

# 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\*

*Comparative study of computational dosimetry involving homogeneous phantoms and a voxel phantom in mammography: a discussion on applications in constancy tests and calculation of glandular dose in patients*

Vagner Ferreira Cassola<sup>1</sup>, Gabriela Hoff<sup>2</sup>

**Resumo** **OBJETIVO:** Comparar dados de dosimetria e fluência de fótons entre diferentes modelos de mama, discutindo as aplicações em testes de constância e estudos dosimétricos aplicados à mamografia. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Foram simulados diferentes modelos homogêneos e um modelo antropomórfico de mama tipo *voxel*, sendo contabilizadas: a dose total absorvida no modelo, a dose absorvida pelo tecido glandular/material equivalente, e a dose absorvida e a fluência de fótons em diferentes profundidades dos modelos. Uma câmara de ionização simulada coletou o kerma de entrada na pele. As combinações alvo-filtro estudadas foram Mo-30Mo e Mo-25Rh, para diferentes potenciais aceleradores de 26 kVp até 34 kVp. **RESULTADOS:** A dose glandular normalizada, comparada ao modelo *voxel*, resultou em diferenças entre -15% até -21% para RMI, -10% para PhantomMama e 10% para os modelos Barts e Keithley. A variação dos valores da camada semirredutora entre modelos foi geralmente inferior a 10% para todos os volumes sensíveis. **CONCLUSÃO:** Para avaliar a dose glandular normalizada e a dose glandular, em mamas médias, recomenda-se o modelo de Dance. Os modelos homogêneos devem ser utilizados para realizar testes de constância em dosimetria, mas eles não são indicados para estimar a dosimetria em pacientes reais.

**Unitermos:** Mamografia; Dosimetria; Simulação de Monte Carlo; Geant4.

**Abstract** **OBJECTIVE:** To compare data regarding dosimetry and photons fluence in different breast phantoms, discussing constancy tests and dosimetry applied to mammography. **MATERIALS AND METHODS:** Different homogeneous breast phantoms and one anthropomorphic voxel phantom were developed for collection of data regarding total absorbed dose in the phantom, absorbed dose in the glandular tissue material-equivalent, absorbed dose and photons fluence at different depths in the phantoms. A simulated ionization chamber collected the entrance skin kerma. Target-filter combinations (Mo-30Mo and Mo-25Rh) were studied for different accelerating potentials of 26 kVp to 34 kVp. **RESULTS:** As compared with the voxel phantom, the normalized glandular dose resulted in differences from -15% to -21% for RMI, -10% for PhantomMama, and 10% for the Barts and Keithley models. The half-value layer variation was generally < 10% for all the sensitive volumes. **CONCLUSION:** The phantom proposed by Dance is recommended for evaluating the glandular dose and normalized glandular dose in a standard breast. Homogeneous phantoms should be utilized for constancy tests in dosimetry, but they are not appropriate for estimating dosimetry in actual patients.

**Keywords:** Mammography; Dosimetry; Monte Carlo simulation; Geant4.

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(6):395-400.

## INTRODUÇÃO

Na área da mamografia diagnóstica, diferentes métodos de cálculo e modelos simuladores são utilizados para estimar a dose glandular. Cada método e/ou modelo

traz intrinsecamente um conjunto de fatores de conversão que relacionam o kerma ou exposição na entrada da pele com a dose absorvida na mama ou no tecido glandular. Um método utilizado no mundo todo, proposto por Wu et al.<sup>(1)</sup>, é definido com base na dose glandular normalizada ( $D_{gN}$ ). Este fator de conversão relaciona o kerma, medido em uma posição de referência, com a dose na glândula mamária.

\* Trabalho realizado na Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS) / Grupo de Experimentação e Simulação Computacional em Física Médica (GESIC), Porto Alegre, RS, Brasil.

1. Mestre, Doutorando, Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) / Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) / Departamento de Energia Nuclear (DEN), Recife, PE, Brasil.

2. Doutora, Professora TI 40 da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS) / Grupo de Experimentação e Simulação Computacional em Física Médica (GESIC), Porto Alegre, RS, Brasil.

Endereço para correspondência: Dra. Gabriela Hoff. Avenida

Ipiranga, 6681, prédio 10, sala 207, Partenon. Porto Alegre, RS, Brasil, 90619-900. E-mail: ghoff.gesic@gmail.com.

Recebido para publicação em 3/8/2010. Aceito, após revisão, em 19/10/2010.

