

DIFERENCIAS EN LA DOSIS, CALIDAD Y TASA DE RECHAZO DE IMÁGENES EN SISTEMAS DE MAMOGRAFÍA CONVENCIONAL Y DIGITAL

M. C. Alcântara^{1,2}, G. M. A. A. Sordi¹, L. V. E. Caldas¹, T. A. C. Furquim²

¹Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Brasil

²Instituto de Eletrotécnica e Energia, Universidade de São Paulo, Brasil

1. Introducción

En Brasil, los mamógrafos digitales están sustituyendo los convencionales en clínicas y hospitales. Como la calidad de la imagen tiene una importancia fundamental en el examen de mamografía, se hace imprescindible verificar si, con ese cambio en el modo de adquisición de la imagen, habrá una mejoría en la calidad acompañada de la más pequeña dosis al paciente.

La publicación de la *European Commission*¹ es una guía completa de criterios de calidad para imágenes de diversas partes anatómicas, inclusive la mama, cuantificando la calidad obtenida en la imagen.

Para el estudio de la dosis glandular media (DGM) y a la entrada del paciente (DEP), se debe seguir el principio que la dosis que la paciente recibe debe ser tan baja cuanto razonablemente alcanzable (ALARA - As Low as Reasonable Achievable).

La DEP fue estimada a través de mediciones utilizando cámara de ionización. No es posible medir directamente la DGM, sin embargo, como el tejido glandular es la región más sensible de la mama, es de suma importancia estimar esta dosis. Para esto, se adoptó la metodología desarrollada por Dance y colaboradores^{2,3}.

El presente trabajo tiene como objetivo comparar los resultados referentes a los criterios de calidad de la imagen, dosis glandular, dosis a la entrada del paciente y índice de rechazo de imagen entre los dos tipos de mamógrafos para evaluarse cual equipo es más económico y eficiente.

2. Material y Métodos

2.1. Material

Para medir kerma en el aire, fue utilizado un conjunto Radcal Co. conteniendo cámara de ionización y un monitor. Este conjunto fue utilizado para obtener los valores de capas hemirreductoras (CHR), DEP y DGM. Fueron utilizados filtros de aluminio 1100 (99 % de pureza) en diferentes espesuras para la determinación de la CHR. Todos los instrumentos de medida pertenecen al Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (IEE/USP).

2.1 Métodos

2.1.1 Criterios de calidad de imágenes

Para implementar los criterios de calidad de imagen en mamografía de acuerdo con el *European guidelines*¹ en un departamento de radiología, fue preciso recolectar datos durante un periodo de 6 meses. El estudio fue realizado en tres mamógrafos: GE Senographe 700 T (convencional), Siemens Mammomat 3000 Nova (convencional) y GE Senographe DS (digital). Las imágenes fueron analizadas en dos proyecciones, en la Cráneo Caudal (CC) en 11 criterios de calidad y en la Medio Lateral Oblicua (MLO) en 12 criterios de calidad (Tabla 1).

La metodología adoptada fue la de mantenerse en la sala durante la realización del examen para registrar informaciones sobre el equipo, la combinación ánodo-filtro, la tensión (kVp), el producto corriente-tiempo (mAs), la espesura de las dos mamas de cada paciente, el operador que realizó el examen y la edad de la paciente. Después procesar la imagen, el mismo operador realizaba una evaluación, informando si los criterios de calidad buscados estaban o no presentes en las imágenes. Conforme indicación del radiólogo responsable, los operadores tenían total conocimiento para analizar esas imágenes.

En los casos en que la respuesta era positiva, la imagen obtenía 1 (uno) punto. Si fuera negativa, era dada puntuación igual a 0 (cero). Cada imagen podría obtener un máximo de 11 puntos en la CC y 12 puntos en la MLO.

Fueron registrados, en ese estudio, 140 exámenes en cada mamógrafo, o sea, 420 exámenes en el total. A partir de estudios estadísticos se verificó que esa cantidad de exámenes era suficiente para hacer la investigación válida.

