

Dosimetria e avaliação da qualidade da imagem em um sistema de radiografia direta*

Dosimetry and image quality assessment in a direct radiography system

Bruno Beraldo Oliveira¹, Marcio Alves de Oliveira², Lucas Paixão¹, Maria Helena Araújo Teixeira³, Maria do Socorro Nogueira⁴

Oliveira BB, Oliveira MA, Paixão L, Teixeira MHA, Nogueira MS. Dosimetria e avaliação da qualidade da imagem em um sistema de radiografia direta. Radiol Bras. 2014 Nov/Dez;47(6):361–367.

Resumo **Objetivo:** Avaliar a dose glandular média utilizando um detector de estado sólido e a qualidade da imagem de um sistema de radiografia direta a partir de objetos simuladores.

Materiais e Métodos: Irradiações foram realizadas utilizando o controle automático de exposição e placas de polimetilmetacrilato com diferentes espessuras para o cálculo da dose glandular média. A qualidade da imagem foi avaliada por meio das estruturas visualizadas nas imagens dos objetos simuladores.

Resultados: Considerando a incerteza das medições, os resultados de dose glandular média estão de acordo com os valores fornecidos pelo equipamento e com os níveis de referência adotados internacionalmente. Os resultados obtidos a partir das imagens dos objetos simuladores estavam em conformidade com os valores de referência.

Conclusão: Este trabalho contribui para verificar a conformidade do equipamento em relação a dose e qualidade da imagem.

Unitermos: Dose glandular média; Imagem; Radiografia direta.

Abstract **Objective:** To evaluate the mean glandular dose with a solid state detector and the image quality in a direct radiography system, utilizing phantoms.

Materials and Methods: Irradiations were performed with automatic exposure control and polymethyl methacrylate slabs with different thicknesses to calculate glandular dose values. The image quality was evaluated by means of the structures visualized on the images of the phantoms.

Results: Considering the uncertainty of the measurements, the mean glandular dose results are in agreement with the values provided by the equipment and with internationally adopted reference levels. Results obtained from images of the phantoms were in agreement with the reference values.

Conclusion: The present study contributes to verify the equipment conformity as regards dose values and image quality.

Keywords: Mean glandular dose; Image; Direct radiography.

INTRODUÇÃO

A mamografia é a técnica radiográfica que desempenha papel fundamental na detecção e no diagnóstico das alterações clínicas mamárias. Trata-se do método de escolha para

o rastreamento populacional do câncer de mama em mulheres assintomáticas, possibilitando a redução da mortalidade das pacientes⁽¹⁾.

Atualmente, a mamografia divide-se em convencional, que utiliza chassis com filmes radiográficos e telas intensificadoras, e digital, representada pelos sistemas de radiografia computadorizada (CR – *computed radiography*) e radiografia direta (DR – *direct radiography*). Os sistemas CR possuem um digitalizador de imagens e utilizam chassis contendo placas de fósforo, enquanto nos sistemas DR são utilizados os detectores digitais. A mamografia digital facilita a incorporação de uma série de novas tecnologias, como o sistema de tomossíntese de mama digital (DBT – *digital breast tomosynthesis*)⁽¹⁾, que utiliza uma sequência de projeções adquiridas ao longo de um arco limitado em torno da mama.

Recentemente, há vários estudos nacionais em diversas áreas com o objetivo de aprimorar os métodos de proteção radiológica^(2–4) e demonstrar a importância de se adotar um adequado procedimento de dosimetria^(5–11).

* Trabalho realizado na Pós-graduação em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN), Belo Horizonte, MG, Brasil.

1. Mestres, Estudantes de Doutorado do Curso de Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN), Belo Horizonte, MG, Brasil.

2. Mestre, Professor do Departamento de Anatomia e Imagem da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brasil.

3. Médica Radiologista, Diretora Técnica da Clínica Dra. Maria Helena Araújo Teixeira, Belo Horizonte, MG, Brasil.

4. Doutora, Professora Pesquisadora Titular do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN), Belo Horizonte, MG, Brasil.

Endereço para correspondência: Bruno Beraldo Oliveira. Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN). Avenida Presidente Antônio Carlos, 6627, Campus UFMG, Pampulha. Belo Horizonte, MG, Brasil, 31270-901. E-mail: boliveira.mg@gmail.com.

Recebido para publicação em 6/8/2013. Aceito, após revisão, em 10/4/2014.

