

OPTIMIZACIÓN DE CALIDAD DE IMAGEN EN RADIOGRAFÍA DIGITAL DE MAMA VS. DOSIS A LA PACIENTE

IMAGE QUALITY OPTIMIZATION IN BREAST DIGITAL RADIOGRAPHY VS. PATIENT DOSE

A. BERNARDO, M. PÉREZ-DÍAZ[†], W.J. ECHEVARRÍA-TORRES, R. DÍAZ-AMADOR

Universidad Central "Marta Abreu" de las Villas, 50100 Santa Clara, Cuba; mperez@uclv.edu.cu[†]

[†] autor para la correspondencia

Recibido 16/3/2017; Aceptado 7/11/2017

Aún no existe un conocimiento profundo de la calidad de imagen respecto a la dosis, que se puede obtener empleando la tecnología "Computed Radiography" (CR). Hacia este objetivo se enfocó el presente trabajo. Se analizan imágenes de mamografía digital obtenidas de un maniquí antropomórfico. Se varió la corriente que alimenta al tubo de rayos X y el tiempo de adquisición de la imagen y la energía del haz de rayos X y se analizó la influencia de esta variación sobre la dosis media glandular y la calidad de imagen. Para esto se emplearon las medidas matemáticas relación señal-ruido, contraste imagen, relación contraste-ruido, índice de similitud estructural, distancia espectral y error medio cuadrático y se estimaron las dosis a partir de mediciones con una cámara de ionización. También se analizó la calidad de imagen subjetivamente utilizando criterio de expertos. Se obtuvo un protocolo optimizado que reduce la dosis media glandular significativamente manteniendo buena la calidad de imagen.

There is still not in-depth knowledge of image quality with respect to the dose, that can be obtained using "Computed Radiography" (CR). Toward this aim the present work was focused on. Digital mammography images obtained from an anthropomorphic phantom were analyzed. The current of the X-ray tube and the acquisition time as well as the energy of the X-ray beam were varied and the influence of these variations on the mean glandular dose and image quality were analyzed. Mathematical metrics like signal-to-noise-ratio, image contrast, contrast-to-noise ratio, structural similarity index, spectral distance and mean squared error were used to grade image quality. Subjective image quality analysis, using the criteria of expert observers, was also included and the doses were estimated from measures done with an ionization chamber. An optimized protocol was obtained which reduced the mean glandular dose significantly while a good image quality was maintained.

PACS: Digital mammography, 87.59.ej; Image quality, 87.57.C; Mean glandular dose, 87.53.Dq; Optimization, 87.55.de

I. INTRODUCCIÓN

Las técnicas digitales tienen potencial para mejorar la práctica de la radiología, pero conllevan el riesgo de abusar de la radiación aplicada al paciente [1–3].

La mama es una región anatómica que requiere una técnica radiográfica altamente especializada. Sus tejidos presentan muy pocas diferencias entre ellos a la absorción fotoeléctrica del haz de radiación, debido a un coeficiente de atenuación muy semejante. Esto implica niveles de contraste imagen muy semejantes entre las estructuras. El problema se complejiza si se analiza que las estructuras y las posibles micro calcificaciones son de muy pequeño tamaño [3] por lo que se requiere de alto contraste, bajo ruido y buena resolución espacial para poder ser detectados.

En la actualidad, en la mayoría de los países, se ha apreciado la tendencia a utilizar dosis más altas de las mínimas necesarias para obtener un estudio con suficiente calidad diagnóstica [3–5].

El objetivo del trabajo ha sido optimizar la relación entre calidad de imagen y dosis media glandular para un equipo de mamografía digital de tecnología CR, dada la actual instalación de tales equipos en nuestro país y la necesidad de contar con herramientas para complementar el control de calidad propuesto por los fabricantes.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

Se utilizó un equipo de adquisición CR, Modelo: Mammomat 3000 nova SIEMENS de un hospital brasileño. Se utilizaron combinaciones ánodo/filtro de Mo/Mo y Mo/Rh. El tipo de ánodo es rotatorio con 8800 rpm. El tamaño del punto focal fue de 0,1 mm (foco fino), buscando lograr la mayor resolución espacial posible.

