

Manual
Control de calidad
en Mastografía



Manual
Control de calidad
en Mastografía

1 000 ejemplares
Primera Edición, 2002
ISBN 970-721-092-3
Derechos Reservados

© 2002 Secretaría de Salud
Dirección General de Salud Reproductiva
Homero No. 213, 7° piso
Col. Chapultepec Morales
Delegación Miguel Hidalgo
C. P. 11750 México, D. F.

Se permite la reproducción total o parcial de este documento citando la fuente.

Directorio

SECRETARÍA DE SALUD

Dr. Julio Frenk Mora

Secretario de Salud

Dr. Enrique Ruelas Barajas

Subsecretario de Innovación y Calidad

Dr. Roberto Tapia Conyer

Subsecretario de Prevención y Protección de la Salud

Dr. Roberto Castañón Romo

Subsecretario de Regulación y Fomento Sanitario

Lic. María Eugenia de León May

Subsecretaria de Administración y Finanzas

Dr. Eduardo González Pier

Coordinador General de Planeación Estratégica

Lic. Gustavo Lomelín Cornejo

Director General de Comunicación Social

Dra. María de Lourdes Quintanilla Rodríguez

Directora General de Salud Reproductiva

DIRECCIÓN GENERAL DE SALUD REPRODUCTIVA

Dra. Ma. de Lourdes Quintanilla Rodríguez

Directora General de Salud Reproductiva

Dra. Mirella Loustalot Laclette

Directora de Prevención y Control del Cáncer en la Mujer

Dr. Vicente Díaz Sánchez

Director de Normatividad y Asistencia Técnica
en Planificación Familiar

Dr. Cuitláhuac Ruíz Matus

Director del Programa "Arranque parejo en la vida"

Act. Yolanda Varela Chávez

Directora de Desarrollo Gerencial

Lic. Trinidad Gutiérrez Ramírez

Directora de Desarrollo Humano

GRUPO TÉCNICO

Secretaría de Salud- Dirección General de Salud Reproductiva

Dra. Mirella Loustalot Laclette

Dr. Arturo Vega Saldaña

Dra. Carmen Tellez Llanos

Dr. Eugenio Cáliz Gutiérrez

Dr. Gustavo Fuentes Sánchez

Dr. Julián Palomares Trejo

Dra. Verónica Segovia Pineda

Hospital General de México

Dra. Julia Martín Ramos

Hospital General de Matamoros

Dr. Arturo Barrientos

Índice

Introducción	7
1. Características de los equipos de rayos X para mastografía	9
Generador	9
Fuente de rayos X	9
Material de Ánodo y Filtración	10
Focos	12
La Rejilla	12
Control automático de exposición	14
Sistema de compresión	16
2. Sistemas de registro de imagen	18
Cartulinas de refuerzo	18
Películas	20
Chasis	22
Almacenamiento de películas y líquidos de revelado	23
3. Procesado y visualización de la imagen	24
Proceso de revelado	24
Procesado automático de los procesadores	25
Variables que intervienen en el proceso de la imagen	26
Cuarto oscuro	29
Negatoscopio	30
Controles de calidad	30
4. Calidad de la imagen	32
Contraste	32
Rejilla	33
Impresión	34
Densidad de fondo	35
Resolución	36
Geometría: tamaño de foco y magnificación	37
Borrosidad por tiempo de exposición y compresión	38
Receptor de la imagen	39
Contraste y resolución	40
Ruido	40

5. Evaluación de la dosis	42
Factores que influyen en la dosis y métodos para reducirla	42
Magnitudes dosimétricas en mastografía	42
Adecuaciones de dosis	43
Características de la mama	44
Combinación cartulina-película	46
Chasis	46
Técnicas de obtención de las imágenes	47
6. Protección y seguridad radiológica en el diagnóstico médico con rayos "X"	49
Mastografía	49
Protección del POE	50
Protección del paciente	52
7. Criterios Generales y específicos de la instalación de equipos de rayos "X" para mastografía	54
Requisitos de funcionamiento para equipos de mastografía	54
Posiciones en mastografía	56
Compresión mamaria	56
Proyecciones estándar	57
Proyecciones adicionales	59
Proyecciones especiales	62
Casos especiales	64
8. Método para la interpretación de imágenes mastográficas	66
BIRADS 0	67
BIRADS 1	67
BIRADS 2	68
BIRADS 3	68
BIRADS 4	69
BIRADS 5	69
Seguimiento y resultado del monitoreo	70
Conclusiones	70
9. Anexos	71
10. Bibliografía	74

Introducción

Los programas de pesquisa o de "tamizaje" mastográfico en mujeres asintomáticas o sin lesiones palpables, tienen como objetivo la detección del cáncer de mama en estadios tempranos, que cuando el estudio se realiza en mujeres que tienen o han tenido sintomatología previa. Esto permite al médico ofrecer a la mujer un tratamiento oportuno y reducir las posibilidades de tratamientos mutilantes. La visualización de las imágenes mastográficas para poder demostrar microcalcificaciones o masas inferiores a 0,5 mm y 0,2 mm de diámetro respectivamente, que indiquen algunas de las características de malignidad, deben tener una excelente calidad y ser obtenidas con equipos y técnicas especiales.

Por lo anterior es importante tener en mente que la calidad de la imagen es una pieza importante para poder establecer los estándares de calidad obtenidos en condiciones óptimas que debe mantenerse en cada estudio y para ello, resulta necesario llevar a cabo programas de control de calidad específicos y que deben ser más estrictos en mastografía que para la mayoría de los equipos de rayos X.

El objetivo final de estos programas de control de calidad es conseguir imágenes de alta calidad, con la dosis más baja posible y reducir los costos, minimizando las pérdidas de tiempo y de material. En consecuencia, los programas comprueban el correcto funcionamiento de cada componente de la cadena de obtención de imágenes (equipo de rayos X, procesadora, cuartos oscuros, etc.).

Sin embargo, las fallas en las técnicas de obtención de las imágenes (inadecuados kv, posición de la mama, compresión, etc.), que afectan de forma fundamental a la calidad de la imagen y los valores de dosis, no son identificables a través de controles de calidad de los equipos. Por tal motivo, es necesario que tanto los médicos radiólogos como los técnicos involucrados en estos programas de tamizaje posean una formación específica que les permita reconocer y corregir las posibles causas de error y de una pobre calidad de imagen mediante, una observación de la misma.

En algunos países, los médicos y técnicos radiólogos dedicados a mastografía deben recibir una formación especial y deben realizar pruebas adicionales que acrediten su preparación y experiencia para trabajar en un programa de detección oportuna de cáncer de mama. También deben acreditar un número de horas de capacitación y de práctica continua o

retroalimentación en determinado tiempo, que será considerado de acuerdo a la Consejo Mexicano de Radiólogos. Con todo esto se podrá certificar la calidad del personal que se dedicará a la Imagenología mamaria (Mastografía, Ultrasonido mamario, Tomografía Mamaria e Imagen de Resonancia Magnética), esto hace que la Imagenología Mamaria tenga fama de ser una técnica difícil no sólo para el médico radiólogo que realiza el diagnóstico, sino también para el técnico que procesa las imágenes.

Los factores que determinan la relación calidad de la imagen/ dosis en mastografía pueden dividirse en dos grandes bloques: a) los asociados con el proceso de obtención de la imagen y b) los relacionados con las técnicas de exploración clínica. Los factores incluidos en el primer apartado constituyen el objetivo del control de calidad y en él están involucrados los físicos y también los técnicos que operan los equipos.

Los contenidos de esta guía están encaminados a proporcionar información al personal del departamento de Imagenología Mamaria sobre:

- ▶ Características de los equipos de mastografía
- ▶ Los sistemas de registro de la imagen y el procesado
- ▶ Los factores que determinan la calidad de la imagen y la dosis de radiación.
- ▶ Los mecanismos para optimizar la relación calidad de la imagen y dosis de radiación.

De forma importante se pretende que los técnicos adquieran la experiencia y el adiestramiento necesarios, para desarrollar los controles de calidad, que son de su competencia. Creando un equipo multidisciplinario en el que todos trabajen de forma coordinada y obtengan con su trabajo, el mayor beneficio y el menor riesgo para las miles de mujeres que anualmente son examinadas en cualquier Programa de Detección Oportuna de Cáncer de Mama.

1. Características de los equipos de rayos X para mastografía

Los equipos para mastografía y los dedicados a otros exámenes de rayos X cuentan con diferencias, debido a la anatomía y composición de la mama, considerando su forma cónica, espesor disminuye en forma considerable desde la pared del tórax hasta su forma cónica, el pezón y se compone esencialmente por tres tejidos: piel, grasa y tejido fibroglandular. Los tejidos y estructuras poseen composiciones químicas y densidades muy parecidas entre sí; por tal motivo, para poder diferenciarlos en una imagen radiológica es necesario utilizar fotones de baja energía y focos más pequeños que los de los equipos convencionales (inferiores a 0,4 mm). Esto ha obligado a utilizar equipos especiales con sistemas de compresión para uniformizar su espesor.

GENERADOR

Los tubos de rayos X se alimentan a partir de la red de energía eléctrica de 220 voltios de corriente alterna y a través de un alternador, la tensión se incrementa hasta el valor deseado pero conservando la misma variación alterna de la tensión. La diferencia de potencial se rectifica, es decir, se elimina la parte negativa puesto que el tubo de rayos X, necesita para acelerar los electrones, un potencial continuo.

Existen distintas formas de rectificación y en consecuencia, distintos tipos de generadores: monofásicos, trifásicos, de alta frecuencia. El tipo de rectificación hace que la calidad del haz y su poder de penetración sea distinto a la igualdad de tensión seleccionada.

La mayoría de los equipos actuales tienen generadores de alta frecuencia que generan, la igualdad de tensión, con haces de rayos X de energía media más alta que los antiguos equipos con generadores monofásicos o trifásicos.

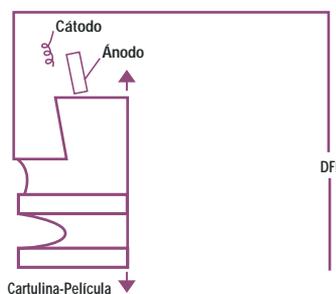
FUENTE DE RAYOS X

La fuente de rayos X consta de un tubo con su envoltura protectora o coraza. La función de la coraza es la de proteger al paciente y al operador de descargas eléctricas y atenuar los rayos X, que emergen por zonas distintas a la ventana del tubo (radiación de fuga). La fuente de rayos X incluye también un sistema de refrigeración, filtro y un colimador o sistema de limitación del haz de radiación.

El tubo de rayos X cuenta con un emisor de electrones (cátodo), un blanco en el que inciden los electrones (ánodo) y una envoltura que puede ser metálica o de vidrio con zonas aislantes para el cátodo y/o el ánodo. En esta envoltura existe una pequeña zona, por la que emerge el haz útil de radiación, denominada ventana. En la mayoría de los tubos de mastografía la ventana es de berilio, ya que la ampolla de vidrio puede dar lugar a una excesiva filtración del haz.

En la *Figura 1*, el cátodo o filamento del tubo está situado en la parte más próxima a la pared del tórax, para aprovechar la mayor intensidad del haz en la zona del cátodo (efecto anódico).

Figura 1
ORIENTACIÓN DE LA DIRECCIÓN ÁNODO-CÁTODO



Colocando el cátodo cerca de la pared del tórax, se incrementa la penetración debido al efecto anódico.

MATERIAL DEL ÁNODO Y FILTRACIÓN

Para obtener un alto contraste es necesario utilizar haces de energía baja efectiva, y por ello se recomiendan utilizar tensiones comprendidas entre 25 y 35 kVp.

Además de la tensión seleccionada, en la calidad del haz, influye de manera importante el material del ánodo y el tipo de filtro. Los tubos más antiguos tenían ánodos de wolframio y filtros de aluminio; los modernos usan ánodos de molibdeno (Mo) con ventana de berilio (Be) y filtros de molibdeno y aluminio (Al).

En la actualidad se fabrican también tubos para mastografía con ánodo de wolframio, wolframio-molibdeno o molibdeno-rodio y varios filtros (Mo, Al, Rh, etc.) con el fin de optimizar, la relación calidad de imagen/dosis en función del espesor y composición de la mama.

La ventaja de los ánodos de molibdeno frente a los de wolframio puede verse en la *Figura 2*, en la que aparecen los espectros de rayos X, emitidos por ambos tipos de ánodos. La radiación característica de 17,9 y 19,5 keV emitida por el Mo proporciona un mejor contraste que el espectro continuo, producido por el wolframio.

El efecto de la filtración puede verse en la *Figura 3*. El uso de un filtro delgado de MoI (0,03-0,06 mm), en combinación con los espectros generados en cualquiera de los ánodos comentados anteriormente, elimina parcialmente la parte del espectro por encima de 20 kV. Por el contrario, el uso de un filtro de Al con un ánodo de Mo elimina preferentemente la radiación característica, con respecto a la radiación de alta energía del espectro, con lo cual endurece el haz y reduce el contraste. El filtro de Mo cumple también el propósito de eliminar los fotones con energía por debajo de 15 kV, por ser absorbidos totalmente por la mama, no contribuyen a la exposición de la película y sí a la dosis de radiación.

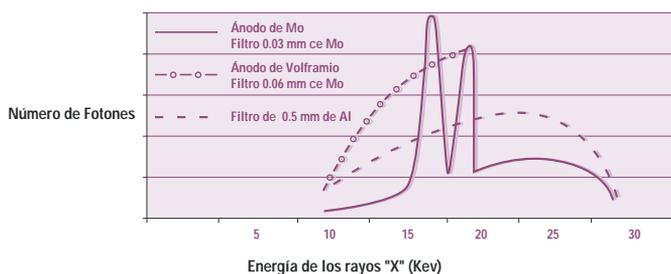
Por lo tanto, cuando el equipo disponga de filtros de Mo y Al, hay que seleccionar siempre el de Mo reservando el filtro de Al para las técnicas poco habituales como la xeromastografía, en Desuso actualmente.

Figura 2
ESPECTROS DE RAYOS X EMITIDOS POR TUBOS CON ÁNODO DE (a) MOLIBDENO Y (b) VOLFRAMIO



Fuente: (R. BRICH, M. MARSHALL AND G.M. ARDRAN). "Catalogue of Spectral Data for Diagnostic X-rays". Hospital Physicists' Association, 1979).

Figura 3
HAZ DE RAYOS X PRODUCIDOS EN ÁNODOS DE MOLIBDENO Y VOLFRAMIO FILTRADOS CON DISTINTOS FILTROS. TODOS LOS HACES HAN SIDO PRODUCIDOS A 28Kv



Fuente: (NCRP Report No. 85. "Mammography – a User's guide". 1986).

FOCOS

Los equipos modernos poseen habitualmente dos focos de distinto tamaño.

- ▶ El más grande, cuyas dimensiones nominales han de ser inferiores a 0,4 x 0,4 mm, se usa para obtener las imágenes de la mama en contacto con el "bucky".
- ▶ El foco más pequeño debe utilizarse, exclusivamente, para las técnicas de magnificación y sus dimensiones nominales deben ser inferiores a 0,15 x 0,15 mm. Los focos de dimensiones tan pequeñas son difíciles de obtener y muy críticos de medir, por lo que la tolerancia establecida para el tamaño del foco es relativamente amplia. La nitidez de la imagen está relacionada con el tamaño del foco.

LA REJILLA

La rejilla tiene como objetivo reducir la cantidad de radiación dispersa que alcanza la película. Está formada por delgadas láminas de plomo (Pb) embebidas dentro de un material mucho más ligero y cubierto todo ello por una envoltura de fibra de carbón.

En la *Figura 4a* puede verse la disposición del "bucky", en cuyo interior se mueve la rejilla y en la *Figura 4b*, se muestran las láminas de plomo y el material intermedio.

Figura 4a
DISPOSICIÓN DEL "BUCKY". LA FLECHA INDICA DIRECCIÓN DE MOVIMIENTO DE LA REJILLA



Figura 4b

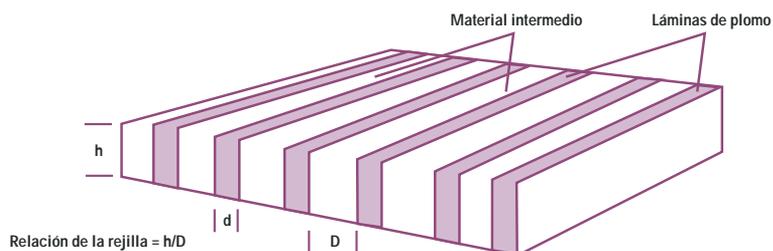
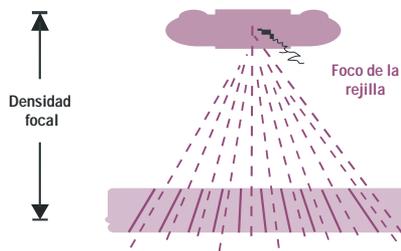


Figura 4 (b) Detalle de una rejilla mastográfica. h = altura de la lámina de plomo; d = anchura de la lámina; D es el grosor de material intermedio entre dos láminas consecutivas.