Diferentes autores têm publicado fatores de conversão aplicados à dosimetria em mamografia<sup>(2-4)</sup>. Entretanto, os métodos dosimétricos são significativamente dependentes das características dos modelos e dos equipamentos utilizados (geometria, composição dos materiais e técnica radiográfica)<sup>(1,5,6)</sup>.

O objetivo do presente trabalho é avaliar dados de estudos dosimétricos realizados por simulação computacional e discutir as limitações quanto ao uso em dosimetria para avaliações de constância e dosimetria de mama real. No estudo foram considerados diferentes modelos recomendados pela International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) (ICRU Report 48)<sup>(7)</sup> e utilizados comumente em hospitais e clínicas<sup>(8)</sup>.

Para o melhor entendimento dos objetivos deste trabalho é importante definir o que se denomina como testes de desempenho e de constância e como dosimetria real em mamografia. Os testes de desempenho são definidos como um conjunto de medidas e verificações para atestar conformidade com os padrões mínimos de desempenho. De acordo com a Portaria nº 453 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa)<sup>(9)</sup>, são considerados testes de constância as avaliações rotineiras dos parâmetros técnicos e de desempenho de instrumentos e dos equipamentos, e o estudo do comportamento destes parâmetros em função do tempo. Já a dosimetria real é a determinação da dose absorvida por órgãos ou tecidos em estudo de caso específico de um paciente. Ou seja, é realizar a determinação da dose considerando as particularidades de cada paciente (anatomia e procedimentos utilizados) para se chegar a um valor próximo ao que foi absorvido por órgãos específicos provenientes de um procedimento. A dosimetria real e individualizada está se tornando uma prática cada vez mais divulgada e utilizada<sup>(4,5,10,11)</sup>. A análise da dose em mamografia pode ser definida como teste de constância ou como dosimetria real em órgão radiossensível, dependendo da forma como é executada e da aplicação das informações adquiridas. A Portaria nº 453 da Anvisa<sup>(9)</sup> define como dose absorvida a “grandeza expressa por  $D = de/dm$ , onde  $de$  é o valor esperado da energia depositada pela radiação em um

volume elementar de matéria de massa  $dm$ . A unidade SI de dose absorvida é o joule por quilograma, denominada gray (Gy)”. As avaliações de dose, realizadas em conformidade com as recomendações dos testes de controle da qualidade em mamografia<sup>(9,12)</sup>, servem de base comparativa do desempenho do equipamento para as mesmas condições de contorno, ou seja, testes de constância.

Neste trabalho avalia-se, comparativamente, o comportamento de grandezas dosimétricas simuladas por ferramenta computacional para diferentes modelos, considerando duas formas de aplicação da dosimetria: testes de constância e dosimetria real.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Para simular o transporte de radiação foi utilizado o código Monte Carlo Geant4 (versão 8.2.p01). Os cálculos foram realizados mantendo constante a geometria do feixe de irradiação, alternando o espectro de radiação incidente e o modelo de mama. Foram coletados dados de dose absorvida, fluxo de fótons e kerma.

A geometria de irradiação foi gerada computacionalmente considerando um mundo esférico de raio 0,8 m, preenchido por ar seco, de acordo com definições da ICRU (ICRU Report 44)<sup>(13)</sup>. O *bucky* tem dimensões  $(18,0 \times 24,0 \times 0,2)$  cm<sup>3</sup>, sendo a distância fonte-*bucky* de 61,9 cm, de acordo com as especificações do equipamento Lorad MIII<sup>(14)</sup>. Um compressor de polimetilmetacrilato (PMMA) de dimensões  $(18,0 \times 24,0 \times 0,2)$  cm<sup>3</sup> foi simulado sobre o modelo de mama.

Nesta geometria foram simulados os diferentes modelos de mamas, cada um contendo três volumes sensíveis em diferentes profundidades: entrada, meio e saída do modelo. Cada volume sensível com dimensões de  $(1,0 \times 1,0 \times 0,1)$  cm<sup>3</sup> foi definido para coletar a dose absorvida e o fluxo de fótons na profundidade de interesse. Simulou-se, sobre o modelo e abaixo do compressor de PMMA, um volume de ar semelhante a uma câmara de ionização *free in air*, com volume sensível de 6,0 cm<sup>3</sup>. O valor de referência do kerma coletado na câmara de ionização simulada ( $kerma_{CI}$ ), utilizado para normalização dos dados, foi simulado na câmara de ionização posicionada a 4,0 cm de altura e abaixo do compressor sem a presença dos simuladores de mama, ou seja, este não contabiliza o retroespalhamento causado pelos modelos. Uma fonte pontual, situada na altura do ponto focal, com campo de irradiação nas mesmas dimensões da área de entrada do *bucky*  $(18 \times 24)$  cm<sup>2</sup>, simulou espectros entre as tensões aceleradoras de 26 a 34 kVp para as combinações alvo-filtro Mo-Mo e Mo-Rh. A Tabela 1 lista todos os espectros simulados e suas respectivas camadas semirredutoras (CSR), sem a presença do compressor.