Se utilizó el maniquí antropomórfico RMI-169 que aparece en la Fig. 1, el cual es un modelo tejido equivalente de una mama real normal con 50% de tejido glandular y 50% de grasa, proporcionando una imagen del tamaño y forma de una mama real comprimida en 5 cm. El maniquí está fabricado de acrílico, moldeado de materiales equivalentes a la mama (BR-12) con una película de mercurio. Su tamaño es 16.5 × 22.2 × 9.5 cm y su peso es de 1.56 kg.

Se obtuvieron 9 imágenes de CR del maniquí antropomórfico, para diferentes condiciones de adquisición, cuyos datos se muestran en la Tabla 1. Para el análisis objetivo de calidad de imagen se situaron Regiones de Interés (ROI), seleccionadas sobre las imágenes y en las mismas se calcularon las siguientes métricas matemáticas: la relación señal a ruido (SNR) y la relación contraste a ruido (CNR), representativas del nivel de ruido de Poisson, así como el contraste imagen (Cima) según [6]. Además, se calcularon un conjunto de medidas relativas a la imagen adquirida a mayor dosis

media glandular: distancia espectral (S1) para analizar la influencia de los parámetros de adquisición sobre la variación en el rango de frecuencias presentes en las imágenes, el Índice de similitud estructural (SSIM), como un indicador de la variación que sufre la resolución espacial al cambiar las condiciones de adquisición y el error medio cuadrático (MSE), para medir píxel a píxel las diferencias en intensidad de la imagen, según [7].

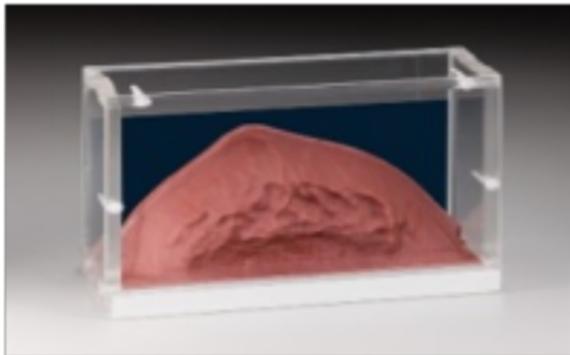


Figura 1. Maniquí antropomórfico RMI-169 (Rachel).

Para la estimación de la dosis media glandular se realizaron mediciones de la carga eléctrica generada con una cámara de ionización tipo lápiz PTW. La dosis media glandular (D) fue calculada según [1].

Las imágenes se cargaron en MATLAB (versión R2013a) y se definieron las 5 ROI manualmente. Las métricas fueron programadas en este lenguaje.

Además, se realizó una evaluación subjetiva de calidad de imagen con dos observadores expertos bajo condiciones de observación estandarizadas. Cada uno de ellos evaluó 30 pares de imágenes aleatoriamente, con diferentes parámetros de adquisición, sin tener conocimiento previo de las condiciones bajo las cuales fue adquirida cada una. La imagen de la izquierda fue siempre la imagen de referencia, que es la adquirida bajo las condiciones que propiciaron la mayor dosis media glandular. La imagen de la derecha, es una imagen con condiciones de adquisición variadas, correspondientes a la Tabla 1 (protocolos). Cada observador evaluó con el valor de 1, si no observaba diferencias entre el par de imágenes, y con 2, si observaba diferencias.

Tabla 1. Protocolos de adquisición de imágenes y sus respectivos valores de dosis media glandular.

Imágenes	Diferencia de Potencial Pico (kVp)	Corriente de tubo por tiempo de adquisición (mA.s)	Combinación ánodo / filtro	Dosis media glandular (mGy)
1	30	180	Mo/Mo	0.688
2	31	180	Mo/Mo	0.835
3	28	180	Mo/Mo	1.189
4	32	180	Mo/Mo	0.814
5	31	160	Mo/Rh	0.535
6	31	140	Mo/Rh	0.475
7	31	125	Mo/Rh	0.620
8	31	110	Mo/Rh	0.804
9	31	200	Mo/Mo	0.670

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Fig. 2 se muestra cómo se comportó la SNR para los diferentes protocolos de adquisición.

El comportamiento de la variable ajustó a polinomios de segundo orden. Apreciamos que las diferencias de calidad de imagen de acuerdo con la SNR no fueron significativas entre los diferentes valores de mA.s ($p = 0.591$). Todos los niveles de ruido fueron bajos.