En la actualidad, las rejillas utilizadas en mastografía son rejillas recíprocas; es decir, rejillas que se mueven durante la exposición en lugar de permanecer estacionarias, para evitar que su imagen sea visible en la película.

En muchos equipos el movimiento de la rejilla se inicia cuando el ánodo empieza a rotar. Las rejillas mastográficas están focalizadas para la distancia foco-imagen (DFI), utilizada en el equipo (*Figura 5*).

Figura 5
REJILLA FOCALIZADA. LAS REJILLAS FOCALIZADAS SE CONSTRUYEN DE MODO QUE LA LÁMINAS DE PLOMO QUEDAN PARALELAS A LA DIRECCIÓN DEL HAZ A LO LARGO DE TODA LA PELÍCULA



Todas las rejillas se caracterizan por la relación de rejilla, el número de láminas por cm y el tipo de material que se encuentra entre las láminas de plomo:

Relación de la rejilla: se define, como el cociente entre la altura de cada lámina de plomo y la distancia entre dos láminas consecutivas. Las rejillas mastográficas tienen, generalmente, relaciones de rejilla comprendidas entre 3,5:1 y 5:1.

- ▶ **Número de láminas por cm:** entre 27 y 46 líneas por cm.
- ▶ **Material intermedio:** el material existente entre las láminas es de fibra de carbón o algodón en lugar de aluminio, como sucede en las rejillas de los equipos convencionales. Esto hace que la atenuación del haz primario sea menor.

Una rejilla ideal transmitiría todo el haz primario y absorbería toda la radiación dispersa. En la práctica, las rejillas mastográficas transmiten el 60%-75% del haz primario y absorben el 75%-85% de la radiación dispersa. La cantidad de radiación dispersa que elimina la rejilla y el incremento de dosis, que significa su utilización, aumentan cuando lo hacen la relación de rejilla y el número de líneas por cm. de la misma.

CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN

Las imágenes mastográficas deben tener una densidad óptica adecuada ya que si están subexpuestas o sobreexpuestas, las estructuras de la mama no se observan con el contraste necesario y puede perderse información o quedar ocultas pequeñas masas tumorales.

El Control Automático de Exposición (CAE) es un dispositivo diseñado para proporcionar imágenes clínicas, con la Densidad Óptica (DO) deseada, independientemente de las características de la mama y de la técnica utilizada (kV, foco, etc).

CADA MUJER TIENE UN PATRÓN MAMARIO DIFERENTE QUE NO ES POSIBLE CONOCER A SIMPLE VISTA O A LA PALPACIÓN, DE AHÍ LA IMPORTANCIA DEL CAE, YA QUE EL EQUIPO DETECTA Y COMPENSA LA TÉCNICA SEGÚN LA DENSIDAD MAMARIA.

Consiste en un detector de radiación colocado en la parte inferior del "bucky", de tal forma que queda situado debajo del chasis. El detector tiene habitualmente forma de D, con un área de 10 cm y puede desplazarse desde la posición más próxima a la pared del tórax, hasta posiciones próximas al pezón para poder colocarlo bajo la región glandular de la mama. Actúa cortando el haz de radiación (tiempo de exposición), cuando la exposición detectada ha alcanzado el valor necesario para producir una imagen con la DO requerida. Para ello, el servicio técnico ajusta el sistema en función del valor de la DO del conjunto cartulina-película y del procesado de la imagen. Los equipos modernos permiten seleccionar distintos ajustes para varias películas o para aumentar o disminuir la DO de la imagen.

Estas operaciones se efectúan, modificando respectivamente las posiciones de dos mandos asociados al CAE, el de selección de película o el de selección de DO. Este último varía habitualmente entre las posiciones ± 5 y a cada paso le corresponden un aumento o disminución de la DO comprendido entre un 15% y un 25%.

Para que el tejido glandular tenga la densidad requerida, (entre 0,5 y 1,0 aproximadamente), es preciso que el detector esté situado siempre debajo del tejido glandular de la mama. La parte de la mama próxima al pezón posee una mayor proporción de tejido glandular, mientras que el tejido adiposo está más próximo al tórax; por ello, el detector debe desplazarse

desde la posición más próxima a la pared del tórax, hacia posiciones más próximas al pezón, cuando el tamaño de la mama aumenta.

En la práctica diaria pueden aparecer problemas relacionados con el funcionamiento del control automático de exposición, que se traducen en variaciones importantes de la densidad óptica de las imágenes clínicas. Algunos de ellos pueden ser resueltos por el técnico radiólogo y otros por el servicio técnico del fabricante del equipo.

Las causas más frecuentes de las sobreexposiciones o subexposiciones de la película atribuibles al CAE son: una incorrecta posición del detector. Es fácil olvidarse de cambiar su posición cuando se pasa de una mama gruesa a una pequeña o viceversa; que el músculo pectoral se proyecte sobre el detector. Ocasionalmente, en la proyección oblicua, el músculo pectoral se proyecta sobre el detector atenuando el haz más de lo que lo hace el tejido glandular; en consecuencia, el tiempo de exposición se prolonga y la imagen queda sobre-expuesta. Para evitarlo, el detector debe desplazarse hacia el tejido glandular; y que la radiación dispersa alcance excesivamente el detector. En ocasiones, aunque el detector estuviera completamente cubierto, cuando la mama es pequeña y su imagen densa es demasiado clara; esto se debe a que la radiación dispersa en las proximidades de la piel es captada por el detector y la exposición acaba prematuramente. En este caso debe utilizarse técnica manual.

Todas las situaciones anteriores puede solucionarlas el técnico.

Los casos siguientes requieren de la asistencia técnica del equipo: las imágenes aparecen sistemáticamente subexpuestas o sobreexpuestas. En primer lugar se debe investigar si la causa está en la procesadora o en las películas. Si el control sensitométrico descarta que alguna de ellas sea la responsable, debe seleccionarse temporalmente una posición superior o inferior del selector de densidad y avisar al servicio técnico para que reajuste la densidad del selector; e imágenes de la misma mama obtenidas en idénticas condiciones, que varían sensiblemente en la densidad óptica. Esta situación puede presentarse cuando se obtienen una serie repetida de imágenes en las técnicas de localización anteriores a una biopsia. En este caso el control debe realizarse con un maniquí de perspex y si las reproducciones del control automático de exposición está fuera de los parámetros debe avisarse al servicio técnico.

Las fallas intermitentes del control automático de exposición son difíciles de identificar y de rectificar en la práctica diaria. Los controles de calidad del CAE tienen como fin identificar sus errores y para ahorrar dinero, conviene descubrirlos mientras que el equipo está en garantía. Por otro lado, el

comprobar si las variaciones de la DO de las imágenes se deben realmente a un funcionamiento incorrecto del CAE, puede ahorrar gastos innecesarios y pérdidas de horas de trabajo.

SISTEMA DE COMPRESIÓN

En la actualidad se utilizan compresores de plástico, cuya base es paralela al plano de la imagen y forma un ángulo de 90° con la pared del tórax. Como se observa en la *Figura 6*, la compresión reduce el espesor de la mama y aumenta su superficie. En consecuencia no se modifica su volumen ni tampoco su densidad. Al disminuir el espesor disminuye la radiación dispersa y aumenta la transmisión del haz por lo que la relación entre ambas magnitudes se incrementa.

En la *Figura 7* se comparan los dos tipos de compresión más habituales. En la *Figura 7a* se muestra la compresión global de la mama y en la *Figura 7b* una compresión localizada.

Figura 6
EFFECTO DE LA COMPRESIÓN SOBRE EL ESPESOR DE LA MAMA Y SOBRE LA REDIACIÓN DISPERSA

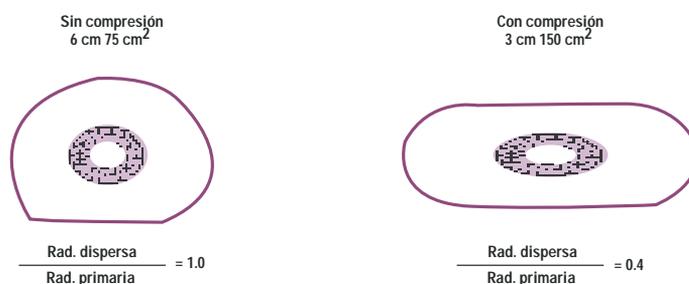
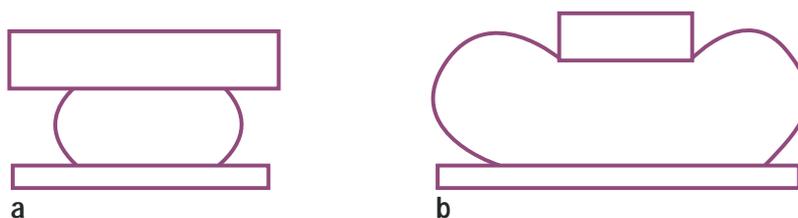


Figura 7
COMPARACIÓN ENTRE (a) COMPRESIÓN GLOBAL DE LA MAMA Y (b) COMPRESIÓN LOCALIZADA



Con la compresión de la mama se consigue:

- ▶ **Disminuir la atenuación y la cantidad de radiación dispersa.** El haz atraviesa un espesor más pequeño de un tejido, con el mismo número atómico y la misma densidad.
- ▶ **Uniformizar el espesor de la mama.** Con lo cual la densidad óptica de la imagen se hace más uniforme. También permite utilizar películas de mayor contraste.
- ▶ **Aumentar el contraste.** La mama actúa como un filtro, de manera que los fotones menos energéticos van siendo autoabsorbidos y el haz se endurece a medida que penetra. Este endurecimiento es tanto más evidente cuanto mayor es el espesor de la mama y puede minimizarse con la adecuada compresión de la misma. La reducción en el espesor permite asimismo reducir la tensión con el consiguiente aumento en el contraste.
- ▶ **Aumentar la resolución.** Con una compresión firme, los objetos de interés en el interior de la mama se acercan al plano de la imagen y con ello se reduce la borrosidad debida al tamaño extenso del foco. También disminuyen la posibilidad de movimiento de la paciente y los tiempos de disparo, con lo que la imagen cinética se hace más visible.
- ▶ **Mejorar la visualización de las estructuras internas.** Cuando la mama se extiende sobre una mayor superficie, muchas de las estructuras internas dejan de estar superpuestas y se diagnostican con mayor facilidad.
- ▶ **Disminuir la dosis.** La disminución en la atenuación da lugar a una reducción equivalente a la dosis.

Una compresión firme de la mama es, por tanto, fundamental para mejorar la calidad de la imagen y reducir la dosis.

2. SISTEMAS DE REGISTRO DE IMAGEN

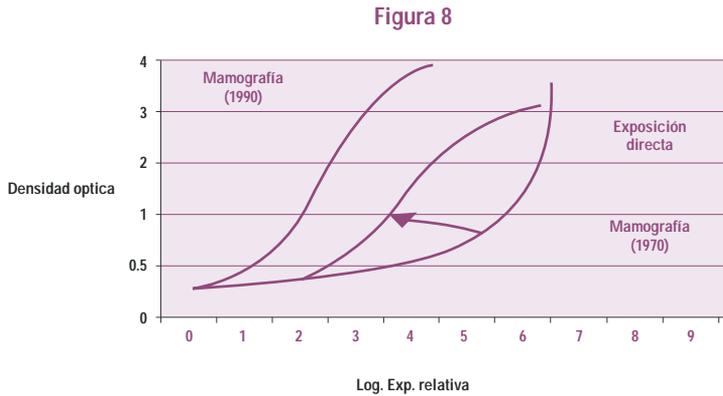
Cuando el haz de rayos X atraviesa a la paciente, la atenuación de los distintos tejidos produce variaciones en la radiación transmitida. Tras el paciente se forma un relieve de intensidad de rayos X conocido como imagen radiológica primaria. Cuando el ojo es insensible a los rayos X, esta imagen hay que convertirla en otra visible mediante pantallas fluorescentes, intensificadores de imagen, películas, etc. Al alcanzar los rayos X la película radiográfica, la mayor parte la atraviesan y solamente una pequeña fracción, del orden del 1% es absorbida por ella. Esto implica, que para formar la imagen es necesario una dosis de radiación elevada. Para evitar este inconveniente se utilizan cartulinas de refuerzo cuyo modo de funcionamiento es el siguiente: los fotones de rayos X son capturados por la cartulina. La energía absorbida en este proceso se remite en forma de fotones de luz visible (azul y verde), mediante un fenómeno de fluorescencia, que presenta una ganancia considerable en la relación del número de fotones emitidos (luz) al de absorbidos (rayos X), y por último, los fotones luminosos se transmiten a la película donde son absorbidos formando la imagen.

En el caso de la mamografía se utilizan películas emulsionadas en una sola cara, en combinación con una cartulina única de refuerzo. El chasis va provisto de una sola cartulina, cuya capa de fósforo queda orientada hacia el tubo de rayos X. La película con emulsión en una sola cara, se sitúa con esta cara hacia la cartulina y su dorso, (parte no emulsionada) hacia el tubo.

CARTULINAS DE REFUERZO

A lo largo de los últimos 20 años se han realizado grandes avances en las combinaciones cartulinas-películas para mamografía, ello se ha traducido en la obtención de imágenes de alto contraste y alta resolución con una reducción significativa de la dosis.

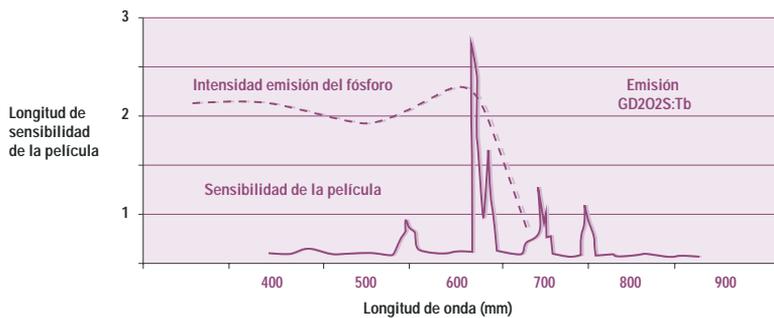
Hasta los primeros años de la década de los setenta se utilizaron películas de exposición directa a los rayos X (tipo industrial), que por lo general necesitaban tiempos de exposición altos, produciendo borrosidad debido al movimiento y dando lugar a exposiciones muy elevadas de radiación. Hoy en día, las mastografías se realizan mediante combinación cartulina-película diseñadas específicamente para la mastografía, de forma que se utilizan entre 50 y 100 veces menos dosis de radiación que con las películas de exposición directa.



La *Figura 8* muestra la curva característica de las películas de exposición directa, de una combinación cartulina-película de los años 70 y combinación cartulina-película de los años 90. Las curvas muestran las diferencias significativas de velocidad relativa y contraste.

Las pantallas de mamografía utilizan un fósforo de tierras raras llamado Terbio, activado con Oxisulfuro de Gadolinio ($Gd_2O_2S:Tb$). Son fósforos que emiten luz en la región visible del espectro entre 382 y 622 nm, aunque el pico primero de emisión está en la región espectral del verde (545 nm). En la *Figura 9* se puede ver el espectro de emisión de la cartulina de fósforo de Gd_2O_2S .

Figura 9
ESPECTROS DE EMISIÓN DE LA CARTULINA DE FÓSFORO DE $Gd_2O_2S:Tb$
SOBREIMPUESTO CON LA SENSIBILIDAD ESPECTRAL DE LA PELÍCULA MAMOGRÁFICA



PELÍCULAS

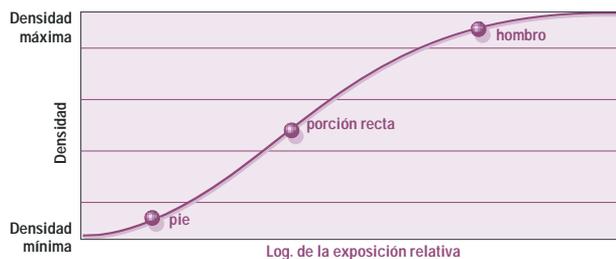
La película de mamografía se compone de una superficie sensible a la luz y a los rayos X (emulsión), extendida por una sola cara de un soporte o lámina de plástico de gran resistencia mecánica. Un recubrimiento delgado de gelatina endurecida, que actúa a modo de barniz protector, protege la delicada superficie de las emulsiones contra las abrasiones y roces, inevitables en la manipulación de la película.

