

# CONTROL DE CALIDAD Y DOSIS GLANDULAR MEDIA EN MAMOGRAFIA CON SISTEMA DE RADIOGRAFÍA COMPUTADORIZADA

**Batista. W.O.<sup>a</sup>; Souza dos Santos, L.R.<sup>b</sup>**

<sup>a</sup> Instituto Federal da Bahia, , Rua Emidio Santos, SN, Barbalho, 40301-015 - Salvador - BA, Brasil.

<sup>b</sup> IFBA – Bolsista Projeto REBRATS

## RESUMEN

**Objetivo:** Evaluar parámetros de control de calidad aplicables fundamentalmente al conjunto equipamiento generador de rayos X y receptor de imagen, presentando una metodología simple y validada por entidades internacionales. **Materiales y Métodos:** Parámetros de exposición (kV, pero y combinación blanco/filtro) utilizados por el modo automático de exposición fueron reproducidos en dos equipamientos para determinar la Razón Contraste Ruido (CNR), la Razón Señal Ruido (RSR) y la Dosis Glandular Media (DG). La Dosis Glandular Media (DG) fue determinada utilizando el método de Baile (2000), validada por el protocolo europeo. Fueron utilizadas capas de polimetilmetacrilato para simular espesores mamáries de 20 mm, 30 mm, 40 mm, 45 mm, 50 mm e 60 mm. **Resultados:** Los resultados mostraron que el control automático de exposición seleccionó sólo una combinación blanco/filtro de Mo/Mo para todos los espesores de mamas, lo que resultó en valores de DG por encima de los límites recomendables. **Conclusiones:** La metodología aplicada permitió de manera simple y eficaz evaluar la DG y la asocias a otros factores de calidad de la imagen radiográfica digital.

## 1 INTRODUCCIÓN

La mamografía con sistemas digitales fue desarrollada con el objetivo de presentar una nueva técnica de adquisición y almacenamiento de imágenes, a fin de mejorar la calidad de imagen para el diagnóstico del cáncer de mama (1). En Brasil, los sistemas de imágenes digitales están siendo cada vez más empleadas en las prácticas clínicas con la inserción de los sistemas de radiografía computadorizada (CR) (2; 3).

El sistema CR es un tipo de detector de mamografía digital, el cual utiliza una placa de material fotoestimulável (fósforo) insertada en un cassette similar en formato y dimensiones a un cassette convencional. Su cadena es compuesta por la adquisición de la imagen, procesamiento (digitalizador), visualización (estación y trabajo), impresión (digital a láser) y visualización de la película (1; 5; 6).

La dosis glandular media (DGM) es definida como la dosis media absorbida en el tejido glandular mamário (7). Es la grandeza dosimétrica que mejor caracteriza el riesgo carcinogênico de la radiación ionizante en mamografía (2), una vez que el tejido glandular es altamente sensible a la radiación ionizante. La dosis glandular media es determinada por tres factores: la características del equipamiento, factores técnicos seleccionados, tamaño y densidad de la mama evaluada. El feixe de radiación de cada equipamiento es normalmente calibrado de modo a suministrar una dosis absorbida recomendada y conocida para una mama comprimida de espesor de 53 mm (6).

Una de las dificultades de los sistemas CR es obtener buena resolución espacial, elevada resolución de contraste y elevada razón señal ruido con dosis glandular media comparables a aquellas practicadas en el sistema convencional. Esto porque el proceso de digitalización está sujeto la interferencia de luz difusa que afecta la resolución espacial y de contraste haciendo difícil la obtención de imágenes con calidad elevada con dosis bajas (8).

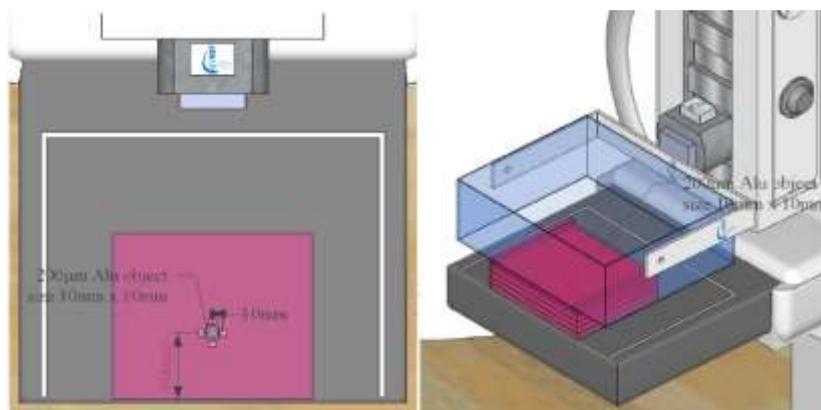
En este contexto, el objetivo general de este trabajo fue realizar ítems de control de calidad aplicables fundamentalmente al conjunto equipamiento generador de rayos X y receptor de imagen. Los objetivos específicos fueron presentar una metodología simple y validada por entidades internacionales que pueda ser aplicada a los sistemas mamográficos con CR y asociar los parámetros de control de calidad con los valores de Dosis Glandular Media,  $D_G$ .

