

COMPORTAMENTO DA DOSE GLANDULAR *VERSUS* CONTRASTE DO OBJETO EM MAMOGRAFIA: DETERMINAÇÃO DE FORMALISMO SEMI-EMPÍRICO PARA DIFERENTES COMBINAÇÕES ALVO-FILTRO*

Gabriela Hoff¹, Carlos Eduardo de Almeida², Gary T. Barnes³

Resumo **OBJETIVO:** Verificar o efeito da mudança no contraste do objeto, tempo de exposição e dose de radiação quando diferentes espessuras de filtração de molibdênio (Mo) e ródio (Rh) são empregadas em mamógrafos. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Realizaram-se medidas da exposição na entrada da pele com uma câmara de ionização para diferentes espessuras para os filtros de Mo e Rh. Para determinar a dose glandular média foi utilizado simulador de BR12 (50% tecido adiposo e 50% tecido glandular) de diferentes espessuras (4 cm e 8 cm). Energias na faixa de 24 kVp a 34 kVp foram empregadas e filmes Kodak MinR 2000 foram utilizados. **RESULTADOS:** Os resultados evidenciaram dados de contraste do objeto, dose glandular e tempo de exposição para diferentes espessuras de filtros adicionais e diferentes tensões. Esses dados indicaram aumento nos valores de contraste do objeto e tempo de exposição, com o aumento da espessura dos filtros. A dose glandular apresentou comportamento com diferentes tendências para cada caso analisado. Equações foram definidas para possibilitar a estimativa do contraste do objeto, dose glandular e tempo de exposição para os casos estudados. **CONCLUSÃO:** Os resultados possibilitaram a estimativa de equações que auxiliam na verificação do comportamento do contraste do objeto e da dose glandular para simuladores com espessura de 4 cm e 8 cm e para os filtros de Rh e Mo. Dessa forma, torna-se possível estimar a figura de mérito (razão entre o contraste do objeto e a dose glandular), podendo auxiliar na análise da relação risco-benefício dos casos estudados.

Unitermos: Mamografia; Exposição à radiação; Dosimetria externa.

Abstract *Behavior of subject contrast versus glandular dose in mammography: determination of a semi-empirical formalism for different target-filter combinations.*

OBJECTIVE: Our purpose was to verify the effect of changes in subject contrast, exposure time and radiation dose when different thicknesses of molybdenum (Mo) and rhodium (Rh) filters are used in mammography equipments. **MATERIALS AND METHODS:** Entrance skin exposure measurements were performed with an ionization chamber for different thicknesses of Mo and Rh filters. Average glandular dose was determined with a BR12 simulator (50% fat tissue and 50% glandular tissue) of different thicknesses (4 cm and 8 cm). Energies in the range of 24 to 34 kVp and Kodak MinR 2000 films were used. **RESULTS:** Results have evidenced data on subject contrast data, glandular dose and exposure time for different thicknesses of additional filters and different kVp values. These data have indicated an increase both in values of subject contrast and exposure time when filters thickness is increased. The glandular dose has presented a different behavior tendency for each case analyzed. Equations were defined to allow us to estimate subject contrast, glandular dose and exposure time for the cases studied. **CONCLUSION:** The results have made possible to define equations to assist with the evaluation of subject contrast and glandular dose behavior in simulators with 4 cm and 8 cm thicknesses and for Rh and Mo additional filters. In this way, it is possible to estimate the figure of merit (subject contrast/glandular dose ratio) to assist in the risk-benefit analysis of the cases studied.

Keywords: Mammography; Radiation exposure; External dosimetry.

INTRODUÇÃO

No Brasil, o câncer de mama apresenta o maior índice de mortalidade entre as mulheres. A taxa de incidência e mortalidade por câncer de mama entre mulheres vem aumentando gradativamente. Em 2000,

foram registradas 8.390 mortes decorrentes deste tipo de câncer. Dos 402.190 novos casos de câncer com previsão de serem diagnosticados em 2003, o câncer de mama é o segundo mais incidente entre as mulheres, sendo responsável por 41.610 novos casos e 9.335 óbitos⁽¹⁾.