La emulsión está constituida por una finísima suspensión de microcristales de halogenuros (cloruro, bromuro e yoduro) de plata en gelatina. La mezcla va extendida en finas capas sobre un soporte de un espesor del orden de micras.

Cuando se expone una película a la luz o a los rayos X, las densidades ópticas (grado de ennegrecimiento) obtenidas no varían linealmente con las exposiciones. La relación entre el logaritmo de la exposición relativo y la densidad óptica se denomina **Curva Característica**.

Una forma práctica de obtenerla es exponiendo la película a la luz de un sensitómetro, revelando y leyendo la densidad óptica correspondiente a cada paso de la escala de grises producida por el sensitómetro.

Figura 10
CURVA CARACTERÍSTICA DE UNA PELÍCULA



La curva característica generalmente posee una forma de "S" estirada y oblicua. La parte inferior se denomina "pie" o "talón" la parte media "parte recta" y la superior "hombro" (Figura 10). Estando caracterizada por los conceptos siguientes: es el exceso de densidad óptica de los blancos sobre la densidad de base (densidad óptica del soporte de la película), la densidad óptica de la película, sin exponer, se denomina densidad de base más velo.

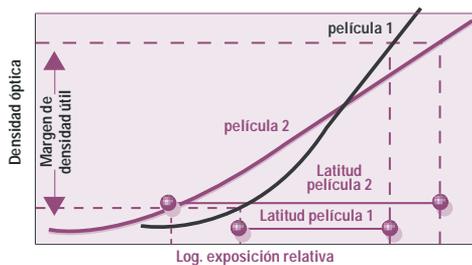
Sensibilidad. Se define como el inverso de la exposición necesaria para obtener una densidad neta determinada (generalmente 1.0 + velo). Una

película será más sensible si se necesita una exposición menor para obtener la misma densidad neta. Si es necesaria una mayor exposición, se dice que la película es más lenta.

Gradiente medio. Es un término matemático que nos cuantifica el contraste. Se define como la pendiente de una línea recta que une dos puntos de densidades especificadas en la curva característica (generalmente se corresponden a $0.25 + \text{velo}$ y $2.00 + \text{velo}$). Es un criterio general de utilidad para evaluar el contraste.

Latitud. Es la variación de exposiciones, que en torno a la exposición óptima, produce imágenes aceptables. Tal como se aprecia en la *Figura 11* la latitud y el contraste son magnitudes recíprocas.

Figura 11
RELACIÓN ENTRE CONTRASTE Y LATITUD DE EXPOSICIÓN PARA DOS TIPOS DISTINTOS DE PELÍCULA (1) Y (2)



Otros factores importantes inherentes a la película son las densidades ópticas "máximas" y "mínimas". Si la densidad óptica mínima (base+velo) es demasiado alta (superior a 0.2), las pequeñas calcificaciones, que probablemente darán una densidad óptica cercana a la base+velo, no tendrán tanto contraste comparado con el tejido glandular como tendrían en una película con un valor bajo de base + velo. De la misma forma, si la densidad máxima es demasiado baja, puede que la piel no sea visible cuando se observa la placa en el foco fuerte (luz de alta intensidad).

Fallo en la Ley de Reciprocidad. En un equipo de rayos X la reciprocidad indica que para un Kilovoltaje fijo, la dosis depende del producto de miliamperios por el tiempo de disparo (mAs), independientemente de la combinación de mA y tiempo (s).

Cuando se realiza una mastografía con tiempos largos, muchos granos de la película pierden sus átomos de plata, dando lugar a un ennegrecimiento menor. Este proceso se denomina "fallo en la ley de reciprocidad". Esto significa que una exposición de 0.1 s y 200 mA (20 mAs), producirá una densidad óptica mayor que una expresión de 1 s y 20 mA (20 mAs).

CHASIS

Las cartulinas de refuerzo se utilizan montadas en armazones especiales para rayos X. El chasis presenta el diseño de un libro, con una parte frontal de baja absorción a los rayos X y una parte posterior opaca, formando un conjunto hermético a la luz.

Su diseño tiene que satisfacer las siguientes exigencias:

- ▶ Asegurar un contacto perfecto entre cartulinas y película
- ▶ Proporcionar una protección perfecta de la película siendo estanco a la luz.
- ▶ Poseer un sistema fiable y robusto del conjunto y de sus principales componentes: bisagras y pestillos.
- ▶ Posibilidad de elección con sistema de identificación del paciente

ES IMPORTANTE ANOTAR EN LA PLACA DE IDENTIFICACIÓN:

Nombre: _____

Fecha de estudio: _____

Tipo de proyección: _____

Localización de cuadrantes: _____

De ser posible cantidad de Kv, más iniciales del técnico que realiza el estudio.

Un contacto defectuoso de cartulina-película es una fuente sistemática de borrosidad de imagen, provocada por la difusión de la luz que la cartulina envía sobre la película. La comprobación del perfecto ajuste de los chasis se hace necesario ante la menor duda.

Dado que la radiación que se usa en la mamografía es de muy poca penetración, los chasis deben estar realizados con sustancias de número atómico muy bajo. El material utilizado es fibra de carbono o plástico exento de cualquier carga mineral en su composición. Por esta razón no se utilizan los chasis de aluminio.

Con el uso continuo de los chasis se van ensuciando las cartulinas de refuerzo, a las que, además, se les van adhiriendo pequeñas partículas que dejan huellas claras en la imagen, siendo muy indispensable su limpieza periódica, dependiendo del número de estudios por día, más de 10 se requiere limpieza diaria.

Para proceder a la limpieza de las cartulinas, los fabricantes comercializan productos específicos. Por medio de una guata limpia se frota cuidadosamente con el producto, toda la superficie de las cartulinas. A continuación se frota de arriba hacia abajo y se seca con una segunda guata seca en la misma dirección y finalmente, con una tercera guata seca en la misma dirección se eliminarán las últimas trazas. La limpieza se finalizará con un secado final al aire.

Es importante disponer de una identificación para cada combinación chasis-cartulinas. También poner fecha de inicio de uso ya que, si se notan artefactos en la imagen mastográfica, la identificación apropiada permite localizar rápidamente el chasis sucio y proceder a limpiar sus cartulinas. Todas las cartulinas se deben marcar con un marcador opaco permanente, por medio de un número de identificación correspondiente. Por lo general, los fabricantes suministran los marcadores adecuados o suministran información sobre ellos.

ALMACENAMIENTO DE PELÍCULAS Y LÍQUIDOS DE REVELADO

La emulsión es sensible a las radiaciones como consecuencia del estado inestable de su estructura; el proceso fotográfico la conduce a otra situación, estable y permanente: la imagen. Esta situación inestable de la película virgen le hace sufrir una evolución con pérdidas de sensibilidad y contraste y aumento de velo. La evolución, como todo proceso químico, es acelerada por la radiación, la temperatura y la humedad.

El material fotográfico se debe almacenar a temperaturas inferiores a 24°C, preferentemente en el margen de 15°C a 21°C. Las cajas de películas después de abiertas no protegen a la película de la humedad. Conviene guardarlas en un lugar no muy húmedo ni muy seco (entre un 40-60% de humedad relativa).

El material fotográfico es también sensible al daño por presión, por tanto, las películas se deben almacenar apoyadas sobre su borde, de la misma forma que los libros de la biblioteca y con la fecha de caducidad visible.

Nunca se deberán utilizar películas que hayan sobrepasado la fecha de caducidad. El material fotográfico no se debe almacenar en áreas donde puedan estar expuestas a vapores químicos o radiación y polvo.

3. PROCESADO Y VISUALIZACIÓN DE LA IMAGEN

Al estar expuesta la película al haz de rayos X queda formada una imagen estable, pero que no es visible para el ojo humano; esta imagen se denomina imagen latente. El proceso, por el cual se transforma la imagen latente en visible se denomina revelado de la película.

Cuando la calidad de las imágenes mastográficas disminuye, la primera fuente de error que se debe revisar es el revelado de la película, debido a que los cambios en el revelado químico ocurren con mayor frecuencia que en la unidad de mastografía, por problemas mecánicos o eléctricos.

Por ello, es importante confirmar y verificar que el revelado de la película se realiza de acuerdo a las especificaciones preestablecidas.

PROCESO DE REVELADO

Se realiza en dos fases principales: revelado y fijado, seguido de otros dos componentes, lavado y secado.

En el revelado se produce la transformación de la imagen latente captada por la cartulina y entregada por ésta a la película, en imagen visible, mediante un proceso químico de reducción. Este proceso consiste en la reducción a plata metálica, del halogenuro de plata de la emulsión sensible, caracterizado por su selectividad, ya que únicamente se produce reacción fotográfica en los elementos de la emulsión, cristales o granos que recibieron radiación y nada sucede en los que no la recibieron. Se produce una imagen formada por una tonalidad de blancos y negros.

En las zonas irradiadas de la película se forma un depósito de plata, finamente dividido, de color negro. En las no irradiadas queda la película tal como estaba antes del proceso. Y además, hay una amplia diversidad de zonas con estados intermedios que darán ennegrecimientos proporcionales a la intensidad local de radiación recibida.

Durante el fijado se realizan tres procesos principales. El revelador que arrastra la película desde el baño anterior se neutraliza, ya que de no hacerlo, se produciría un post-revelado incontrolado. Las sales de plata de la emulsión que no hayan sido impresionadas por la luz de las cartulinas y que por tanto no han sido ennegrecidas en el revelador, se disuelven. Esta

disolución es total en las zonas blancas y parcial en las grises de la imagen. En el fijado, por tanto, se disuelven las sales de plata que "sobran".

Además, se endurece la gelatina, vehículo de las sales de plata y finalmente soporte de la imagen.

El lavado elimina, por dilución con agua, las sales y sustancias del revelador y sobre todo del fijador que arrastra, absorbidas en la emulsión, por la propia película.

Por último, tras un escurrido, las películas se secan con aire seco y caliente.

PROCESADO AUTOMÁTICO DE LOS PROCESADORES

En la actualidad la casi totalidad de los servicios de radiodiagnóstico realizan el revelado en máquinas automáticas. Por lo general, el desplazamiento de la película a través de los tanques de solución de procesado se realiza mediante transporte de rodillos.

En mastografía, generalmente, se utilizan dos tipos de procesadoras: las de sobremesa y las grandes provistas de tanques para los líquidos de revelado.

En el primer caso, los depósitos de líquidos se encuentran situados sobre la procesadora, y una característica a resaltar de su funcionamiento es la alta tasa de regeneración. Las procesadoras de sobremesa necesitan un ajuste cuidadoso de la tasa de regeneración, para mantener la actividad de su pequeño volumen de líquidos de revelado. En el segundo caso, las procesadoras están provistas de tanques, de mayor profundidad para los líquidos de revelado.

Las procesadoras con sistemas de luz de día permiten la manipulación y el tratamiento total de la película en un solo aparato y a la luz del día. El sistema carga y descarga automáticamente los chasis.

Los sistemas de luz de día constan de cinco unidades:

- ▶ **Unidad de chasis:** por donde se introducen los chasis, cargados o vacíos de cualquier formato.
- ▶ **Alimentador de películas:** conduce la película desde almacén de películas hasta el chasis para cargarlo.
- ▶ **Almacenes de películas:** donde se encuentran los paquetes de película de reserva de cada formato elegido

- ▶ **Alimentador rápido:** es el corazón del sistema. Aquí llegan las películas, tras salir del chasis y desde aquí son conducidas a la máquina de revelar. La admisión de películas lo es al ritmo de carga y descarga de chasis, pero la evacuación hacia la máquina de revelar sigue a la velocidad de paso de películas por la reveladora
- ▶ **La máquina de revelado:** donde se produce el revelado de las películas

VARIABLES QUE INTERVIENEN EN EL PROCESO DE LA IMAGEN

El procesado de la imagen se debe considerar como parte del sistema que comprende la procesadora automática, el tipo de la película y los líquidos de revelado. Los tres componentes forman un sistema y se deben optimizar para obtener el contraste adecuado en la película. La sensibilidad de la película utilizada, condiciona la dosis de radiación que recibe la paciente.

Las variables que intervienen en la imagen son:

A) El tiempo de procesado

Se define como el tiempo que transcurre desde que el borde de la película entra en la procesadora hasta que sale.

Los tiempos de procesado varían entre 90 y 210 segundos aproximadamente, dependiendo si el ciclo es normal (estándar) o extendido.

El procesado del ciclo expandido se puede utilizar con películas de emulsión por un solo lado. La película permanece un tiempo mayor en el revelador, pero la temperatura del revelador no varía de forma considerable. En general, cuando se utiliza el ciclo de procesado extendido, aumenta tanto el contraste como la velocidad de la película, reduciendo la dosis de radiación en aproximadamente un 35%. En el caso de películas de emulsión por ambos lados, el procesado de ciclo extendido no afecta significativamente sobre la velocidad y el contraste de la película, y por tanto no es recomendado.

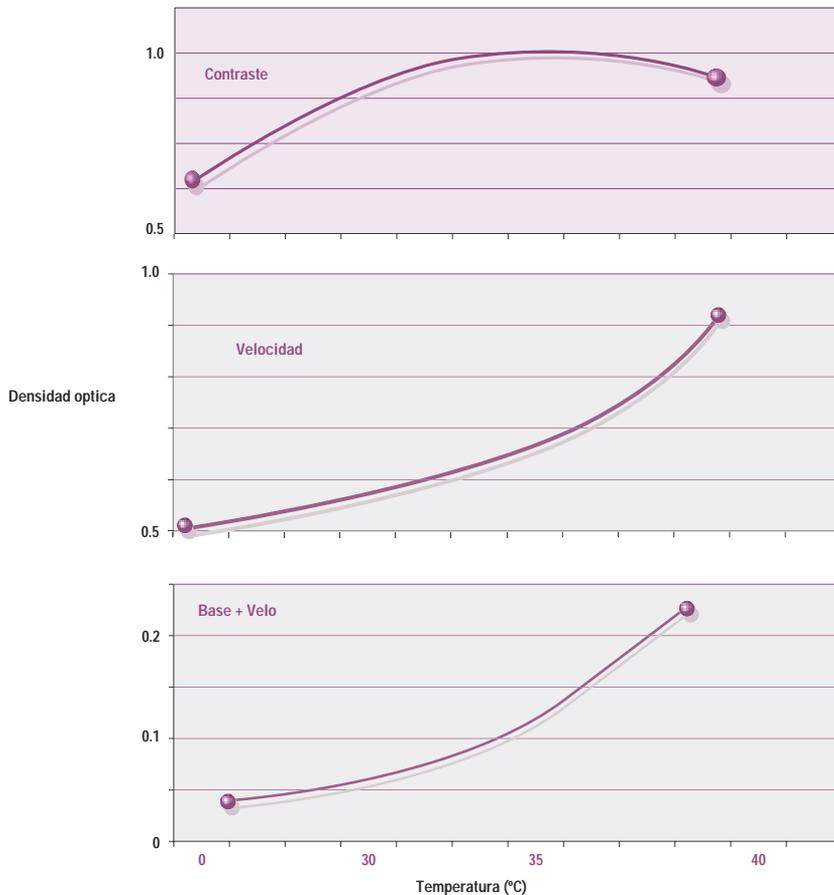
B) Temperatura del revelador

La temperatura del revelador en las procesadoras automáticas es de entre 33°C y 39°C, dependiendo del tipo de película, velocidad de transporte y recomendaciones del fabricante.

La *Figura 12* muestra como afecta la temperatura del revelador en la velocidad de la película, el contraste y el velo.

Cuando la temperatura disminuye, la velocidad de la película disminuye, dando lugar a un aumento innecesario de la dosis de radiación para obtener mastografías con la densidad óptica adecuada. De la misma forma, el contraste se reduce cuando la temperatura del revelado baja. Si la temperatura del revelado aumenta o el tiempo de revelado es mayor (procesado de ciclo expandido), la velocidad de la película aumenta, permitiendo reducir la dosis de radiación. Sin embargo, esta produce un aumento de velo, a la vez que la estabilidad del revelado puede verse afectada cuando se utilizan temperaturas más elevadas de las recomendadas por el fabricante. En general, la temperatura del revelador debe variar como máximo en $\pm 0.2^{\circ}\text{C}$ de la recomendada por el fabricante.

