MAMOGRAFIA: KVP, FOLIO-PELICULA, DENSIDAD OPTICA Y MAGNIFICACION EN LA RUTINA CLINICA

Mauricio Vergara E., MSc

Departamento de Radiología, Vidaintegra (Banmédica)

Abstract: A number of different parameters required for a good mammography are described. Results were optimized to reduce the risk of the patient especially if this study is used as a screening examination.

Key words: Mammography, X-ray technic.

Resumen: Se revisan los diferentes parámetros necesarios para una buena calidad del estudio mamográfico optimizando sus resultados, para someter a la paciente al menor riesgo posible, especialmente considerando, que en la mayoría de las veces, este estudio es usado como examen de tamizaje.

Palabras claves: Mamografía, Técnica radiológica.

Introducción

Mamografía es sin duda la técnica radiológica de mayor exigencia en los parámetros convencionales de imagenología: resolución espacial y contraste, consecuencia del tipo de tejidos y tamaños de las estructuras que queremos visualizar. Aún más, su uso creciente como método de tamizaje en cáncer de mama impone el requisito adicional de alta consistencia de sus imágenes.

Calidad constante en las imágenes de un paciente a otro y para un mismo paciente, en oportunidades sucesivas, son obviamente indispensables. En otras palabras, la resolución espacial y ennegrecimiento de las imágenes deben ser constantes para mamas de diferentes espesores (30 a 80 mm) y calidades (tejidos graso, músculo y adiposo). Y esto no es todo: en tamizaje de cáncer de mama estamos irradiando a mujeres asintomáticas (no pacientes), con una bajísima probabilidad inicial de un diagnóstico médico que genere un beneficio real al sujeto del examen y una probabilidad mayor de un costo innecesario (falsos positivos y biopsias negativas, falsos negativos y diagnósticos tardíos).

Esta problemática debe equilibrarse con el dato

adicional de que la imagen mamográfica, obtenida en condiciones subóptimas, implica una dosis significativa a las mamas con posibles consecuencias a largo plazo.

En esta presentación se revisan las modalidades de operación de un mamógrafo para una calidad y confiabilidad máximas en la rutina clínica. Esta revisión incorpora la información más reciente de la literatura especializada⁽¹⁻⁵⁾ y los productos disponibles en el mercado.

La energía de fotones

Como en todo sistema radiológico, la imagen mamográfica requiere primero de un haz de fotones con la energía suficiente para atravesar los tejidos de la mama y capacidad de diferenciarlos (coeficiente de atenuación lineal). Amplia experiencia clínica y física muestran que esta energía fotónica se obtiene con tensiones en el rango de 25 a 35 kVp, en tubos de rayos X con blancos (*target*) y filtros de Molibdeno (Mo). Con una tensión de 28 kVp, un tubo de Mo entrega una mayor proporción de fotones con energías características de 18 y 20 keV (*Figura 1*) capaces de generar un alto contraste (diferentes coeficientes de atenuación) en los tejidos propios de la mama; los fotones de energías superiores a los 20 keV son absorbidos por el filtro de Mo. Este espectro óptimo no es posible obtenerlo con blancos de Tungsteno (W); de aquí que su uso en mamografía (con ventana de Be) está prácticamente discontinuado.

Si aumentamos la tensión en kVp del tubo, el espectro de energías fotónicas en keV se desplaza en la misma dirección y su capacidad de atravesar la mama aumenta. A su vez, las diferencias entre los coeficientes de absorción de los tejidos mamarios disminuyen (*Tabla I*) y, por lo tanto, también se reduce el contraste entre tejidos. Por el contrario, si reducimos la tensión, las energías fotónicas disminuyen, aumenta el contraste y se reduce la penetración. Aún más, con tensiones bajas, aumenta la proporción de fotones dispersados y se degrada la resolución espacial. De este análisis y una amplia experiencia clínica, resulta el compromiso práctico de operar los tubos de mamografía con tensiones cercanas a los

Vergara M. Mamografía: kVp, folio-película, densidad óptica y magnificación en la rutina clínica. *Rev Chil Radiol* 2002; 8: 33-36.

Correspondencia: Mauricio Vergara E. Luis Thayer Ojeda 166 Of. 706. Providencia. Santiago de Chile.

Figura 1.

28 kVp, en condiciones de espesor y constitución promedio de la mama. Este es también uno de los argumentos para irradiar la mama bajo fuerte compresión: reducir el camino a recorrer por los fotones y aumentar así su penetración sin recurrir a un aumento de su energía. El segundo argumento para la compresión es reducir los movimientos.

Respecto al diseño del tubo, la exigencia de visualizar estructuras con dimensiones del orden de los milímetros, implica diseños de blanco y filamentos que conformen "focos" con diámetros (*spot size*) en el rango de 0.6 a 0.1 mm. Esta geometría es, teóricamente, compatible con las resoluciones espaciales requeridas, pero esta se degrada fuertemente por la gran proporción de fotones dispersos, que se generan con nuestro bajo espectro de energías al interactuar con los tejidos de la mama. Esta situación obliga a utilizar grillas (*grids*) móviles de calidad compatible con estas energías: fibra de carbón y razón 5:1.