Os primeiros equipamentos utilizados para a técnica mamográfica, na década de 60, continham alvo de tungstênio e não utilizavam compressores. Logo após, a combinação de alvo-filtro molibdênio-molibdênio (Mo-Mo) começou a ser comumente utilizada em exames diagnósticos. A espessura dos filtros de Mo empregados em unidades de raios-X mamográficas comercialmente utilizados varia entre 15 μm e 30 μm ^(2,3). Porém, pouca informação é encontrada na literatura em relação às alterações que ocorrem quando

* Trabalho realizado na Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Pós-Graduação em Biologia, Rio de Janeiro, RS.

1. Ph.D., Grupo de Experimentação e Simulação Computacional em Física Médica, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

2. Ph.D., Professor Titular em Física Médica da Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

3. Ph.D., University of Alabama at Birmingham, EUA.

Endereço para correspondência: Gabriela Hoff. Grupo de Experimentação e Simulação Computacional em Física Médica, PUCRS. Avenida Ipiranga, 6681, Prédio 10. Porto Alegre, RS, 91619-900. E-mail: ghoff@pucrs.br

Recebido para publicação em 24/6/2004. Aceito, após revisão, em 27/8/2005.

diferentes filtrações de Mo são empregadas^(3,4). Tanto a qualidade da imagem quanto a dose glandular média absorvida são influenciadas pela espessura da mama e sua composição (proporção de tecido glandular e adiposo), como também pela qualidade do feixe de raios X (kVp e filtração).

Este trabalho procura analisar o conceito de figura de mérito (FDM), que é uma medida utilizada para normalizar os efeitos de dose relacionando a dose glandular e o contraste do objeto para diferentes tensões aplicadas a alvos de Mo e para diferentes espessuras de filtros de ródio (Rh) e Mo, em simulador não anatómico de mama de BR12.

MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi realizado com equipamento de raios-X mamográfico Lorad modelo MIII. Para a realização de uma análise detalhada da FDM e do tempo de exposição, filtros de diferentes espessuras e de diferentes materiais, como Rh e Mo, foram utilizados. A Tabela 1 evidencia as diferentes espessuras analisadas para os materiais de filtros adicionais estudados.

Tabela 1 Quadro que referencia a espessura dos filtros utilizada na coleta de dados

Material	Espessura (μm)
Mo	$15,9 \pm 0,1$
	$20,9 \pm 0,1$
	$30,9 \pm 0,1$
	$44,6 \pm 0,1$
Rh	$17,4 \pm 0,1$
	$22,4 \pm 0,1$
	$33,7 \pm 0,1$

As principais etapas desenvolvidas neste trabalho envolveram a determinação dos parâmetros técnicos a serem utilizados, a verificação do contraste do objeto e a verificação da dose glandular.

Os filmes utilizados na coleta de dados foram MinR (Kodak), com telas intensificadoras MinR 2000 (Kodak), avaliados numa processadora Multiloader K (Kodak).

O contraste do objeto e a dose glandular foram determinados por intermédio

das imagens geradas pelo simulador retangular de BR12, utilizando-se os coeficientes de atenuação e o modelo de espectro de raios X proposto por Tucker *et al.*⁽²⁾. Os simuladores utilizados foram dois blocos retangulares de dimensões $(10,0 \times 10,0 \times 4,0)$ cm e $(10,0 \times 10,0 \times 8,0)$ cm, que representam, respectivamente, mama pouco densa e mama densa⁽⁴⁻⁷⁾. Duas seqüências de coleta de dados fizeram-se necessárias.