Figura 12
VARIACIÓN DEL CONTRASTE, VELOCIDAD Y DENSIDAD DE LA BASE + VELO
DE LA PELÍCULA CON LA TEMPERATURA.



C) Los líquidos de revelado

Los fabricantes de líquidos de revelado los distribuyen como concentrados. La solución se obtiene "in situ", añadiendo agua hasta completar la mezcla. Cuando los líquidos no se mezclan en la forma apropiada, las condiciones del procesado de la imagen pueden verse alteradas.

Los cambios debidos a la química del procesado se pueden monitorizar fácilmente mediante tiras (cuñas) de control sensitométrico. Si las variaciones de los valores de control del procesado (velocidad, contraste y velo) superan las tolerancias, se deben cambiar los líquidos para asegurar resultados óptimos.

D) Tasa de regeneración

Es importante para mantener estable la actividad del revelador y del fijador. La tasa de regeneración está en función del volumen de películas que se procesan diariamente. Cuando se procesan pocas películas al día, se necesita una tasa de regeneración mayor. Las procesadoras que revelan pocas películas al día son difíciles de mantener estables. Para un alto número de películas reveladas al día son necesarias tasas de regeneración más bajas.

E) La agitación

Mantiene uniforme el revelado y la temperatura controlada. La agitación la proporciona el contacto con los rodillos, así como las bombas de circulación de los líquidos de revelado.

F) El secado

La temperatura de secado varía entre 38° C y 71° C. Un sobreseco puede producir artefactos en la película que pueden perjudicar la lectura de la mastografía. Por tanto, la temperatura de secado se debe ajustar a lo mínimo que permita el secado de la película a la salida de la procesadora.

CUARTO OSCURO

La disposición del cuarto oscuro debe ser tal que exista separación entre la parte húmeda y la seca. La máquina de revelar, los tanques de regeneración estarán en la zona clara del laboratorio.

Para minimizar la aparición de artefactos en la película es importante mantener el cuarto oscuro lo más limpio posible. Los artefactos debidos a polvo y suciedad entre la cartulina y la película son especialmente problemáticos, en las películas de emulsión por una sola cara de las mamografías, no sólo por afectarles más que a las de doble emulsión, sino que también pueden mimetizar microcalcificaciones y producir errores en el diagnóstico. En todo caso, tras cualquier manipulación con agua o líquidos de tratamiento, debe limpiarse y secarse cuidadosamente toda superficie húmeda o salpicada, así como las manos. La película es delicada con las manchas, las detecta produciendo huellas o defectos. Se debe cuidar especialmente la limpieza de la bandeja donde se introducen películas en la reveladora. La persona que carga y descarga los chasis no debe usar productos químicos en las manos (crema, polvos, etc.)

La limpieza del cuarto oscuro se puede evaluar a partir de la limpieza de las cartulinas de refuerzo (por ejemplo, el número de artefactos de polvo que aparecen en las mastografías). Las películas se manipulan bajo luz inactínica es decir, una luz que permita ver al operador lo que está manejando pero que influye poco sobre el material sensible.

La luz inactínica está producida por unos faroles o cajas de luz con una lámpara de incandescencia de pequeña intensidad (del orden de 15w), provisto de un filtro coloreado intercambiable. El filtro deberá seleccionarse de acuerdo al tipo de película que se utilice (sensibles al verde o sensibles al azul).

NEGATOSCOPIO

Las condiciones bajo las cuales se observan las mamografías pueden determinar la precisión en el diagnóstico y la eficiencia del radiólogo. Estas condiciones vienen determinadas por la luminosidad de los negatoscopios y la iluminación ambiental de la sala de lectura de las mamografías.

El contraste de la imagen es extremadamente importante en la mamografía y puede degradarse por iluminación ajena a la del negatoscopio, como la que proviene de ventanas y otros negatoscopios próximos y otras fuentes de luz, tanto directas como reflejadas. Los negatoscopios se deben revisar periódicamente para asegurar que están en condiciones óptimas. Como los tubos fluorescentes pierden brillo con el tiempo (del orden de un 10% en 2000 horas), es importante sustituirlos cada 18-24 meses, cambiándolos todos a la vez. El nivel de iluminación del negatoscopio deberá ser lo suficientemente uniforme para asegurar que no habrá pérdidas de información diagnóstica en las mastografías.

El nivel de brillo en el centro de cada cuadrante del negatoscopio debe ser superior a 5000 lux (1600 candelas/m²). La uniformidad del brillo debe tener una variación inferior al 10%, en toda la superficie. El nivel de iluminación de la sala de lectura no debería exceder 100 lux.

CONTROLES DE CALIDAD

Limpieza del cuarto oscuro

El cuarto oscuro es la mayor fuente de problemas en la mastografía. El polvo y la suciedad producen artefactos en la imagen mastográfica. Un cuarto oscuro limpio da lugar a pocos artefactos y reduce el esfuerzo necesario para la limpieza de cartulinas y chasis.

Identificación de chasis-cartulinas

Es importante tener identificada cada combinación chasis-cartulina. Por ejemplo, si se aprecian artefactos debidos a polvo en algunas imágenes mastográficas, la identificación apropiada permitirá localizar el chasis sucio y limpiar las cartulinas.

Almacenamiento de películas y líquidos de revelado

El material fotográfico debe almacenarse a temperaturas inferiores a 24°C y en zonas con humedad entre el 40% y 60%. El material fotográfico no se almacenará en áreas expuestas a la radiación (directa o dispersa).

Control sensitométrico del revelado

El objetivo de este control es, mediante el revelado de una cuña sensitométrica de control, determinar el nivel de actividad del revelado antes de revelar las mastografías clínicas.

Es esencial realizar este control a primera hora de la mañana antes de comenzar a revelar las mastografías, para comprobar que no se producen cambios en las condiciones del revelado. En el método de control sensitométrico del revelado. Para su realización es necesario el siguiente material.

Densitómetro, Sensitómetro y Termómetro

El densitómetro debe tener capacidad de medida en el rango de 0 a 4.0 D.O. (densidad óptica). El sensitómetro deberá emitir un espectro de luz similar al de las cartulinas de refuerzo (azul o verde); en mastografía, en general es verde. El termómetro nunca deberá ser de Mercurio, siendo los digitales los que reúnen mejores condiciones. La precisión requerida debería ser del orden de $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$.

4. CALIDAD DE LA IMAGEN

La calidad de la imagen está directamente relacionada con la capacidad del sistema para detectar pequeñas diferencias de contraste ya que, pequeñas masas tumorales y/o microcalcificaciones con diámetro del orden 0,2mm pueden estar rodeadas de tejido glandular de densidad similar. Además, debido a su tamaño y naturaleza, estos objetos de diagnóstico son difíciles de visualizar en presencia del ruido asociado a la arquitectura de la mama y al inherente a cualquier proceso de obtención de imágenes radiológicas. Así pues, es necesario que las imágenes mastográficas posean alto contraste, óptima resolución espacial y poco ruido.

CONTRASTE

El contraste se define como la diferencia de densidades ópticas entre un objeto y su fondo. Esta diferencia se suele dividir por la densidad óptica de fondo para poder comparar contrastes a bajas y altas densidades y finalmente se multiplica por 100 para expresarlo en tanto por ciento. La mayoría de los médicos radiólogos son capaces de distinguir estructuras con un contraste inferior a 1%, debido parcialmente a que la forma y bordes del objeto facilitan su reconocimiento. En mastografía dependemos principalmente del contraste para distinguir el parénquima normal de las masas y de las distorsiones estructurales.

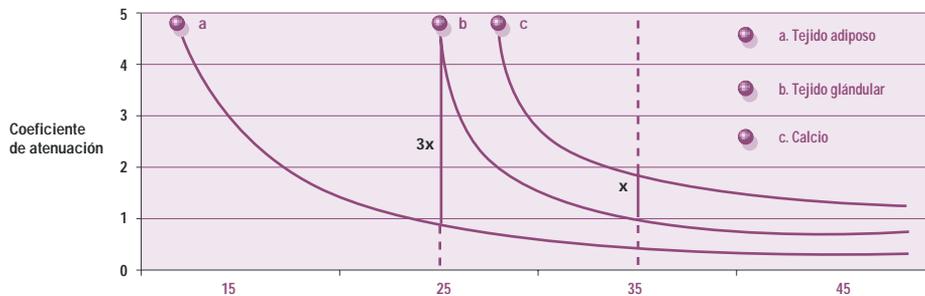
Los factores que influyen en el contraste de forma importante son: la calidad del haz utilizado (material de ánodo, kVp, tipo de generador y filtración), la fracción de radiación dispersa que alcanza a la película (rejilla, tamaño de la mama y compresión), el contraste de la película (conjunto cartulina-película y procesado de la película) y densidad óptica de fondo.

Contraste intrínseco y visión (kV).

A las diferencias de contraste debidas a la absorción diferencial de los tejidos en función de su composición química y densidad, se le denomina "contraste intrínseco" o "contraste del objeto". El contraste de la imagen se realiza utilizando haces de fotones que aumentan la atenuación diferencial entre los distintos tejidos y disminuyan la radiación dispersa que alcanza la película. Por ello, el contraste depende de las características del equipo (material del ánodo, filtración, tipo de generador) y de la tensión seleccionada.

Como puede verse en la *Figura 13*, las diferencias de atenuación entre los tejidos de la mama decrecen considerablemente cuando aumenta la tensión. A 25 KV las diferencias de atenuación entre el tejido adiposo y el glandular son tres veces superiores a las que se producen a 35 kVp y, por encima de 40 kVp, son tan pequeñas que con las técnicas de cartulina-película los tejidos resultan prácticamente indiferenciados. Aunque a 25 kVp el contraste de la imagen aumenta, la mayoría de los fotones del haz son absorbidos en la mama y la dosis es muy elevada. Por ello, a la hora de obtener una imagen mastográfica, la elección de la tensión ha de ser un compromiso entre un alto contraste y una baja dosis.

Figura 13
KVp en un ánodo de Molibdeno



REJILLA

La rejilla presenta ventajas indiscutibles de cara al aumento de contraste pero por desgracia también aumenta la dosis requerida para obtener la imagen. El comportamiento de una rejilla se valora en función al aumento del contraste frente al de la dosis que produce su utilización. Para ello se definen dos factores:

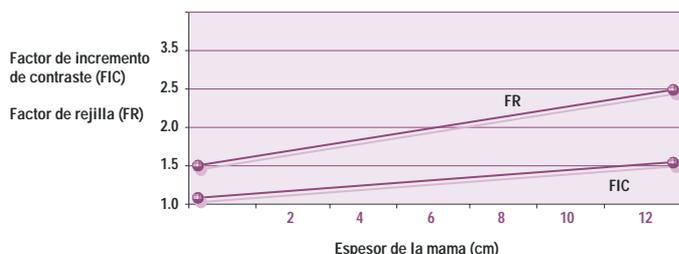
$$\text{Factor de incremento de contraste} = \frac{\text{Contraste con la rejilla}}{\text{Contraste sin la rejilla}}$$

$$\text{Factor de rejilla} = \frac{\text{Dosis con la rejilla}}{\text{Dosis sin la rejilla}}$$

Como puede verse en la *Figura 14*, ambos factores aumentan cuando lo hace el espesor de la mama. Aunque aumentan también con la tensión, la influencia de este parámetro es mucho menor que la del espesor en el intervalo de tensiones utilizado en mastografía (25 y 35). Una rejilla típica de mastografía

puede mejorar el contraste en un 40% e incrementar la dosis en un factor 2,4 con una mama de 5 cm.

Figura 14
VARIACIONES DEL FACTOR DE INCREMENTO DE CONTRASTE (FIC) Y
DEL FACTOR DE REJILLA (FR) EN FUNCIÓN DEL ESPESOR DE LA MAMA
PARA UNA REJILLA TÍPICA DE MAMOGRAFÍA



Fuente: (G:T. Barnes. "Mammography Equipment: Compression, Scatter Control, and Automatic Exposure Control". En Syllabus: A Categorical Course in Physic Technical Aspects of Breast Imaging. Ed. A.A. Haus Y M.J. Yaffe RSNA Publica. 1992).

Para compensar parcialmente el incremento de dosis que se produce cuando se utiliza la rejilla, se aumenta la tensión de trabajo unos 2 kV. Así, mientras que la tensión recomendada para una mama típica sin rejilla es 25 ó 26 kV cuando se utiliza rejilla, la tensión de trabajo más recomendada es 28 kV. Con mamas muy gruesas puede aumentarse la tensión hasta 30 y 31 kV, para evitar que el tiempo de disparo sea muy alto. En algunos equipos modernos, debido a sus especiales características, se recomienda, cuando se utiliza rejilla, seleccionar 26 kV si las mamas no son demasiado gruesas ni densas.

En la época actual, se están diseñando y ensayando otros dispositivos a fin de eliminar la radiación dispersa con tanta o mayor eficacia que las rejillas antidifusoras pero con incrementos de dosis muy inferiores.

IMPRESIÓN

La compresión aumenta el contraste debido a varias razones:

- **Disminuye la cantidad de radiación dispersa.** Como hemos visto la cantidad de radiación dispersa depende, sobre todo, del espesor de la mama y, por ello, una compresión firme es una forma de reducir la cantidad de radiación dispersa y mejorar el contraste.

- ▶ **Disminuye la filtración del haz.** La mama actúa como un filtro de manera que los fotones menos energéticos van siendo absorbidos y el haz se endurece a medida que penetra. Este endurecimiento se dificulta cuanto el espesor de la mama es mayor y puede minimizarse con una adecuada compresión de la misma. La reducción en el espesor permite, asimismo, reducir la tensión con el consiguiente aumento en el contraste.

Contraste de la película

El contraste de la película depende de sus características (gradiente y velo) y de las condiciones de procesado.

Gradiente de la película

El gradiente de la película determina las diferencias de densidad óptica en la imagen, como resultado de la distinta atenuación del haz de rayos X al atravesar los tejidos y estructuras de la mama. La mayoría de los fabricantes de las películas producen combinaciones cartulina-película especialmente diseñadas para mastografía con un gradiente alto. Puesto que el gradiente y la latitud son inversamente proporcionales, con estas películas es importante uniformar, mediante compresión, el espesor de la mama.

Velo

El velo deteriora el contraste y por ello en mastografía se recomienda que sea inferior a 0,20 DO. Cuando el velo supera este valor hay que identificar y eliminar, si es posible, las causas. El velo puede aumentar debido a las condiciones de almacenamiento o de procesado de la película.

DENSIDAD DE FONDO

El contraste y la densidad óptica de fondo de la imagen (DO) están relacionados entre sí de una forma complicada que supera el contenido de este curso. No obstante, algunas consideraciones son sencillas de entender. Por ejemplo, si la DO es baja, puede suceder que al tejido glandular le corresponda una densidad óptica en el pie de la curva característica de la película.

El contraste es tan bajo en esta zona que puede hacer imposible distinguir si existen o no microcalcificaciones. Por el contrario, si la imagen está sobreexpuesta, la densidad óptica correspondiente a la piel y los tejidos subcutáneos caerá en el hombro de la curva característica donde, al igual que antes, el bajo contraste puede evitar distinguir estas estructuras o las microcalcificaciones. Además, para poder visualizar los detalles presentes en una imagen con DO alta es necesario utilizar negatoscopios con brillo elevado y no siempre se dispone de ellos, a la hora de decidir el valor óptimo de la DO hay que tener presente que la dosis aumenta de forma importante con la misma.

Resumiendo, para obtener imágenes bien contrastadas es necesario utilizar:

- ▶ Haces de rayos X de calidad idónea
- ▶ Firme compresión
- ▶ Rejilla, si es necesario
- ▶ Películas de alto contraste y bien procesadas
- ▶ Densidad de fondo adecuada

RESOLUCIÓN

La visualización de las microcalcificaciones o estructuras de tamaño inferior a unas pocas décimas de milímetro está relacionada con la borrosidad o resolución de la imagen. La resolución global depende principalmente de la geometría utilizada (tamaño del foco y magnificación), del receptor de la imagen (rejilla y conjunto cartulina-película) y de la borrosidad cinética (tiempo de disparo y compresión).

Por último, también se ve afectada por el contraste de la imagen. Algunos de estos factores están relacionados entre sí de tal forma que los procesos de optimización son un equilibrio entre todos ellos. Si se disminuye el tamaño del foco o se aumenta la distancia focal con el fin de reducir la falta de visualización, aumenta el tiempo de disparo con lo que puede aumentar la falta de nitidez. Otras veces el incremento de la resolución va acompañado de un aumento de la dosis como sucede con la falta de visualización, asociada al conjunto cartulina-película.