El contraste fotográfico

El haz de fotones se optimizó para entregar una distribución espacial fuertemente sensible a las diferentes calidades (coeficientes de absorción) y dimensiones lineales (resolución espacial) de los tejidos mamarios. Ahora corresponde registrar fielmente esta distribución en condiciones visibles para el ojo humano. La película fotográfica tiene la resolución espacial y tonalidades de grises para lograrlo. Sin embargo, su capacidad de captura de fotones y registro químico es óptima para fotones de energías luminosas (eV) y muy reducida para fotones en el rango de 10 a 20 keV: ellos atraviesan fácilmente la emulsión y base fotográficas, sin interactuar con ellas. La experiencia radiológica sugiere el uso de folios (láminas fosforadas), con un alto coeficiente de absorción para fotones de energías en el rango de los keV y una fuerte emisión de fotones visibles: velocidad (*speed*) del folio. Son estos fotones visibles, generados por el fósforo del folio los que se registran en el medio fotográfico.

Tabla I. Coeficiente de absorción vs energía fotónica

keV	Coeficiente absorción		
	Agua	Músculo	Diferencia %
30	0.337	0.342	1.46
40	0.248	0.249	0.04

Comparados con los sistemas folio-película convencionales (Figura 2), los sistemas mamográficos cuentan con un solo folio posterior y la película contiene emulsión también en un solo lado de la base. Este arreglo explota la alta eficiencia del fósforo para bajas energías y reduce la degradación intrínseca al folio. Aún más, los fabricantes de película han logrado manipular el tamaño de los granos de la emulsión y su constitución química para concentrar la escala final de grises en rangos óptimos: latitud y contraste. En la Figura 3 se muestran las respuestas de los sistemas MIN-R+MIN-RL y MIN-R2000 de Kodak medidas en nuestro servicio.

Figura 2.

Figura 3.

El exposímetro automático

En radiología general y, más aún, en mamografía, es fundamental que estructuras similares se representen fotográficamente con tonalidades de grises también similares. Ello permite hacer comparaciones de un paciente a otro, o de uno mismo en diferentes oportunidades, en forma confiable. Esto es, que imágenes similares representen condiciones anatómicas similares y el radiólogo puede en-

tonces emitir juicios también similares. En particular, condiciones anatómicas como el espesor del paciente/órgano, que no tiene implicancias patológicas en este tipo de estudio, no debe impactar la calidad de la imagen.

Fotográficamente, este requisito se traduce en que todas las imágenes deben registrarse con un mismo rango de grises. Ello permite establecer patrones de distribución de grises que denominaremos normales y, desviaciones de estos patrones, identificarlas como representativas de situaciones anatómicamente patológicas. Ahora bien, es sabido que la extensión de las reacciones químicas de la emulsión fotográfica o, su equivalente óptico el rango de grises, depende (para una misma energía fotónica: luz visible) sólo de la cantidad de fotones que absorbe la emulsión (ley de reciprocidad fotográfica) y no del tiempo requerido para acumular esa cantidad de energía. En otras palabras, si logramos que todas las imágenes se registren con un mismo número total de fotones, su escala de grises será homogénea. En la práctica radiológica y mamográfica esto se logra instalando, detrás de la película un contador de fotones (cámara de ionización) que interrumpe el circuito que activa al tubo para un nivel de fotones preestablecido o su equivalente en rango de grises (Figura 4). Dependiendo de la extensión (no el espesor) de la mama, la ubicación relativa de la cámara puede desplazarse para una zona representativa de cada mama. Su ubicación extrema para mamas pequeñas es en el borde pectoral de la cubierta que soporta la mama (y la grilla más sistema folio-película), desplazándose en la dirección del pezón de la mama para tamaños mayores de esta (Figura 5).

La "ley de reciprocidad" entre cantidad de fotones (medidos en mA) y tiempo de exposición (medido en s) para un tono de gris dado, no se cumple en mamografía para tiempos de exposición superiores a 1 segundo (Tabla II). En mamografía de contacto es posible, con tensiones cercanas a 28 kVp, lograr tiempos menores al segundo y, por lo tanto, una operación de la cámara de ionización consistente con los tonos de gris en la película. Esta situa-

Figura 4.

Figura 5.

Tabla II: Falla de la ley de reciprocidad

mAs	Tiempo de Exposición (seg)	Densidad Optica (OD)
63	0.9	1.38
63	2.5	1.18
80	1.1	1.71
80	3.2	1.43
100	1.4	1.96
100	4.0	1.68

ción se torna crítica en mamografía de magnificación, donde los tiempos de exposición superan fácilmente el segundo.