## 2 MATERIALES Y METODOS

### 2.1 Determinación de la Razón Contraste Ruido (CNR) y Razón Contraste Ruido (SNR)

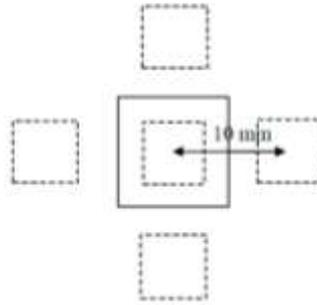
Las pruebas fueron realizadas en dos equipamientos de mamografía de la Siemens Mammomat 3000 NOVA, y en un equipamiento de la Hologic LORAD M-IV. Estos equipamientos fueron identificados como equipamiento 1 (Siemens Mammomat 3000 NOVA) y el equipamiento 2 (Hologic LORAD M-IV). El sistema de radiografía computadorizada instalado y evaluado fue CareStream DirectView CR conjuntamente con las placas de imagen, Image Plate M3.

Para determinar la Razón Contraste Ruido (CNR) y la Razón Señal Ruido (SNR) fueron utilizadas un conjunto de placas rectangulares de PMMA (10 mm y 5 mm de espesor) con dimensión de 18 cm x 24 cm. Estas placas simularon diferentes espesores de la mama (20 mm, 30 mm, 40 mm, 45 mm, 50 mm e 60 mm) y una pequeña placa de aluminio para presentar una diferencia de contraste conocida, típica de microcalcificaciones (5), de tamaño 20 mm x 20 mm e 0,2 mm de espesor posicionada entre dos placas de PMMA centralizada lateralmente y localizada a 6 cm del reborde externo de la placa (lado de la pared torácica), conforme la Figura 1.



**Figura 1.** Posicionamiento da placa de alumínio. Adaptado do protocolo europeu; EUREF

Todas las exposiciones fueron efectuadas en modo automático de exposición y los valores del producto corriente-tiempo (mAs), de la tensión (kV) y la combinación blanco/filtro fueron registrados para cada espesor. Las imágenes fueron digitalizadas y disponibilizadas en formato DICOM. Utilizando las herramientas de medición del software del digitalizador seleccionamos pequeñas Regiones de Interés ROIs, Figura 2, para determinación del valor medio del píxel en el local donde estaba posicionada la cuchilla de aluminio, el valor medio del píxel en el PMMA, desvío normalizado y densidad óptica.



**Figura 2-** Determinación de los ROIs para calcular el valor medio de los píxeles en el aluminio y en el fondo. Adaptado del Protocolo español de control de calidad en

La SNR fue evaluada utilizando la expresión, Ecuación 1.

$$SNR = \frac{VMP (PMMA)}{\sigma (PMMA)} \quad (1)$$

donde VMP es igual al valor medio del píxel en el PMMA y  $\sigma$  corresponde al desvío normalizado del píxel en el PMMA. La CNR fue evaluada utilizando la expresión, Ecuación 2 definida en el protocolo europeo (5; 11):

$$CNR = \frac{VMP (PMMA) - VMP (Al)}{\sqrt{\frac{\sigma (PMMA)^2 + \sigma (Al)^2}{2}}}; \quad (2)$$

donde VMP (PMMA) es el valor medio del píxel en el PMMA, VMP (Al) es el valor medio del píxel en el aluminio y  $\sigma$  el valor medio del desvío normalizado en el PMMA y en el aluminio (Al), respectivamente. El análisis de los resultados fue realizada a través de la CNR relativa a los valores de CNR para diferentes espesores con el valor de CNR del espesor normalizado de 50 mm de PMMA, conforme la Ecuación 3 (5; 6; 11):

$$CNR_{relativa} = \frac{CNR_n}{CNR_{50\text{ mm}}} \times 100; \quad (3)$$

donde, CNRn corresponde al CNR asociada la diferentes espesores.

