

PATIENT DOSIMETRY IN DIGITAL MAMMOGRAPHY IN BRAZIL AND COSTA RICA

**Xavier, A.C.S.¹, Cantalupo, B.L.V.C.¹, Andrade, M.E.A.^{1,2}, Alves, F.F.R.³, Pires, S.⁴,
Medeiros, R.B.³, Mora, P.⁵, Barros, V. S. M.¹ and Khoury, H.J.¹**

¹ Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brazil

² Faculdade Integrada de Pernambuco, Recife, Brazil

³ Departamento de Diagnóstico por Imagem, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, Brazil

⁴ Departamento de Informática em Saúde, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, Brazil

⁵ Centro de Investigación en Ciencias Atómicas, Nucleares y Moleculares, Costa Rica

RESUMEN

Los sistemas de mamografía digital se están expandiendo en toda América Latina en los últimos años, pero su uso no siempre es seguido por la optimización de los protocolos de irradiación. Esto puede resultar en dosis absorbidas de radiación más altas en la glándula mamaria. En cuanto a esto, es importante conocer la dosis de radiación administrada a los pacientes debido a estos procedimientos. El objetivo de este trabajo es estimar la dosis glandular media en pacientes sometidos a mamografías digitales en Costa Rica y en dos regiones de Brasil. Los exámenes de mamografía se realizaron con cuatro sistemas CR y cinco sistemas de DR, los equipos son: Siemens Mammomat 3000 Nova con Carestream Kodak DirectView (CR) y dos Hologic Lorad Selenia (DR), que se encuentran en Recife, Brasil; Hologic Lorad MIV y GE Performa con Carestream Kodak Direct View Elite (CR) y GE Senographe DS (DR), ubicados en São Paulo, Brasil; MammoDiagnost Philips con Agfa Healthcare MM3.0 (CR) y dos Planmed Nuance (DR), que se encuentran en Costa Rica. Los parámetros de irradiación (kVp, mAs y combinación ánodo/filtro) y espesor de la mama comprimida fueron registrados durante los exámenes. El rendimiento del tubo y la capa hemirreductora fueron medidos para varios valores kVp usando cámaras de ionización calibradas a la calidad de la radiación de la mamografía. La dosis glandular media (MGD) se determinó sobre la base de los factores de conversión estimados por DANCE et al. y el Kerma-aire incidente, calculado a partir del rendimiento del tubo. Los resultados mostraron que los valores MGD para mamas con un espesor de 4 cm a 6 cm variaron de 0,8 mGy a 6,2 mGy en sistemas CR y de 0,7 mGy a 8,5 mGy en sistemas de DR. Los valores MGD se incluyen dentro de los niveles de referencia de la CEC, pero algunos valores MGD son más altos que los niveles de referencia europeos, lo que indica la necesidad de optimizar los protocolos de irradiación.

1. INTRODUCCIÓN

El cáncer de mama es el segundo tipo de cáncer más frecuente en el mundo y el más incidente entre las mujeres. Cuando es diagnosticado precozmente presenta grandes posibilidades de ser curado. Los dos métodos más eficaces para la detección del cáncer de mama son el examen clínico de la mama y la mamografía [1]. Hoy en día, son utilizados diferentes sistemas de mamografía: El equipo convencional, conocido también como pantalla-película, y los equipos digitales de radiografía computarizada (CR) y de radiografía digital directa (DR). Los sistemas de mamografía digital presentan innumerables ventajas, cuando son comparados con el sistema convencional, relacionadas a la adquisición, tratamiento y almacenamiento de la imagen. Una de las principales ventajas es que el sistema digital presenta un amplio rango dinámico para la formación de la imagen en comparación al sistema convencional, cuya respuesta es representada por la curva sensitométrica de la película. En este caso el rango dinámico corresponde al intervalo lineal de la curva. En los

sistemas digitales la respuesta es más amplia y lineal con la exposición, de modo que la respuesta del detector digital mejora con el aumento de la exposición, no presentando saturación. Con este comportamiento del sistema digital puede ocurrir una sobreexposición del paciente sin que se perciba en la imagen pues con los recursos de pos-procesamiento de la imagen se obtiene una imagen adecuada para el diagnóstico [2].

