas de cuarto oscuro, evaluaciones a los mastógrafos y calidad de imagen. Primera y segunda etapa, además de las visitas a las Unidades Móviles.



Capítulo VII

CONCLUSIONES

Se evaluó, en dos etapas, el funcionamiento de 8 mastógrafos analógicos y los dos equipos para el procesado de la película asociados a ellos, todo esto de acuerdo con lo establecido por el American College of Radiology [ACR99] y por la Norma Oficial NOM-229-SSA1-2002 [NOM229], mediante la realización de pruebas de Control de Calidad.

Los equipos, en general, mecánicamente funcionaron correctamente, aunque los mastógrafos de las Unidades Móviles 5 y 6 presentaron problemas en la colimación del haz de radiación. Es probable que esta falla, que principalmente es mecánica, pueda asociarse con el movimiento de las unidades. Con respecto a las pruebas radiológicas, el valor de la capa hemirreductora, para una tensión de 28 kV, debe estar en el intervalo [0.31mm Al, 0.40 mm Al]. En todos los casos se superó este valor, reduciéndose así el contraste en la imagen, por lo que se recomienda una verificación con objeto de modificar cualquier variable que esté endureciendo excesivamente al haz.

La dosis glandular promedio medida cumplió con lo requisitos establecidos por el ACR y la NOM-229-SSA1-2002, que establecen un nivel orientativo para la dosis glandular promedio de 3 mGy por proyección.

En este punto, cabe hacer el comentario de que la NOM-229-SSA1-2002, en el apartado 13.3.11 que trata acerca de la dosis en la glándula mamaria, dice a la letra: “La dosis promedio glandular no debe exceder 3 mGy”, imponiendo así un límite en la dosis impartida a las pacientes durante una práctica médica. Las recomendaciones internacionales comentan acerca de las exposiciones médicas que éstas usualmente intentan proporcionar un beneficio directo a la persona expuesta, de tal manera, que si la práctica se justifica y la protección se optimiza, la dosis a la paciente será tan baja como sea compatible con los propósitos médicos. Cualquier aplicación de un límite en la dosis podría ir en detrimento de

la paciente, de tal manera que no se recomienda el uso de límites en las dosis utilizadas con fines médicos, ya sean de diagnóstico o de tratamiento de enfermedades. Por lo tanto es necesario corregir la NOM-229-SSA1-2002.

Las imágenes obtenidas en la primera etapa cumplen con todos los requisitos establecidos por el ACR excepto el mastógrafo 4-2B el cual presentó una DO superior a 2.00; no hubo presencia de artefactos en las imágenes. Sin embargo, en la segunda etapa, los mastógrafos presentaron imágenes que aunque cumplen con los criterios de aceptación establecidos en el ACR, presentan un gran número de artefactos, por lo que no cumplen con esta prueba, excepto las imágenes producidas en el mastógrafo 3-2B.

Respecto a la calidad de las imágenes producidas por los 8 mastógrafos en visitas a las Unidades Móviles donde se presta atención a las pacientes, se encontró que aunque en todas las imágenes la puntuación basada en el número de objetos visibles en ellas, y que pertenecen al maniquí acreditado por el ACR, fue mayor que 10, la calificación de éstas no fue aprobatoria debido a que todas presentaron un notable número de artefactos, mismos que fueron generados por una limpieza excesiva en las pantallas intensificadoras de los chasis, dañándolas, siendo esto un efecto indirecto de la gran incidencia de polvo en las Unidades.

Además de lo anterior, se tiene que la densidad óptica al centro de las imágenes del maniquí acreditado por el ACR debe encontrarse en el intervalo [1.40, 2.00] y en el 62% de los casos el valor de la densidad óptica supera la cota superior de este intervalo. Vale mencionar que en cuanto al grado de oscuridad y contraste en la imagen la decisión final acerca de la calidad corresponde al Médico Radiólogo que interpreta esta imagen.

En cuanto al proceso de revelado, se puede decir que el cuarto oscuro siempre se encontró limpio y los dos procesadores de película ahí ubicados presentaron la temperatura del líquido revelador dentro de niveles de operación aceptables.

Con relación a la sensitometría, ambos procesadores cumplieron con los requisitos de calidad establecidos en la primera etapa de evaluación. En la segunda etapa, en las dos primeras fechas en que se hizo la prueba si se cumplió con los requisitos; sin embargo, los dos procesadores mostraron problemas en las dos últimas fechas, ya que no cumplen con uno de los requisitos establecidos por el fabricante (Índice de velocidad).

A partir de todos los resultados disponibles, se observa que tres meses después del servicio de mantenimiento la calidad de la imagen alcanza límites inaceptables por la normatividad nacional e internacional. Esto sugiere que el movimiento de las unidades por las calles del Distrito Federal causa deterioros mecánicos (colimación) y suciedad ambiental (polvo y otros elementos en las imágenes) que requieren un calendario de verificaciones y mantenimiento más frecuente que el establecido por el ACR y la NOM-229-SSA1-2002 para unidades fijas.

De acuerdo con el National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP) “la mamografía es la modalidad radiográfica que técnicamente presenta la mayor dificultad. Es esencial contar con equipo especializado y hacer un uso correcto de este equipo para alcanzar resultados satisfactorios. Las instalaciones que sean incapaces o que no estén dispuestas a: 1) adquirir y mantener el equipo en condiciones de producir imágenes con niveles aceptables de dosis y 2) asegurar que el estudio se realiza con factores técnicos, colocación de paciente y compresiones adecuadas, no deberían realizar este tipo de estudios”. [NCRP86]

Finalmente, la calidad de una imagen mamográfica y la certeza del diagnóstico dependen de que todas y cada una de sus fases funcionen de manera óptima para evitar el número de cánceres que no se detectan. Estas fases implican que el personal médico y técnico esté debidamente capacitado, con equipos que se encuentren funcionando correctamente y en condiciones seguras. Esto implica la necesidad de implantar un programa de **Garantía de Calidad**, con el fin de asegurar que los exámenes realizados en las Unidades Móviles sean los necesarios y apropiados.

Trabajo a futuro

Por la gran importancia que reviste el Programa de Atención Integral de Cáncer de Mama, no sólo es conveniente sino indispensable el continuar realizando pruebas de Control de Calidad a las Unidades Móviles. Además la NOM-229-SSA1-2002 establece la implementación de un programa de Garantía de Calidad en estos servicios.

Como resultado de este trabajo INMUJERES-DF ha firmado un Convenio de Colaboración con el Instituto de Física cuyo objetivo es la evaluación y supervisión técnica de los sistemas de mastografía empleados por los prestadores de servicios que practican estudios de mastografía de tamizaje dentro del programa mencionado.