

Dr. Enrique Gaona*
 Dra. Wendy Perales Corona**
 Dr. Jesús Gabriel Franco Enriquez*
 Dra. Nelly Molina Frechero*
 Dr. Gregorio Gaona Castañeda***

Optimización de la calidad de imagen en la mamografía analógica y su comparación con la mamografía digital

RESUMEN

Introducción. El objetivo del estudio fue evaluar la calidad de las imágenes de escrutinio en los sistemas de mamografía digital de campo completo (FFDM), ubicados en el área metropolitana de la Ciudad de México, y compararla con un sistema optimizado de mamografía de pantalla-película (FSCM). En México la tasa actual de mortalidad por cáncer de mama constituye un problema de salud pública y se ha convertido en la primera causa de muerte entre las mujeres mexicanas. El principal objetivo de la mamografía es facilitar la detección del cáncer de mama en un punto temprano de su historia natural.

Material y métodos. El muestreo fue realizado en 10

servicios de mamografía que usan sistemas de mamografía digital de campo completo de diferentes marcas y modelos. Además, se incluyó un servicio de mamografía con sistema optimizado de mamografía de pantalla-película. La evaluación de la calidad de las imágenes se realizó con maniquí y con el sistema de puntuación del *American College of Radiology* (ACR).

Discusión. En la evaluación de la calidad de imagen los sistemas FFDM presentan un puntaje menor que el sistema FSCM. Dos sistemas FFDM tuvieron una calidad de imagen menor a la establecida por la *Food and Drug Administration* (FDA) y por el ACR. De las imágenes de los sistemas FFDM 40% presenta artefactos y falta

de homogeneidad durante la adquisición, procesamiento o impresión; estos constituyen los principales problemas en la calidad de las imágenes en los sistemas FFDM.

Conclusión. En general la calidad de imagen en el sistema FSCM, con un programa de control de calidad, fue igual o superior a los sistemas FFDM sin programa de control de calidad. La dosis glandular media (AGD) fue menor al límite de 3.0 mGy para ambos sistemas (FSCM y FFDM).

Palabras clave: calidad de imagen, mamografía digital, mamografía analógica.

Continúa en la pág. 4

Universidad Autónoma Metropolitana-Xochimilco*
 Calz. del Hueso 1100, Col. Villa Quietud, 04960 México, D.F.

**Hospital General IDr. Manuel Gea González†

***Hospital Angeles Pedregal

Correspondencia: Dr. Enrique Gaona: gaen1310@correo.xoc.uam.mx

Introducción

El objetivo del estudio fue optimizar la calidad de imagen de un sistema de mamografía de película-pantalla conocido como mamografía analógica (FSCM) y comparar su calidad de imagen con la de sistemas de mamografía digitales directos de campo completo (FFDM) durante las prácticas de mamografía de tamizado.

El cáncer de mama es el más común y mortal entre las mujeres en todo el mundo y su incidencia en mujeres menores de 50 años se ha incrementado.¹ La mortalidad del cáncer de mama constituye un problema de salud pública en México y, de acuerdo con las estadísticas del Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), es el cáncer que causa más muertes entre las mujeres mexicanas a partir del 2007.^{2,3} Uno de los métodos de diagnóstico más importantes en la detección precoz del cáncer de mama es el tamizado mamográfico (de escrutinio) con una calidad de imagen alta. El tamizado mamográfico con imágenes de alta calidad ha resultado eficaz en la reducción de la mor-

ABSTRACT

Introduction. The purpose of the study was to evaluate the quality of screening images in full field digital mammography (FFDM) systems located in the Mexico City metropolitan area, and compare it with an optimized film-screen mammography (FSCM) system. In Mexico, the current rate of mortality due to breast cancer constitutes a public health problem and has become the leading cause of death among Mexican women. The primary purpose of mammography is to facilitate detec-

tion of breast cancer at an early stage of its natural history.

Material and methods. Sampling was performed at 10 mammography services that use full field digital mammography systems of different makes and models. Also, a mammography service with an optimized film-screen mammography system was included. Image quality was evaluated with a manikin and with the American College of Radiology (ACR) scoring system.

Discussion. In the evaluation of image quality, FFDM systems obtained lower scores than the FSCM system. Two FFDM systems had image quality lower than that established by the Food and Drug Administration

(FDA) and by the ACR. Of the images from the FFDM systems, 40% present artifacts and lack of uniformity during acquisition, processing, or printing; these are the main quality issues in images from FFDM systems.

Conclusion. In general, image quality in the FSCM system, with a quality control program, was equal or superior to that obtained in FFDM systems without a quality control program. The average glandular dose (AGD) was below the 3.0 mGy limit for both systems (FSCM and FFDM).