En relación a las principales diferencias entre los sistemas CR y DR podemos citar que en el sistema CR se puede utilizar el mismo equipo de rayos X y cambiar apenas la película por una placa de imagen (placa de fósforo) y la procesadora de películas por un lector CR, teniendo un gasto menor, mientras que la tecnología DR necesita la substitución del equipo de rayos X por un mamógrafo que tenga el sistema DR acoplado, que va adquirir y procesar la imagen automáticamente, proporcionando la lectura directa de la misma.

La utilización de sistemas digitales de imagen no siempre vienen acompañadas de la optimización de los protocolos de adquisición de imagen. Por tanto, es cuestionable si en la práctica o uso de estos sistemas realmente reduce la dosis recibida por el paciente. En este sentido, es importante la realización de estudios para la validación de la protección radiológica de los pacientes, como también para el establecimiento de protocolos que contribuyan a la optimización de los procedimientos con la producción de imágenes de alta calidad con la menor dosis al paciente. El presente trabajo tiene como objetivo analizar la dosis glandular media (DGM) en pacientes que realizan mamografías digitales en dos ciudades de Brasil (Recife y São Paulo) y también en Costa Rica.

2. METODOLOGIA

2.1. Caracterización de los equipos

Los exámenes mamográficos fueron realizados usando cuatro sistemas CR y cinco DR, estos fueron Siemens Mammomat 3000 Nova con Carestream Kodak DirectView (CR) y dos Hologic Lorad Selenia (DR), localizados en Recife, Brasil; Hologic Lorad MIV y GE Performa con Carestream Kodak Direct View Elite (CR) y GE Senographe DS (DR), localizado en São Paulo, Brasil; Mammodiagnost Philips con Agfa Healthcare MM3.0 (CR) y dos Planmed Nuance (DR), localizados en Costa Rica. Los equipos de Recife y de Costa Rica son todos de clínicas diferentes y los de São Paulo son todos de la misma clínica.

Algunas características importantes de los equipos están en las Tablas 1 y 2. Cuanto menor la resolución, menor son las estructuras que se pueden visualizar en la imagen. Cuanto mayor los Bit depth, más cantidades de tonos de gris la imagen va a tener.

Tabla 1. Caracterización de los equipos con sistema de imagen DR

Ubicación	Sistema de imagen DR	Resolución	Detector de imagen	Bit depth
Costa Rica	Planmed Nuance	85	a-Se	13
São Paulo (Brasil)	Senographe DS (GE)	100	a-Si / CsI	14
Recife (Brasil)	Hologic Selenia (Lorad)	70	a-Se	14

Tabla 2. Caracterización de los equipos con sistema de imagen CR

Ubicación	Sistema de imagen CR	Mamógrafo	Resolución	Detector de imagen	Bit depth
Costa Rica	Agfa (MM3.0) Mammo	Mammodiagnost (Philips)	50	BaSrFBr:Eu	12
São Paulo (Brasil)	Carestream Direct View (Kodak)	Performa (GE)	50	BaFBr:Eu	12
São Paulo (Brasil)	Carestream Direct View (Kodak)	Hologic MIV (Lorad)	50	BaFBr:Eu	12
Recife (Brasil)	Carestream Direct View (Kodak)	Mammomat · 30000 nova (Siemens)	50	BaFBr:Eu	12

2.2. Cálculo da la Dosis Glandular Media

El valor de la dosis glandular media (DGM) fue obtenido a través del valor Kerma-aire incidente multiplicado por coeficientes de conversión dependientes del tipo de ánodo/filtro, de la glandularidad de la mama y de la camada semi-reductora específicos para las condiciones de irradiación de cada paciente de acuerdo con la ecuación abajo, donde los coeficientes *s*, *g* y *c* son encontrados en las tablas hechas por Dance y colaboradores. Un punto importante es que esa metodología de cálculo de dosis solo es válida para pacientes entre 40 y 64 años, luego los datos fueron analizados para pacientes entre esas edades [3].

$$DGM = s * g * c * k_{a,i} \quad (5)$$

Los valores de “*g*” son proporcionados en una tabla que depende de la capa hemirreductora (CSR) y del espesor de la mama. El coeficiente “*s*” depende apenas de la combinación ánodo/filtro utilizada para la producción de la imagen y el coeficiente “*c*” depende de la glandularidad de la mama, del espesor de la mama y del CSR. La glandularidad de la mama depende tanto del espesor de la mama a lo largo como también de la edad de la paciente.