GEOMETRÍA: TAMAÑO DEL FOCO Y MAGNIFICACIÓN

La resolución geométrica depende del tamaño del foco y la magnificación. Esta última es la relación entre la distancia foco imagen (DFI) y la distancia foco-objeto (DFO) (*Figura 15*), y varía en función del grado de compresión y de la posición de la mama (técnicas de contacto o de magnificación).

Con respecto a las microcalcificaciones, cuanto mayor es la magnificación, más se degradan los bordes aumentando por tanto la borrosidad. El efecto es pequeño para las microcalcificaciones grandes y se hace más sensible para las pequeñas (*Figura 16*). En los equipos actuales para las técnicas de contacto la DFI está usualmente comprendida entre 55 y 70 cm y los tamaños de foco nominales suelen ser 0.3 ó 0.4 mm. En las técnicas de magnificación la DFI se acorta y el tamaño del foco debe ser 0,10 ó 0,15 mm.

Figura 15
MAGNIFICACIÓN DE LA IMAGEN (M) PARA DOS DISTANCIAS FOCO PELÍCULA DISTINTAS, MAGNIFICACIÓN (M)=DISTANCIA FOCO-OBJETO

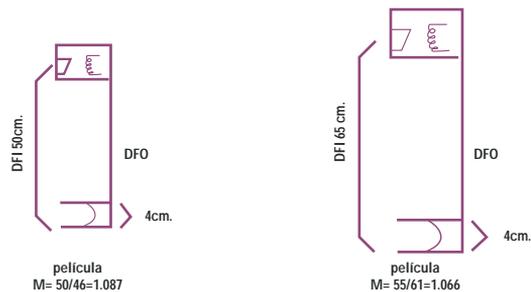
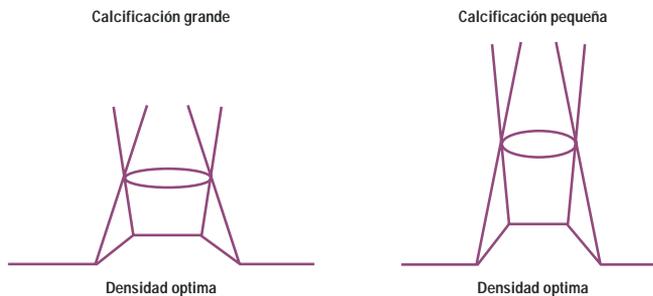


Figura 16
EFFECTO DE LA MAGNIFICACIÓN EN LA BORROSIDAD GEOMÉTRICA Y EN EL CONTRASTE DE LAS MICROCALCIFICACIONES



BORROSIDAD POR TIEMPO DE EXPOSICIÓN Y COMPRESIÓN

El movimiento de la mama produce una falta de definición en la imagen denominada borrosidad cinética. Por tanto, si la resolución de la imagen se degrada, lo más frecuente es que sea debido al movimiento de la paciente, ya que es poco probable que el tamaño del foco sufra cambios significativos a lo largo de la vida útil del tubo. El movimiento de la mama se ve favorecido por un tiempo de exposición excesivamente largo o una compresión deficiente. Por el contrario, cuando la compresión es firme y la exposición inferior a un segundo, resulta más improbable que la paciente se mueva sobre todo si ella misma colabora. Los tiempos de exposición pueden alargarse y ser de 2 ó 3 segundos si se utiliza rejilla, la mama es gruesa y el sistema tiene un rendimiento (mGy/mAs) bajo. Con estos tiempos, aunque la paciente contenga la respiración, los latidos del corazón o cualquier movimiento involuntario pueden afectar a la resolución. Por esta razón se recomienda que los tiempos de disparo para obtener la imagen de una mama promedio no superen los 2 segundos.

El efecto de la borrosidad cinética puede ser crítico en la técnica de magnificación. En ellas, a igualdad de condiciones restantes, el tiempo de exposición puede llegar a ser ocho veces superior al de las técnicas de contacto debido a que con el foco pequeño la corriente del tubo (mA) es muy inferior. Para disminuir su efecto se pueden utilizar tres métodos:

- ▶ **Aumentar la tensión alrededor de 2 kVp.** Esto, además de incrementar los mGy/mAs, incrementa el número de fotones de alta energía y el haz posee mayor poder de penetración.
- ▶ **Comprimir la mama localmente con un dispositivo de compresión de pequeño diámetro (aprox. 4 cm.).** Como la compresión no es global el segmento de mama comprimido se hace más delgado. Por cada cm de compresión adicional se puede reducir el tiempo en un 50%.
- ▶ **No utilizar la rejilla.** En unidades con una distancia foco-película, larga la radiación dispersa es absorbida en el espesor de aire interpuesto casi tan efectivamente como lo hace la rejilla. No utilizar rejilla puede reducir el tiempo (y la dosis) al 50%.

Aparte del efecto antes mencionado sobre la borrosidad cinética, una compresión firme hace que los objetos de interés en el interior de la mama se acerquen al plano de la imagen y con ello se disminuye la falta de visibilidad debida a la magnificación.

RECEPTOR DE LA IMAGEN

A) Rejilla

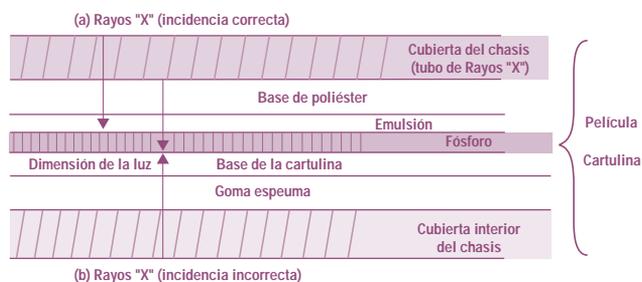
Si la rejilla no funciona correctamente su imagen puede hacerse visible. Esta imagen típica (de papel de estraza) puede deteriorar la resolución si interfiere con los objetos de diagnóstico.

B) Conjunto cartulina-película

El sistema de registro habitual en mastografía es una cartulina de alta definición, con una película de una emulsión en contacto con la cartulina con el fin de mejorar la resolución. La resolución de este conjunto depende fundamentalmente de la dispersión de los fotones de luz producidos en la cartulina. Para que la dispersión sea mínima, la cartulina se coloca detrás de la emulsión de la película de forma que el haz de fotones atraviesa primero la emulsión y después alcanza la cartulina, activando los granos de fósforo que están en contacto con la emulsión (*Figura 17*).

Esta disposición hace que la dispersión sea menor que si el haz activase primero los granos de fósforo más lejanos de la emulsión. Un buen contacto entre la cartulina y la película es, por tanto, esencial para conseguir una buena resolución. La suciedad de las cartulinas evita el buen contacto y degrada la resolución. Si estos problemas se evitan, el factor limitante de la resolución es la geometría del equipo sobre todo, en las técnicas de magnificación.

Figura 17
VISTA TRANSVERSAL DEL CONJUNTO CARTULINA-PELÍCULA,
INDICANDO LA DISPERSIÓN DE LA LUZ EN LA CARTULINA



a) Disposición correcta del conjunto cartulina-película: el haz de fotones activa primero los granos de fósforo en contacto con la emulsión y la luz producida en la cartulina no se dispersa.

b) Disposición incorrecta del conjunto cartulina-película: el haz de fotones atraviesa primero la cartulina y la luz producida se dispersa antes de alcanzar la película.

CONTRASTE Y RESOLUCIÓN

Muchas veces la visualización deficiente de las microcalcificaciones se atribuye a pérdidas de resolución, cuando en realidad es debido a una pérdida de contraste. Causa por la que se debe comprobar que el tamaño del foco esté dentro de las especificaciones, revisar el sistema de compresión y el movimiento de la rejilla y controlar el posible movimiento de la paciente. Si la pérdida de resolución no es debida a alguno de estos factores, puede deberse a un contraste insuficiente. Desde un punto de vista práctico es más probable que las microcalcificaciones se observen mal por un contraste insuficiente que por alguno de los factores mencionados anteriormente.

La interrelación existente entre densidad óptica, contraste y resolución hace que la definición de la imagen sea una característica más subjetiva que cuantitativa y que un deterioro de cualquiera de esas magnitudes ocasione una disminución de la definición.

RUIDO

Como ruido se conocen las fluctuaciones aleatorias de la densidad óptica que interfieren con la percepción de los sutiles detalles mastográficos. Su influencia es más notable en la mastografía que en ninguna otra imagen radiológica, debido a que la imagen mastográfica se observa a una corta distancia y a veces incluso se requiere el uso de lupa.

El ruido depende del conjunto cartulina-película y de todos aquellos factores que producen artefactos en la imagen.

Las características más significativas del conjunto-cartulina película que influyen en el ruido son el grano de la película y el moteado de la cartulina. El grano de la película es consecuencia de la distribución aleatoria de los granos de haluro de plata revelados en la emulsión. El moteado de la cartulina procede igualmente a una falta de uniformidad en la capa de fósforo lo que se traduce, asimismo, en una falta de uniformidad de la cantidad de luz emitida. Los conjuntos más sensibles y con mayor contraste son más ruidosos y además realzan el ruido producido por artefactos adicionales.

También contribuyen significativamente al ruido radiográfico, la suciedad de las cartulinas, la imagen de la rejilla y de cualquier otra estructura que esté dentro del haz. Por último, el procesado de la imagen es la fuente más frecuente de artefactos ya que puede rayar y hacer saltar la emulsión, dejar las marcas de los rodillos, manchas de los líquidos, etc. Las películas de una emulsión deben de ser introducidas en las procesadoras automáticas con la emulsión hacia abajo, asegurándose que la charola esté limpia, ya que los rodillos superiores e inferiores poseen con frecuencia distinta dureza y absorción y pueden afectar a la emulsión de forma diferente al estar en contacto con ella. Otros artefactos pueden producirse con facilidad tanto antes como después del procesado como son las entradas de luz en el chasis o un manejo poco cuidadoso de la película, que deje las huellas de los dedos en la emulsión. Es importante identificar y eliminar las causas de los artefactos ya que pueden interferir o confundirse con los objetos útiles para el diagnóstico.

5. EVALUACIÓN DE DOSIS

FACTORES QUE INFLUYEN EN LA DOSIS Y MÉTODOS PARA REDUCIRLA

La utilización de las radiaciones ionizantes en los programas de tamisaje mastográfico está justificada por el beneficio que el diagnóstico precoz representa para la salud de la mujer. Sin embargo, los valores de dosis impartidos deben ser controlados y optimizados para asegurar que, el riesgo que conlleva su utilización es tan bajo como razonablemente sea posible (criterio ALARA). El proceso de optimización es completo cuando la calidad de las imágenes es excelente. En este tema se insiste en los factores que influyen en los valores de dosis y como hay que actuar para que la relación calidad de la imagen/dosis sea lo más alta posible.

MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS EN MASTOGRAFÍA

La magnitud más fácil de medir o de evaluar es la dosis aire en la superficie de la mama. No obstante, la magnitud más representativa para estimar el riesgo de inducción de cáncer es la dosis promedio en tejido glandular.

El valor de esta magnitud se obtiene multiplicando la dosis aire en la superficie de la mama por un factor que depende de la calidad del haz de rayos X utilizado, y del espesor y composición de la mama (proporción de tejido graso y fibroglandular). Una ventaja adicional, de la dosis promedio en tejido glandular, es que los valores correspondientes a cada proyección se pueden sumar para obtener un valor que represente el riesgo global de la exploración. Ambas magnitudes se miden en mGy.

Para estimar la dosis promedio en tejido glandular es necesario medir el espesor de la mama bajo compresión y el valor de la capa media reductora. A pesar de todo, los valores de dosis en tejido glandular que se obtienen a partir de las medidas sobre pacientes son aproximados, ya que se considera que todas las mamas tienen la misma composición promedio (50% de tejido graso y 50% de tejido fibroglandular), lo cual no es real ya que puede variar mucho de una paciente a otra.

El primer paso para la obtención de la dosis glandular es la medida de la dosis en superficie de la mama.

Clínicamente, esta medida puede hacerse de dos formas:

- ▶ **Midiendo el rendimiento (mGy/mAs) del haz para la tensión utilizada.** La dosis aire en superficie puede calcularse, multiplicando los mAs utilizados en el disparo por los mGy/mAs del haz a la tensión utilizada. Estos rendimientos se miden durante el control de calidad del equipo. Como la distancia foco piel es variable deben hacerse las oportunas correcciones por distancia.
- ▶ **Mediante dosimetría termoluminiscencia.** La dosis en superficie puede medirse con pequeños dosímetros de termoluminiscencia (TLD) apropiados para bajas energías y colocados en el punto de incidencia del haz con la superficie de la mama. La imagen de los dosímetros es visible en la mastografía, pero es tan pequeña que no suele interferir en el diagnóstico.

ADECUACIONES DE DOSIS

A) Con maniquí

La dosimetría en el control de calidad se hace por cualquiera de los métodos anteriores pero simulando una mama promedio o estándar con un determinado espesor de perspex o metacrilato. En el protocolo elaborado por la Comunidad Europea, para las unidades de tamizaje mastográfico, se recomienda utilizar 4,5 cm de metacrilato que equivalen, en cuanto a atenuación, a una mama de 5 cm de espesor, bajo firme compresión y de composición promedio (50% tejido glandular, 50% grasa). Los valores de dosis en superficie y en tejido glandular obtenidos con el maniquí permiten comprobar si los valores de la dosis están por debajo de los límites recomendados y verificar que no se ha producido en el equipo ningún deterioro que repercuta sobre la dosis.

B) Valores clínicos

Los valores de dosis medidos con el maniquí evalúan el funcionamiento del equipo y parcialmente la técnica utilizada (kV, mAs, rejilla, etc.). Sin embargo, estos valores no reflejan las variaciones debidas a las características de la mama ni a la influencia de la práctica diaria (grado de compresión, tiempo de disparo, cambios en la tensión, etc.). Por tanto, es conveniente hacer estimaciones sobre pacientes de los valores individuales de dosis, utilizando una muestra suficientemente extensa de exploraciones mastográficas. Para ello es necesario, anotar en el momento de la exploración, la técnica utilizada y el espesor de la mama bajo compresión.

- Factores que influyen en los valores de dosis y métodos para reducirlos

Los valores de la dosis en mastografía dependen de las características de la mama (espesor y composición), del sistema global de obtención de las imágenes (equipo, conjunto cartulina-película y procesado), de la técnica utilizada (kV, mA y tiempo de disparo) y de la densidad óptica de fondo de la imagen.

CARACTERÍSTICAS DE LA MAMA

Como es bien sabido, la dosis necesaria para obtener una imagen mastográfica aumenta con el espesor y el contenido en tejido glandular de la mama.

Equipo mastográfico

Prácticamente todos y cada uno de los componentes de la cadena de obtención de las imágenes mastográficas afecta a la dosis.

- Generador

El generador de la unidad mastográfica determina parcialmente el rendimiento del equipo (mGy/mAs) y la distribución energética del espectro. Esta última depende, en parte, del tipo de rectificación de la tensión aplicada al tubo. Una rectificación de una fase generará más fotones de baja energía que una de potencial constante (alta frecuencia). Los fotones de baja energía son preferentemente absorbidos por la mama con el consiguiente aumento de dosis. Por otra parte, si el rendimiento es bajo, el tiempo de exposición se prolongará y, debido al fallo en la ley de reciprocidad, la dosis requerida para obtener la misma densidad óptica en la imagen se incrementará. Para reducir la dosis es preferible un generador de alta frecuencia.

- Material del ánodo y filtración

Con el fin de disminuir la dosis en mama, aparte de los tubos más comunes con ánodo molibdeno, se fabrican tubos con ánodos de wolframio o ánodos con dos pistas de molibdeno y rodio. Los haces producidos en estos ánodos y filtrados con molibdeno, rodio o aluminio poseen mayor poder de penetración. Esto es debido a que la cantidad de radiación de frenado (a igualdad de kVp y mAs) producida en el wolframio o el rodio es mayor que la producida en el molibdeno y, además, tiene mayor energía promedio con

lo que aumenta su poder de penetración. Con estos haces la duración de la exposición puede acortarse y la dosis disminuye pero también se pierde contraste. Por ello, se recomienda usar ánodos de wolframio sólo cuando la mama es gruesa. En los ánodos con dos pistas (molibdeno y rodio) se puede seleccionar (o lo hace automáticamente el equipo) el material del ánodo y del filtro en función del espesor de la mama o de si se desea potenciar el contraste o reducir la dosis.

- *Tamaño de la mancha focal*

La corriente del tubo (mAs) es más baja cuanto más pequeño es el tamaño del foco. Esto implica aumentar los tiempos de exposición y con ello la dosis debido a la pérdida de reciprocidad. Las estrategias que permiten reducir la dosis cuando se obtienen imágenes magnificadas son las mismas que se comentaron para evitar la borrosidad cinética.