El comportamiento de la relación CNR se aprecia en la Fig. 3. Este ajustó a polinomios de segundo orden. Al aumentar la corriente de tubo, la CNR se incrementó ligeramente, pero este aumento no fue significativo para las condiciones experimentales monitoreadas ($p = 0.810$). Al aumentar el kVp, (Fig. 3b), se aprecia que disminuyó la CNR, ya que disminuye la interacción de los fotones con los tejidos. Aunque esta disminución es más sensible que el caso anterior, tampoco fue significativa la diferencia entre sus valores ($p = 0.274$).

El comportamiento del contraste imagen ante variaciones de corriente y diferencia de potencial, fue muy semejante a CNR, sin diferencias significativas entre protocolos ($p > 0.05$).

Para realizar el análisis relativo de calidad de imagen se escogió como referencia la obtenida a mayor dosis media glandular. En este caso, fue la imagen 3. En la Tabla 2 se muestran los resultados de las medidas MSE, S1 y SSIM, obtenidas para este tipo de análisis.

La variable MSE, la cual es dependiente íntegramente del valor del píxel, expresa cuán diferentes son 2 imágenes (la referencia y la imagen a comparar) midiendo el error de una con respecto a la otra en la medición de intensidad del píxel.

Apreciamos que las imágenes más semejantes a la imagen adquirida a mayor dosis fueron las imágenes 5 y 6, adquiridas a valores de 180 mA.s y 32 kV con un filtro de Mo; y 160 mA.s, 31 kV con filtro de Rh, respectivamente. La dosis media glandular en la imagen 5 fue de 0.535 mGy y en la 6 fue de 0.475 mGy. Las imágenes con mayores diferencias respecto a la condición de referencia fueron la 8 y la 9, adquiridas con 31 kV y 125 mA.s en un caso y 31 kV y 110 mA.s en el otro. O sea, fueron las imágenes adquiridas a menor valor del producto corriente de tubo por tiempo de adquisición.

La variable distancia espectral nos expresa el comportamiento de la calidad de imagen, pero utilizando el dominio de las frecuencias. En este caso, la variable mide

cuán alejados o cercanos son los contenidos de frecuencias de las imágenes de referencia y la que se compara. Nuevamente, las imágenes más semejantes a la referencia fueron la 5 y la 6 y las más diferentes fueron la 8 y la 9.

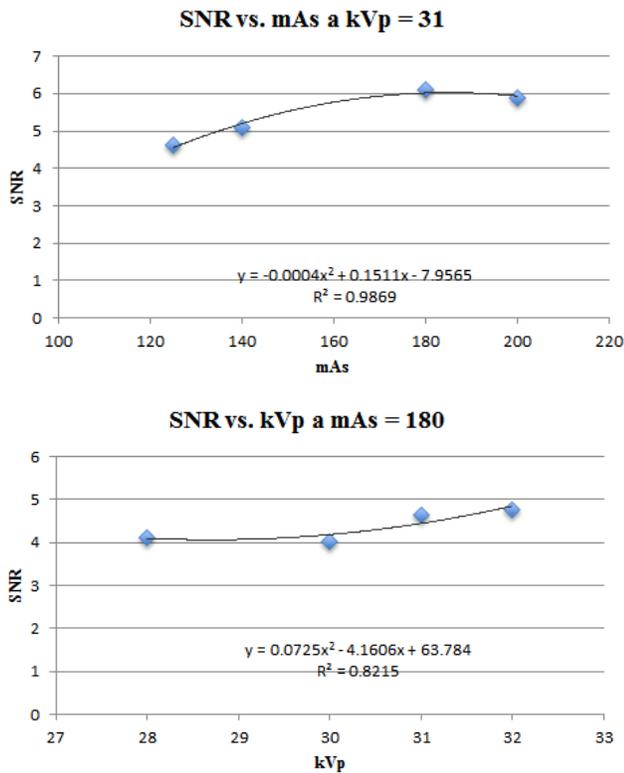


Figura 2. Comportamiento de la relación señal a ruido.

Con respecto al SSIM podemos apreciar que la similitud estructural permaneció prácticamente constante en todo el experimento, por lo que podemos expresar que la resolución espacial no se afectó con la variación de las condiciones de adquisición en ningún caso.

Según el análisis subjetivo, consideramos que la condición de Diferencia de Potencial de 30 kV- Producto corriente por tiempo 180 mA.s y combinación ánodo filtro Mo/Mo fue mejor que la condición de referencia desde el punto de vista visual y es una condición de menor dosis media glandular, 0.688 mGy. Las condiciones 31 – 180-Mo, 32 – 180-Mo, 31 – 160-Rh y 31 – 140-Rh se consideran sin diferencias visuales con respecto a la referencia.