3. RESULTADOS

3.1. Caracterización de las pacientes

La dosis glandular media fue analizada para pacientes con edad entre 40 y 64 años y con espesor de mama comprimida entre 4 y 6 cm. No fueron consideradas mamas con silicona, sólo las incidencias de rutina (CCD, CCE, MLOD, MLOE). En total fueron analizados 3657 mamografías y la Figura 1 muestra la distribución por rango de espesor de la mama comprimida. Se aprecia que más de 60% de las mamas analizadas entre 4 y 6 cm superan los 5,1 cm.

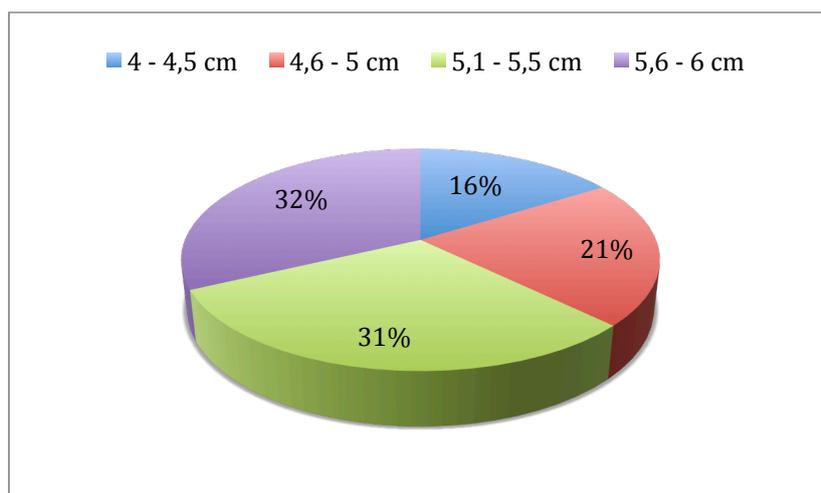


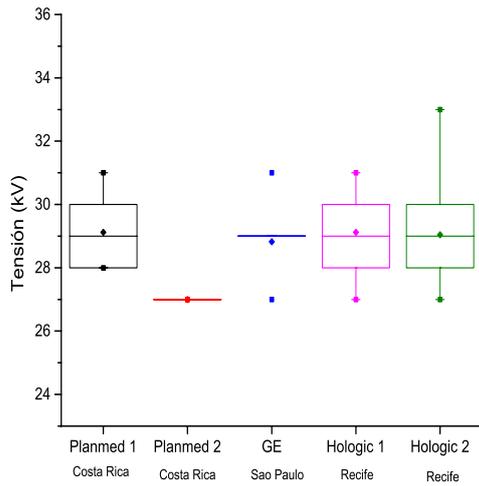
Figura 1. Distribución del espesor de las mamas comprimidas de las pacientes por intervalo de espesor.

3.1. Caracterización de los parámetros de irradiación

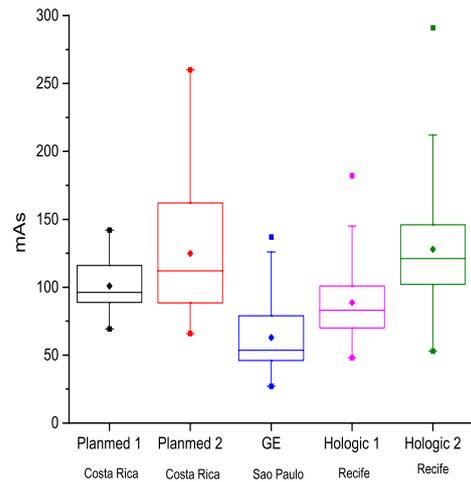
Las Figuras 2 y 3 muestran la distribución Box&Whiskers de los valores obtenidos para el mAs y la tensión de los equipos DR y CR. En esta distribución los límites del rectángulo corresponden al valor del primer y del tercer cuartil, esto es 25% e 75% de los datos. El rectángulo contiene 50% de los datos. La línea en el interior del rectángulo indica la mediana de los datos y el rombo en el interior del rectángulo indica el valor de la media. Las semi-rectas indican el valor máximo y mínimo de los datos. Los datos que están fuera de la distribución, conocidos como outliers, son indicados por cuadrados.