Foram simulados seis modelos de mama homogêneos não antropomórficos recomendados como representativos de uma mama padrão, definida por uma composição de 50% de tecido adiposo e 50% de tecido glandular<sup>(7)</sup>: quatro modelos não antropomórficos propostos pela ICRU<sup>(7)</sup> (idealizado por Dance, NA type 76-001, RMI type 156 e Barts), um modelo para dosimetria proposto pela Keithley Instru-

**Tabela 1** Conjunto de espectros de radiação com base em alvo fixo de molibdênio e suas respectivas características.

Tensão aceleradora (kVp)	Espessura e material da filtração adicional	CSR (mm)
26	30µm-Mo	0,250
28	30µm-Mo	0,264
30	30µm-Mo	0,281
32	30µm-Mo	0,293
34	30µm-Mo	0,304
26	25µm-Rh	0,300
28	25µm-Rh	0,319
30	25µm-Rh	0,332
32	25µm-Rh	0,346
34	25µm-Rh	0,356

CSR, camada semirredutora.

ments e um modelo produzido no Brasil (PhantomMama)<sup>(15)</sup>. Todos os modelos homogêneos não antropomórficos foram comparados a um modelo antropomórfico de mama tipo *voxel*<sup>(16)</sup>, com descrição do tecido glandular na região medial. O modelo tipo *voxel* simulado representa uma mama média de 4,1 cm de espessura quando comprimida, foi desenvolvido com base em imagens de uma mama real adquiridas por ressonância magnética e possui *voxels* de dimensão  $(1,38 \times 1,38 \times 1,00) \text{ mm}^3$ . Todos os sete modelos, com suas respectivas estruturas internas (quando existentes), estão ilustrados na Figura 1.

Os modelos propostos por Barts e Keithley foram simulados com composição de *epoxy* tipo BR12, o modelo proposto por Dance foi composto por uma mistura de material simulador de tecido adiposo e glandular, sendo os demais modelos baseados no material PMMA com os volumes internos compostos de parafina (*paraffin wax*). A composição dos materiais utilizados na descrição dos modelos pode ser

observada na Tabela 2. Os objetos internos que possibilitam o controle de características de qualidade da imagem mamográfica não foram simulados.

Nas simulações foram coletados os dados para cálculo das grandezas: kerma, dose absorvida por órgãos ou tecidos representativos da glândula mamária ou pela mama como um todo, e o fluxo de fótons que cruzaram os volumes sensíveis de coleta no modelo.

Estas grandezas permitiram a avaliação do fator de conversão  $D_{gN}$ , mediante utilização da divisão entre a dose absorvida pelo tecido glandular ( $D_g$ ) ou a dose absorvida pelo modelo (D), e o kerma<sub>Cl</sub>.

Cabe ressaltar que alguns modelos não possibilitam a distinção dos tecidos e, conseqüentemente, não possibilitam a determinação da  $D_g$ , pois são compostos por misturas homogêneas de material simulado. Neste caso, D acaba sendo equivalente a  $D_g$ . Neste trabalho, considerou-se o kerma coletado sem retroespalhamento em uma câmara posicionada a 4,0 cm acima do *bucky*.

Esta aproximação é válida, pois os modelos apresentam espessuras próximas a 4,0 cm.

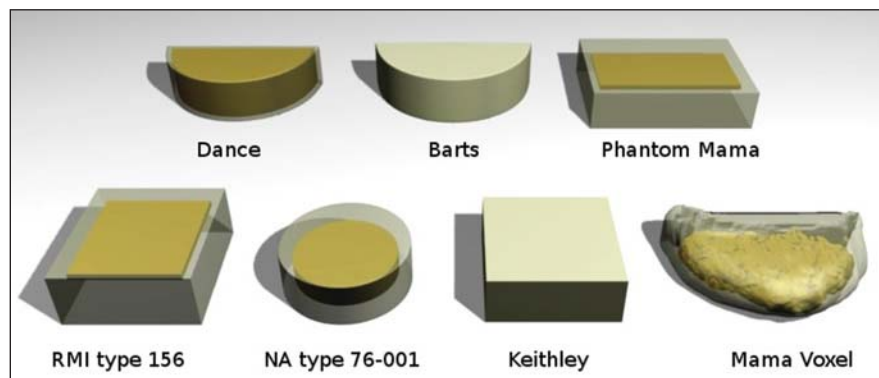
Além disso, para facilitar a intercomparação entre os dados, utilizou-se a dose absorvida no modelo por fótons emitidos pela fonte (D), em mGy, que representa a probabilidade de absorção de energia por unidade de massa por fóton emitido da fonte. Para converter este valor em dose nos modelos por carga coletada no tubo, faz-se necessário multiplicar o valor de D pelo número de fótons emitidos por mAs pela unidade de área irradiada de 432 cm<sup>2</sup>.