Key words: image quality, digital mammography, analog mammography.

talidad por cáncer de mama en mujeres con edades de 40 a 69 años.^{4,5} Los países con programas de tamizado mamográfico han tenido una marcada disminución en la tasa de mortalidad por cáncer de mama en las últimas dos décadas.⁴

Los signos radiológicos del cáncer de mama incluyen alteraciones en el pecho como tumores que atenúan un poco más a los rayos X que el tejido normal circundante, pequeñas microcalcificaciones, asimetría entre los dos senos y distorsión de la arquitectura de los patrones del tejido. Para detectar el cáncer de mama con precisión, y en la etapa más temprana posible, la imagen radiológica de la mama debe tener un contraste excelente para revelar las densidades de los tumores y de las estructuras fibrosas espiculadas características de cáncer. Además, la resolución espacial (nitidez) debe ser excelente para revelar las calcificaciones, su número y su forma.¹

La mamografía analógica (FSCM) ha sido instituida como una herramienta eficiente para la detección y diagnóstico radiológico del cáncer de mama; ha contribuido a reducir la tasa de mortalidad y es la técnica más utilizada en México pues tiene las ventajas de ser relativamente barata y accesible.

La FFDM ha sido desarrollada para superar ciertas limitaciones técnicas de los sistemas FSCM; entre otras: a) latitud de exposición limitada de la película; b) deterioro de la respuesta de la película en exposiciones altas y bajas; c) falta de flexibilidad para ajustar el brillo y el contraste de la imagen y rígida vinculación de estos

a los niveles de exposición a rayos X; d) ineficiencia en la utilización de la dosis de radiación incidente; e) ruido asociado a la granularidad de la película y a la estructura de la pantalla; f) ineficiencia de los métodos en la reducción de la radiación dispersa; g) limitaciones en la optimización de imágenes; h) inconvenientes en el almacenamiento y recuperación de imágenes; i) problemas con la disposición de los desechos químicos. La mamografía digital ha sido sometida a una extensa evaluación, tanto de sus aspectos técnicos como los clínicos, incluyendo las comparaciones entre mamografía digital y mamografía convencional.^{4,6}

Adicionalmente, las ventajas potenciales de la mamografía digital incluyen: a) exactitud mayor en el diagnóstico en mamas densas; b) rendimiento mayor en la adquisición de imágenes; c) menores dosis al paciente; d) capacidad para difundir imágenes para su visualización en múltiples ubicaciones; e) eliminación de problemas relacionados con el procesamiento químico (ambiental, salud laboral, gastos relacionados con el desecho de las películas y transformación química); f) archivo de imágenes mejorado y capacidad de recuperación; g) nuevas técnicas (detección asistida por computadora [CAD], telemamografía, tomosíntesis, contraste mejorado en mamografía digital); y h) enseñanza más eficiente con imágenes digitales.⁷

Publicaciones recientes indican que la FFDM proporciona una precisión igual o superior a la FSCM.⁸ La FFDM también tiene potencial para aumentar la eficiencia en el archivo y recuperación de imágenes,

así como de eliminar los costos (por la complejidad) de la eliminación de los residuos asociados con el procesamiento químico de la película; todos estos factores han estimulado el interés en la adquisición de sistemas digitales. Lo anterior plantea retos y oportunidades para los involucrados en la prestación de servicios de mamografía. Uno de los retos más importantes de los sistemas digitales de mamografía es contar con un programa adecuado de aseguramiento de la calidad de las imágenes.

La FFDM todavía es una tecnología nueva con muy altos costos de inversión. Además, hay otras consideraciones importantes relativas a la compra de un sistema digital, incluidos los gastos de preparación del área física (suministro eléctrico, aire acondicionado, etcétera), requerimientos del sistema de información de cómputo, costos de mantenimiento y refacciones, actualizaciones del *software* y *hardware*, capacitación del personal y la contratación de un físico médico. Una preocupación en la compra de un sistema de mamografía digital es la incertidumbre de que el sistema podría convertirse rápidamente en obsoleto aunque la tecnología digital ya ha empezado a estabilizarse y ha ocasionado posiblemente una lenta conversión a la tecnología digital.

Los programas de aseguramiento de la calidad tienen entre sus objetivos lograr una calidad de imagen mamográfica alta, incluyen a todo el tejido mamario y tienen cinco elementos de calidad de imagen: contraste alto, resolución alta, ausencia de ruido, densidad óptica media y dosis por proyección; además, se debe incluir al posicionamiento de la mama como un elemento de calidad de la imagen.^{9,10}

Para que un sistema de mamografía convencional o digital tenga éxito en la detección temprana del cáncer de mama en México debería ser obligatorio un programa de aseguramiento de la calidad de la imagen equivalente a los establecidos por el *American College of Radiology* (ACR), la *Food and Drugs Administration* (FDA) o el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA).^{1,11,12}