Al analizar las Figuras 2 y 3 y la tabla 3, se observa que en los equipos digitales existe un amplio rango de tensión, de 24-35 kV. Esto puede ser explicado cuando se compara con los equipos convencionales, ya que en los sistemas digitales no hay una preocupación tan grande con el contraste generado por la tensión ya que puede ser alterado después de la adquisición de la imagen. La preocupación con la imagen es obtener una buena relación señal-ruido que a su vez, mejora con el aumento de la intensidad de la radiación. En los sistemas convencionales hay una menor flexibilidad para controlar el contraste de la imagen en la película, debido a esto, el espectro es escogido en función de proporcionar un contraste más adecuado. Esto se obtiene con tensiones próximas de 26 kV para mamas medianas. Imágenes generadas con bajas tensiones producen mayores dosis al paciente ya que los haces de baja energía son absorbidos por la piel de la paciente, sin tener utilidad en la producción de la imagen. [4].

Se observa también que es utilizado un gran rango de mAs, esto se debe al hecho ya mencionado anteriormente que en los sistemas digitales, el rango dinámico de los detectores digitales es amplio, resultando siempre en una imagen con contraste adecuado independiente si la intensidad es alta o baja y cuanto mayor la intensidad de la radiación mejor es la relación señal-ruido [2].

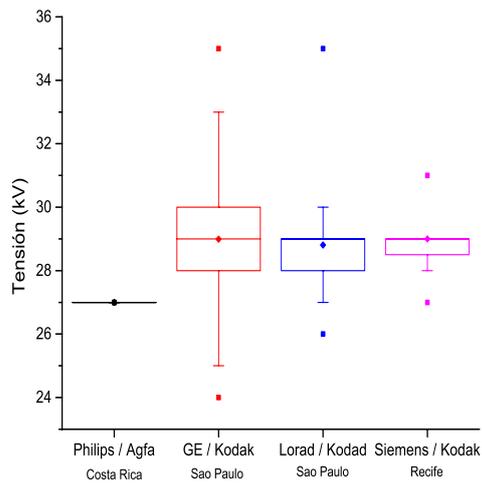


(a)

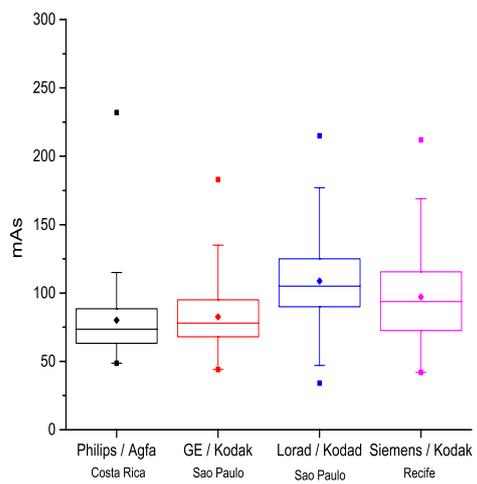


(b)

Figura 2. Distribución de los valores de tensión (a) y mAs (b) para los equipos DR.



(a)



(b)

Figura 3. Distribución de los valores de tensión (a) y mAs (b) para los equipos CR

Tabla 3. Valores mínimos, máximos y promedios de los parámetros de irradiación (Tensión y mAs) utilizados para la producción de la imagen.