## 2.2 Determinación de la dosis glandular media DG

La Dosis Glandular Media DG fue determinada para los espesores de PMMA de 20 mm, 30 mm, 40 mm, 45 mm, 50 mm e 60 mm. Fueron reproducidos en modo manual los parámetros de exposición (kV, mAs y combinación blanco/filtro) utilizados por el modo automático de exposición. Para registrar el kerma en la superficie de entrada de la piel utilizamos un multimedidor la base de semiconductor marca RAPIDOSE de la Radcal tipo RAPD-M, acoplado al notebook con el software propio. Con el sensor posicionado sobre las placas evaluamos el kerma en la superficie de entrada sin contribución de retroespalhamento como previsto en los métodos de estimativa de DG del protocolo europeo. Además de la medida del kerma el multimedidor también suministra el valor de la capa semirreductora (CHR), la

filtração total y tensión en el tubo (kV). Optamos por el método, internacionalmente acepto, descrito por DANCE et al (14) para calcular la dosis glandular media para mamas típicas de espesor y composición equivalente al espesor de PMMA, calculado a través de la siguiente expresión, Ecuación 4:

$$DGM = K_{ar} g c s; \quad (4)$$

donde,  $K_{ar}$  es el kerma en la superficie de entrada, sin el retroespalhamento;  $g$  es el factor que corresponde a una mama con 50% de glandularidade, derivado a partir de diferentes valores de capa semirreductora,  $c$  es un factor de corrección para diferencia en la composición de una mama del 50% glandularidade y  $s$  es un factor de corrección para diferencia en el espectro de rayos X (4).

### 3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

#### 3.1 Razon Señal Ruido (SNR)

Las Tablas 1 y 2 presentan los valores de la razón señal ruido (SNR), de la variación porcentual, de los valores límites establecidos por el protocolo europeo y los factores de exposición, en los equipamientos 1 y 2, respectivamente.

Tabla 1 - Valores Razón Señal Ruido del equipamiento 1. Salvador, Bahia, 2014.

Espesores de PMMA (mm)	kV: Mo/Mo	mAs	VMP	$\sigma$	RSR medido	Variacion RSR (%)	Limite porcentual da RSR*
20	26	27,7	2121,0	7,6	279,1	6,84	$\pm 10\%$
30	26	58,9	2109,0	7,9	267,8	2,52	$\pm 10\%$
40	27	96,6	2122,8	8,3	255,8	-2,09	$\pm 10\%$
45	27	134	2072,5	8,4	247,5	-5,26	$\pm 10\%$
50	28	152	2102,8	8,2	257,2	-1,53	$\pm 10\%$
60	28	304	2131,8	8,2	260,0	-0,48	$\pm 10\%$

\*Fonte: European Commission (2006) (5). VMP – valor medio del pixel;  $\sigma$  – desviacion estandar

Tabla 2 - Valores da Razón Señal Ruido (RSR) del equipamiento 2. Salvador, Bahia, 2014.

Espesores de PMMA (mm)	kV: Mo/Mo	mAs	VMP fondo	$\sigma$	RSR medido	Variacion RSR (%)	Limite porcentual da RSR*
20	26	32,2	2242,5	6,5	343,7	1,43	$\pm 10\%$
30	27	59,5	2239,8	6,4	350,0	3,28	$\pm 10\%$
40	28	93,3	2213,8	6,7	332,9	-1,75	$\pm 10\%$
45	28	130	2217,8	6,5	341,2	0,69	$\pm 10\%$
50	29	175	2173,5	6,7	325,6	-3,90	$\pm 10\%$
60	31	178	2208,0	6,5	339,7	0,25	$\pm 10\%$

\*Fonte: European Commission (2006) (5). VMP – valor medio del pixel;  $\sigma$  – desviacion estandar

Todos los valores de la variación porcentual de la RSR se encuentran dentro de los límites previstos en el protocolo europeo. La variación máxima de la RSR encontrada en el equipamiento 1 fue del 6,84% para el espesor de 20 mm de PMMA. En el equipamiento 2 la variación máxima fue de 8,21%; y 3,90% para espesor de 50 mm, estando ambos abajo de los  $\pm 10\%$ . La diferencia en la RSR medido y de la variación porcentual de la RSR entre los diferentes equipamientos es debido a mayor eficiencia de la reja antidifusora del equipamiento 2 la cual reduce la radiación esparcida tanto de la dirección perpendicular al material de absorción, cuánto en la dirección paralela a las líneas de la reja, mejorando la razón señal ruido.