Especialmente em mamografia, há uma preocupação em avaliar a qualidade dos mamógrafos por meio de testes de desempenho específicos⁽¹²⁻¹⁴⁾, a fim de propiciar diagnósticos mais exatos e precisos^(15,16). A dosimetria da mama é uma parte importante no controle de qualidade dos equipamentos e é um elemento essencial na otimização dos procedimentos. A Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação (ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements)⁽¹⁷⁾ recomenda o uso da dose média para tecidos glandulares, sem utilizar a mama, para a dosimetria em mamografia. Esta grandeza é referida na literatura como dose glandular média (D_G). Existem vários protocolos-padrão para a estimativa da dose que fornecem fatores de conversão que relacionam o kerma no ar incidente (K_i) com a D_G ⁽¹⁸⁾.

Nos protocolos da Comissão das Comunidades Europeias (CEC – Commission of the European Communities)⁽¹³⁾ e da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA – International Atomic Energy Agency)⁽¹⁴⁾, estes fatores são baseados em cálculos de Monte Carlo de Dance^(19,20) e estão disponíveis para espectros de raios X de diferentes combinações de ânodo e filtro. O trabalho de Dance et al.⁽²⁰⁾ incluiu espessuras equivalentes de placas de polimetilmetacrilato (PMMA), que podem ser utilizadas para simular as mamas típicas de várias espessuras para fins dosimétricos.

Nos protocolos do Colégio Americano de Radiologia (ACR – American College of Radiology), o fator de conversão que se utiliza é o calculado por Wu et al.^(21,22) e Boone^(23,24) mediante cálculos de Monte Carlo, sendo tabulado para diferentes qualidades de feixe, espessura e glandularidade da mama.

A Vigilância Sanitária de Minas Gerais, em parceria com o Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN), avalia anualmente mamógrafos digitais do Estado⁽²⁵⁾ por meio de testes de desempenho baseados nos protocolos da CEC⁽¹³⁾ e da IAEA⁽¹⁴⁾, a fim de conferir se os resultados obtidos estão de acordo com o programa de garantia de qualidade para mamografia digital estabelecido pela IAEA⁽¹⁴⁾. Dentre os testes de desempenho realizados estão: sistema de colimação (alinhamento do campo de raios X com o luminoso), força de compressão, alinhamento da bandeja de compressão, linearidade e uniformidade da resposta do detector, resolução espacial, e razão contraste ruído e sinal ruído.

A proposta deste estudo foi realizar testes complementares de dosimetria em conjunto com uma avaliação da qualidade da imagem utilizando o mesmo protocolo adotado pela Vigilância Sanitária em um mamógrafo com um sistema DR. Este mamógrafo foi utilizado em virtude de uma parceria estabelecida com uma clínica de mamografia localizada na cidade de Belo Horizonte que tem interesse em participar de projetos de pesquisa.

Na dosimetria, os resultados de D_G obtidos para diferentes espessuras de PMMA foram estimados utilizando um detector de estado sólido, a fim de comparar com os mesmos valores fornecidos pelo equipamento adotado. O detec-

tor de estado sólido foi escolhido em vez de uma tradicional câmara de ionização específica para mamografia, por possuir inúmeras vantagens. Estes detectores possuem um material específico em sua parte inferior para evitar a detecção da radiação retroespalhada, são mais fáceis de posicionar e mais estáveis. Além disso, fornecem os valores de camada semirredutora (CSR) diretamente e possuem baixo tempo de resposta, proporcionando maior agilidade nos experimentos e diminuindo, conseqüentemente, o tempo que o equipamento fica inoperante por parte das clínicas de mamografia. Os resultados de D_G obtidos também foram comparados com os níveis de referência aceitáveis e desejáveis estabelecidos internacionalmente^(13,14).

No teste de qualidade da imagem, foram utilizados dois diferentes objetos simuladores: o Phantom Mama, indicado pelo Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, e o CDMAM, específico para equipamentos digitais. Todas as imagens obtidas foram avaliadas e os resultados foram comparados com os valores de referência estabelecidos^(13,26).

MATERIAIS E MÉTODOS

Os valores de D_G são estimados a partir dos valores de K_i obtidos nas irradiações e coeficientes de conversão que são tabelados e dependentes da CSR do feixe de raios X. As exposições foram realizadas utilizando o detector de estado sólido Unfors 8202031-H Xi R/F & MAM Detector Platinum e o sistema DR do mamógrafo Hologic Selenia Dimensions localizado em uma clínica de mamografia de Belo Horizonte. A imagem do Phantom Mama somente foi avaliada visualmente, enquanto nas imagens do CDMAM foram realizadas uma análise visual e uma automática, sendo esta última pelo *software* cdcom.exe.