- *Compresión*

El grado de compresión es fundamental para reducir la dosis. Las pacientes tolerarían mejor las molestias de una compresión firme, si se les explica los grandes beneficios de reducción de dosis que comportan. Por ejemplo, la dosis en superficie para una mama de 4,5 cm. de espesor puede reducirse en un 40%, al disminuir su espesor a 4,0 cm. La dosis en tejido glandular disminuiría aproximadamente en un 20%.

- *Rejilla*

El uso de rejilla a igualdad de kVp duplica generalmente la dosis. Desafortunadamente, la rejilla está indicada cuando las mamas son muy densas o gruesas, que son las que más dosis reciben. Cuando se usa rejilla se recomienda aumentar la tensión en 1 ó 2 kVp con el fin de reducir el incremento de dosis. La rejilla se usa a veces indiscriminada y abusivamente debido al tiempo y molestias que son necesarios para retirarla y volverla a colocar. Los propios técnicos deberían de poseer la experiencia suficiente para decidir la conveniencia de su utilización. Una buena práctica podría ser la de indicar en cada mastografía si se ha utilizado o no la rejilla de tal forma que en exámenes posteriores se utilice la misma técnica.

Se puede prescindir de la rejilla en las situaciones siguientes:

- ▶ En las localizadas con más grado de compresión
- ▶ En las mamas muy grasas con espesores inferiores a 5 cm
- ▶ En las mamas de densidad intermedia que puedan comprimirse por debajo de 4 cm.
- ▶ En las técnicas de magnificación. En este caso es imprescindible eliminar la rejilla ya que el espesor de aire interpuesto entre la mama y la película atenúa la radiación dispersa. El uso de la rejilla lo único que hace es incrementar la dosis.

COMBINACIÓN CARTULINA-PELÍCULA

Las combinaciones cartulina-película más comúnmente utilizadas en mastografía pueden diferir en la exposición requerida hasta en un 40%. Diferencias similares pueden conseguirse modificando la temperatura y los tiempos de procesado. No siempre es fácil contar con una procesadora específica para mastografía en la que se adopten condiciones idóneas en cuanto a la calidad de la imagen y la dosis y resulta más sencillo elegir el sistema cartulina-película, que se considere más conveniente. Cuando se valora la posibilidad de cambiar de un sistema a otro de mayor sensibilidad y dosis más baja, deben tenerse en cuenta criterios de calidad de imagen. Para ello, resulta de gran utilidad comparar imágenes de la misma mama, obtenidas en las mismas condiciones, con el sistema cartulina-película actual y con el anterior.

CHASIS

La dosis es proporcional a la atenuación del chasis. Por ello cada vez que se reemplazan los chasis deteriorados conviene comparar la atenuación de los nuevos con la de los antiguos, ya que es frecuente que los fabricantes cambien su diseño y composición. Estas comprobaciones se llevan a cabo en los controles de calidad periódicos. Cada chasis nuevo debe numerarse y señalar la fecha de su primera utilización.

TÉCNICAS DE OBTENCIÓN DE LAS IMÁGENES

Los valores de dosis dependen de forma muy importante de la técnica utilizada en la obtención de la imagen. En las técnicas de contacto los principales factores son: la utilización de la rejilla, el kV seleccionado y el grado de compresión. Cuando se utiliza CAE, estos tres factores, aparte de las características del equipo, condicionan el tiempo de exposición. Medidas realizadas con maniqués demuestran que para un mismo espesor la dosis con 26 kVp es 1,4 veces superior a la impartida a 28 kVp a igualdad de densidad óptica de la imagen. Por ello, la elección de la tensión a la hora de obtener una imagen mastográfica ha de ser un compromiso entre un alto contraste y una baja dosis. Cuando se utiliza rejilla la tensión de trabajo más recomendada es 28 kV, mientras que con mamas pequeñas si se prescinde de la rejilla, el mejor equilibrio se consigue con 25 o 26 kV. En algunos equipos de alta frecuencia para potenciar el contraste se recomienda seleccionar 26 kV cuando se utiliza rejilla y las mamas no son demasiado gruesas ni densas. Esto es debido, como antes se ha comentado, a que el haz generado en estos equipos tiene una energía media más alta.

Densidad óptica

Si las técnicas empleadas en la obtención de la imagen y el procesado de la misma están optimizados, la densidad óptica de la película sólo puede aumentar cuando lo hace la exposición. En la mayoría de las combinaciones cartulina-película que actualmente se utilizan en mastografía, un aumento de 0,2 en la densidad óptica implica, en promedio, un aumento del 20% en la dosis. Por ello, la densidad óptica de la imagen ha de ser un compromiso entre un buen contraste y una baja dosis. En general, se recomiendan valores de densidad óptica comprendidos entre 1,2 y 1,5, en función del tipo de película que se utilice y de las preferencias del médico radiólogo. No obstante, está claro que el valor más adecuado debe decidirlo el médico radiólogo.

Resumen

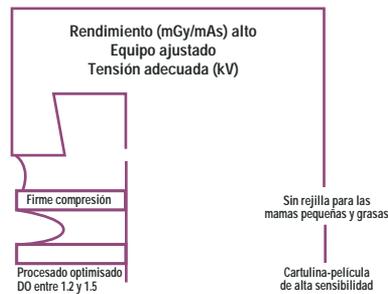
En resumen podemos decir que los métodos para disminuir la dosis en la mama son utilizar (*Figura 17*):

- ▶ Un equipo de rayos X con alto rendimiento (mGy/mAs) y bien ajustado
- ▶ Conjunto cartulina-película de alta sensibilidad
- ▶ Un procesado óptimo de la imagen

Una técnica de obtención de imágenes que, conservando la calidad de la imagen, contribuya a disminuir la dosis. Para ello se recomienda:

- ▶ Seleccionar 28 kV para las mamas de espesor y composición promedio y con las mamas pequeñas. Si la mama es muy gruesa, la tensión puede aumentarse hasta 30 ó 32 kV.
- ▶ Utilizar siempre firme compresión
- ▶ No utilizar la rejilla si la mama es pequeña y grasa. En este caso la tensión puede reducirse a 26 kV.
- ▶ Densidades ópticas de la imagen entre 1,2 y 1,5

Figura 18
MÉTODOS DE REDUCCIÓN DE DOSIS EN MASTOGRAFÍA



6. PROTECCIÓN Y SEGURIDAD RADIOLÓGICA EN EL DIAGNÓSTICO MÉDICO CON RAYOS X.

CON FECHA 4 DE AGOSTO DE 1997, EN EL DIARIO OFICIAL DE LA FEDERACIÓN SE EXPIDE LA SIGUIENTE: NORMA OFICIAL MEXICANA NOM-157-SSA1-1996, SALUD AMBIENTAL. PROTECCIÓN Y SEGURIDAD RADIOLÓGICA EN EL DIAGNÓSTICO MÉDICO CON RAYOS X.

MASTOGRAFÍA

- ▶ Todos los estudios de mastografía deben realizarse con equipos especialmente diseñados para ese fin. Se prohíbe el uso de equipos convencionales o modificaciones de éstos para realizar estudios de mama, así como el uso de xeromamografía.
- ▶ Queda prohibido utilizar equipos de mastografía con tubo de rayos X cuyo punto focal sea mayor de 0.4 mm.
- ▶ Únicamente pueden aplicar técnicas mastográficas los médicos radiólogos y aquellos técnicos radiólogos que hallan recibido capacitación en mastografía en una institución de salud reconocida por la Secretaría de Salud.
- ▶ En todo estudio mastográfico debe utilizarse compresor de mama
- ▶ En todas las proyecciones convencionales debe usarse la rejilla antidispersora y asegurar que la distancia foco imagen corresponda a la focalización de esa rejilla.
- ▶ En las proyecciones convencionales, el haz de radiación debe colimarse al tamaño de la película radiográfica. En las proyecciones amplificadas y cuando se usen compresores parciales, el haz de radiación debe limitarse a la zona de interés comprimida.
- ▶ En las proyecciones amplificadas no se debe usar un punto focal mayor a 0.1 mm ni rejilla antidispersora, ni utilizar factores de amplificación mayores a 1.8.
- ▶ Para pacientes menores de 20 años debe usarse un método alternativo, se puede emplear mamografía únicamente en casos analizados por un médico oncólogo certificado o con la prescripción del estudio.

- ▶ El revelado de placas mastográficas debe realizarse en un procesador automático de película y de preferencia en uno exclusivo ajustado para ese fin.
- ▶ La lectura de las placas mastográficas debe hacerse de preferencia en los negatoscopios diseñados especialmente para ese tipo de placas.

Los diferentes tipos de actividades que implican un riesgo de exposición a las radiaciones ionizantes, deben estar previamente justificados por las ventajas que proporcionan.

Todas las exposiciones se mantendrán de forma tal que la dosis sea lo más baja posible, teniendo en cuenta factores sociales y económicos (criterios ALARA).

La suma de las dosis recibidas y comprometidas no debe sobrepasar los límites de dosis establecidos.

PROTECCIÓN DEL POE

El titular no debe conceder ni utilizar compensaciones especiales o tratamientos preferenciales (salario adicional, jornada reducida, vacaciones adicionales, jubilación anticipada). El cumplimiento de las normas vigentes proporciona unas condiciones de riesgo equivalentes a las del trabajador no expuesto a radiaciones.

El médico radiólogo y el técnico radiólogo deben usar los dispositivos de protección con que cuenta el equipo de rayos X, durante la realización de los estudios radiológicos.

Durante los estudios de fluoroscopia deben extremarse las medidas de protección radiológica, especialmente aquellas asociadas con la protección de gónadas.

Los dispositivos mínimos indispensables de protección radiológica se establecen de acuerdo con el tipo de estudio a realizar, se debe utilizar dichos dispositivos con las siguientes características:

- ▶ Mandil con espesor equivalente de 0.5 mm de plomo cuando cubra el frente del cuerpo, o de 0.25 mm cuando cubra completamente el frente, los costados del tórax y pelvis.
- ▶ Guantes de compresión con espesor equivalente a 0.5 mm de plomo

- ▶ Guantes para intervención con espesor equivalente de 0.25 mm de plomo.
- ▶ Collarín para protección de tiroides con espesor equivalente de 0.5 mm de plomo.
- ▶ Anteojos para protección del cristalino, con cristales de espesor equivalente a 0.2 mm de plomo.

Durante los estudios fluoroscópicos de intervención que utilicen equipo con arco en C, todo el personal que participe debe usar mandil de 0.5 mm de plomo. Cuando se utilice un equipo móvil se debe mantenerse a distancia de 1.8 m del paciente y emplear un mandil plomado.

El titular debe establecer un programa de vigilancia radiológica ocupacional, que incluya a todo el POE y permita realizar evaluaciones anuales.

El programa de vigilancia debe incluir la actividad radiológica individual y contar con un servicio de dosimetría autorizado por la Comisión de Seguridad Nuclear y Salvaguardias. Cuando la vigilancia individual no sea procedente o factible se debe evaluar la exposición del trabajador.

Los médicos radiólogos y los especialistas, cuyo trabajo principal es la fluoroscopia, deben estar sujetos a vigilancia individual y tienen la obligación de portar un dosímetro personal durante su trabajo radiológico.

Los dosímetros personales deben portarse durante la jornada de trabajo y al término deben permanecer almacenados en un lugar adecuado.

El titular debe realizar la vigilancia médica del POE de acuerdo con la normatividad vigente.

Debe mantenerse un expediente de cada trabajador ocupacionalmente expuesto, de la constancia del equivalente de dosis total acumulada al término de la relación laboral y conservarse hasta 30 años después de terminada la relación laboral.

PROTECCIÓN DEL PACIENTE

Sólo bajo prescripción médica se podrá exponer a un ser humano a las radiaciones producidas por un equipo de rayos X y nunca por decisiones de carácter administrativo o de rutina. Se prohíbe la radiografía corporal total (ninograma). El médico radiólogo o el técnico radiólogo son responsables de que en cada estudio se utilice el equipo adecuado para la protección del paciente, que la exposición sea la mínima indispensable y se evite la repetición innecesaria de estudios.

Debe existir un Manual de Procedimientos Técnicos, autorizado conjuntamente por el titular y el responsable de la operación y funcionamiento, preparado de conformidad con las normas de protección y seguridad radiológica vigentes.

Durante la realización de los estudios radiológicos, el operador (médico radiólogo o técnico radiólogo) debe apegarse a lo indicado en el manual.

Durante el estudio únicamente el paciente debe permanecer en la sala, sólo en casos excepcionales, o para fines de entrenamiento podrá acompañarlo otra persona; este debe recibir instrucciones de lo que va a hacer y del riesgo que implica, con equipo adecuado (mandil, guantes, entre otros).

Durante la operación del equipo no deben permanecer personas ni pacientes en los vestidores anexos a la sala si no cuenta con el blindaje adecuado. Las puertas de acceso a la sala de rayos X deben permanecer cerradas durante el estudio.

Los equipos sólo podrán ser operados por las siguientes personas:

- ▶ Médicos radiólogos
- ▶ Técnicos radiólogos
- ▶ Personal del servicio técnico o encargado de realizar las pruebas de control de calidad del equipo.
- ▶ Personal en entrenamiento para la operación del equipo, bajo la supervisión de un médico radiólogo.

El paciente debe ser observado en todo momento y debe existir comunicación oral.

En todo estudio el haz de radiación debe limitarse al área de interés y ser siempre menor al tamaño de la película, de manera que el área expuesta sea la indicada en el manual de procedimientos técnicos.

En todo estudio en el que las gónadas del paciente queden a menos de 5 cm del campo de radiación, deben protegerse con un blindaje, excepto cuando el blindaje interfiera en el estudio o excluya información diagnóstica importante. Para los pacientes que presentan dificultad para permanecer quietos durante la exposición, el técnico debe usar inmovilizadores y adicionalmente emplear técnicas radiográficas rápidas.

La distancia foco-piel no debe ser menor de 30 cm.

Cuando el equipo no cuente con sistema automático de exposición, se debe utilizar un método para determinar el espesor del paciente y poder seleccionar la tensión (KV) adecuada. Para reducir la radiación dispersa, es obligatorio usar la rejilla antidispersora en los estudios realizados con equipo móvil y cuando la región anatómica en estudio tenga un espesor mayor de 12 cm.

Con el objeto de reducir la exposición del paciente, se debe utilizar en los estudios, la combinación Chasis-Pantalla-Película-Procesador, automático o manual.

Las películas radiográficas vírgenes deben almacenarse de canto y en las condiciones que se establecen en la NOM-156-SSA1-1996.

Las películas radiográficas deben procesarse utilizando exclusivamente el procedimiento y los reactivos aprobados en el manual de procedimientos técnicos.

Cuando el paciente sea una mujer con capacidad reproductora, el médico y el técnico radiólogo deben investigar la posibilidad de embarazo. En caso de duda se deben aplicar las medidas de protección radiológica a embarazadas.

Cuando una mujer embarazada requiera un estudio, el médico radiólogo debe sugerir al médico solicitante la aplicación de una técnica alternativa. De ser necesario el estudio radiológico, se deben usar las medidas de protección aplicables a fin de que el feto reciba la mínima radiación posible.

7. CRITERIOS GENERALES Y ESPECÍFICOS DE UNA INSTALACIÓN DE RAYOS X PARA MASTOGRAFÍA

En base a estas recomendaciones se establecen una serie de requisitos como:

Los mastógrafos son aparatos generadores de radiaciones ionizantes (rayos X), como consecuencia de su funcionamiento normal. Estos equipos, como cualquier equipo de rayos X, sólo producen radiaciones ionizantes cuando están conectados a la corriente eléctrica y si se realiza un disparo.

La utilización de los rayos X para diagnóstico médico causa unos riesgos, tanto para la mujer a la que se le hace el estudio mastográfico como para el personal profesionalmente expuesto, y el público en general, por lo que requiere de ciertas iindicaciones de seguridad destinadas a reducir la posible exposición a dichos rayos X; esto se reflejará en una serie de principios y recomendaciones comprendidas en lo que podemos llamar la Protección Radiológica.

REQUISITOS DE FUNCIONAMIENTO PARA EQUIPOS DE MASTOGRAFÍA

CON FECHA DEL 16 DE OCTUBRE DE 1997, EN CUMPLIMIENTO DEL ACUERDO DEL COMITÉ Y DE LO PREVISTO EN EL ARTÍCULO 47 FRACCIÓN I DE LA LEY FEDERAL SOBRE METODOLOGÍA Y NORMALIZACIÓN, SE PUBLICÓ EN EL DIARIO OFICIAL DE LA FEDERACIÓN LA NORMA OFICIAL MEXICANA NOM-158-SSA1-1996, SALUD AMBIENTAL. ESPECIFICACIONES TÉCNICAS PARA EQUIPOS DE DIAGNÓSTICO MÉDICO CON RAYOS X.