### 3.2 Razón Contraste Ruido (CNR)

Las Tablas 3 y 4 presentan los valores de la razón contraste ruido (CNR), CNRrelativa, valores previstos y factores de exposiciones en imágenes obtenidas en el equipamiento 1 y en el equipamiento 2, respectivamente.

Tabla 3 - Valores Razón Contraste Ruido (CNR) en el equipamiento 1. Salvador, Bahia, 2014.

Espesores de PMMA (mm)	kV Mo/Mo	mAs	VMP fondo	$\sigma$	VMP 0.2 mm de Al	$\sigma$ para 0.2 mm de Al	CNR medido	CNR relativa (%)	Limite para CNR relativa (%)*
20	26	27,7	2121,0	7,6	2058	8	8,07	141	> 115
30	26	58,9	2109,0	7,9	2050	8,1	7,39	129	>110
40	27	96,6	2122,8	8,3	2070	8,2	6,39	112	>105
45	27	134	2072,5	8,4	2022	8,4	6,02	105	>103
50	28	152	2102,8	8,2	2056	8,2	5,71	100	>100
60	28	304	2131,8	8,2	2091	7,9	5,06	89	>95

\*Fuente: European Commission (2006) (5). VMP – valor medio del pixel;  $\sigma$  – desviación estándar

Tabla 4 – Valores Razón Contraste Ruido (CNR) en el equipamiento 2. Salvador, Bahia, 2014.

Espesor de PMMA (mm)	kV Mo/Mo	mAs	VMP fondo	$\sigma$	VMP 0.2 mm de Al	$\sigma$ para 0.2 mm de Al	CNR medido	CNR relativa (%)	Limite para CNR relativa (%)*
20	26	32,2	2242,5	6,5	2172	6,8	10,58	165	> 115
30	27	59,5	2239,8	6,4	2175	8,5	8,61	134	>110
40	28	93,3	2213,8	6,7	2156	7,2	8,33	130	>105
45	28	130	2217,8	6,5	2161	7,0	8,40	131	>103
50	29	175	2173,5	6,7	2130	6,9	6,41	100	>100
60	31	178	2208,0	6,5	2154	6,7	8,18	128	>95

\*Fuente: European Commission (2006) (5). VMP – valor medido pixel;  $\sigma$  – desviación estándar

Los valores medidos para CNR y CNRrelativa correspondientes a todos los espesores de PMMA evaluadas atienden a los límites recomendados. Sin embargo, se percibe una mayor respuesta en los valores obtenidos por el equipamiento 2, debido a mayor eficiencia de la rejilla que aumenta la CNR, mejorando la calidad de la imagen.

### 3.3 Dosis Glandular Media (DG)

En las Tablas 5 y 6 están presentados los valores de la dosis glandular media para diferentes espesores, límites aceptables y factores de exposición en los equipamientos 1 y 2, respectivamente.

Tabla 5 - Valores de la Dosis Glandular Media en el equipamiento 1. Salvador, Bahia, 2014.

Espesor de PMMA (mm)	Espesor de mama equivalente (mm)	kV Mo/Mo	mAs	CSR	K <sub>AR</sub> (mGy)	D <sub>G</sub> (mGy)	Nivel Aceitável (mGy)*
20	21	26	28	0,32	2,43	0,86	< 1.0
30	32	26	56	0,32	5,11	1,32	< 1.5
40	45	27	100	0,33	10,77	2,22	< 2.0
45	53	27	125	0,33	13,62	2,53	< 2.5
50	60	28	140	0,34	17,34	3,02	< 3.0
60	75	28	300	0,34	38,04	5,60	< 4,5

\*Fonte: European Commission (2006) (5).

Tabla 6 - Valores de la Dosis Glandular Media en el equipamiento 2. Salvador, Bahia, 2014.