Determinação dos parâmetros de exposição

As irradiações para a determinação dos parâmetros de exposição foram realizadas utilizando o controle automático de exposição (CAE) do equipamento e placas de PMMA com espessuras variando de 20 a 70 mm posicionadas sobre o suporte da mama. Para representar mamas de diferentes atenuações, também foram utilizados espaçadores de PMMA de 1, 2, 5, 10 e 20 mm sobre as placas (Figura 1). Todos os valores de tensão (kV), carga (mAs_{CAE}) e composição ânodo/filtro utilizados foram registrados para cada espessura.

Determinação dos valores de K_i e CSR

A distância entre o ponto focal do tubo de raios X e o suporte da mama foi 700 mm. O detector de estado sólido foi posicionado sobre o suporte da mama com o seu centro sensível a 60 mm da parede torácica (Figura 2).

Os valores de K_i foram determinados utilizando as leituras obtidas com o mamógrafo no modo de exposição manual e os parâmetros de exposição obtidos nas irradiações com o CAE, conforme a equação:

$$K_{i,25} = M_{CAE} N k_{TP}$$

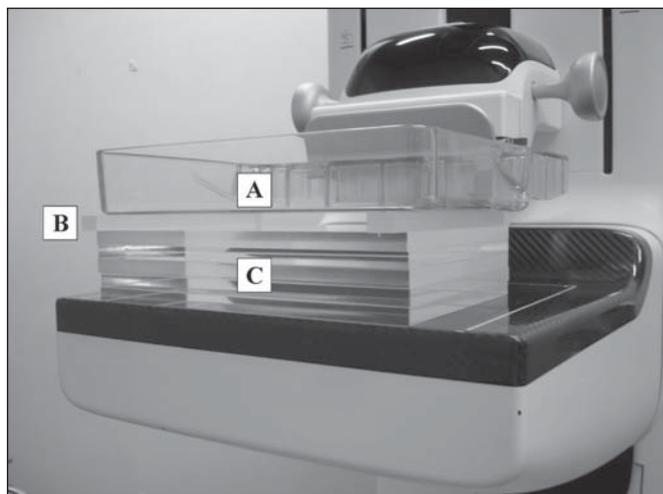


Figura 1. Posicionamento dos materiais na determinação dos parâmetros de exposição. **A:** Bandeja de compressão. **B:** Espaçadores de PMMA. **C:** Placas de PMMA.



Figura 2. Posicionamento do detector de estado sólido para medições de K_i e CSR.

onde: $K_{i,25}$ é o valor de K_i obtido com o centro sensível do detector de estado sólido posicionado a 25 mm do suporte da mama; M_{CAE} é a média das três leituras realizadas; N é o valor do fator de calibração; k_{TP} é o fator para a correção da temperatura e pressão⁽¹⁴⁾.

Para as medições com as placas e os espaçadores de PMMA, os valores de K_i foram obtidos por meio da equação:

$$K_{i,t} = K_{i,25} [(d - 25) / (d - t)]^2$$

onde: $K_{i,t}$ é o valor de K_i obtido para uma espessura t ; d é a distância entre o ponto focal do tubo de raios X e o suporte da mama; t é a soma das espessuras das placas e espaçadores de PMMA utilizados⁽¹⁴⁾.

Caso não fosse possível selecionar o mesmo valor de carga, os valores das leituras foram estimados utilizando o valor de carga que mais se aproximava do valor utilizado com o CAE, conforme a equação:

$$M_{CAE} = M (mA.s_{CAE} / mA.s_M)$$

onde: $mA.s_{CAE}$ é o valor de carga utilizado com o CAE; M é a média das três leituras realizadas usando o valor de carga, $mA.s_M$, mais próximo⁽¹⁴⁾.

Os valores de CSR foram obtidos pelo detector de estado sólido que fornece estes valores automaticamente após cada irradiação. As respectivas tolerâncias destes valores foram obtidas conforme o intervalo:

$$kV / 100 + 0,03 \leq CSR \leq kV / 100 + C$$

onde: C é uma constante e possui os valores 0,12; 0,19; 0,22; 0,30; 0,32 e 0,25 para as combinações ânodo/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh, W/Ag, W/Al, respectivamente⁽¹⁴⁾.

Determinação dos valores de D_G

Os valores de D_G foram obtidos conforme a equação:

$$D_G = g_t c_t s K_{i,t}$$

onde: g_t é o fator que converte o K_i para D_G utilizando uma mama com 50% de tecido fibroglandular e 50% de tecido adiposo e uma espessura t ; c_t é o fator de conversão que permite a utilização de outra composição de mama; s é o fator para diferentes combinações ânodo/filtro^(14,19,20).

Os resultados foram comparados com os níveis de referência aceitáveis e desejáveis internacionais^(13,14).