Para operar los programas de garantía de calidad en mamografía es fundamental la participación de un físico médico. En México prácticamente no existe el físico médico en radiología; sólo hay dos programas de posgrado en física médica que no tendrán los egresados suficientes para cubrir las necesidades en radiología para la próxima década. Es prioritario establecer al menos un programa de posgrado en física médica en cada Estado de la República Mexicana. En consecuencia los servicios de mamografía del país no cuenta, en general, con programas de control de calidad en mamografía supervisados por un físico médico; y ello aunque las normas mexicanas hagan obligatorios los programas de garantía de calidad (de

forma muy básica, no equivalente a los del ACR, la FDA o el OIEA).^{13,14}

El éxito de un programa de tamizado mamográfico va a depender de la disponibilidad de médicos radiólogos certificados y con certificación agregada en mamografía como lo establece la NOM-041-SSA2-2011.¹³ Según el Consejo Mexicano de Radiología e Imagen, en la República Mexicana existen 3 171 médicos radiólogos certificados de los cuales sólo 131 tienen certificación agregada en mamografía.¹⁵ Por otra parte, las estimaciones de la cantidad de mujeres en edad de mamografía (entre 40 y 74 años) en México fueron: 15 502 449 en 2010 y la proyección lineal para este grupo es de 18 863 887 para 2015.¹⁶

La importancia de la calidad de imagen en el diagnóstico con alta probabilidad de éxito ha sido motivo de varios estudios; en 2006 la Organización Panamericana de la Salud (OPS) llevó a cabo un estudio respecto de la calidad de las imágenes radiológicas; participaron servicios de mamografía de cinco países latinoamericanos (incluyendo a México) y los resultados muestran una relación positiva entre la calidad de la imagen en mamografía y la exactitud de la interpretación radiológica.¹⁷

Si una mujer llega a padecer cáncer avanzado habiendo sido vigilada periódicamente con tamizado mamográfico esto puede ser un indicador de mala calidad de las imágenes de la mamografía.¹⁸ Otra preocupación ha sido optimizar la calidad de imagen: en estudios piloto se ha evaluado y logrado la optimización de la calidad de imagen en mamografía analógica y se han implementado acciones correctivas de bajo costo para mejorar la calidad de imagen, optimizar la dosis glandular media y la eficiencia del equipamiento.¹⁹⁻²²

Material y métodos

En el Hospital General "Dr. Manuel Gea González" de la Ciudad de México, durante 8 meses y antes de la instalación de un sistema digital para la realización de mamografías, se implementó un programa de control de calidad de un sistema analógico (FSCM) con el propósito de optimizar los parámetros involucrados en la calidad de las imágenes analógicas y comparar su calidad con la de 10 sistemas de mamografía digital (FFDM), de diferentes marcas, ubicados en el área metropolitana de la Ciudad de México. El equipo empleado en la optimización del FSCM fue: un equipo de mastografía marca Giotto con una capa hemirreductora (CHR) de 0.36 mm Al, punto focal 0.3 mm, combinación blanco/filtro Mo/Mo; película Agfa mamoray HDR-C plus, pantallas HDS, procesador de películas Agfa EOS con tiempo de procesamiento de 3 minutos, temperatura del químico revelador de 34°C ± 0.5, sensitómetro/densitómetro RMI, maniquí de acreditación ACR RMI 156 con glandularidad 50:50, equivalente a una mama comprimida de 4.2 cm de espesor.

Las condiciones estándar en la exposición del maniquí en el sistema FSCM incluyeron el uso del control automático de exposición en + 0 (26 kV, 60 mAs en promedio). En los sistemas FFDM la exposición del maniquí se hizo con el control automático de exposición para las condiciones clínicas específicas de cada sistema digital de mamografía y se hicieron tres exposiciones para obtener tres imágenes impresas del maniquí de acreditación del ACR.^{11,12,23}

La evaluación de las imágenes analógicas y digitales fue realizada de acuerdo con el manual del ACR y con negatoscopio para mamografía con una intensidad luminosa mayor a los 3 000 nits y con luz ambiental menor a 50 lux.^{11,24}

El programa de control de calidad del procesador de películas del sistema analógico FSCM fue referido al establecido por la FDA y el ACR que consiste hacer la sensitometría y densitometría de la película procesada y la evaluación de las imágenes obtenidas con el maniquí de acreditación.^{11,12,25} En el control de calidad del procesador de películas se establecen las tolerancias para los índices medidos en la película procesada y previamente sensibilizada por el sensitómetro. Los índices de sensibilidad y de contraste medidos estarán dentro de 0.15 y en el velo neto tendrá un valor máximo de densidad óptica de 0.23; además, la temperatura medida del químico revelador estará dentro del rango $\pm 0.5^\circ\text{C}$.

Los indicadores de calidad de imagen en la imagen procesada del maniquí de acreditación del ACR son: la diferencia de densidades ópticas "B-A" (contraste), la densidad óptica media "C" con la ayuda de un disco de acrílico colocado encima del maniquí y el puntaje o calificación que resulta del número de objetos visualizados en las imágenes como fibras, grupos y tumores insertados en las imágenes (figura 1). En los sistemas digitales FFDM la calidad de imagen es evaluada con el puntaje o calificación que resulta del número de objetos visualizados en las imágenes obtenidas con el maniquí de acreditación.