Ubicación	Equipos	Sistema de imagen	Valor	Tensión (kV)	mAs
Costa Rica	Planmed Nuance (1)	DR	Promedio	29	101
			Mín-Máx	28-31	69-142
Costa Rica	Planmed Nuance (2)	DR	Promedio	27	125
			Mín-Máx	27- 27	66 - 260
Costa Rica	Philips + Agfa	CR	Promedio	27	80
			Mín-Máx	27- 27	49-232
São Paulo (Brasil)	Performa + Kodak	CR	Promedio	29	83
			Mín-Máx	24 - 35	44 -183
São Paulo (Brasil)	Hologic + Kodak	CR	Promedio	29	109
			Mín-Máx	26 - 35	34 - 215
São Paulo (Brasil)	Senographe DS	DR	Promedio	29	63
			Mín-Máx	27 - 31	27 - 137
Recife (Brasil)	Hologic Selenia (1)	DR	Promedio	29	89
			Mín-Máx	27 - 31	48-182
Recife (Brasil)	Hologic Selenia (2)	DR	Promedio	29	128
			Mín-Máx	27 - 33	53-291
Recife (Brasil)	Siemens + Kodak	CR	Promedio	29	97
			Mín-Máx	27-31	42-212

3.2. Análisis de la dosis glandular media

La Figura 4 muestra la distribución Box&Whiskers de la DGM para los equipos con sistema DR. Los equipos Hologic de Recife muestran dos valores fuera de la distribución. En el primer este??? valor corresponde a la mamografía de una mujer de 50 años, con espesor de la mama comprimida igual a 5,3 cm y la técnica empleada para adquirir la imagen fue de 29 kV con 182 mAs. Ya en el equipo Hologic 2 el valor fuera de la distribución corresponde a una mujer de 40 años, con espesor de la mama comprimida de 5,5 cm y con la técnica de 30 kV con 291 mAs. Ambos valores coinciden con los outliers del mAs.

Con relación a las combinaciones ánodo/filtro, en el primer equipo Planmed, se utilizó el ánodo de molibdeno con filtros de molibdeno y de ródio, ya en el segundo equipo Planmed se utilizó el ánodo de molibdeno solo con el filtro de molibdeno. En el equipo de la GE fueron utilizadas tres combinaciones, Molibdeno-Molibdeno, Molibdeno-Rodio, Rodio-Rodio y es el equipo que obtuvo las menores dosis. Los equipos de la Hologic utilizaron solamente la combinación Molibdeno-Molibdeno y fueron los equipos que obtuvieron las mayores dosis. Este análisis sugiere la importancia de utilizar un filtro adecuado al espesor de la mama.

En 2000, Dance et al. estudiaron la influencia de la combinación ánodo/filtro en la dosis media absorbida, en el contraste de la imagen y en la relación contraste/ruido. Los resultados mostraron que la combinación Mo/Mo es la más apropiada en mamografías convencionales, pero en la mamografía digital esta combinación presenta el mejor resultado solamente para

mamas con espesor menor que 2,0 cm. Las combinaciones anodo/filtro (Mo/Rh, W/Rh, Rh/Rh, e Rh/Al) pueden ofrecer una menor dosis absorbida para una misma relacion señal-ruído tratandose de mamas con espesor mayor. [5]

La Figura 5 muestra la distribución Box&whiskers de la DGM para los equipos con sistema CR. Los cuatro equipos muestran valores fuera de la distribución. Para el primer equipo (Philips/Agfa) el espesor de la mama comprimida y los parámetros para producir la imagen fueron respectivamente, 5,6 cm, 232 mAs e 27 kV. La edad de esta paciente no es conocida. Para el segundo (Ge Performa/Kodak) la edad de la paciente, el espesor de la mama comprimida y los parámetros para la producción de la imagen fueron respectivamente, 54 años, 6 cm, 121 mAs, 33 kV. Para el tercer equipo (Lorad/Kodak) fueron 64 años, 5,5 cm, 215 mAs, 29 kV. Para el cuarto (Siemens/Kodak) fueron 44 años, 6 cm, 212 mAs, 31 kV. Las combinaciones ánodo-filtro utilizadas en el primer y en el cuarto equipo fueron Molibdeno-Molibdeno e Molibdeno-Rodio. Para el segundo y para el tercero fueron utilizados apenas molibdeno-molibdeno.