Espesor de PMMA (mm)	Espesor de mama equivalente (mm)	kV Mo/Mo	mAs	CSR	K <sub>AR</sub> (mGy)	D <sub>G</sub> (mGy)	Nivel Aceitável (mGy)*
20	21	26	32,5	0,30	2,80	0,94	<1.0
30	32	27	60	0,31	6,12	1,54	<1.5
40	45	28	93,3	0,32	10,93	2,20	<2.0
45	53	28	130	0,32	15,46	2,80	<2,5
50	60	29	175	0,33	21,79	3,71	<3,0
60	75	31	178	0,34	31,56	4,64	<4,5

\*Fonte: European Commission (2006) (5).

Se nota que en ambos equipamientos más pequeños espesores de PMMA presentaron valores dentro del nivel aceptable. Con el aumento del espesor hubo un aumento de la DG con pequeñas variaciones en relación al límite aceptable.

En el equipamiento 1, para espesor de 45 mm de PMMA la DG = 2,53 mGy supera el nivel aceptable. Pero, considerando que la diferencia entre el valor calculado y el nivel aceptable es de la orden de 0,03 mGy (1,2%) que es inferior a los niveles de incertidumbre del 6,9% referenciado por el protocolo IAEA TRS 457 (15), estando por lo tanto en conformidad.

Sin embargo en el equipamiento 2, para espesor de 45 mm de PMMA la DG = 2,80 mGy, el valor se encuentra fuera del aceptable, una vez que la diferencia entre el valor calculado y el

nivel aceptable es de la orden de 0,3 mGy (12%) que es superior a los niveles de incertidumbres del 6,9% referenciado por el protocolo IAEA TRS 457 (15). Este resultado también está relacionado con la reducción más eficiente de la radiación esparcida en el equipamiento 2, que a pesar de mejorar la calidad de la imagen, aumenta la dosis en el paciente.

La dosis glandular media es mayor en mamas con mayores espesores, pues es necesaria una mayor penetrabilidad de los feixes de rayos X, aumentando la tensión (kV) y el mAs. Las Figuras 2 y 3 demuestran una gráfica que relaciona el espesor de PMMA (mm) y la DG (mGy) para ambos equipamientos.

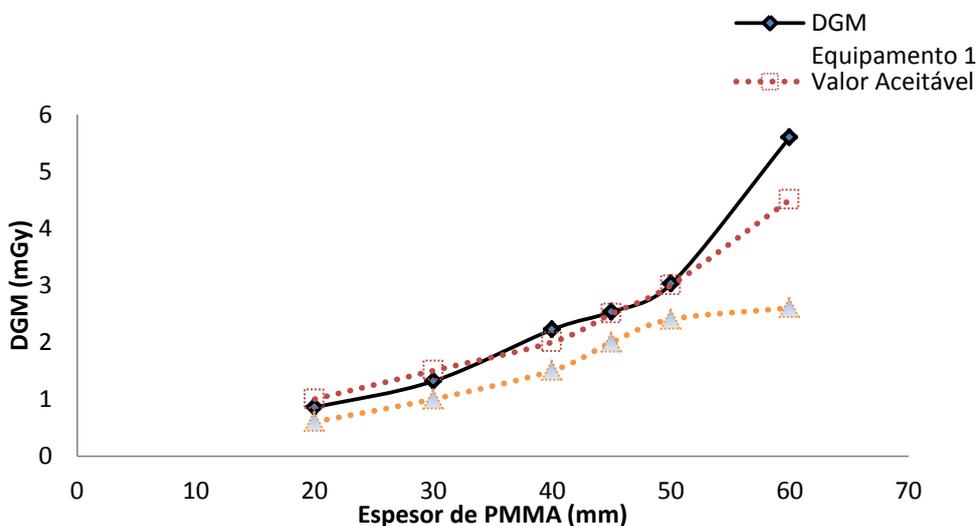


Figura 2 – Gráfica de la relación Dosis Glandular Media y espesor de PMMA equipamiento 1. Salvador, Bahia, 2014.