Tabla 1 – Criterios de calidad para proyección Cráneo Caudal y Medio Lateral Oblicua (aspectos desarrollados en el *Guía Europeo*¹)

<p>Cráneo Caudal</p> <p>1 - Visualización nítida del músculo pectoral en el margen de la imagen</p> <p>2 - Visualización nítida del tejido adiposo retroglandular</p> <p>3 - Visualización nítida del tejido mamario medial</p> <p>4 - Visualización nítida del tejido glandular lateral</p> <p>5 - Ausencia de pliegues de la piel en la imagen</p> <p>6 - Imágenes simétricas de las mamas derecha y izquierda</p> <p>7 - Visualización del contorno brillante de la piel</p> <p>8 - Reproducción de las estructuras vasculares vistas a través del parénquima más denso</p> <p>9 - Visualización nítida (sin movimiento) de todos los vasos e cordones fibrosos</p> <p>10 - Visualización nítida del margen del músculo pectoral</p> <p>11 - Visualización nítida de la estructura de la piel a lo largo del músculo pectoral</p> <p>Medio Lateral Oblicua</p> <p>1 - Músculo pectoral proyectado en el ángulo correcto</p> <p>2 - Visualización del ángulo inframamario</p> <p>3 - Visualización nítida del tejido glandular cráneo-lateral</p> <p>4 - Visualización nítida del tejido adiposo retroglandular</p> <p>5 - Pezón completamente de perfil, sin sobreposición de tejido mamario y/o indicado mediante marcador</p> <p>6 - Ausencia de pliegues de la piel en la imagen</p> <p>7 - Imágenes simétricas de las mamas derecha y izquierda</p> <p>8 - Visualización del contorno brillante de la piel</p> <p>9 - Reproducción de las estructuras vasculares vistas a través del parénquima más denso</p> <p>10 - Visualización nítida (sin movimiento) de todos los vasos e cordones fibrosos</p> <p>11 - Visualización nítida del margen del músculo pectoral</p> <p>12 - Visualización nítida de la estructura de la piel a lo largo del músculo pectoral</p>

2.1.2 Rechazo de imágenes

Durante el periodo de recolecta de datos de los criterios de calidad de imagen, fue observado que la mayoría de las imágenes no atendía a todos los criterios. Así, en muchos casos, ellas tenían que ser rechazadas y, algunas veces, la paciente era sujeta a una exposición extra. Por eso, se hizo un estudio para detectar las principales causas de rechazo comparándose los mamógrafos para verificar cuál de ellos presentaba el más pequeño y índice más grande.

Para la realización de ese estudio fue necesario registrar cuántos exámenes eran realizados en cada equipo por día, cuantas imágenes eran rechazadas y determinar su causa. Los datos fueron recolectados durante 2 meses.

Con esos resultados fue posible determinar las principales causas y el índice de rechazo de imagen de cada mamógrafo.

2.1.3 Determinación de la dosis en la superficie de entrada del paciente y dosis glandular media

Para estimar la dosis glandular media (DGM) y a la entrada del paciente (DEP) fue utilizada una cámara de ionización (Radcal, 10x5-6M) para obtener la camada hemirreductora (CHR) y el kerma no ar. Los valores de kerma fueron medidos para diferentes espesuras para simular mamas pequeña, media y grande. Los parámetros seleccionados en cada exposición fueron determinados de acuerdo con la media de la tensión de equipo (kVp) y del producto corriente-tiempo (mAs), basándose en las informaciones registradas durante la recogida de datos. Esas medias fueron calculadas para los tres tamaños diferentes, en la combinación ánodo-filtro Mo-Mo en cada mamógrafo.

La DEP fue estimada aplicándose los factores de calibración de la cámara de ionización y retrodispersión⁴ referente a los valores de capa hemirreductora de la respectiva tensión escogida.

Adoptando el método de Dance³ para estimar la DGM, se aplicó los factores de corrección para la glandularidad de la mama y para la combinación ánodo-filtro del tubo de rayos X.

3. Resultados y Discusión

3.1. Criterios de calidad de imágenes

Las respuestas de los mamógrafos para cada criterio de calidad de la imagen en las proyecciones CC y MLO están presentadas en la Figura 1.