- ▶ El sistema radiográfico utilizado para obtener imágenes de la mama debe haber sido diseñado específicamente para este fin. Queda prohibido usar equipos convencionales normales o modificados.
- ▶ Control e identificación de factores técnicos
- ▶ El equipo debe contar con sistema luminoso para indicar la limitación del campo.
- ▶ El equipo debe contar con dispositivos indicadores de tensión, corriente, tiempo de exposición y emisión de radiación.
- ▶ Pruebas de control de calidad
- ▶ Las pruebas de control de calidad deben llevarse a cabo durante la instalación, después de realizar reparaciones al equipo y de manera rutinaria con una frecuencia de 6 meses.
- ▶ Tensión (KV)
- ▶ La diferencia entre el valor medido y el valor nominal de la tensión debe ser como máximo de $\pm 5\%$. En una serie de 10 exposiciones realizadas en idénticas condiciones, ninguna medida de la tensión debe diferir del promedio de las mediciones por más del 2 % de este promedio.
- ▶ Punto focal
- ▶ Los valores medidos de las dimensiones del punto focal deben estar dentro de los límites establecidos en el valor nominal del tamaño del punto focal no debe ser mayor que 0.4 mm.
- ▶ Coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación
- ▶ 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
- ▶ Calidad del haz (CHR).
- ▶ La CHR medida (usando aluminio tipo 1100) debe tener los valores mínimos indicados.
- ▶ Dosis en la glándula mamaria
- ▶ La dosis promedio glandular no debe exceder de 3 mGy
- ▶ Uniformidad en la velocidad de la pantalla intensificadora
- ▶ La diferencia entre la densidad óptica máxima y mínima en una exposición de un medio uniforme no debe exceder de 0.3.
- ▶ Defectos en la imagen

Las imágenes mastográficas no deben presentar defecto alguno.

La retirada de los equipos de rayos X defectuosos se efectuará por las empresas o entidades autorizadas por la secretaría de Industria y Energía las cuales procederán a la inutilización de los tubos.

POSICIONES EN MASTOGRAFÍA

Una adecuada posición es la clave para obtener una imagen óptima de la mama. Las técnicas de proyección han variado, dando como resultado avances en las unidades de mastografía y mayor conocimiento en la anatomía y movilidad de la mama, nuevos métodos han contribuido a incrementar la cantidad de tejido que se incluye en una mastografía, comprendiendo que la posición de la mama es específica para cada mujer y problema mamario (*Figura 19*).

El número de proyecciones hoy en día puede ser clasificado en tres categorías:

- ▶ La proyecciones estándar utilizadas en el tamizaje: craneocaudal (CC) y la mediolateral oblicua (MLO).
- ▶ Las proyecciones que ubican la posición exacta de una anomalía en la mama.
- ▶ Proyecciones utilizadas para definir la naturaleza de la anomalía.



Figura 19

COMPRESIÓN MAMARIA

- ▶ La mama debe de comprimirse hasta que el tejido esté tenso
- ▶ Se puede determinar el grado de compresión tocando la mama con un dedo por un costado; si la piel no se hunde el tejido está listo para el estudio.
- ▶ La compresión no debe ser dolorosa

Con esto se logra:

- ▶ Sacar tejido mamario lejos de la pared torácica
- ▶ Separar estructuras sobrepuestas
- ▶ Reducir borrosidad geométrica (reduce distancia objeto-película)
- ▶ Reducir borrosidad por movimiento
- ▶ Reducir radiación dispersa (al reducir el grosor de la mama)
- ▶ Reducir dosis de radiación

PROYECCIONES ESTÁNDAR

Cráneo caudal

- ▶ Colocar la mama en estudio en el lado medial
- ▶ Elevar el pliegue inframamario, ajustando la altura del receptor
- ▶ Usando ambas manos jalar la mama suavemente, colocándola encima del receptor.
- ▶ Dejar el pezón en perfil y centrado
- ▶ Dejar la mama opuesta sobre la esquina del receptor
- ▶ La paciente se inclina hacia delante con la cabeza hacia un costado del tubo.
- ▶ La piel debe deslizarse sobre la clavícula
- ▶ Jalar el tejido lateral sin perder tejido medial como maniobra de último minuto (compresión final).
- ▶ A un costado del cuerpo colocar el brazo en reposo, con el hombro en ligera rotación externa.

Con esta proyección se debe observar el tejido medial, subareolar, central y algo de lateral.

- Las ventajas que existen en la posición CC del lado medial son:

- ▶ Se observa con mayor precisión el tejido medial
- ▶ Se coloca la mama contralateral sobre la esquina del receptor
- ▶ El contacto visual con el paciente es más directo
- ▶ El brazo del técnico se coloca en la espalda de la paciente

- ▶ El técnico coloca su mano sobre el hombro de la paciente
- ▶ La piel se debe deslizar sobre la clavícula
- ▶ El tejido lateral se estira para disminuir los pliegues de la piel

- *Mediolateral oblicua*

- ▶ Se debe determinar el grado de oblicuidad del músculo pectoral (entre 45 y 60°).
- ▶ Jalar la mama y el músculo en dirección anterior y medial
- ▶ La esquina del receptor se ubica en la axila
- ▶ La paciente se debe girar hacia el receptor
- ▶ La mama se debe colocar hacia arriba y hacia delante
- ▶ El pezón debe estar paralelo y la mama centrada
- ▶ La compresión se aplica debajo de la clavícula en la esquina del compresor
- ▶ Abriendo el pliegue inframamario

- *En esta proyección se observa:*

- ▶ Todo el tejido mamario
- ▶ El tejido en 2 planos y
- ▶ Se obtiene una compresión máxima paralela al músculo pectoral

- *Criterios para considerar una buena técnica de estudio en la MLO*

- ▶ El músculo pectoral se debe encontrar a nivel del pezón
- ▶ El patrón del parénquima deberá observarse a 90°
- ▶ El pliegue inframamario debe estar demostrado
- ▶ La región axilar visible
- ▶ El pezón en perfil (nunca sacrificar tejido mamario para demostrar que el pezón está paralelo al receptor).
- ▶ Que el área glandular y adiposa se encuentren adecuadamente penetradas.

PROYECCIONES ADICIONALES

- ▶ Lateral a 90°
- ▶ Cono de compresión
- ▶ Magnificación
- ▶ Cranecaudal exagerada
- ▶ Escote
- ▶ Cola axilar
- ▶ Tangencial
- ▶ Giro

Lateromedial a 90° (ML)

El brazo del tubo deberá rotarse a 90° con el borde del receptor en relación a la horquilla esternal. Paciente en posición del esternón contra receptor, cuello extendido, mentón sobre receptor. Con el brazo hacia arriba descansando sobre el borde superior del receptor y el codo flexionado. El tejido mamario ubicado hacia arriba y adelante. Debiendo rotar a la paciente hasta que la mama esté en posición lateral, pezón en perfil y centrado, y aplicando presión sin comprimir el dorsal mayor abriendo el pliegue inframamario (*Figura 20*).



Figura 20

Mediolateral a 90° (ML)

El brazo del tubo se debe rotar a 90°, la esquina del receptor se ubica en la axila con el hombro relajado. El tejido mamario se ubica en dirección anterior y medial, levantado hacia arriba y adelante. La paciente se debe rotar hacia el receptor hasta que la mama se encuentre en posición lateral. El pezón debe encontrarse en perfil y centrado abriendo el pliegue inframamario.

- Indicaciones para la realización de las proyecciones laterales a 90°

Para demostrar:

- ▶ Calcificaciones
- ▶ Aire
- ▶ Niveles de líquido
- ▶ Localizar lesiones en plano sagital/ triangulación
- ▶ Eliminar sobreposiciones

De las proyecciones se elige la que asegura la menor distancia objeto en estudio- película.

Cono de compresión

Para mejorar la separación de tejido mamario y mejorar una compresión localizada, se reduce la distancia objeto-película; generalmente se combina con magnificación para mejorar la resolución y mejora la separación de los tejidos.

En la proyección donde se observa la zona en estudio, se debe medir la distancia desde la lesión al pezón. Se volverá a colocar a la paciente y nuevamente se mide desde el pezón a la zona en estudio aplicando una compresión local.

Esta proyección sirve para limitar el campo lesionado creando una imagen del sitio en estudio.

Craneocaudal exagerada (CCX)

Para observar lesiones profundas en la parte lateral de la mama, incluyendo la mayor parte de la cola axilar.

La técnica se realiza de la siguiente manera:

Se eleva el pliegue inframamario, girando a la paciente de forma lateral hacia el receptor y usando las manos, jalar suavemente la parte lateral de la mama y colocarla sobre el receptor. Si fuera necesario se debe angular el tubo 5 grados en dirección lateral y craneal para excluir la cabeza humeral y permitir una óptima compresión.

Proyección de escote (Ambas mamas comprimidas)

Este estudio nos sirve para observar la porción posterior de la mama medial y demostrar una lesión en un plano transversal.

Se debe colocar a la paciente de frente al equipo, con la cabeza rotada en sentido contrario del lado a estudiar, elevando los pliegues inframamarios de ambas mamas y ajustando la altura del receptor, posteriormente se colocan las mamas sobre el receptor, jalando suavemente todo el tejido medial de ambas en dirección anterior; el técnico puede ubicarse por detrás de la paciente o a un lado de la mama en estudio.

Cola axilar (CA)

Este estudio tiene como fin obtener una visión oblicua del aspecto lateral de la cola axilar y del aspecto lateral de la mama (*Figura 21*).

El estudio se realiza rotando el brazo del tubo hasta ubicar el receptor paralelo a la cola axilar/porción lateral de la mama (20° a 45°), haciendo que la paciente rote para poner la cola axilar en contacto con el receptor, colocando el brazo de la paciente por detrás del receptor, con el codo flexionado y la mano descansando sobre la manija.



Figura 21

Proyección tangencial (TAN)

El estudio se realiza para observar una lesión palpable lo más cercano posible sobre el tejido graso subcutáneo, para una mejor observación de los márgenes y establecer o excluir la presencia de microcalcificaciones en la piel.

Se debe colocar un marcador sobre la mama directamente por encima de la lesión; o zona palpable se debe rotar el tubo y el tejido mamario hasta que la marca esté en posición tangencial al haz de rayos X. La sombra del marcador debe apreciarse sobre el receptor.

- *Magnificación*

Su utilización tiene como propósito demostrar los márgenes de masas y microcalcificaciones, se debe alejar la mama de la película, lo que resulta en falta de nitidez geométrica (penumbra aumentada) (*Figura 22*).

Es necesario utilizar un punto micro-focal (0.1mm) para disminuir el aumento de penumbra. Se retira el "bucky", debido a que la magnificación emplea un espacio de aire que no permite a la radiación dispersa alcanzar la película.

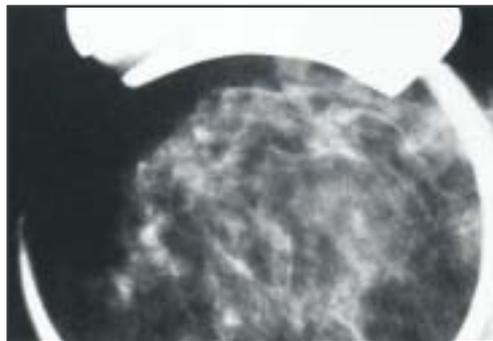


Figura 22

Proyección de giro

Sirve para separar el tejido mamario sobrepuesto y de esta manera confirmar la presencia de una anomalía. Este estudio define mejor una lesión y determina la ubicación de un hallazgo observado en una proyección estándar.

PROYECCIONES ESPECIALES

- ▶ Caudocraneal (cc) reversa
- ▶ Lateromedial oblicua
- ▶ Axilar

Caudocraneal (CC) reversa

Mejora la visualización de las lesiones en la parte superior de la mama, debido a una distancia reducida del objeto en estudio-película; proporciona una ruta más corta para una lesión inferior durante una localización preoperatoria con aguja y aumenta la cantidad de tejido mamario, visto en mamas masculinas y en mujeres con cifosis.

Rotar el brazo a 180°. Paciente de frente al equipo con una pierna por cada lado de la cabeza del tubo, elevar el pliegue inframamario. Ajustar altura del brazo para colocar el receptor en contacto con el borde superior de la mama y jalar suavemente el tejido mamario hacia delante. La mama está centrada sobre el receptor con el pezón en perfil.

Lateromedial Oblicua (LMO)

Con este estudio se mejora la visualización del tejido medial debido a la reducida distancia objeto en estudio-película. Aumenta la cantidad de tejido mamario visto en una mama masculina, en pacientes con cirugía a corazón abierto, paciente con marcapaso prominente y paciente con pectum excavatum.

Para la toma de este estudio se debe rotar el brazo al ángulo correspondiente con una dirección inferolateral superomedial, se debe ajustar la altura del receptor para centrar la mama. El paciente se deberá inclinar hacia delante con el esternón contra el borde del receptor y el brazo del paciente descansando sobre la superficie del receptor, con el codo flexionado jalando suavemente la mama hacia arriba y adelante; debe rotarse al paciente en dirección al receptor llevando todo el tejido lateral hacia delante. La mama deberá centrarse con el pezón en perfil aplicando una compresión en el músculo dorsal mayor abriendo el pliegue inframamario. Proyección inferolateral a superomedial (borde abajo y afuera).

Axilar (AP)

Este estudio se realiza con el fin de visualizar la axila del lado donde se realizó la mastectomía.

El paciente se coloca con su espalda contra el receptor, se debe rotar el brazo a 90 grados colocándose en abducción, con el antebrazo descansando sobre el brazo del equipo, ajustar la altura del receptor para incluir la mitad inferior de la cabeza humeral, toda la axila y el borde de la caja torácica.

Técnica: se debe usar técnica manual, si interesa ver tejido óseo, cambie el filtro y aumente el KVP a 37-40 KVP; si interesa ver tejido blando, utilice filtro de molibdeno a 30-36 KVP.

CASOS ESPECIALES

- ▶ Post-mastectomía
- ▶ Post-radioterapia
- ▶ Implantes

Post-mastectomía

Hacer proyecciones del lado mastectomizado produce controversia, aquellos que recomiendan este procedimiento pueden incluir una de las tres opciones siguientes:

- ▶ Proyección axial AP
- ▶ MLO-Proyección de la piel sobre la zona con mastectomía
- ▶ Proyección de compresión focal de cualquier área de duda

Post-radioterapia

Hay engrosamiento de la piel y edema por lo tanto:

- ▶ Se requiere menos compresión,
- ▶ Se requiere aumentar factores técnicos (KVP).

Implantes

Existe una técnica descrita por el Dr G.W. Eklund que supera las limitaciones impuestas por la presencia de implantes.

SE REQUIEREN 8 PROYECCIONES PARA EVALUAR TANTO LOS IMPLANTES COMO EL TEJIDO MAMARIO. SE REALIZAN LAS PROYECCIONES CC Y MLO CON IMPLANTES ADEMÁS DE LA CC Y MLO Y/O LATERAL DE 90° CON DESPLAZAMIENTO DE IMPLANTES PARA ESTO ÚLTIMO SIEMPRE SE UTILIZA TÉCNICA LIBRE POR LA ALTA DENSIDAD DEL SILICÓN. LA COMPRESIÓN SE LIMITA AL ESPESOR DEL IMPLANTE.

- ▶ Jale el tejido mamario por encima y adelante del implante a medida que vaya aplicando la compresión.
- ▶ El implante se retira hacia atrás contra la pared torácica
- ▶ La platina de compresión logra comprimir casi todo el tejido mamario libre.

Con lo anterior se favorece:

- ▶ Una mayor visualización del tejido mamario libre
- ▶ Una mayor y mejor compresión
- ▶ Una mejor definición de la imagen

8. MÉTODO PARA LA INTERPRETACIÓN MASTOGRÁFICA

BREAST IMAGING REPORTING AND DATA SYSTEM (BIRADS) DE ACUERDO AL COLEGIO AMERICANO DE RADIOLOGÍA (CAR).

Es una herramienta que proporciona una terminología clara y concisa, para uniformar el reporte mastográfico y que pueda ser entendido tanto por clínicos como por los médicos radiólogos.