La práctica clínica ha establecido el estándar de 1.25 OD (incluyendo lectura basal), medida en la película en una posición, a lo largo de su eje central, a 4 cm del borde torácico, para una exposición en el fantoma RMI-152 de 5 cm de espesor. La cantidad de fotones que salen del fantoma, e inciden en un folio-película en particular, necesario para lograr esa densidad óptica en la película es el dato que almacena la memoria del mamógrafo para interrumpir el haz de radiación. Este dato, obviamente, depende del tipo de folio-película utilizado. Los mamógrafos incluyen dos o más memorias (opción *film-screen*) para almacenar más de una opción.

Magnificación

En mamografía de magnificación la mama está próxima al tubo de rayos X y el sistema folio-película se separa notablemente de la mama. El intervalo de aire que se crea entre la mama y el sistema de registro reduce notablemente la contribución de radiación dispersa de la mama al folio-película, haciendo innecesario el uso de la grilla. Esta geometría reduce el ruido y mejora la resolución espacial "aparente" (Figura 6) en comparación con la mamografía de contacto (no-magnificación). Por otro lado, en magnificación aumenta la penumbra asociada al tamaño del foco (Figura 7); ello obliga a incorporar en el tubo un foco fino con diámetros del orden de los

Figura 6.

0.1 mm. Ello reduce la corriente mA que puede utilizarse (25 mA para 27 kVp), para compensar las limitaciones de carga propias del tubo, obligando a un aumento notable en el tiempo de exposición. A su vez, ello nos pone fuera del rango útil donde se cumple la ley de reciprocidad entre corriente y tiempo (Tabla I) y excluye el uso de la cámara de ionización para normalizar los tonos de grises en la película. Además, aumenta el riesgo de movimientos del paciente.

Una solución práctica a este compromiso es aumentar la tensión kVp del tubo, con lo cual aumenta el flujo de fotones de la mama al sistema folio-película. Sin embargo, ello implica un menor contraste radiográfico: disminuye la diferenciación de los coeficientes de absorción para los tejidos mamarios y aumenta la dispersión en la dirección de los fotones originales.

Trabajos recientes de McParland⁽⁶⁾ muestran que, en la práctica clínica, el uso de tensiones de tubo cercanas a los 34 kVp no genera distorsiones significativas de calidad en magnificaciones y reduce los tiempos de exposición de 3 a 1 segundo para densidades ópticas de 1.25 OD y el folio-película Min R+Min RM. Una segunda estrategia, complementaria al aumento de la tensión del tubo, es utilizar el sistema folio-película Min R 2000, que ofrece una velocidad 1.70 veces superior al sistema convencional Min-RM+Min-R. En estas condiciones es posible implementar el modo de exposición automático en magnificación, para mayor simplicidad operacional. Pruebas realizadas en nuestro equipo mostraron que con 27 kVp, foco 0.1 mm y corriente de 25 mA se obtuvo una imagen magnificada en 1.5 y cámara ajustada para 1.25 OD en 3.03 segundos. Con una tensión de 34 kVp y el resto de los parámetros iguales, el tiempo de exposición fue de 0.96 segundos. Ambas imágenes eran indistinguibles en resolución y contraste. Es claro que las imágenes magnificadas (independientemente de la tensión del tubo) tienen menor definición que las de contacto debido a su mayor penumbra (Figura 7).

Figura 7.

Conclusiones

Con estos antecedentes, nuestro protocolo de mamografía establece una tensión de tubo de 27 kVp en un fantoma de 50 mm. En mamas comprimidas con espesores inferiores a 45 mm, reducimos la tensión a 26 kVp y en mamas comprimidas con espesores superiores a 60 mm aumentamos la tensión a 28 kVp. Los tiempos de exposición son determinados automáticamente por la cámara de ionización (modo AEC). Esta se calibró para un ennegrecimiento de 1.25 DO (incluyendo base) en un sistema folio-película MinR+MinRL. Este protocolo de kVp cuasi-fijo permite explotar al máximo las diferencias en los coeficientes de absorción de los tejidos mamarios para tensiones menores a 30 kVp. Estas tensiones y folio-película simplifican notablemente la operación rutinaria, con latitud y contraste suficientes para una calidad homogénea de imágenes y mínimas repeticiones en todas las variantes de espesor y constitución de mamas que se presentan en la rutina clínica.

En magnificación, estamos evaluando clínicamente la opción de 34 kVp, folio-película Min R+Min R2000 y exposición automática, respetando la ley de reciprocidad.

Bibliografía

1. Hendrick RE, editor. Mammography Quality Control Manual. American College of Radiology, 1994.
2. McParland BJ, Boyd MM. A comparison of fixed and variable kVp technique protocols for film-screen mammography. Br J Radiology 2000; 73: 613-626.
3. Meeson S, Young KC, Ramsdale ML, Wallis MG, Cooke J. Analysis of optical density and contrast in mammograms. Br J Radiology 1999; 72: 670-677.
4. Meeson S, Young KC, Cooke J. Skin edge perception in mammograms: a comparison of two film-screen combinations. Br J Radiology 2000; 73: 370-375.
5. McParland BJ. Image quality and dose in film-screen magnification mammography. Br J Radiology 2000; 73: 1068-1077.