O contraste do objeto foi estimado através das imagens do simulador de BR12 com filtração de alumínio (Al). Esse material foi selecionado, pois apresenta o contraste semelhante ao causado pelas microcalcificações. O simulador foi posicionado no centro horizontal do "bucky", tendo seu centro a 4 cm da parede torácica, ou seja, a 4 cm do lado externo frontal do "bucky". Um dos filtros de Al com $(0,5 \pm 0,1)$ mm ou $(1,0 \pm 0,1)$ mm foi colocado sobre o simulador e posicionado no centro geométrico deste, conforme descrito na Figura 1. As combinações de geometrias utilizadas com os diferentes filtros de Al podem ser observadas na Tabela 2.

Os parâmetros técnicos do equipamento foram selecionados para produzir densidades ópticas (DO) entre 1,00 e 1,20 na imagem central (filtro de Al + simulador) e entre 1,60 e 2,50 na imagem circundante (somente do simulador). As técnicas selecionadas deveriam ajustar a tensão aplicada ao tubo às espessuras do simulador, filtração adicional (Mo ou Rh) e filtro de Al, resultando em imagens nas DO desejadas.

O conjunto de dados que formou o banco de análise foi constituído de todas as possíveis combinações de filtros e si-

Tabela 2 Combinação de tensão, espessura de simulador e filtração de Al utilizada na coleta de dados.

Tensão aplicada (kVp)	Espessuras	
	Simulador	Filtro
24	4	0,05
		0,10
26	4	0,05
		0,10
28	4	0,05
		0,10
30	8	0,10
	4	0,05
32	8	0,10
	4	0,10
34	8	0,10
	4	0,10

muladores de 4 cm e 8 cm de espessura para uma faixa de tensão aplicada ao tubo de 24 kVp a 34 kVp (em intervalos de 2 kVp).

A DO foi medida no centro da imagem produzida pelo filtro de Al e nas áreas adjacentes laterais (direita e esquerda). O contraste do objeto (CO), que representa a diferença de DO entre duas regiões distintas do filme, foi calculado pela equação que segue, conforme proposto por Gingold *et al.*⁽⁸⁾:

$$CO = (\sqrt{2})^L$$

onde L representa a latitude sensitométrica equivalente à média da DO lateral e da DO central.

Denomina-se latitude a diferença entre as exposições relativas ou entre o logaritmo das exposições relativas de um

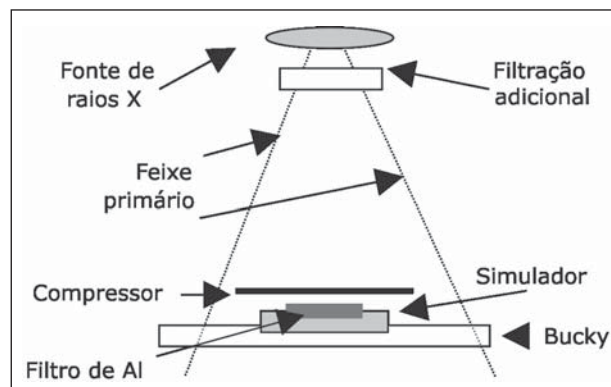


Figura 1. Esquema da geometria do sistema utilizado para aquisição das imagens para formação do banco de dados e obtenção do contraste do objeto.

filme radiográfico, quando o comportamento da DO desse filme é representado pela curva sensitométrica. A latitude pode ser dada pela diferença entre os “steps” (que faz alusão aos degraus da escada de Al, utilizada para realizar sensitometria em filmes), sendo que cada “step” equivale à exposição relativa de $(\sqrt{2})^{N-1}$, onde N varia de 1 a 21, nos aparelhos sensitômetros comumente utilizados em mamografia.

A correlação entre o contraste do objeto e a latitude determinada foi realizada com base nas curvas sensitométricas características do filme utilizado e do sistema de processamento. Várias curvas sensitométricas foram traçadas, durante a coleta de dados, com a finalidade de corrigir alterações decorrentes de variações no processamento das imagens.

Como a área, conhecida como útil, da curva sensitométrica apresenta um comportamento linear, e os dados coletados neste trabalho encontram-se nessa região de DO, foram utilizadas aproximações lineares para a determinação de cada DO encontrada em cada imagem. Os valores dos “steps” encontrados resultaram na latitude correspondente.