Avaliação da qualidade da imagem

As irradiações para a primeira avaliação da qualidade da imagem foram realizadas utilizando o CAE do equipamento, além do objeto simulador CDMAM inserido entre quatro placas de PMMA posicionadas sobre o suporte da mama (Figura 3). No total, foram obtidas 12 imagens sem processamento, a fim de possibilitar um resultado confiável do *software* cdcom.exe. A análise visual de uma das imagens foi realizada para comparação com a análise automática. A avaliação das imagens foi realizada mediante visualização das espessuras de ouro com diferentes diâmetros presentes no CDMAM. Os resultados foram comparados com os valores de referência estabelecidos⁽¹³⁾.

A irradiação para a segunda avaliação da qualidade da imagem foi realizada também empregando o CAE do equipamento, porém utilizando o Phantom Mama posicionado sobre o suporte da mama (Figura 4). A respectiva imagem sem processamento foi obtida e a avaliação da imagem foi realizada por meio da visualização das diferentes estruturas



Figura 3. Posicionamento do CDMAM para avaliação da qualidade da imagem.

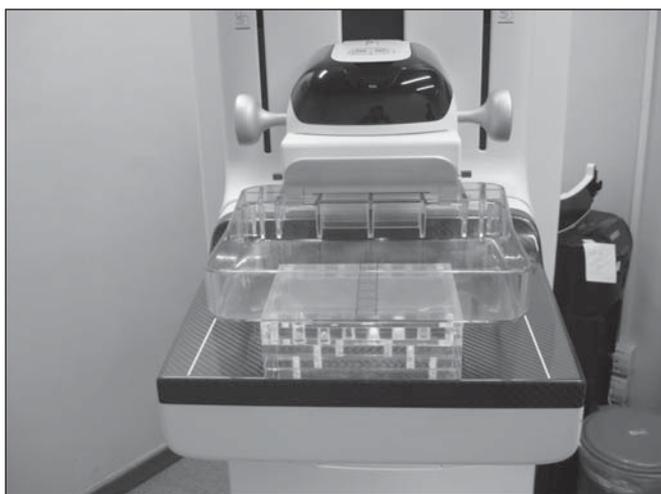


Figura 4. Posicionamento do Phantom Mama para avaliação da qualidade da imagem.

presentes no Phantom Mama. As estruturas anatômicas simuladas pelas estruturas visualizadas na imagem do Phantom Mama são: massas tumorais, microcalcificações, áreas ou lesões de baixo contraste e calcificações fibrosas. A quantidade de cada estrutura observada foi comparada com os valores de referência estabelecidos^(13,26).

RESULTADOS

Determinação dos parâmetros de exposição

Os valores de tensão, carga e composição ânodo/filtro utilizados para diferentes espessuras estão mostrados na Tabela 1. A proporção de tecido fibroglandular e a espessura da mama equivalente foi obtida pela soma das respectivas espessuras das placas e espaçadores de PMMA⁽¹⁴⁾.

Determinação dos valores de K_i e CSR

Os valores de K_i em mGy, além dos valores de CSR e suas respectivas tolerâncias em mmAl obtidos para diferentes espessuras estão mostrados na Tabela 2. A incerteza expandida relativa calculada ($k = 2$) para as medições de K_i e CSR é aproximadamente 7,6%.

Determinação dos valores de D_G

Os valores calculados de D_G em mGy com as respectivas incertezas da medição para diferentes espessuras de PMMA utilizadas e os respectivos níveis máximos aceitáveis e desejáveis estabelecidos pela CEC⁽¹³⁾ e IAEA⁽¹⁴⁾ estão mostrados na Figura 5. A incerteza expandida relativa calculada ($k = 2$) para as medições de D_G é aproximadamente 9,0%. Os valores de D_G calculados variaram de $0,54 \pm 0,04$ a $2,63 \pm 0,24$ mGy para as diferentes espessuras. A Figura 5 também indica os valores fornecidos pelo sistema DR, além dos resultados obtidos por Oliveira et al.⁽²⁷⁾ utilizando um sistema de CR.