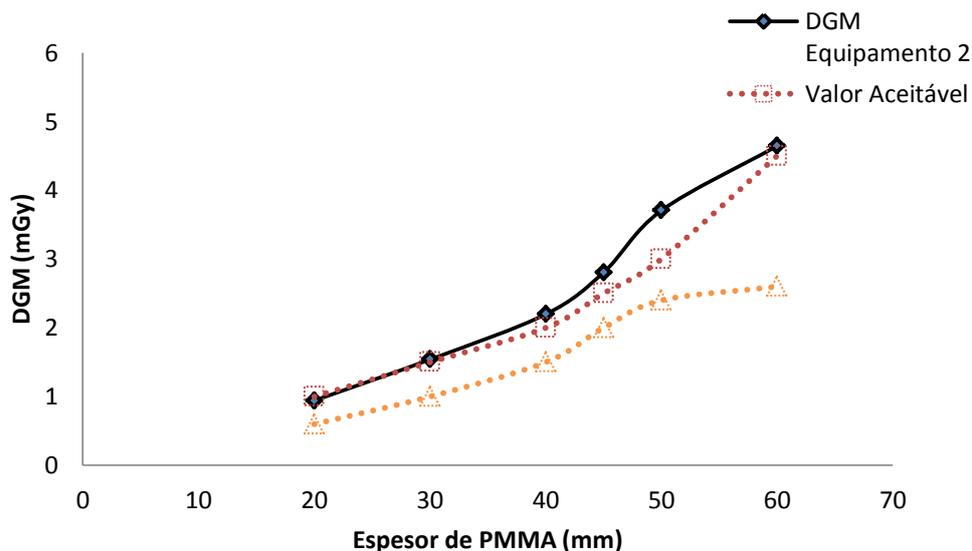


Figura 3- Gráfica de la relación Dosis Glandular Media y espesor de PMMA equipamiento 2

Sin embargo, se debe atender a los valores de la DG para espesor por encima de 50 mm de PMMA, que están bien por encima de los valores recomendables. A pesar del equipamiento evaluado poseer diferentes opciones de combinación blanco/filtro, el control automático de exposición selecciona sólo lo Me lo/Me lo en ambos equipamientos, aún en grandes

espesores, lo que justifica el aumento de la dosis. Es recomendado para tales espesores el uso de la combinación blanco/filtro de Rh/Rh que posee un espectro más energético, permitiendo una disminución en la dosis en el paciente.

La Tabla 7 presenta las combinaciones blanco/filtro adecuadas para cada espesor de compresión sugerida por el fabricante del equipamiento 1.

Tabela 71- Combinación blanco/filtro para cada espesor de compresión sugerida por el fabricante, la Siemens.

Posicion	Espesor de Compresion (mm)	Valor del kV	Blanco / filtro
1	0 – 29	26	Mo/Mo
2	30 – 44	27	Mo/Mo
3	45 – 59	27	Mo/Rh
4	≥ 60	28	Mo/Rh

Relación entre la dosis de entrada en la piel (DEP) y Kerma

En Brasil, la normativa 453/98 (9) no establece el límite de dosis glandular media, sin embargo establece como nivel de referencia en diagnóstico la dosis de entrada en la piel (DEP) igual a 10 mGy, la cual es determinada para una incidencia cráneo – caudal con uso de la reja antidifusora, en una mama comprimida de 45 mm para sistema pantalla-película con combinación Mo/Mo. La Tabla 8 demuestra el valor de kerma encontrado para un espesor de 45 mm de PMMA en ambos equipamientos y los compara con el valor de dosis de entrada en la piel indicada en la normativa 453/98 (9). Se nota un valor por encima del patrón.

Tabela 8 - Relação entre a dose de entrada na pele (DEP) e Kerma. Salvador, Bahia, 2014.

Equipo	Espesor PMMA	mama equivalente	kV	mAs	Kar (mGy)	B*	D =K.B	DEP (mGy)**
Siemens (1)	45 mm	53 mm	27	125	13,62	1,09	14,85	10
Lorad (2)			28	130	15,46	1,09	16,85	

\*Fuente: ICRU (2005); \*\* Fuente: Brasil (1998) (9)

#### 4 CONCLUSÃO

Este estudio posibilitó una metodología simple y eficaz en servicios de mamografía que utilizan el sistema de radiografía computarizada para evaluación de la calidad de imagen y las dosis glandulares medias que las pacientes están sujetas a recibir.

La radiación esparcida es la principal fuente de ruido y falta de calidad de la imagen radiográfica digital. El equipamiento 2 presentó valores de CNR y RSR mayores que el equipamiento 1, debido a la mayor eficiencia de la reja antidifusora, presentando una calidad de imagen mejor.

El valor de la DG que una mama típica de 45 mm de PMMA presentó un valor 12% superior al valor aceptable, en el equipamiento 2. Ya en el equipamiento 1, el valor obtenido fue 1,2% mayor al valor recomendable.