Una vez analizados todos los resultados anteriores proponemos como protocolo optimizado para el equipo CR utilizado, al monitorear mamas con 50 % de tejido glandular y 50 % de grasa, el siguiente: Diferencia de Potencial pico de 31 kV, Producto Corriente por tiempo de adquisición de 140 mA.s y combinación ánodo/ filtro de Mo/Rh. El mismo genera una dosis media glandular de 0.47 mGy, muy por debajo incluso de los valores internacionalmente recomendados que son de 0.7 mGy [1, 2]. Esta combinación de mA.s y kVp mantiene relativamente baja la corriente de tubo como para mantener bajo el nivel de ruido y la dosis, y el kVp en un valor que no afecta el contraste imagen ni aumenta

significativamente la dosis media glandular, al menos cuando se emplea el filtro de Rh para este tipo de mama. Para este protocolo, la calidad de imagen medida de forma objetiva fue muy buena: SNR>5 (el mínimo recomendado es 4 [8]), la CNR≈6, lo cual se considera un valor bueno [8] y el Contraste imagen > 60 %, lo cual sobre un fondo de bajo ruido hace posible visibilizar las estructura [8]. Por otra parte, con este protocolo, a nivel de píxel y a nivel del contenido de frecuencias, se obtuvieron muy pequeñas diferencias con relación a la imagen obtenida a mayor dosis media glandular y la resolución espacial tampoco varió de forma sensible. Los observadores, desde el punto de vista subjetivo, prácticamente no detectaron ninguna diferencia con respecto a la imagen de referencia adquirida a una dosis media glandular mayor.

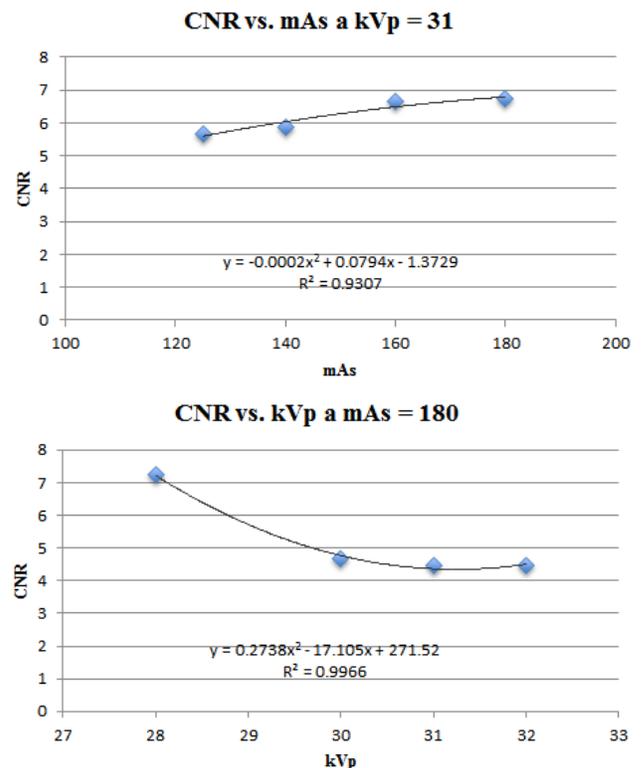


Figura 3. Comportamiento de la relación contraste a ruido ante variaciones de la corriente del tubo (a) y el potencial (b).

Tabla 2. Resultados de las medidas de calidad de imagen relativas a la condición de dosis máxima (Imagen 3).

Imágenes	S1	MSE	SSIM
1	39.220	4.911	0.9990
2	34.986	4.045	0.9993
4	38.769	4.897	0.9991
5	27.132	2.452	0.9997
6	30.473	3.032	0.9995
7	38.598	4.948	0.9991
8	56.234	11.659	0.9979
9	60.583	14.555	0.9973

Igualmente, el protocolo de Potencial de 31 kV, Producto Corriente por tiempo de adquisición de 160 mA.s y combinación ánodo/ filtro de Mo/Rh presentó muy buenos resultados de calidad de imagen y la dosis fue de

0.53 mGy, también por debajo del valor recomendado internacionalmente [1, 2]. La Fig. 4 muestra la imagen mamográfica obtenida del maniquí antropomórfico con el protocolo optimizado propuesto.