Tabela 1—Valores de tensão, carga, composição ânodo/filtro para diferentes espessuras.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Proporção de tecido fibroglandular da mama equivalente (%)	Tensão (kV)	Carga (mA.s _{CAE})	Composição ânodo/filtro
20	21	97	25	46	W/Rh
30	32	67	26	70	W/Rh
40	45	41	28	93	W/Rh
50	60	20	31	133	W/Rh
60	75	9	31	165	W/Ag
70	90	4	33	184	W/Ag

Tabela 2—Valores de K_i e CSR para diferentes espessuras.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	K_i (mGy)	CSR (mmAl)	
			Calculada	Tolerância
20	21	1,078	0,50	0,28–0,55
30	32	1,900	0,51	0,29–0,56
40	45	3,150	0,54	0,31–0,58
50	60	5,996	0,56	0,34–0,61
60	75	7,675	0,62	0,34–0,63
70	90	9,532	0,65	0,36–0,65

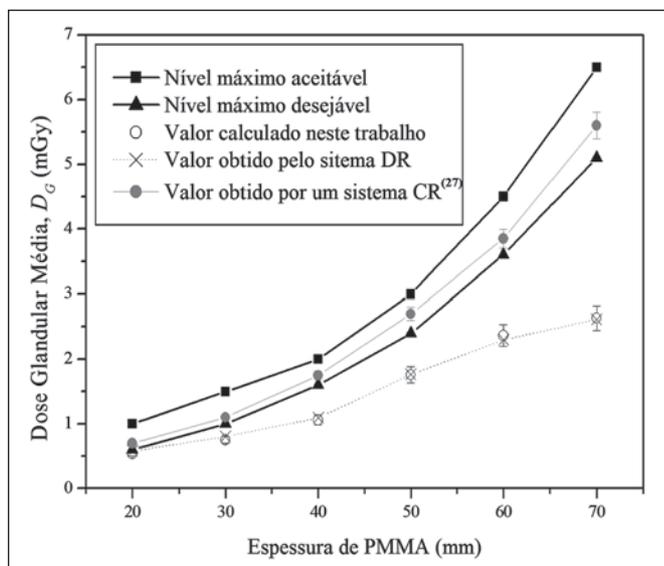


Figura 5. Valores de dose glandular média para diferentes espessuras.

Avaliação da qualidade da imagem

As avaliações visual e automática da espessura de ouro a partir das imagens do CDMAM obtidas neste trabalho e por Oliveira et al.⁽²⁷⁾, além dos respectivos valores de referência⁽¹³⁾ em μm para diferentes diâmetros do material, estão mostradas na Tabela 3. A quantidade de cada estrutura visualizada utilizando a imagem obtida do Phantom Mama, além das respectivas tolerâncias^(13,26), estão mostradas na Tabela 4.

DISCUSSÃO

O uso de placas e espaçadores de PMMA é de fácil manuseio e possibilita obter as corretas espessuras de mama equivalente, além das respectivas proporções de tecido fibroglandular. Esses parâmetros são necessários para poder determinar os valores de D_G e verificar se o equipamento utilizado está fornecendo estes valores corretamente. Porém, é preciso cautela ao analisar os resultados obtidos por estes materiais, pois eles podem ser diferentes dos obtidos na dosimetria em uma mama real. Cassola et al.⁽²⁸⁾ concluíram, em seu trabalho, que os materiais homogêneos devem ser utilizados para realizar testes de constância e não são indicados para estimar a dosimetria em pacientes reais.

Os valores de D_G calculados no presente trabalho aumentaram conforme a espessura de PMMA, sendo o maior valor obtido ao utilizar uma placa de PMMA de 70 mm de

Tabela 4—Quantidade de estruturas visualizadas utilizando o Phantom Mama.

Estruturas (total)	Estruturas visualizadas	Tolerância
Fibras (6)	4	≥ 4
Discos (8)	7	≥ 7
Massas tumorais (5)	4	≥ 4
Microcalcificações (5)	4	≥ 4
Grades metálicas (4)	3	3

espessura que possui a maior atenuação dos raios X. Chen et al.⁽²⁹⁾ e Chevalier et al.⁽³⁰⁾ constataram que os valores de D_G são uma função da espessura da mama comprimida. Por isso, o resultado obtido no presente trabalho já era esperado, visto que maiores espessuras exigem feixes mais energéticos, além de um maior número de fótons, o que provoca um aumento nos valores de dose.

Coutinho⁽³¹⁾ coletou dados clínicos de 1.183 mamografias obtidas por diferentes sistemas: tela/filme, CR e DR. Dessa amostra, foram calculados os valores de D_G de 392 pacientes utilizando dosímetros termoluminescentes (TL) e um detector de estado sólido. A comparação dos dois métodos dosimétricos na determinação dos valores de D_G apresentou diferenças significativas. Os valores de D_G obtidos a partir do K_i e dos fatores de conversão tabelados foram maiores em até 30% comparados aos valores obtidos por medições diretas utilizando dosímetros TL no interior de um objeto simulador específico.

Os resultados de D_G do presente trabalho mostraram que os valores obtidos com o detector de estado sólido concordaram com os valores exibidos pelo equipamento e que esses valores estão abaixo do nível desejado para todas as diferentes espessuras e glandularidades de mama estudadas. Porém, tais valores podem estar sendo sobrestimados. Por isso, em trabalhos futuros, é interessante realizar medições utilizando dosímetros TL e um objeto simulador para determinar a diferença entre os métodos.