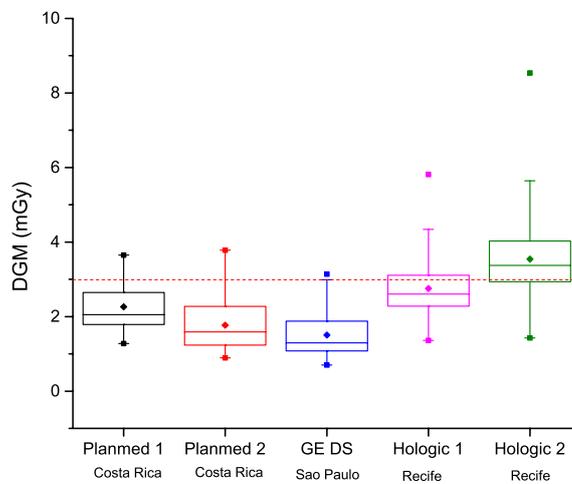


Figura 4. Dosis Glandular media para los equipos DR

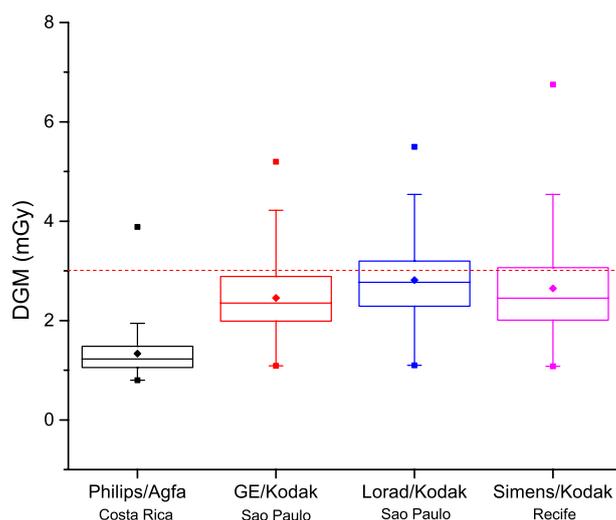


Figura 5. Dosis Glandular media para los equipos CR

En la tabla 4 se encuentran los límites aceptables y alcanzables para la dosis glandular media según el Protocolo Europeo [6]. Para las mamas de espesor de 3,2 cm hasta 6,0 cm, las dosis aceptable es de 1,5 hasta 3 mGy. En las Figuras 4 y 5 hay una línea trazada roja para indicar el límite de 3 mGy. Se nota que la mayoría de los datos están abajo de la línea pero demuestra que aún es necesario optimizar.

Tabla 4. Límites aceptables y alcanzables para la dosis glandular media según la agencia internacional de energía atómica.

Espesor de la mama (cm)	Límite aceptable (mGy)	Límite alcanzable (mGy)
3,2	1.5	1.0
4,5	2.0	1.6
5,3	2.5	2.0
6,0	3.0	2.4

3. CONCLUSIONES

Los resultados de este trabajo muestran que la mayoría de las dosis fueron aceptables de acuerdo con el Protocolo Europeo, pero aún existe la necesidad de optimizar, como por ejemplo el equipo de la hologic que mostró dosis muy altas. Fue visto también la importancia de la utilización de las combinaciones ánodo-filtro.

4. REFERENCIAS

1. Instituto Nacional do Câncer (INCA). Tipos de Câncer: Mama <http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/mama> (2014).
2. Korner, M., Weber, C. Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview. *RadioGraphics* (2007) 675-687.
3. Dance, D., Skinner, C. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys. Med. Biol.* 45 (2000) 3225–3240
4. Bick, U., Diekmann, F. *Digital mammography*, Springer, Berlin-Germany (2010).
5. Dance, D.R.; Thilander, A.K.; Sandborg, M; Skinner, C.L.; Castellano, I.A.; Carlsson, G.A. influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study. PUBMED. 2000.
6. European Commission. European guidelines for **quality assurance** in breast cancer screening and diagnosis Fourth edition (2013)