## RESULTADOS

Os dados apresentados comparam grandezas dosimétricas utilizadas em testes de constância e dosimetria de pacientes, enfocando, no último caso, alguns parâmetros que envolvem a dosimetria em modelo *voxel* antropomórfico de mama. Para essa análise foram utilizados:  $D_{gN}$ , kerma<sub>Cl</sub>, dose glandular ou absorvida por material equivalente, dose absorvida pela mama ou pelo modelo, e dose absorvida em diferentes profundidades do modelo. Adicionalmente, o fluxo de fótons e a CSR do fluxo coletado também foram avaliados.

A Figura 2 mostra os resultados comparativos para a  $D_{gN}$  para todos os modelos estudados. Todos apresentam comportamento semelhante entre si, em que se observa a tendência de aumento da  $D_{gN}$  com o aumento da CSR.

O ponto de aparente decréscimo da  $D_{gN}$  marca a alteração da combinação alvo-filtro de Mo-Mo nos pontos 0,293 e 0,304, e para Mo-Rh no ponto 0,300. Isto evidencia a influência do espectro gerado por di-



**Figura 1.** Imagem esquemática dos modelos não antropomórficos e o modelo antropomórfico de mama simulados.

**Tabela 2** Composição utilizada para simular os materiais componentes dos modelos.

Material	PMMA	BR12	Paraffin wax ICRU-44	Tecido glandular ICRU-44	Tecido adiposo ICRU-44	Mama padrão 50:50
Hidrogênio	0,080	0,087	0,149	0,106	0,114	0,1100
Carbono	0,600	0,699	0,851	0,332	0,598	0,4650
Nitrogênio	–	0,024	–	0,030	0,007	0,0185
Oxigênio	0,320	0,179	–	0,527	0,278	0,4025
Sódio	–	–	–	0,001	0,001	0,0010
Potássio	–	–	–	0,001	–	0,0005
Enxofre	–	–	–	0,002	0,001	0,0015
Cloro	–	0,001	–	0,001	0,001	0,0010
Cálcio	–	0,010	–	–	–	–
Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	1,170	0,970	0,930	1,020	0,950	0,985

PMMA, polimetilmetacrilato.

ferentes composições alvo-filtro na  $D_{gN}$ . Os modelos propostos por Dance, Keithley e Barts apresentaram maior semelhança no formato da curva  $D_{gN}$  em função da CSR, em comparação ao modelo de mama *voxel*. Entretanto, os modelos definidos como Keithley e Barts superestimaram o valor de  $D_{gN}$ . Já o modelo proposto por Dance subestimou os valores de  $D_{gN}$ , sendo este o que apresentou as menores variações ponto a ponto em comparação com o modelo *voxel*. Apesar de o modelo NA type 76-001 apresentar variações inferiores no valor de  $D_{gN}$ , o formato da curva não se apresentou constante, mostrando pontos de subestimativa e de superestimativa quando comparado ao modelo *voxel*. A conversão de kerma em dose glandular através do fator  $D_{gN}$  é dependente das medidas de  $kerma_{CI}$ , com ou sem retroespalhamento, e da geometria de coleta (sobre o modelo e ao lado do modelo). Dessa forma, torna-se importante discutir o valor de  $kerma_{CI}$  definido em cada condição de simulação.

O gráfico da Figura 3 ilustra o comportamento do  $kerma_{CI}$  simulado sem considerar o retroespalhamento. Para cada combinação alvo-filtro, o kerma na câmara mostrou um comportamento decrescente com o aumento da CSR, conforme era esperado. As considerações referentes à introdução das características dos modelos de estudo simulados serão representadas através da adição do fator de retroespalhamento e o fator de conversão de  $kerma_{CI}$  em dose glandular.