Coutinho⁽³¹⁾ também concluiu que os sistemas DR utilizados apresentaram valores de D_G maiores do que os calculados com o objeto simulador, e que os valores médios de D_G obtidos nestes equipamentos são 33% mais baixos do que o sistema tela/filme. Entretanto, os sistemas CR avaliados em seu trabalho apresentaram valores médios de D_G 25% mais elevados do que os convencionais.

Os sistemas de imagem digital, tanto o DR quanto o CR, ajustam automaticamente a exposição à radiação, o que contribui para uma possível redução na quantidade de imagens

Tabela 3—Avaliação visual e automática para diferentes diâmetros de ouro utilizando o CDMAM.

Diâmetro (mm)	Avaliações da espessura de ouro (μm)				Valor de referência
	Visual deste trabalho	Visual por Oliveira et al. ⁽²⁷⁾	Automática deste trabalho	Automática por Oliveira et al. ⁽²⁷⁾	
0,10	2,00	2,00	0,995	2,00	1,680
0,25	0,36	0,36	0,142	0,16	0,352
0,50	0,16	0,16	0,064	0,10	0,150
1,00	0,10	0,08	0,037	0,03	0,091
2,00	0,06	0,06	0,040	0,05	0,069

obtidas. Os sistemas DR ainda oferecem um melhor fluxo de trabalho por eliminar o uso dos chassis e um maior espaço para incorporação de novas tecnologias como o sistema DBT.

No Brasil, há uma tendência, cada vez maior, de adotar sistemas digitais em vez dos convencionais. Por isso, é importante realizar comparações dos valores de D_G entre os diferentes sistemas digitais. Oliveira et al.⁽²⁷⁾ publicaram os valores de D_G obtidos utilizando o mesmo método empregado neste trabalho, porém em um sistema CR de um laboratório do Estado de Minas Gerais. Todos os seus resultados estavam entre os níveis de referência aceitáveis e desejáveis adotados internacionalmente^(13,14), porém acima dos resultados calculados utilizando o sistema DR deste trabalho.

Em geral, apesar dos resultados elevados apresentados pelos sistemas CR, ainda existe espaço para a redução da dose. A superexposição é mais difícil de ser identificada nestes sistemas em razão do ajuste automático do brilho e contraste da imagem. Por isso, a otimização dos procedimentos é importante, a fim de reduzir as exposições para níveis aceitáveis com uma adequada qualidade das imagens.

Cassola et al.⁽²⁸⁾ compararam dados de dosimetria entre diferentes modelos de mama, homogêneos e antropomórfico. Eles concluíram que para avaliar os valores de dose em mamas médias com tecido glandular na região medial, foi recomendado utilizar o modelo de Dance^(19,20), o mesmo utilizado neste trabalho, com base nos valores de D_G em vez do utilizado por Wu et al.^(21,22) e Boone^(23,24) com base na dose glandular normalizada. Levando em consideração as questões ligadas à proteção radiológica, também foi recomendado o modelo proposto por Dance^(19,20), mesmo que este modelo subestime todos os valores calculados para dose glandular normalizada.

Oliveira et al.⁽³²⁾ concluíram, em seu trabalho, que o nível de referência de dose é atingido quando as imagens de ótima qualidade são produzidas. O ruído da imagem é um fator limitante para a redução da dose de radiação. Assim, as imagens obtidas com sistemas DR têm maior potencial de reduzir a irradiação por causa de uma melhor qualidade da imagem obtida a partir de uma menor exposição.

Chen et al.⁽²⁹⁾ concluíram que os sistemas DR podem fornecer imagens com qualidade similar a partir de uma ampla variedade de valores de dose. Medições realizadas em sistemas digitais utilizando objetos simuladores mostraram que a qualidade da imagem é similar quando a dose é reduzida em até 50% ou 30%, dependendo do simulador^(29,33).

Visto que a dose em mamografia deve ser mantida tão baixa quanto possível sem redução da qualidade da imagem, além do cálculo dos valores de D_G , foram realizados, neste trabalho, testes para avaliar a qualidade das imagens do equipamento estudado a fim de garantir uma qualidade mínima para o diagnóstico.

A primeira avaliação da qualidade da imagem deste equipamento foi realizada mediante análise visual e automática das imagens obtidas utilizando o CDMAM. A partir da análise automática realizada pelo *software* cdcom.exe, os

resultados obtidos divergiram ligeiramente dos encontrados por Oliveira et al.⁽³²⁾, porém todos estavam abaixo dos valores de referência⁽¹³⁾ estipulados para cada diâmetro de ouro.