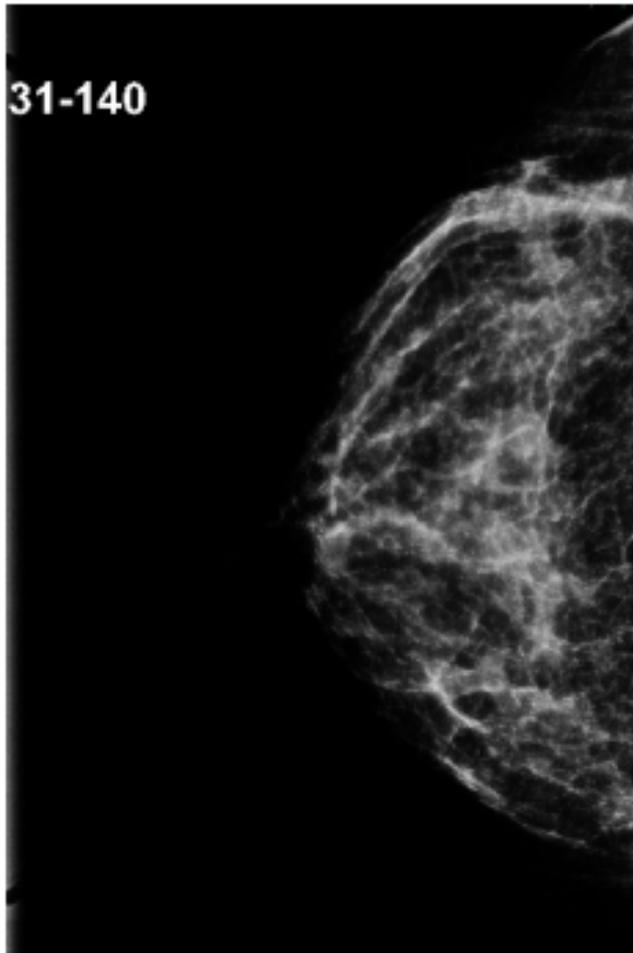


Figura 4. Imagen del maniquí antropomórfico obtenida a 31 kV, 140 mAs y filtro de Rh.

IV. CONCLUSIONES

Los protocolos a 31 kVp, 160 mA.s y 140 mA.s con filtro de Rh mostraron buenos resultados de calidad de imagen

tanto desde el punto de vista objetivo como subjetivo para una mama 50% de tejido glandular y 50% de grasa y propiciaron además las menores dosis media glandulares; por debajo del valor internacionalmente recomendado. Con esto se demuestra que es posible reducir las dosis en estudios de mama realizados con la tecnología digital CR sin afectar sensiblemente la calidad de imagen diagnóstica.

V. AGRADECIMIENTOS

Al Proyecto CNPq-MES entre la UFPE de Brasil y la UCLV de Cuba por el financiamiento de esta investigación.

REFERENCES

- [1] International Atomic Energy Agency (IAEA) 2007 Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice Technical Reports Series No. 457 IAEA, Vienna.
- [2] European Commission (EC) 2013, European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer. Screening and Diagnosis, 4th Ed. (Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities).
- [3] D. R Dance, I. Sechopoulos, *Phys. Med. Biol.* **61**, 271 (2016).
- [4] P. Fernández. "Optimización de las dosis absorbidas en las exploraciones simples de diagnóstico por imagen con equipos digitalizados de rayos X mediante el control y el ajuste del control automático de exposiciones". Monografía, Universidad de Cantabria, 2012.
- [5] Z. Al Kattar, H. E. Balaa, Z. Mazeh, M. Zein-Fakih, Conference on Advances in Biomedical Engineering, 16-18 Sept, 2015. DOI:10.1109/ICABME.2015.7323245
- [6] A. Eskicioglu, P.S. Fisher, *IEEE Trans. Commun.* **43**, 2959 (2003).
- [7] Z. Wang, *IEEE Trans. Image Proc.* **13**, 173 (2004).
- [8] M. Perez-Diaz, O. Lataza, J.V. Lorenzo, A. Taboada, M. Orozco, A.E. Carvalho, M. Ely and H.J. Khoury, *Rev. Cubana Fís.* **28**, 1E7-1E12 (2011).