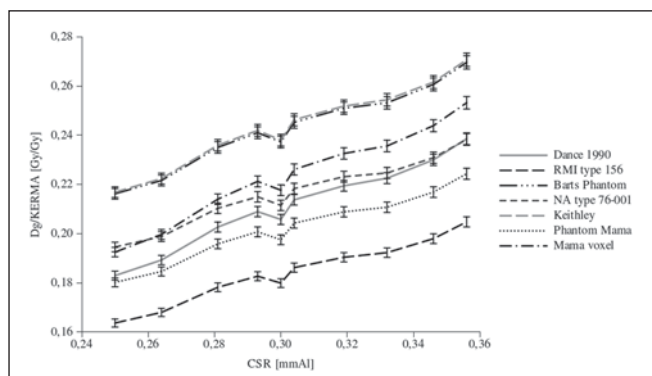
É importante conhecer a dose no modelo ou na mama para comparar os modelos (Figura 4A) e a dose no tecido glandular ou material equivalente (Figura 4B).

Os gráficos da Figura 4 mostram um comportamento crescente da probabilidade de deposição de energia em função do aumento da CSR. A probabilidade de dose total absorvida na mama (Figura 4A) apresentou comportamento crescente mais acentuado que a probabilidade de absorção de dose glandular. Quanto à probabilidade

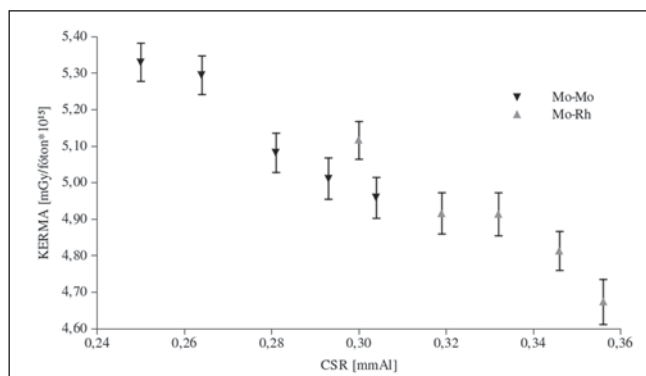
de dose total absorvida na mama, o simulador NA type 76-001 apresentou as menores variações em comparação ao modelo *voxel*, e o RMI type 156 apresentou a maior variação. Já a probabilidade de dose glandular absorvida no simulador definido por Dance em 1990, este apresentou as menores variações em comparação ao modelo *voxel*. O NA type 76-001 foi o que apresentou a maior variação. Para os espectros estudados, considerando a dose de maior interesse em proteção radiológica (dose glandular), o modelo proposto por Dance em 1990 foi o que se comportou de forma mais próxima ao modelo *voxel*.

A Figura 5 mostra o comportamento da dose absorvida pelos volumes sensíveis à medida que o feixe de radiação penetra nos modelos. De modo geral, para os mesmos modelo e espectro de entrada, a dose absorvida diminui com a profundidade de penetração do feixe.

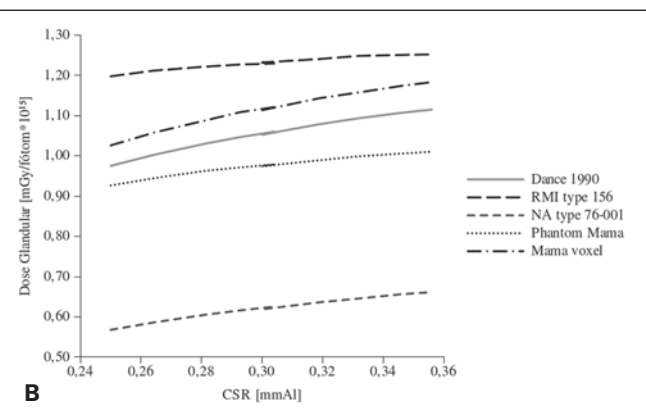
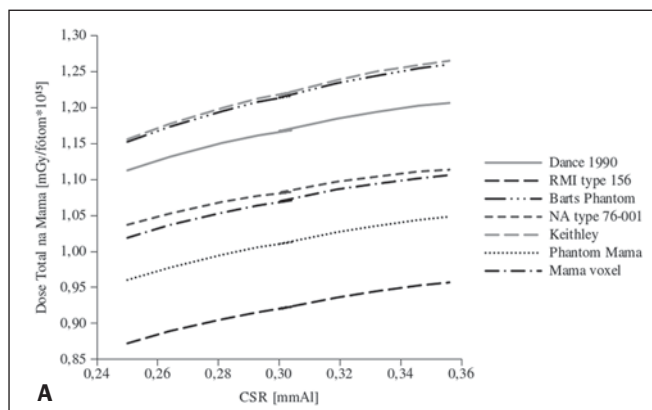
Observou-se um comportamento decrescente da dose absorvida no volume de