Considerando que a análise visual não tem a mesma precisão da automática, os resultados visualizados também foram considerados conforme os de referência, além de estarem muito próximos dos encontrados por Oliveira et al.⁽³²⁾.

A segunda avaliação da qualidade da imagem do equipamento foi realizada por meio da análise visual da imagem obtida utilizando o Phantom Mama. A quantidade de cada estrutura visualizada está conforme as tolerâncias^(13,26). A partir da imagem deste objeto simulador, ainda foi possível resolver até a terceira grade metálica, ou seja, pôde-se estimar que a resolução espacial deste equipamento é de oito pares de linha por milímetro.

CONCLUSÕES

Neste trabalho, os valores de D_G calculados foram comparados com níveis de referência^(13,14), além dos valores fornecidos pelo sistema DR adotado. Diversos trabalhos comprovaram que os valores de D_G aumentam conforme a crescente atenuação dos raios X causada pelo aumento da espessura da mama comprimida ou, neste caso, pelo acréscimo das placas e espaçadores de PMMA⁽²⁹⁻³¹⁾.

Considerando as incertezas na medição, todos os valores de D_G estão de acordo com os níveis de referência desejáveis^(13,14) e com os valores fornecidos pelo sistema DR para as respectivas espessuras. Adicionalmente, este trabalho permite concluir que, mediante comparação com os resultados obtidos utilizando um equipamento específico com um sistema CR⁽²⁷⁾, a escolha deste mamógrafo com sistema DR não acarretou em um aumento dos valores de D_G .

O desgaste e a metalização do tubo de raios X são fatores que podem resultar em diminuição dos valores de rendimento (mGy.mAs^{-1}) do equipamento com o tempo. Assim, para manter a mesmas características de imagem, o CAE eleva a técnica radiográfica, mantendo invariável o valor de K_r . Considerando que os valores de D_G são obtidos a partir dos valores K_r , esses também são invariáveis e, portanto, utilizados em comparações com diferentes equipamentos e níveis de referência estabelecidos internacionalmente.

Para proteção radiológica, além da dosimetria dos equipamentos, é necessária a avaliação da qualidade da imagem. Por isso, nas avaliações das imagens obtidas pelos dois objetos simuladores, todos os resultados estavam em conformidade com os valores de referência e tolerâncias^(13,26). Com base nestes resultados, conclui-se que as imagens analisadas possuem um correto limiar de contraste e uma adequada resolução espacial, além de possibilitar a distinção das estruturas anatômicas pertinentes para um exato e preciso diagnóstico.

Portanto, este trabalho contribui para verificar a conformidade deste equipamento em relação à dose e à qualidade da imagem. Entretanto, como neste trabalho somente um mamógrafo foi avaliado, é necessário, em trabalhos fu-

turos, realizar a dosimetria e avaliar as imagens de uma maior amostragem, de diferentes características e fabricantes, a fim de concluir sobre a dose e a qualidade da imagem em mamografia digital.

Agradecimentos

Agradecemos à Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes), pelas bolsas de doutorado, e à Dra. Maria Helena Araújo Teixeira, por fornecer o sistema DR. Este trabalho foi apoiado pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (Fapemig) e pelo Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia (INCT) em Metrologia das Radiações em Medicina.