Resultados

Sistema analógico FSCM

En el sistema analógico FSCM la sensitometría del procesador de películas es vital para optimizar la reproducibilidad diaria de la densidad óptica media y el contraste de la imagen procesada.¹³ En la sensitometría se miden los índices de contraste y sensibilidad, el velo neto, la temperatura del químico revelador ($34^\circ\text{C} \pm 0.5^\circ\text{C}$) y otros parámetros de la película procesada. Se establecen los valores de referencia en el control de calidad del procesado de películas (cuadro I) y los valores de referencia en la exposición del maniquí (figura 1 y cuadro I).

En el control de calidad del procesador se monitorea que el comportamiento de los índices de sensibilidad

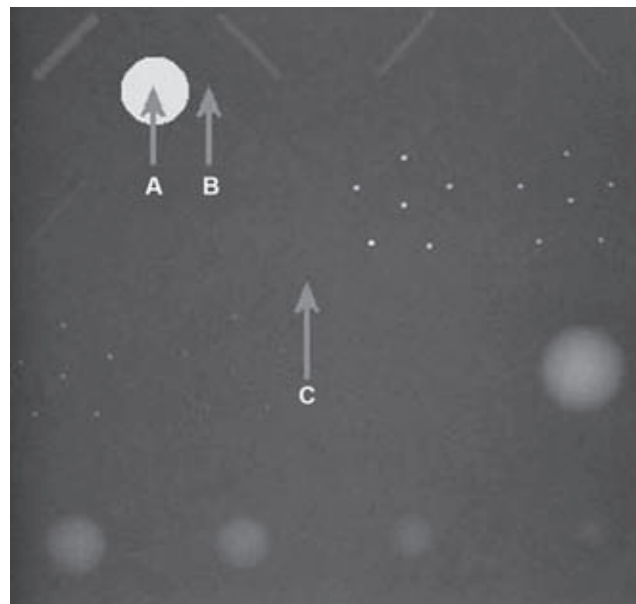


Figura 1. Imagen radiológica del maniquí de acreditación del ACR donde se visualizan fibras, grupos de calcificaciones y tumores insertados en el maniquí.

Cuadro I. Valores de referencia de los índices en el revelado de la imagen latente y de la exposición del maniquí del ACR

Índices	Valores de referencia
Índice de sensibilidad	0.55 ± 0.15
Índice de contraste	1.80 ± 0.15
Velo neto máximo	0.23
Temperatura	34°C
Exposición del maniquí del ACR	
Indicadores de calidad de imagen	Valores de referencia
Densidad óptica media	>1.7
Diferencia de densidades (contraste)	>0.60
mAs	60 ± 5
kV	26 ± 1

(figura 2a) y de contraste (figura 2b) de la película procesada se encuentren dentro de los rangos de tolerancia. En el control de calidad del procesador se monitorean también las variaciones del velo neto de la película procesada (figura 3). Cualquier filtración de luz al cuarto oscuro durante el procesado de la imagen o el procesado inadecuado de la película incrementarán el velo neto fuera de la tolerancia y habrá pérdida de contraste en la imagen; esto disminuye la eficiencia en la detección de lesiones precursoras de cáncer en el pecho.

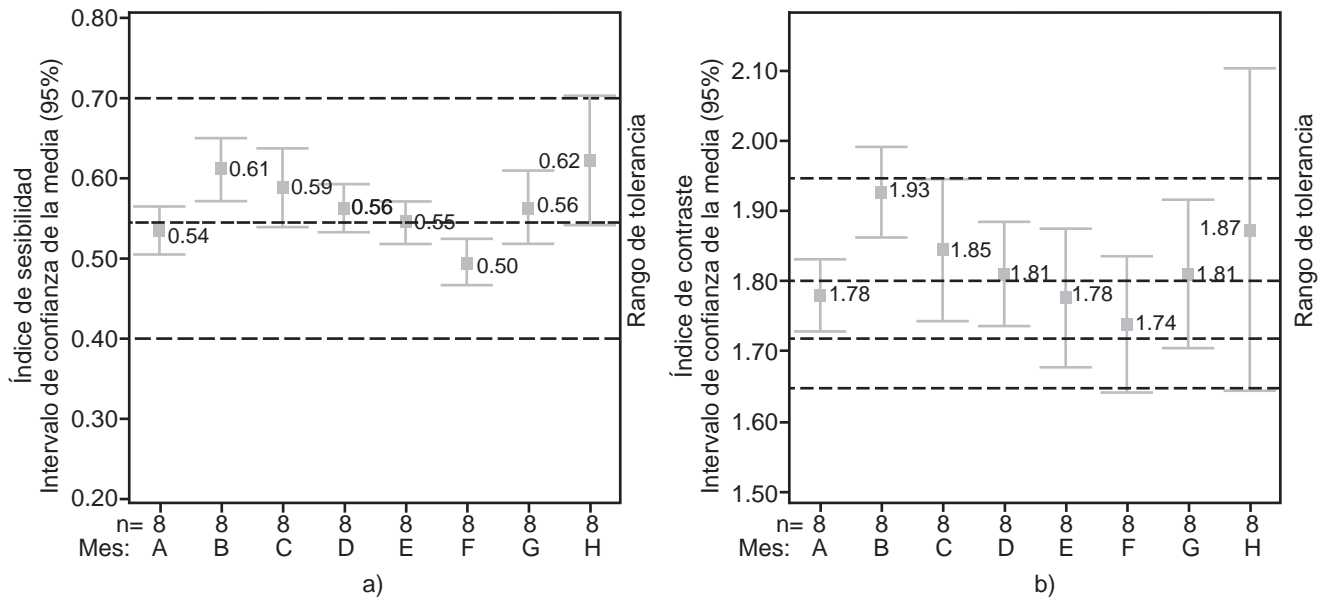


Figura 2. Comportamiento de los índices de sensibilidad y contraste de la película procesada como parte del control de calidad.