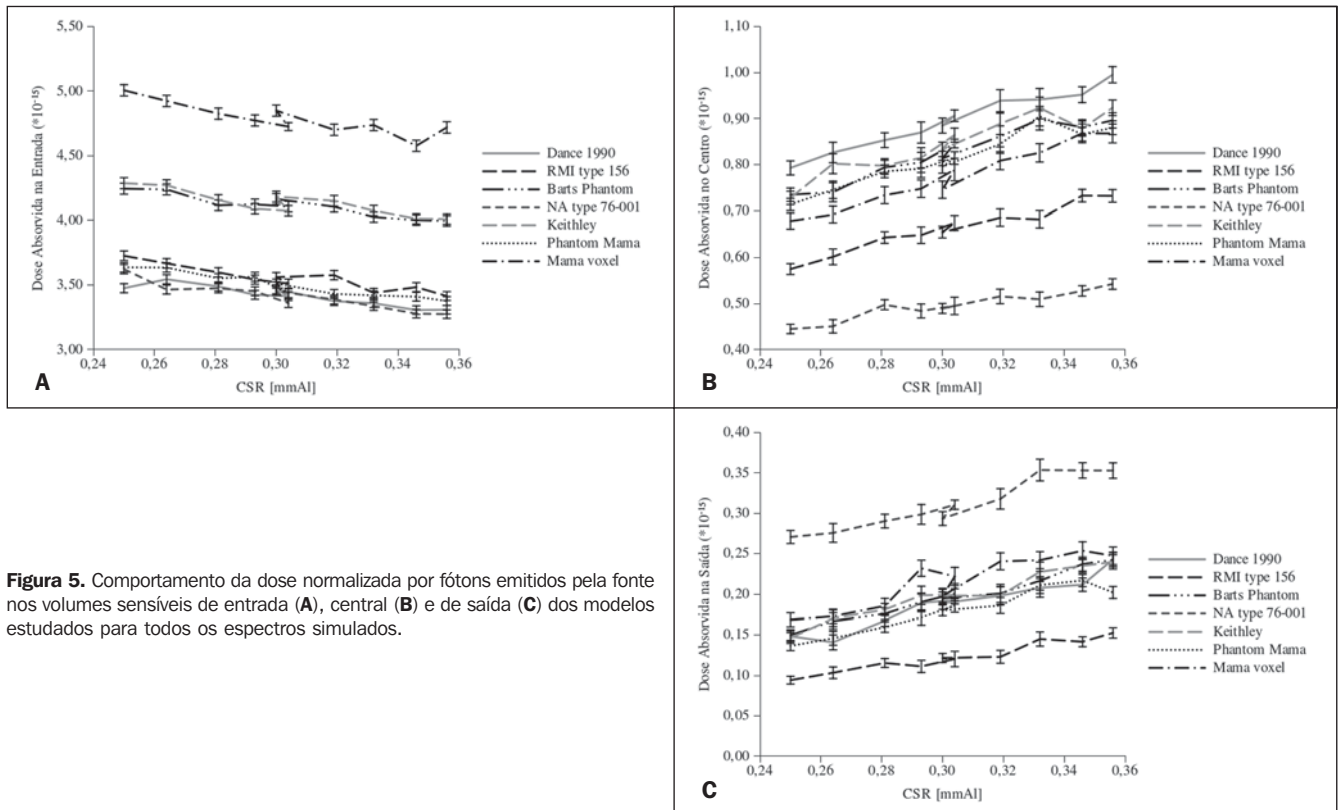
**Figura 2.** Comportamento da  $D_{gN}$  em função da CSR para os diferentes modelos estudados.



**Figura 3.** Gráfico do comportamento de kerma por fótons emitidos da fonte na câmara a 4 cm sobre o *bucky*.



**Figura 4.** Gráfico do comportamento da dose normalizada por fótons emitidos pela fonte na mama ou modelo (A) e dose na glândula ou material equivalente (B) para os modelos e espectro estudados.



**Figura 5.** Comportamento da dose normalizada por fótons emitidos pela fonte nos volumes sensíveis de entrada (A), central (B) e de saída (C) dos modelos estudados para todos os espectros simulados.

entrada à medida que a CSR do feixe incidente aumenta. Nesta coleta, todos os modelos não antropomórficos apresentaram doses inferiores à calculada para o modelo *voxel*. Foram os modelos Keithley e Barts que apresentaram os valores de dose absorvida no volume de entrada mais próximos do modelo *voxel* de mama.