Debido a reducción de la radiación esparcida a partir del uso de la reja antidifusora, la dosis en el paciente aumenta significativamente, siendo de suma importancia el cambio de la combinación blanco/filtro para espesores mamarias mayores, a fin de reducir tanto cuanto posible la dosis en el paciente.

A pesar de la portaría 453/98 no establecer límites para la DG, este estudio permitió la evaluación de la DEP, tales valores están por encima del límite recomendable por la normativa nacional.

El control automático de exposición debe estar calibrado de forma a seleccionar combinaciones blanco/filtro adecuadas para mamas de espesores mayores, a fin de optimizar la dosis en el paciente sin perder la calidad de la imagen.

## 5 REFERENCIAS

1. Bushong, S. C. *Ciência Radiológica para Tecnólogos: física, biologia e proteção*. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.
2. Jakubiak, R.R. *Qualidade da imagem, limiar de contraste e dose glandular média em mamografia digital*. 2013. 162 f. Tese (Doutorado) - Curso de Engenharia Elétrica, Departamento de Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2013.
3. Alvarenga, F.L. *Análise de parâmetros e controle de qualidade de sistemas de radiologia computadorizada para mamografia*. 2008. 99 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Pós-graduação em Ciências e Tecnologia das Radiações Minerais e Materiais, Departamento de CDTN, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Belo Horizonte, 2008.
4. Mango, S. *Transitioning to digital radiography – when does it make sense?* Nova York, USA : Eastman Kodak Company, 2004.
5. European Commission (Org.). *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*. 4. ed. Luxembourg: European Communities, 2006. 416 p.
6. International Atomic Energy Agency (Org.). *Quality Assurance Programme for Digital Mammography: Human Health Series 17*. Vienna: IAEA, 195 p., 2011.
7. Bosmans, H. et. al. *Image quality measurements and metrics in full field digital mammography: an overview*. *Radiat Prot Dosimetry*, [s.i.], v. **117**, n. 1-3, p.120-130, dez. 2005.
8. Caldas, F.A.A. et. al. *Controle de qualidade e artefatos em mamografia*. *Radiol Bras*, São Paulo, v. **38**, n. 4, p.295-300, jul. 2005.
9. Fausto, A.M.F. *Estudo de otimização de imagem e dose em mamografia digital*. 2013. 166 f. Tese (Doutorado) - Curso de Física, Departamento de Departamento de Física, Universidade de Aveiro, Aveiro, 2013.
10. Corrêa, E.L. *Metodologia de controle de qualidade e implantação de campos padrões de radiação X, nível mamografia, seguindo a norma IEC 61267*. 2010. 163 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Tecnologia Nuclear - Aplicações, Departamento de Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.
11. Mayo, P. et. al. *Analysis of digital image quality indexes for CIRS SP01 and CDMAM 3.4 mammographic phantoms*. In: *Annual International Conference Of The Ieee Engineering In Medicine And Biology Society*. Ieee Engineering In Medicine And Biology Society, 30. 2008, Vancouver. *Anal. Vancouver: IEEE*, 2008. p. 418 - 421.
12. Brasil. Portaria nº 453, de 01 de junho de 1998. *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico*. Brasília, DF.
13. Dantas, M.V.A. *Dose glandular e controle de qualidade de imagem em serviços de mamografia com sistema de radiografia computadorizada*. 2010. 119 f. Dissertação (Mestrado). Curso de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais, Departamento de CDTN, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Belo Horizonte, 2010.

14. Gray, J.E.; Princehorn, J.A. HTC™ Grids Improve Mammography Contrast. 2004. Disponible em: <[http://www.hologic.com/data/File/pdf/W-BI-HTC\\_HTC\\_GRID\\_09-04.pdf](http://www.hologic.com/data/File/pdf/W-BI-HTC_HTC_GRID_09-04.pdf)>. Acceso em: 15 fev. 2014.
15. Dance D. R. et. al. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. Phys. Med. Biol. v.45, n.11, p. 3225-40, Nov. 2000.
16. Karssemeijer, N.; THIJSSSEN, M.A.O. Determination of contrast-detail curves of mammography systems by automated image analysis. In: DOI, K. et al. Digital Mammography. Amsterdam: Elsevier, 1996. p. 155-160.
17. European Commission (Org.). Supplement to the European Guidelines. 4. ed. Luxembourg: European Communities, 2011. 56 p.