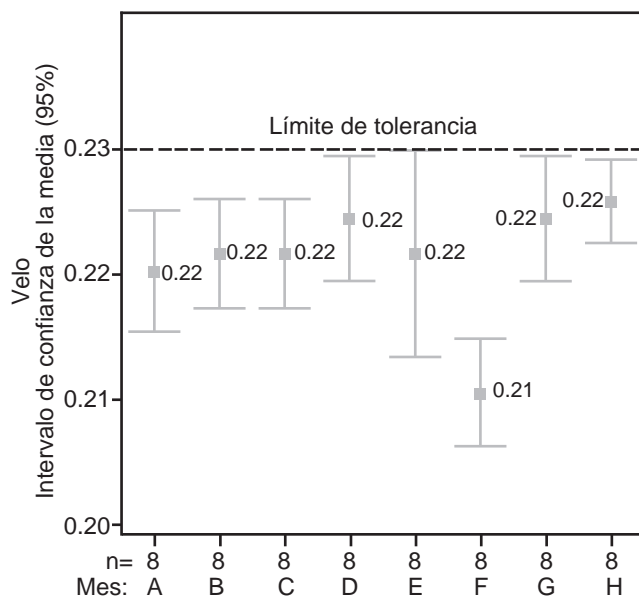


Figura 3. Comportamiento del velo neto en la película procesada.

La optimización del proceso de revelado de la imagen latente en la mamografía analógica se logra manteniendo los valores de referencia dentro de los rangos de tolerancia para asegurar la reproducibilidad diaria de la densidad óptica media y el contraste en la imagen mamográfica. En el monitoreo del procesado de la imagen latente se obtuvieron valores de referencia de la sensitometría y densitometría con sus intervalos de confianza (cuadro II) que son parte del programa de garantía de calidad en mamografía analógica.

El monitoreo de la calidad de imagen mamográfica se realiza tomando imágenes radiológicas del maniquí de acreditación del ACR tanto en el sistema analógico como en los sistemas digitales. En el caso del sistema analógico las imágenes fueron obtenidas en condiciones clínicas y con valores de referencia (cuadro I). Como parte del programa de control de calidad de la imagen se realizan la densitometría y la determinación del número de objetos visualizados en las imágenes del maniquí. La densitometría mide la densidad óptica media (mínimo 1.4, ACR) y la diferencia de densidades ópticas (mínimo 0.4, ACR); además, se determina el número de objetos en las imágenes (fibras, grupos de calcificaciones y tumores). El número mínimo de objetos que debe verse en las imágenes son 10: 4 fibras, 3 grupos de calcificaciones y 3 tumores (figura 1). El monitoreo de la densidad óptica media (figura 4a) y la diferencia de densidades ópticas (figura 4b) se establece conforme al ACR dentro de un intervalo de confianza de 95%.

En el monitoreo del control de la calidad de imagen se determinaron los valores óptimos y, en general, los valores encontrados estuvieron por arriba de los establecidos por el ACR: la calidad de la imagen es óptima y permite tener una mayor probabilidad de éxito en la detección de lesiones precursoras de cáncer en mamas (cuadros II y III). La calidad de imagen monitoreada, en términos del número objetos más frecuentes, en las imágenes en el sistema analógico fueron 12 y 13; es decir, mayores al mínimo establecido por el ACR (figura 5a).

Cuadro II. Valores obtenidos en el control de calidad del procesado de la película como parte de la sensitometría y densitometría

Sensitometría/densitometría	Promedio (media)	95% intervalo de confianza para la media	
		Límite inferior	Límite superior
Índice de sensibilidad	0.57	0.55	0.58
Índice de contraste	1.82	1.78	1.86
Velo	0.217	0.216	0.219