Os volumes sensíveis registraram o fluxo de fótons, possibilitando a verificação das alterações na qualidade do feixe de radiação à medida que o mesmo penetrou nos modelos simulados. O espectro coletado por cada volume sensível mostrou que os valores de CSR geralmente têm variações superiores a 70% quando comparados entre os volumes sensíveis, de entrada e de saída, para o mesmo modelo e mesma técnica radiográfica. Quando se compararam os valores de CSR de entrada entre todos os simuladores, as variações percentuais dos valores de CSR apresentaram-se inferiores a 10%. Com relação aos valores de variação da CSR dos volumes de entrada, o modelo Barts foi o que apresentou maior proximidade aos valores calculados para o modelo *voxel*. Já para as CSRs calculadas

para os volumes sensíveis medial e de saída, o modelo RMI type 156 foi o que apresentou valores mais próximos aos calculados para os volumes sensíveis simulados no modelo *voxel*. Quanto aos modelos que apresentaram as maiores variações na CSR, pode-se afirmar que os modelos RMI type 156, NA type 76-001 e PhantomMama apresentaram as maiores variações para o volume de entrada, os modelos Barts, NA type 76-001 e Keithley apresentaram as maiores variações no volume medial, e o modelo Barts apresentou a maior variação no volume de saída.

## DISCUSSÃO

O comportamento da absorção da energia é decrescente em função da penetração do feixe em todos os modelos, no entanto, isto ocorre de forma diferenciada por causa dos processos de espalhamento da radiação do feixe incidente e da absorção dos fótons, que é dependente da energia dos fótons e do material do modelo. As alterações observadas na dose são compatíveis com as alterações na qualidade do feixe estimadas

pela CSR. De modo geral, os modelos denominados Barts e Keithley apresentaram as menores variações na dose absorvida normalizada por fóton emitido da fonte, comparando-se estes ao modelo *voxel*, para todos os volumes sensíveis e todos os espectros estudados. Foram calculadas variações de CSR entre 10% e 15% para os volumes de entrada, 0% e 10% para os volumes mediais e 0% e 18% para os volumes de saída. Já o modelo NA type 76-001 apresentou as maiores variações de CSR para todos os casos de espectros estudados. Foram calculadas variações entre 14% e 28% para os volumes de entrada, 34% e 41% para os volumes mediais e 32% e 61% para os volumes de saída.

Os dados de dose absorvida normalizada pelo número de fótons emitidos da fonte confirmaram ser diferente a dose absorvida na mama e a dose absorvida na glândula, como era esperado. Assim, quando o interesse é dosimetria real em paciente, o importante é utilizar simuladores em geometria antropomórfica e composição de tecidos e localização do tecido glandular semelhantes aos da paciente de interesse.



Já para atividade de dosimetria para avaliação de constância do equipamento emissor de radiação X, o importante é manter constantes o processo de coleta de dados e o simulador na realização dos testes.

Este trabalho apresentou algumas das limitações geométricas dos modelos não antropomórficos em relação a um modelo antropomórfico. Foi evidenciado que a escolha do modelo não antropomórfico depende da grandeza a ser medida ou simulada. Ou seja, se seu interesse é avaliar o valor de  $D_{gN}$  e  $D_g$ , para mamas médias com tecido glandular na região medial, recomenda-se o modelo proposto por Dance. Se a grandeza for dose total absorvida na mama, o modelo mais indicado, dentre os estudados, é o NA type 76-001.

Levando-se em consideração as questões ligadas à proteção radiológica em mamografia, recomenda-se o modelo proposto por Dance como tendo o comportamento semelhante ao modelo *voxel* representativo de uma mama média, mesmo que este modelo subestime todos os valores calculados para  $D_{gN}$ . Em publicações de 2005, Zankl et al.<sup>(4)</sup> e Dance et al.<sup>(5,11)</sup> mostraram as diferenças existentes baseadas nas diferenças de distribuição espacial dos tecidos mamários. A publicação recente de Nigaprake et al.<sup>(17)</sup> divulga resultados semelhantes aos apresentados no presente trabalho para o comportamento da dose normalizada em função da energia do espectro incidente e da dose depositada em função da profundidade.

Este trabalho não questiona o uso de modelos não antropomórficos para testes de constância. Na verdade, por ser um teste de desempenho, desde que se mantenham a mesma geometria de coleta de dados, o modelo utilizado e a técnica radiográfica, variações no sistema gerador da imagem radiográfica serão percebidas. Todavia, é o uso desses modelos para relacionar com dosimetria real de pacientes que é questionável, e diferentes parâmetros devem ser considerados<sup>(5)</sup>. Quando for de interesse calcular a dose glandular em mamas reais, o procedimento mais recomendado, atualmente, é fazer uma medida do kerma ar na entrada da mama e usar os fatores de conversão para correlacionar esta medida com

a dose absorvida na mama. Para conversão adequada dos valores é necessário considerar as características anatômicas da mama, sua espessura comprimida e as características do feixe de raios X do equipamento: combinação alvo-filtro e CSR.