La Clasificación del Colegio Americano de Radiología, BIRADS nos sirve para evitar confusión en el significado de la interpretación de las imágenes, así como orientación al clínico del seguimiento de las pacientes según los hallazgos mastográficos.

Para la elaboración de esta clasificación participaron las siguientes asociaciones e instituciones:

- ▶ Instituto Nacional del Cáncer
- ▶ Centros de Control y Prevención de Enfermedades
- ▶ Food and Drugs Administration
- ▶ Asociación Médica Americana
- ▶ Colegio Americano de Cirujanos
- ▶ Colegio Americano de Patólogos

Esta clasificación se divide en cinco secciones, que son las siguientes:

- ▶ Léxico de las imágenes mamarias
- ▶ Organización del reporte
- ▶ Sistema de codificación del reporte
- ▶ Código de patología
- ▶ Seguimiento y resultado del monitoreo

El léxico hace referencia al lenguaje que se utiliza para la interpretación técnica de las imágenes mastográficas, que sea del dominio de todos los radiólogos e integrantes del servicio de salud que participe en la atención de la mujer con patología mamaria.

La organización del reporte, al contar con un símbolo específico, nos facilita el conteo, diagnóstico y la organización de acciones específicas para cada una de las interpretaciones, dirigiendo las actividades con orden y prontitud.

El sistema de codificación consta de seis numerales (0,1,2,3,4 y 5) específicos que califican a cada estudio de acuerdo a su interpretación diagnóstica. Siendo éstas las que se mencionan a continuación.

BIRADS 0

Estudio no concluyente, que requiere de estudios adicionales de imagen para una interpretación adecuada (*Figura 23*).

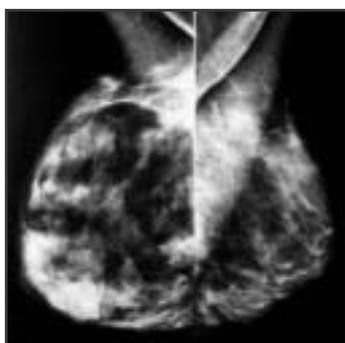


Figura 23

BIRADS 1

Estudio negativo o normal, donde se encontraron las estructuras sin daño aparente que requiere de la vigilancia a criterio del médico solicitante, siendo ésta un nuevo estudio cada año o cada dos años dependiendo de la edad y de los factores de riesgo de la mujer solicitante (*Figura 24*).

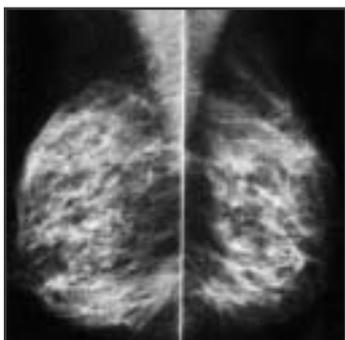


Figura 24

BIRADS 2

Estudio que presenta una imagen con lesión o lesiones de naturaleza benigna específica (quistes, fibroadenomas, etc.) que requieren seguimiento o tratamiento ocasional según indicación clínica o igual al BIRADS 1 (*Figura 25*).

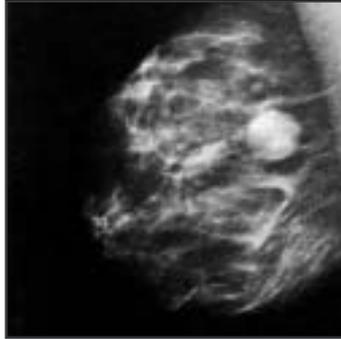


Figura 25

BIRADS 3

Estudio que en apariencia presenta una imagen probablemente benigna en un 97-100%, pero que no es concluyente, por lo que se debe realizar un seguimiento a base de estudios mastográficos cada 6 meses de la mama involucrada y anual de la contralateral durante 2-3 años para asegurar estabilidad y descartar malignidad (*Figura 26*).

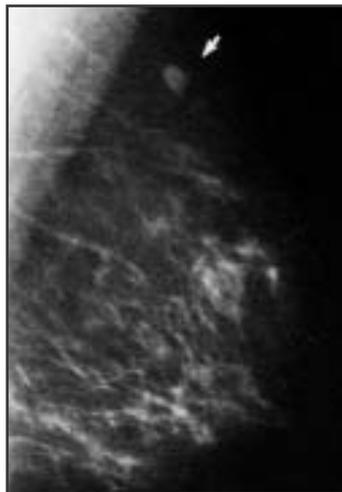


Figura 26

BIRADS 4

Estudio que presenta una imagen con apariencia de malignidad no contundente, por lo que se debe sugerir al médico tratante la realización de una biopsia para la confirmación citohistopatológica de la lesión detectada por imagen, que nos lleve a efectuar un tratamiento oportuno que asegure la salud y bienestar de la mujer (*Figura 27*).

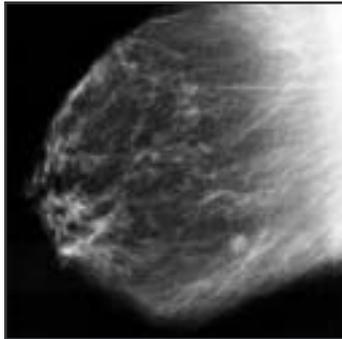


Figura 27

BIRADS 5

Estudio que presenta imágenes altamente sugestivas de malignidad (microcalcificaciones pleomórficas en grupo mayor de 5, imagen nodular irregular, distorsión de la arquitectura mamaria, etc.). En estos casos se recomienda la realización de una biopsia para hacer el estudio citohistopatológico en forma inmediata para corroborar el diagnóstico y llevar a cabo el tratamiento oportuno (*Figura 28*).



Figura 28

El código de patología hace referencia a las siglas con que se interpreta el diagnóstico patológico de un padecimiento específico, siendo éste un código nemotécnico utilizado por los patólogos.

Como ejemplo podemos nombrar ID que significa carcinoma ductal invasivo, o HDA que tiene un significado de hiperplasia ductal atípica.

SEGUIMIENTO Y RESULTADO DEL MONITOREO

Este seguimiento y control de los resultados se debe evaluar de acuerdo a un sin- numero de posibilidades creadas a partir del estudio mastográfico como una consecuencia específica en los casos de estudios falso positivos, falsos negativos, verdaderos positivos, verdaderos negativos, de acuerdo al valor predictivo positivo, al predictivo negativo y a la formación de carcinomas de intervalo.

Es importante hacer notar que la codificación de los BIRADS puede traer consigo un orden y una unificación, en cuanto a los criterios de interpretación mastográfica por los médicos radiólogos y los prestadores de salud involucrados en la atención de la mujer con enfermedad mamaria.

CONCLUSIONES

Este documento tiene el fin de servir como material de consulta para los médicos y técnicos radiólogos, sobre los aspectos de funcionamiento y manejo de los equipos de mastografía, así como la normatividad sobre el control de funcionalidad de las áreas y de protección del personal sobre el manejo de la radiación, los insumos, mantenimiento, control de calidad de los estudios y el cuidado de la mujer en la toma de estudios de mastografía en el servicio de radio diagnóstico.

El conocimiento adecuado en el manejo de información de los estudios puede establecer una conducta más rápida y eficaz, en el manejo del tratamiento oportuno de las mujeres con enfermedad mamaria maligna y establecer mejores parámetros entre el médico radiólogo y el grupo que participa en el tratamiento, que van desde el médico familiar hasta los grupos de apoyo, pasando por los especialistas cirujanos y oncólogos complementándose con mejores técnicas de atención y manejo.

9. Anexos

Tabla 1

MASTOGRAFIA Y PANORAMICA DENTAL
No se requiere, siempre y cuando el dispare se efectúe desde una zona protegida.

MASTOGRAFIA	
Dosis glandular media por proyección craneocaudal*	
1 mGy (sin rejilla)	3 mGy (con rejilla)

Espesor de la mama	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	6.5	7.0
DgN	0.2	1.95	1.75	1.55	1.4	1.25	1.15	1.05	0.95

*Donde el espesor de la mama se expresa en cms., DgN en mGy por 2.58 X 10.4 CKg.1 (Dg por tanto se optendrá en mGy).

Tabla 2

TOLERANCIAS EN LAS DIMENSIONES DEL PUNTO FOCAL		
Punto focal (Valor nominal)	Dimensiones del punto focal Valores permisibles (mm)	
mm	Ancho*	Largo**
0.1	0.10 - 0.10	0.10 - 0.15
0.15	0.15 - 0.15	0.15 - 0.23
0.2	0.20 - 0.20	0.20 - 0.30
0.25	0.25 - 0.25	0.25 - 0.38
0.3	0.30 - 0.30	0.45 - 0.65
0.4	0.40 - 0.40	0.60 - 0.85
0.5	0.50 - 0.50	0.70 - 1.10
0.6	0.60 - 0.60	0.90 - 1.30
0.7	0.70 - 0.70	1.00 - 1.50
0.8	0.80 - 0.80	1.10 - 1.60
0.9	0.90 - 0.90	1.30 - 1.80
1.0	1.00 - 1.00	1.40 - 2.00
1.1	1.10 - 1.10	1.60 - 2.20
1.2	1.20 - 1.20	1.70 - 2.40
1.3	1.30 - 1.30	1.90 - 2.60
1.4	1.40 - 1.40	2.00 - 2.80
1.5	1.50 - 1.50	2.10 - 3.00
1.6	1.60 - 1.60	2.30 - 3.10
1.7	1.70 - 1.70	2.40 - 3.20
1.8	1.80 - 1.80	2.60 - 3.30
1.9	1.90 - 1.90	2.70 - 3.50
2.0	2.00 - 2.00	2.90 - 3.70
2.2	2.20 - 2.20	3.10 - 4.00
2.4	2.40 - 2.40	3.40 - 4.40
2.6	2.60 - 2.60	3.70 - 4.80
2.8	2.80 - 2.80	4.00 - 5.20
3.0	3.00 - 3.00	4.30 - 5.60

*Ancho: corresponde a la dimensión perpendicular al eje ánodo-cátodo.

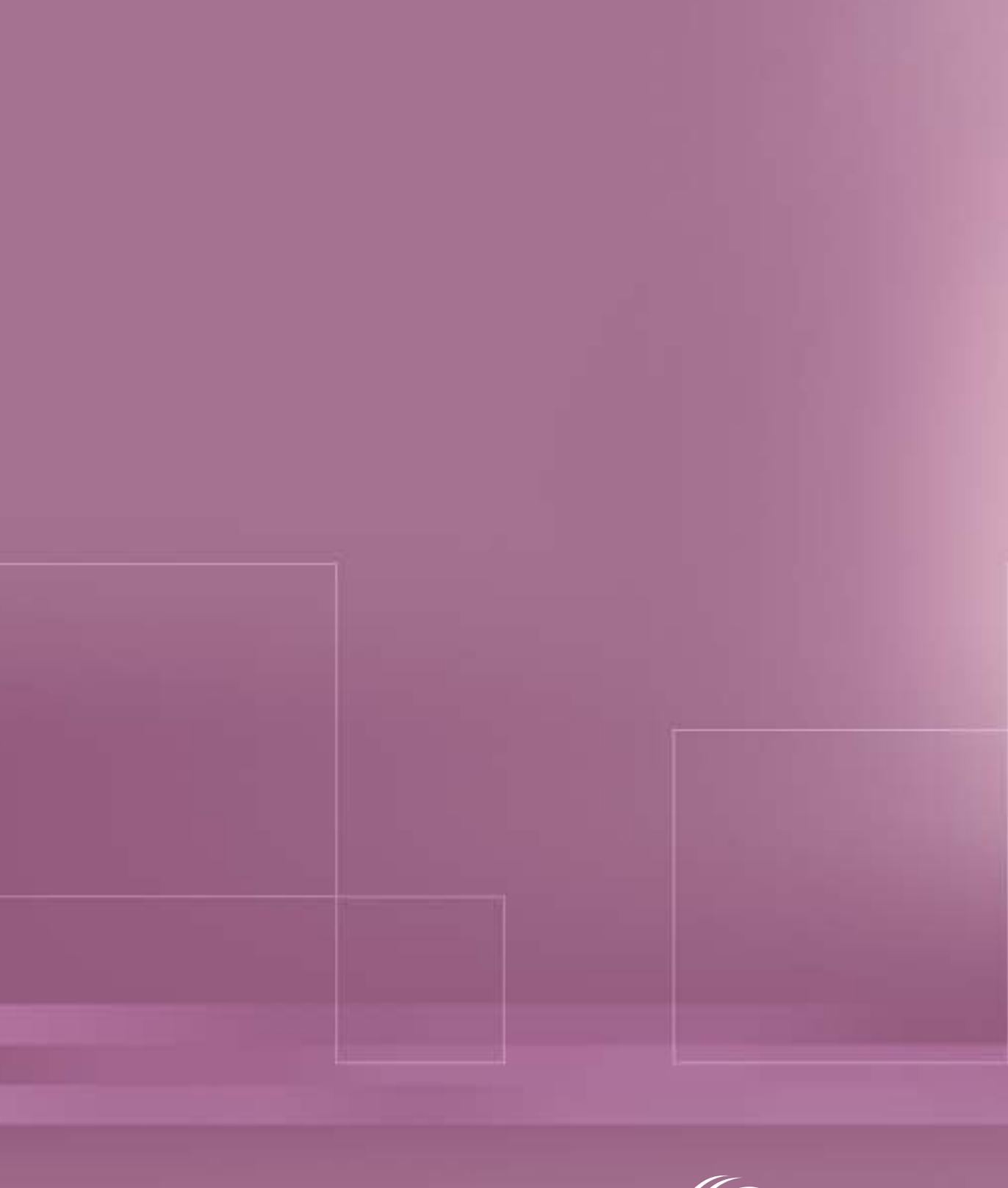
** Largo corresponde a la dimensión paralela al eje ánodo-cátodo.

Tabla 3

VALORES MÍNIMOS DE CHR PARA DIFERENTES TENSIONES DE OPERACIÓN DEL TUBO		
Tensión en el tubo de Rayos "X" (kV)		Capa hemirreductora Mínima (mmAl)
Intervalo nominal de operación	Tensión medida	
Menor de 51	30	0.3
	40	0.4
	50	0.5
De 51 a 70	51	1.2
	60	1.3
	70	1.5
Mayor de 70	71	2.1
	80	2.3
	90	2.5
	100	2.7
	110	3.0
	120	3.2
	130	3.5
	140	3.8
	150	4.1

10. Bibliografía

1. Control de Calidad en Mamografía .-Chevalier del Río Margarita y Col.- Xunta de Galicia Consellería de Sanidade, Dirección Xeneral de Saúde Pública.- Grafisant, s. l.- Santiago de Compostela, 2 de Octubre de 1995.
2. La Mama en Imagen.- Kopans Daniel B.- Editorial Marban , S.L.- Edición 2a. en español; Madrid, España, 1999.
3. *Kodak min-r quality Control Program. Quality Control for Mammography, 1991.*
4. Proyecto de Norma Oficial Mexicana PROY-NOM-041-SSA2-2000, Prevención, diagnóstico, tratamiento , control y vigilancia epidemiológica del cáncer de la mama publicado en el Diario Oficial de la Federación el 23 de abril del 2001.
5. Norma Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996, Salud Ambiental. Especificaciones Técnicas para Equipos de Diagnostico Médico con Rayos X. Publicada en el Diario Oficial de la Federación el 17 de octubre de 1997.
6. Norma Oficial Mexicana NOM-157-SSA1-1996, Salud Ambiental Protección y Seguridad Radiológica en el Diagnóstico Médico con Rayos X. Publicada en el Diario Oficial de la Federación el 15 de enero de 1997.
7. K. Flobbe y Cols., *The diagnostic value of ultrasonography as adjunct to mammography and clinical examination in breast cancer detection, Maastricht University Hospital, Radiology, Maastricht, NL; 2001.*
8. R. Palumbo y Cols, *Primary male breast carcinoma: actually a worse prognosis compared to female?; Fondazione S. Maugeri - I.R.C.C.S. 2001. Rev. Europe An Journal of Cancer Vol. 37, Suppl. 6, Oct. 2001, pag. 168.*
9. R.J. Burcombe y Cols., *Comparison of clinical, radiological and pathological assessment of response to neoadjuvant chemotherapy for primary breast cancer; Mount Vernon Hospital, 2001. Rev. Europe An Journal of Cancer Vol. 37, Suppl. 6, Oct. 2001, pag. 181.*
10. A. Paredes López, J. Agüero B., Sensibilidad, especificidad y valor predictivo del examen físico y de la mamografía en el diagnóstico preoperatorio de cáncer de mama; Revista de Cancerología Vol. 41, 2 abril-junio, 1995.



www.salud.gob.mx