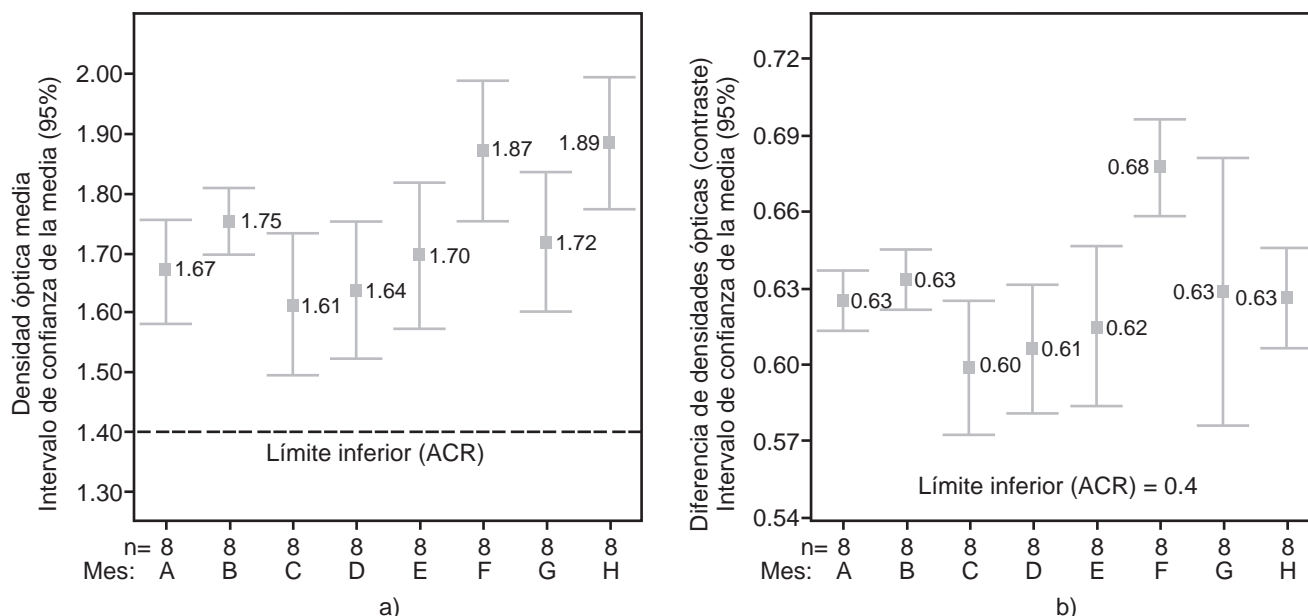


Figura 4. Comportamiento de la densidad óptica media y de la diferencia de densidades (contraste) en las mediciones en la imagen del maniquí.

Sistemas digitales FFDM

En el muestreo del nivel de calidad de imagen participaron 10 sistemas digitales (FFDM) que compartían una característica común: no tenían programas de control de calidad de la imagen mamográfica monitoreada por un físico médico de acuerdo con las recomendaciones de la FDA, del OIEA o en las especificaciones de fábrica. De cada sistema digital se obtuvieron tres imágenes del maniquí de acreditación del ACR, se imprimieron en sistema láser dedicado a mamografía y se obtuvo un promedio de los objetos visualizados en las imágenes para cada sistema. La calidad de imagen monitoreada, en función del número de objetos más frecuentes en las imágenes en el sistema digital, estuvo entre 10 y 13 objetos; algunos sistemas sólo lograron un puntaje de 9 objetos que es menor al establecido por el ACR (figura 5b). Estos resultados fueron usados para comparar calidad de imagen del sistema analógico (FSCM) con la de los sistemas digitales (FFDM). De las imágenes de los sistemas FFDM 40% presenta artefactos y falta

de homogeneidad debidos a la adquisición, procesamiento e impresión. Esto constituye el mayor problema en calidad de imagen en los sistemas digitales.

Discusión

Los sistemas analógicos (FSCM) con programas de control de calidad de la imagen siguen siendo la mejor opción en términos de calidad de imagen (figura 5a) y costos de inversión (adquisición, mantenimiento y operación) en comparación con los sistemas digitales (FFDM) sin programas de control de calidad (figura 5b). Los costos de adquisición, mantenimiento y operación de los sistemas digitales son altos pero, como se ha mencionado, ofrecen algunas ventajas. Para reducir las tasas de mortalidad por cáncer de mama es necesario que los sistemas analógicos y digitales tengan implementados programas de control de calidad equivalentes a los establecidos por el ACR, la FDA o el OIEA. Además se deben incrementar los programas de enseñanza para aumentar el número de médicos

Cuadro III. Valores de los resultados de la densitometría de la película expuesta con el maniquí de acreditación del ACR

Densitometría	Promedio (media)	Intervalo de confianza para la media: 95%	
		Límite inferior	Límite superior
Densidad óptica media	1.73	1.69	1.77
Diferencia de densidades (contraste)	0.63	0.62	0.64
mAs	64.72	63.07	66.36
kV	26.19	26.09	26.29