A dose glandular (D_g) foi estimada através de um método semi-empírico, que considera a exposição na entrada da pele (X_{ESE}) e a dose glandular normalizada (D_gN), relacionadas pela equação:

$$D_g = D_gN \cdot X_{ESE}$$

O X_{ESE} representa a exposição no ar na região de entrada do feixe primário no simulador, sendo as medidas realizadas diretamente no feixe primário, com o tamanho de campo ligeiramente maior do que o volume da câmara (não sendo considerado o retroespalhamento). As medidas foram realizadas com o compressor sob o feixe primário.

Os valores de X_{ESE} foram estimados através das medidas realizadas em feixe primário, considerando-se os valores de mAs para cada imagem obter a DO de 1,5, para cada espessura de simulador e todas as combinações de alvo-filtro-tensão de tubo estudadas. Os valores para o mAs foram estimados experimentalmente.

Para analisar comparativamente os dados, utilizou-se a expressão da FDM. A FDM é a forma comumente utilizada para analisar os efeitos de dose, considerando a qualidade da imagem como padrão de

comparação. A equação abaixo mostra a relação para a determinação da FDM:

$$FDM = CO^2/D_g$$

RESULTADOS

Os resultados relatados neste trabalho foram estimados a partir dos dados semi-empíricos obtidos. Equações foram geradas para permitir a interpolação dos dados, com a finalidade de estimar-se o contraste do objeto, a dose glandular e o tempo de exposição.

As equações estimadas, neste trabalho, foram idealizadas para tubos com alvo de Mo e apresentam desvio percentual máximo de 10%, podendo ser observadas na Tabela 3 (para filtros de Mo) e Tabela 4 (para filtros de Rh). As Tabelas 3 e 4 mostram as equações para a realização da estimativa do contraste do objeto, da dose glandular e do tempo de exposição para as duas espessuras de simulador (4 cm e 8 cm) e as tensões de tubo (kVp) pesquisadas, em função da espessura da filtração adicional de Mo e Rh, em micrômetros.

Como termo comparativo, para a análise da proteção radiológica da paciente,

Tabela 3 Equações de interpolação de dados para estimar o contraste do objeto, a dose glandular e o tempo de exposição para as duas espessuras de simulador (4 cm e 8 cm) e todas as tensões de tubo (kVp) pesquisadas para filtros de Mo.*

Tensão (kVp)	Contraste do objeto ¹		Dose glandular (mGy) ¹		Tempo de exposição ¹	
	Espessura do simulador (cm)		Espessura do simulador (cm)		Espessura do simulador (cm)	
	4 cm	8 cm	4 cm	8 cm	4 cm	8 cm
24	$-0,005x^2 + 0,2703x - 0,3609$	—	$0,0011x^2 - 0,049x + 2,7005$	—	$0,0417x + 0,5533$	—
26	$-0,0042x^2 + 0,2249x - 0,0467$	—	$-9e^{-5}x^2 + 0,01x + 1,5581$	—	$0,0242x + 0,3021$	—
28	$-0,0019x^2 + 0,1091x + 1,1698$	—	$-0,0003x^2 + 0,0146x + 1,3195$	—	$0,0146x + 0,2036$	—
30	$-0,0011x^2 + 0,0575x + 1,753$	$-0,0006x^2 + 0,0323x + 1,4085$	$0,0006x^2 - 0,0187x + 1,415$	$0,001x^2 + 0,1606x + 5,4368$	$0,0132x + 0,118$	$0,2437x - 0,162$
32	$-0,001x^2 + 0,054x + 1,6155$	$-0,0005x^2 + 0,0254x + 1,3774$	$0,0011x^2 - 0,0435x + 1,5702$	$0,0032x^2 - 0,0635x + 6,5166$	$0,009x + 0,091$	$0,1145x + 0,428$
34	$-0,0005x^2 + 0,0267x + 1,781$	$-0,0002x^2 + 0,0123x + 1,4529$	$0,0006x^2 - 0,01236x + 1,2432$	$0,0051x^2 - 0,1731x + 6,565$	$0,0067x + 0,0686$	$0,0728x + 0,318$

* Os dados apresentam equações de interpolação com desvio percentual máximo estimado de 10%. ¹ Nas equações, a variável x representa a espessura da filtração adicional, em micrômetros.