REFERÊNCIAS

- Chala LF, Barros N. Avaliação das mamas com métodos de imagem. *Radiol Bras.* 2007;40(1):iv-vi.
- Soares FAP, Pereira AG, Flôr RC. Utilização de vestimentas de proteção radiológica para redução de dose absorvida: uma revisão integrativa da literatura. *Radiol. Bras.* 2011;44:97-103.
- Hoff G, Andrade JRM, Fischer ACFS, et al. Ferramenta computacional para avaliação de kerma no ar em aplicações de radioproteção em áreas de internação de pacientes: proposição de um método simples para avaliação experimental. *Radiol Bras.* 2012;45:71-81.
- Figueiredo FM, Gama ZAS. Melhoria da proteção radiológica mediante um ciclo de avaliação interna da qualidade. *Radiol Bras.* 2012;45:87-92.
- Pina DR, Duarte SB, Ghilardi Netto T, et al. Controle de qualidade e dosimetria em equipamentos de tomografia computadorizada. *Radiol Bras.* 2009;42:171-7.
- Dalmazo J, Elias Júnior J, Brocchi MAC, et al. Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um hospital universitário. *Radiol Bras.* 2010;43:241-8.
- Silva MSR, Khoury HJ, Borrás C, et al. Dosimetria de pacientes e médicos em intervenções coronárias percutâneas em Recife, Pernambuco, Brasil. *Radiol Bras.* 2011;44:90-6.
- Sabino T, Rodrigues LN, Furnari L, et al. Caracterização dosimétrica de feixes de fótons com detector de diamante. *Radiol Bras.* 2012;45:35-8.
- Navarro VCC, Navarro MVT, Maia AF, et al. Avaliação de exposições médicas em procedimentos pediátricos de radiologia intervencionista. *Radiol Bras.* 2012;45:210-4.
- Rodrigues SI, Abrantes AF, Ribeiro LP, et al. Estudo da dose nos exames de tomografia computadorizada abdominal em um equipamento de 6 cortes. *Radiol Bras.* 2012;45:326-33.
- Oliveira BB, Mourão AP, Silva TA. Estimativa dos valores de MSAD em procedimentos de tomografia computadorizada utilizando filmes radiocrômicos. *Radiol Bras.* 2013;46:96-100.
- Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Radiodiagnóstico médico: segurança e desempenho de equipamentos. Brasília: Editora Anvisa; 2005.
- Commission of the European Communities. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Luxembourg: CEC; 2006.
- International Atomic Energy Agency. Quality assurance programme for digital mammography. Vienna: IAEA; 2011.
- Rodrigues DCN, Freitas-Junior R, Corrêa RS, et al. Avaliação do desempenho dos centros de diagnóstico na classificação dos laudos mamográficos em rastreamento oportunista do Sistema Único de Saúde (SUS). *Radiol Bras.* 2013;46:149-55.
- Goto RE, Pires SR, Medeiros RB. Identificação de parâmetros de qualidade de impressão para a garantia da detecção de estruturas presentes na mamografia digital. *Radiol Bras.* 2013;46:156-62.
- International Commission on Radiation Units and Measurements. Patient dosimetry for x rays used in medical imaging (Report 74). Bethesda: ICRU; 2006.
- Dance DR, Young KC, van Engen RE. Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Phys Med Biol.* 2009;54:4361-72.
- Dance DR. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. *Phys Med Biol.* 1990;35:1211-9.
- Dance DR, Skinner CL, Young KC, et al. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys Med Biol.* 2000;45:3225-40.
- Wu X, Barnes GT, Tucker DM. Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. *Radiology.* 1991;179:143-8.
- Wu X, Gingold EL, Barnes GT, et al. Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography. *Radiology.* 1994;193:83-9.
- Boone JM. Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy X-ray beams: Monte Carlo assessment. *Radiology.* 1999;213:23-37.
- Boone JM. Normalized glandular dose (DgN) coefficients for arbitrary X-ray spectra in mammography: computer-fit values of Monte Carlo derived data. *Med Phys.* 2002;29:869-75.
- Nogueira MS, Oliveira MA, Joana GS, et al. Avaliação da qualidade e requisitos de proteção radiológica em mamografia digital e monitoramento dos serviços de mamografia de Minas Gerais. *Gerai: Revista de Saúde Pública do SUS/MG.* 2013;1:91-2.
- Brasil. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. Mamografia: da prática ao controle. Rio de Janeiro: INCA; 2007.
- Oliveira MA, Dantas MVA, Santana PC, et al. Assessment of glandular dose and image quality in mammography using computerised radiography employing a polymethylmetacrilate breast simulator. *Proceedings of the 16th Solid State Dosimetry Conference, 2011 Sep 19-24; Sidney, Australia.* *Radiat Meas.* 2011;46:2081-5.
- Cassola VF, Hoff G. Estudo comparativo de dosimetria computacional entre modelos homogêneos e um modelo voxel em mamografia: uma discussão de aplicações em testes de constância e cálculo de dose glandular em pacientes. *Radiol Bras.* 2010;43:395-400.
- Chen B, Wang Y, Sun X, et al. Analysis of patient dose in full field digital mammography. *Eur J Radiol.* 2012;81:868-72.
- Chevalier M, Morán P, Ten JJ, et al. Patient dose in digital mammography. *Med Phys.* 2004;31:2471-9.
- Coutinho CMC. Avaliação da dose glandular em sistemas de mamografia convencional e digital utilizando um fantoma dosimétrico. [Tese de doutorado]. Rio de Janeiro: Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-graduação e Pesquisa de Engenharia (COPPE), Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2009.
- Oliveira M, Nogueira MS, Guedes E, et al. Average glandular dose and phantom image quality in mammography. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research – Section A.* 2007;580:574-7.
- Huda W, Sajewicz AM, Ogden KM, et al. How good is the ACR accreditation phantom for assessing image quality in digital mammography? *Acad Radiol.* 2002;9:764-72.