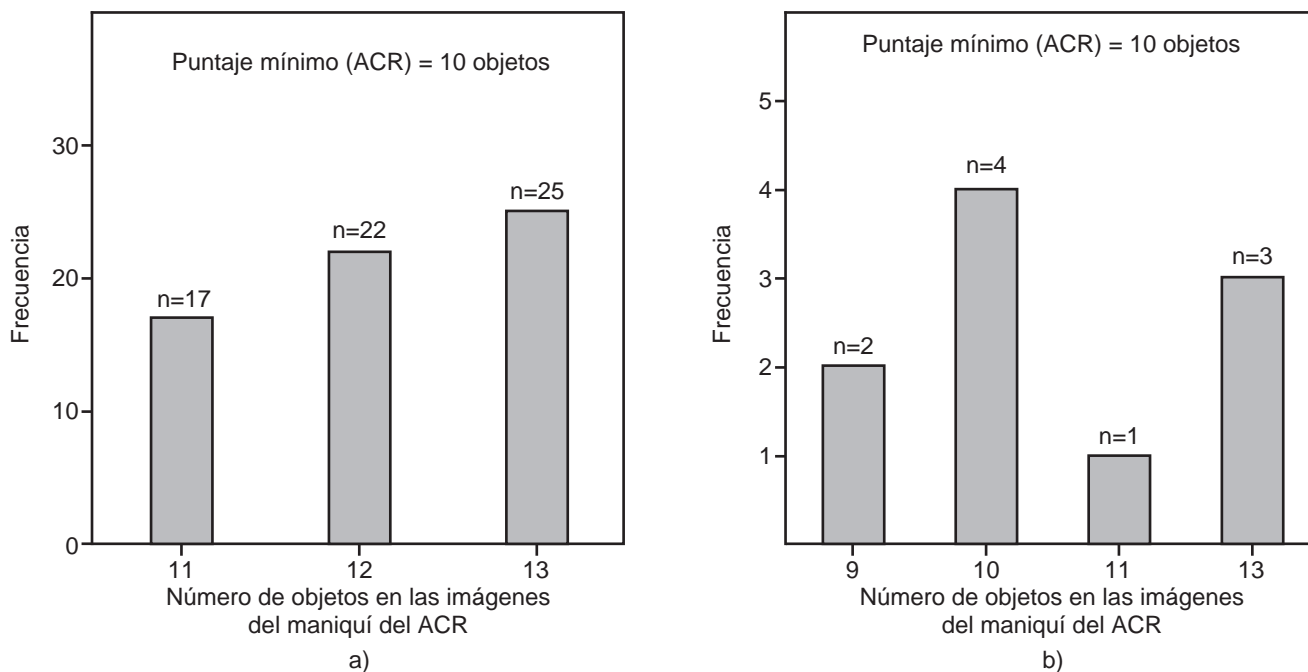


Figura 5. Distribución del número de objetos (fibras, grupos y tumores) en las imágenes del maniquí del sistema analógico (FSCM) y de los sistemas digitales (FFDM).

radiólogos con certificación agregada en mamografía y para la formación de físicos médicos en radiología; sin ellos no será posible reducir la tasa de mortalidad por cáncer de mama.

Hasta ahora los sectores público y privado han adquirido un importante número de sistemas digitales sin contar con los recursos humanos especializados y sin tener programados los costos de operación, partes y mantenimiento para después de terminada la garantía del equipo nuevo. En general, en la evaluación de la calidad de imagen los sistemas digitales presentaron un puntaje menor que el sistema analógico. De hecho, dos sistemas digitales tuvieron una calidad de imagen menor a la establecida por la FDA y por el ACR y 40% de las imágenes de los sistemas digitales presentaron artefactos y falta de homogeneidad durante la adquisición, el procesamiento o la impresión. Esto constituye

el mayor problema en calidad de imagen en dichos sistemas.

Conclusiones

Solo con programas de control de calidad obligatorios (equivalentes a los del ACR, la FDA o el OIEA), con personal médico y físicos médicos especializados en la práctica de la mamografía analógica o digital, se podrá revertir la tasa de mortalidad creciente por cáncer de mama al mejorar la detección temprana de lesiones precursoras de cáncer en el pecho de la mujer. Sin embargo, y de acuerdo con nuestra experiencia, casi todos los Servicios Mamografía carecen de programas de control de calidad de la imagen porque no existen los físicos médicos en radiología para operar dichos programas. Por otra parte, tener un sistema digital para mamografía (FFDM) sin programas de control

de calidad de la imagen no asegura la calidad de las imágenes ni la mayor probabilidad de detectar lesiones precursoras de cáncer. En general, la calidad de imagen en el sistema analógico (FSCM) con un programa de

control de calidad fue igual o superior a los sistemas digitales (FFDM) sin programa de control de calidad. La dosis glandular media (AGD) fue menor al límite de 3.0 mGy para ambos sistemas (FSCM y FFDM).²⁶