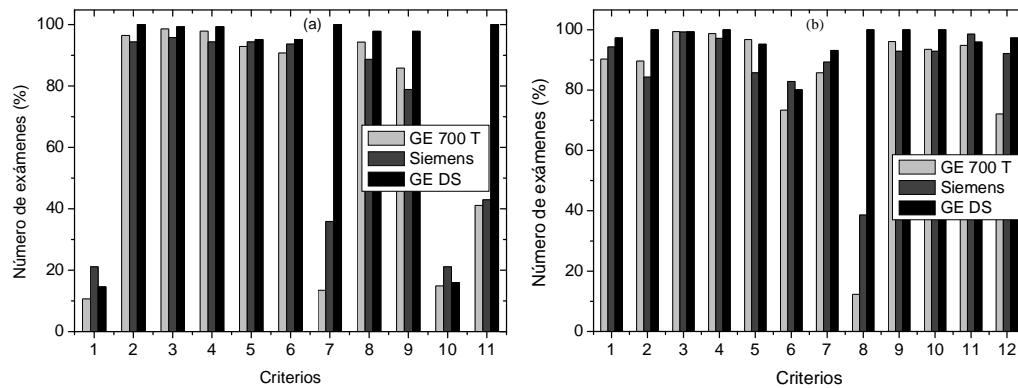


Figura 1 – Percentual de los exámenes que atienden cada criterio de calidad en la proyección (a) CC y (b) MLO en los tres mamógrafos.

En la proyección CC, tanto el criterio 1 (visualización nítida del músculo pectoral en el margen de la imagen) cuánto el criterio 10 (visualización nítida del margen del músculo pectoral) están presentes en $\pm 20\%$ o abajo de ese valor en las imágenes de los tres equipos. Para poder visualizar, en las imágenes, el músculo pectoral en el margen de la imagen y el margen del músculo es necesario que la operadora alargue bastante la mama de la paciente para que toda la mama sea posicionada en el soporte. Muchas pacientes no consiguen dejar la operadora estirar toda la mama, debido al dolor que sienten, y, en otros casos, la paciente no presenta condiciones para que la operadora consiga atender ese criterio, como por ejemplo, pacientes que presentan saliente en la columna vertebral.

Los criterios 7 (visualización del contorno brillante de la piel) y 11 (visualización nítida de la estructura de la piel al largo del músculo pectoral) presentaron concordancia de 15 % y 40 %, respectivamente, en las imágenes del equipo GE 700 T, cerca de 40 % del Siemens y 100 % del GE DS. Ese resultado muestra que el equipo digital presenta una latitud que permite, en todas las imágenes, visualizar la estructura y el contorno brillante de la piel. Por otro lado, la mayoría de las imágenes de ambos equipos convencionales no permite visualizar esas estructuras, haciendo con que el diagnóstico se haga dudoso, pues la visualización de esas estructuras es fundamental para garantizar que toda la mama esté siendo visualizada en la imagen.

Los criterios 5 (ninguna dobla visualizada) y 6 (imágenes simétricas de la mama derecha e izquierda) están presentes en cerca de 90 % de las imágenes en los tres equipamientos. Esos criterios están asociados al posicionamiento de la paciente y dependen de la operadora. En algunos casos, no es posible atender esos criterios, debido la mama de la paciente presentar mamas asimétricas o operadas.

En todos los otros criterios de la proyección CC el equipamiento digital presenta mejores resultados que los convencionales, ya que no depende de la procesadora.

En la proyección MLO, el criterio 8 (visualización del contorno brillante de la piel) es equivalente al criterio 7 de la proyección CC y presenta la misma respuesta, o sea, está presente en 15 % de las imágenes en GE 700 T, en 40 % en Siemens y en 100 % en GE DS. La justificación del buen desempeño del equipamiento digital es debido a la amplia latitud permitir una buena calidad en la imagen. El criterio 12 (visualización nítida de la estructura de la piel al largo del músculo pectoral), a pesar de ser semejante al criterio 11 de la CC, presentó mejores resultados en los equipamientos convencionales, sin embargo el mamógrafo digital continuó presentando los criterios en 100 % de las imágenes. El motivo para esa mejoría en la respuesta puede ser explicado por la mama en la imagen de la proyección MLO aparecer más músculo que en la imagen de la CC, por lo tanto lo contraste es más grande, siendo posible visualizar más fácilmente la estructura de la piel.

Los criterios 6 (ninguna dobla visualizada), equivalente al criterio 5 de la CC, y lo 7 (imágenes simétricas de la mama derecha e izquierda), equivalente al 6 de la CC, presentan resultados un poco inferiores a los presentados en la otra proyección. Como ese criterio depende del posicionamiento de la paciente, esa reducción en el resultado se justifica por la mama ser más difícil para el posicionamiento de la paciente en la proyección MLO.

El criterio 1 está presente en más de 90 % de las imágenes de los mamógrafos. Este criterio también depende del posicionamiento de la paciente, o sea, de la técnica y de la colaboración de la paciente.

La diferencia de resultado entre los equipamientos convencionales y el digital es cerca de 10 % al analizar el criterio 2 (visualización del ángulo inframamario). El equipamiento digital atiende este criterio en 100 % de las imágenes debido al rango dinámico.