## CONCLUSÕES

Verificou-se que o modelo matemático recomendado para estimativa de dose real, utilizando os fatores de conversão de kerma ar na entrada da pele em dose glandular, depende de características como geometria do equipamento, particularidades da anatomia da mama, técnica radiográfica utilizada. Estes fatores de correção devem ser cuidadosamente escolhidos dentro das características do sistema de geração de imagem da anatomia da mama de interesse. Entretanto, pôde-se verificar que os modelos não antropomórficos podem ser utilizados como indicativos de parâmetros de constância do sistema gerador de imagens mamográficas, todavia, estes modelos não representam a dose glandular em mama real. Assim sendo, quando quantidades dosimétricas forem calculadas, o importante é escolher o modelo mais similar à mama de interesse, para que os fatores de correção aplicados sejam adequados.

Com base nessas informações sugere-se a determinação de fatores de correção e/ou coeficientes de correção, e CSR dos espectros utilizados em mamografia, considerando outras combinações alvo-filtro e tensões aceleradoras máximas para auxiliar no cálculo da  $D_{gN}$  real para diferentes configurações de equipamentos comercializados atualmente. Sugere-se também o estudo de simuladores “voxelizados” para geração de dose glandular real, ou seja, da idealização de um simulador real que possa se aproximar da distribuição de uma mama antropomórfica para uso em estimativa de dose real em mama.

## REFERÊNCIAS

1. 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.
2. Dance DR. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. *Phys Med Biol*. 1990;35:1211–9.

3. Wambersie A, DeLuca PM, Zoetelief J. Appendix E: Review of Monte Carlo calculations for assessment of mean glandular dose in mammography. *Journal of the ICRU*. 2005;5:93–9.
4. Zankl M, Fill U, Hoeschen C, et al. Average glandular dose conversion coefficients for segmented breast voxel models. *Radiat Prot Dosimetry*. 2005;114:410–4.
5. 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.
6. Oliveira ML, Maia AF, Nascimento NCES, et al. Influência da dependência energética de dosímetros termoluminescentes na medida da dose na entrada da pele em procedimentos radiográficos. *Radiol Bras*. 2010;43:113–8.
7. International Commission on Radiation Units and Measurements. Phantoms and models in therapy, diagnosis and protection. ICRU Report 48. Bethesda, MD: ICRU; 1992.
8. Hoff G, Almeida CEV, Drexler GG. Estimating conversion coefficient of KERMA free in air to glandular dose in mammography: a comparison between BR12 model and a realistic voxel model. In: *IEEE Transactions on Nuclear Science (TNS), NSS e MIC*, 2006, San Diego, CA, USA.
9. Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria nº 453, de 1º de junho de 1998. Brasília, DF: Diário Oficial da União, 2/6/1998.
10. 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;580:574–4.
11. Dance DR, Hunt RA, Bakic PR, et al. Breast dosimetry using high-resolution voxel phantoms. *Radiat Prot Dosimetry*. 2005;114:359–63.
12. Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Radiodiagnóstico médico: desempenho de equipamentos e segurança. Brasília, DF: Ministério da Saúde; 2005.
13. International Commission on Radiation Units and Measurements. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. ICRU Report 44. Bethesda, MD: ICRU; 1989.
14. Hoff G. Cálculo da dose em glândula mamária, utilizando o código de transporte de Monte Carlo MCNP, para as energias utilizadas em mamografia [Tese de Doutorado]. Rio de Janeiro, RJ: Universidade do Estado do Rio de Janeiro; 2005.
15. Peixoto JE. Manual de instruções para as medidas de controle de qualidade dos parâmetros técnicos da mamografia. MRA. [acessado em 19 de agosto de 2010]. Disponível em: [http://mra.com.br/prod\\_mra\\_cqpm.html](http://mra.com.br/prod_mra_cqpm.html)
16. Hoff G, Cassola VF, Anés M, et al. Construção de simuladores de mama do tipo voxel, através de imagens tomográficas. *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Física Médica*. 2003;1:232–5.
17. Nigaprake K, Puwanich P, Phaisangittisakul N, et al. Monte Carlo simulation of average glandular dose and an investigation of influencing factors. *J Radiat Res (Tokyo)*. 2010;51:441–8.