Referencias

1. International Atomic Energy Agency, Quality Assurance Programme for Digital Mammography, IAEA Human Health Series No. 17, Vienna, 2011:14-15.
2. Rizo RP y col. Registro Hospitalario de Cáncer: Compendio de Cáncer 2000-2004. *Cancerología* 2007;2(3):220-21.
3. Instituto Nacional de Estadística y Geografía [Internet]. Distrito Federal (México): Estadísticas a Propósito del Día Mundial Contra el Cáncer: Datos Nacionales. Disponible en: <http://www.inegi.org.mx/lib/buscador/busqueda.aspx?s=inegi&textoBus=mortalidad cancer mama&e=&seccionBus=docit>.
4. Tabar L, et al. Mammography service screening and mortality in breast cancer patients: 20 year follow up before and after introduction of screening. *Lancet* 2003;361:1405-1410.
5. World Health Organization, IARC Handbooks of Cancer Prevention Vol. 7: Breast Cancer Screening, (International Agency for Research on Cancer, Ed.), Lyon, IARC Press. 2002: 127-129.
6. Lewin JM, Hendrick RE, D'orsi CJ. Comparison of full-field digital mammography with screen-film mammography for cancer detection: Results of 4,945 paired examinations. *Radiology* 2001;218:873-880.
7. Skaane P, Young K, Population-based mammography screening: Comparison of screen-film and full-field digital mammography with soft-copy reading: The Oslo I study. *Radiology* 2003;229:877-884.
8. Pisano ET, et al. Diagnostic performance of digital versus film mammography for breast-cancer screening. *New Engl J Med* 2005;353:1-11.
9. Gaona E. Los Rayos X en Mamografía. 1er. edición. México, DF: Distribuidora y Editora Mexicana, 2002. p. 161.
10. Gaona E. Física de la Radiología y Seguridad Radiológica. 1er. edición. México, DF: Distribuidora y Editora Mexicana, 2006. p. 285.
11. Hendrick RE, Bassett LW, Botsco MA. et al. ACR Mammography Quality Control Manual. Reston, American College of Radiology, VA, 1999:117-121,149-163.
12. Food and Drug Administration (FDA), in Mammography Quality Standards Acts Regulations, FDA, Rockville, MD, 2002:40-51.
13. Secretaría de Salud de México. Para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama. Norma Oficial Mexicana NOM-041-SSA2-2011. Diario Oficial de la Federación de 9 de junio de 2011:29-30.
14. Secretaría de Salud de México, Requisitos Técnicos para las Instalaciones, Responsabilidades Sanitarias, Especificaciones Técnicas para los Equipos y Protección Radiológica en Establecimientos de Diagnostico Medico con Rayos X. Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002. Diario Oficial de la Federación, 15 de septiembre 2006:61-62.
15. Consejo Mexicano de Radiología e Imagen, Directorio de Médicos Certificados, [consultado 2011 enero 20]. Disponible de: <http://www.cmri.org.mx/medicos.html>
16. Instituto Nacional de Estadística y Geografía [Internet]. Distrito Federal (México): Estadísticas a Propósito del Día Mundial Contra el Cáncer: Datos Nacionales. Disponible en: <http://www.inegi.org.mx/lib/buscador/busqueda.aspx?s=inegi&textoBus=mortalidad cancer mama&e=&seccionBus=docit>.
17. Fleitas I, Caspani CC, Borrás C, Plazas MC, Miranda AA, Brandan ME, de la Mora R. The quality of radiology services in five Latin American countries. *Rev Panam Salud Pública* 2006;20(2-3):113-124.
18. Gaona E. Advanced breast cancer as indicator of quality mammography. AIP Conference Proceedings 682. 2003:201-04.
19. Ciraj-Bjelac O, Faj D, Stimac D, Kosutic D, Arandjic D, Brkic, H. Good reasons to implement quality assurance in nationwide breast cancer screening programs in Croatia and Serbia: Results from a pilot study. *Eur. J. Radiol.* 2009 11:108-113.
20. Faj D, Posedel D, Stimac D, Ivezić Z, Kasabasic M, Ivkovic A, Kubelka D, Ilakovac V, Brnic Z, Bjelac OC. Survey of mammography practice in Croatia: equipment performance, image quality and dose. *Radiat Prot Dosimetry* 2008;131(4):535-40.
21. Vassileva J, Avramova-Cholakova S, Dimov A, Lichev A. Implementation of the European protocol for quality control of the technical aspects of mammography screening in Bulgaria. *Radiat Prot Dosimetry* 2005;114(1-3):403-05.
22. Kosutic D, Ciraj-Bjelac O, Arandjic D. Mammography practice in Serbia: evaluation and optimisation of image quality and the technical aspects of the mammographic imaging chain. *Radiat Prot Dosimetry* 2010;139:(1-3):293-297.
23. Ramos M, Ferrer S, Verdú G, Villaescusa JI, Salas MD. Evaluation of DR and CR digital mammography systems based on phantom and breast dosimetry. *Eng Med Biol Soc* 2006;(1):5659-62.
24. Robson KJ. An investigation into the effects of suboptimal viewing conditions in screen-film mammography. *Br J Radiol* 2008;963:219-31.
25. Dimakopoulou AD, Tsalafoutas IA, Georgiou EK, Yakoumakis EN. Image quality and breast dose of 24 screen-film combinations for mammography. *Br J Radiol* 2006;79(938):123-29.
26. Gaona, E, Nieto JA, Góngora JA, ID, Arreola M. and Enríquez JG F. TL dosimetry for quality control of CR mammography imaging Systems. *Radiation Effects and Defects in Solids* 2007;162:759-763.