En los criterios restantes, los mamógrafos obtuvieron respuestas semejantes.

En ambas proyecciones se notó que como el equipamiento digital presenta un rango dinámico más amplio es posible observar todas las estructuras que se desea en las imágenes. Mientras que en las imágenes de los equipamientos convencionales no fue posible visualizar algunas estructuras fundamentales en las imágenes.

3.2. Rechazo de imágenes

Como muestra la Tabla 2, la principal causa de rechazo de imagen, en este departamento, es debido al error en posicionar la paciente (29 %). Muchas veces la paciente no colabora con el posicionamiento, pues siente dolor o presenta limitaciones para la realización del examen.

Un otro factor importante de rechazo (14 %) es la selección de los parámetros de la irradiación. Este fallo ocurre principalmente en mamas operadas y con implantes de silicona. Para minimizar el rechazo de imagen provocada por esas causas es aconsejable un entrenamiento intensivo a las operadoras, ya que la paciente, en estos casos, tendrá que repetir la imagen sometiéndose a una exposición de radiación extra.

Una causa de rechazo que también se destacó fue la película revelada sin exposición (12 %), sin embargo sólo se aplica a los equipos convencionales y ocurre debido a las pruebas en la procesadora, fallo del equipo de rayos X y falta de atención de la operadora. Esto lleva al desperdicio de película y de productos químicos y puede ser minimizado por medio de entrenamiento para las operadoras.

Otra causa frecuente (10 %) es la película totalmente velada. Esta pérdida de película ocurre debido a la doble exposición a la misma película. Este error puede ser minimizado realizando entrenamiento con las operadoras, ya que este provoca una exposición extra al paciente.

Fallo técnico de la cámara oscura o chasis fue motivo para 9 % de rechazo. De entre esos fallos se puede citar la presencia de pelo y marca de uña en el chasis y revelación de dos películas pegadas. Este fallo también puede ser minimizado realizándose entrenamiento con los operadores que trabajan con la procesadora.

El fallo de la procesadora es responsable por el rechazo de 6 % de las imágenes. Para evitar problemas con ella, basta hacer un control más grande de todos los factores que influyen el buen funcionamiento.

Las pruebas que son realizadas en los equipamientos durante el mantenimiento son responsables por 5 % de las imágenes rechazadas. Para reducir este rechazo, es necesario concienciar los operadores de mantenimiento.

Algunas pacientes se mueven durante la exposición de rayos X, lo que provoca un rechazo de 4 % de las imágenes.

La elección inadecuada del detector de control automático de exposición (CAE) ocurre en 3 % de las imágenes rechazadas. Escogiendo la posición del detector del CAE inadecuada para una exposición, la imagen, después de revelada, no presenta el contraste necesario para el buen diagnóstico, pues el equipo va a suministrar una exposición también inadecuada. Ese error ocurre debido a la falta de atención por parte de las operadoras. Este error puede ser minimizado por medio de la realización de entrenamiento.

Existen fallos en el equipo, que representan 2 % de la pérdida de imagen. Algunas veces el equipamiento interrumpe la exposición durante la realización del examen, así la operadora tiene que realizar una nueva exposición, dando más dosis a la paciente. Para minimizar esos fallos, se debe aumentar la frecuencia del mantenimiento preventivo en los equipos.

También rechazando 2 % de las imágenes, otra causa de rechazo es el uso innecesario del colimador. Ese fallo también es debido a la falta de atención de la operadora y puede ser minimizada por medio de entrenamiento.

La identificación errada de los datos de la paciente es una causa exclusiva del equipamiento digital y es responsable por el rechazo de 1 % de las imágenes. Al registrarse alguna información errónea de los datos de la paciente en el software del equipamiento digital, la técnica tiene que repetir el examen, haciendo con que la paciente esté sujeta a una exposición extra, sólo para corregir una información. Ese fallo ocurre por falta de atención de la técnica, pero puede ser solucionada con la mejoría del software utilizado, permitiendo la alteración de los datos de la paciente antes de imprimir la imagen.

Las películas no reveladas son responsables por 1 % de las imágenes rechazadas. Esta pérdida de película ocurre debido al fallo por parte del técnico de la cámara-oscura al cerrar el portachasis después de haber colocado el chasis dentro. Este fallo puede ser minimizado realizando entrenamiento con los operadores de la cámara-oscura.

En algunos casos, la operadora realiza la exposición en la paciente para adquisición de la imagen y no coloca el marcador en las señales que la paciente presenta. La operadora tiene que repetir esa exposición, pues el radiólogo puede confundir esta señal con otra estructura. Para minimizar este error también es aconsejable el entrenamiento de las operadoras.

Por fin, son rechazadas, con 1 % del total de las imágenes, las radiografías denominadas potencialmente aprovechables. En algunas la operadora obtiene la radiografía de la paciente más veces que el necesario

por creer que el radiólogo pedirá uno complemento, pero ni siempre este pedido ocurre, así la imagen es rechazada.

Tabla 2 – Principales causas de rechazo de imagen.

Causas de rechazo de imagen	Porcentaje (%)
Posicionamiento errado de la paciente	29,0
Parámetros técnicos errados	14,0
Películas reveladas sin exposición	12,0
Películas totalmente veladas	10,0
Fallo técnico de la cámara oscura o *chasis	9,0
Fallo de la procesadora	6,0
Pruebas	5,0
Movimiento de la paciente	4,0
Elección inadecuada del detector del CAE	3,0
Falla del equipo	2,0
Uso innecesario del colimador	2,0
Identificación errada de los datos de la paciente	1,0
Película no revelada	1,0
Falta del marcador en la mama	1,0
Imágenes potencialmente aprovechables	1,0

El índice de rechazo de imagen por equipo convencional fue de 5 % y de 3 % en el equipamiento digital. Ese resultado muestra que a pesar de la diferencia ser pequeña, los sistemas convencionales rechazan más imágenes que el digital. Lo equipamiento digital podría rechazar menos imágenes, pues él no depende de la procesadora y presenta recursos del software para la mejoría de la imagen, sin embargo, como la adquisición de la imagen es fácil y rápida, muchas veces la operadora repite una imagen, que ya presentaba las características fundamentales para el diagnóstico, pues ella cree que aquella imagen puede quedar aún mejor.

3.3. Determinación de la dosis a la entrada del paciente y dosis glandular media

Los valores de DEP e DGM para los tres tamaños estudiados, en cada mamógrafo, pueden ser vistos en la Tabla 3.

Tabla 3 - Valores de DEP e DGM (mGy) para los tres tamaños diferentes de mamas en cada mamógrafo

GE 700 T			Siemens			GE DS		
Espesura (cm)	DEP (mGy)	DGM (mGy)	Espesura (cm)	DEP (mGy)	DGM (mGy)	Espesura (cm)	DEP (mGy)	DGM (mGy)
4,3	7,30	1,37	4,0	9,58	1,76	4,3	4,30	0,95
4,5	9,16	1,79	5,0	10,07	2,05	4,5	4,30	0,99
6,3	24,10	3,47	6,5	19,72	3,31	6,3	7,88	1,48

Los mamógrafos GE 700 T y Siemens (convencionales) presentan valores de DEP y DGM más grandes que los presentados por el mamógrafo digital (GE DS) en todos los tamaños.

4. Conclusión

El mamógrafo digital presentó resultados mejores del que los mamógrafos convencionales al analizarse los criterios de calidad de imagen debido a la procesadora no interfiere en el procesamiento de la imagen. También presentó el más pequeño índice de rechazo de imagen, sin embargo podría presentar un índice aún más pequeño si se no hubiera tanta repetición de examen a la busca de la mejor imagen sin llevar la dosis en consideración. Con respecto a los valores de DGM y DEP, estos son más pequeños para el equipamiento digital que para los convencionales. Así, el sistema digital presentó ser más adecuado que el sistema convencional, tanto en análisis cualitativa de la imagen clínica, cuanto en la evaluación de la dosis.

Agradecimientos

Los autores agradecen al CNPq y a la CAPES por el apoyo financiero.

Referencias

- ¹ EUROPEAN COMMISSION. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. EUR 16260 (Brussels: EC), 1996.
- ² DANCE, D. R. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. *Physics in Medicine and Biology*, 1990; v.35: n.9. p. 1211-1219.
- ³ DANCE, D. R., SKINNER, C. L., YOUNG, K. C., BECKETT, J. R., KOTRE, C. J. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Physics in Medicine and Biology*, 2000; v. 45: p. 3225-3240.
- ⁴ KRAMER, R., DREXLER, G., PETOUSSI-HENSS, N., ZANKL, M., REGULLA, D., PANZER, W. Backscatter factors for mammography calculated with Monte Carlo methods. *Physics in Medicine and Biology*, 2001; v. 46: p. 771-781.