Tabela 4 Equações de interpolação de dados para estimar o contraste do objeto, a dose glandular e o tempo de exposição para as duas espessuras de simulador (4 cm e 8 cm) e todas as energias pesquisadas para filtros de Rh.*

Tensão (kVp)	Contraste do objeto ¹		Dose glandular (mGy) ¹		Tempo de exposição ¹	
	Espessura do simulador (cm)		Espessura do simulador (cm)		Espessura do simulador (cm)	
	4 cm	8 cm	4 cm	8 cm	4 cm	8 cm
24	$-4e^{-6}x^2 - 0,0028x + 2,816$	—	$-0,0001x^2 - 0,0017x + 1,6052$	—	$0,0398x + 0,4772$	—
26	$-2e^{-5}x^2 + 0,0063x + 2,4552$	—	$-0,0012x^2 + 0,059x + 0,6151$	—	$0,022x + 0,3043$	—
28	$0,0005x^2 - 0,0207x + 2,6444$	—	$-0,0006x^2 + 0,0309x + 0,7751$	—	$0,0161x + 0,1615$	—
30	$-0,0007x^2 + 0,0426x + 1,7762$	$0,0002x^2 - 0,0055x + 1,821$	$-0,0005x^2 + 0,0294x + 0,6349$	$0,0021x^2 - 0,0226x + 6,8595$	$0,0143x + 0,0969$	$0,2394x + 0,0082$
32	$-0,0005x^2 + 0,0401x + 1,6123$	$0,0002x^2 - 0,0009x + 1,6377$	$0,0008x^2 - 0,0222x + 1,0709$	$-0,0047x^2 + 0,3267 - 0,2042$	$0,0175x - 0,0616$	$0,149x - 0,0012$
34	$-0,0002x^2 + 0,018x + 1,8524$	$0,0003x^2 - 0,0105x + 1,7015$	$0,0011x^2 - 0,0347x + 1,1475$	$-0,0003x^2 + 0,0231x + 0,0695$	$0,0148x - 0,0713$	$0,1099x - 0,3063$

* Os dados apresentam equações de interpolação com desvio percentual máximo estimado de 10%. ¹ Nas equações, a variável x representa a espessura da filtração adicional, em micrômetros.

observou-se o tempo de exposição e a FDM. Dessa forma, pode-se configurar uma análise da razão entre contraste do objeto e dose glandular e o tempo de exposição. A análise da FDM, isoladamente, pode, em alguns casos, ser dificultada, pois especifica a relação entre contraste do objeto e dose glandular.

As Figuras 2A e 2B evidenciam o comportamento da FDM e do tempo de exposição para filtros adicionais de Mo e simulador de 4 cm de espessura. Neste caso, a FDM mostrou-se crescente para todas as tensões entre as espessuras de filtro de 15–25 mm, decrescendo a partir de então. As maiores FDM foram encontradas entre as filtrações de 25–35 mm para tensões entre 26 kVp e 28 kVp. As Figuras 2C e 2D mostram o comportamento da FDM e do tempo de exposição para os simuladores de 4 cm de espessura e filtros adicionais de Rh. O gráfico da Figura 2C evidencia valores de FDM ligeiramente inferiores aos do gráfico da Figura 2A para as filtrações encontradas nos equipamentos comercializados e os tempos de exposição mantiveram-se próximos nas duas situações. Isso evidencia que a combinação Mo-Mo entre as filtrações de 25–35 mm e as tensões de 26–28 kVp são as melhores opções para mamas menos densas.

Já as Figuras 3A a 3D evidenciam o comportamento da FDM e do tempo de exposição para filtros adicionais de Mo e Rh para simulador de 8 cm de espessura. Nesse caso, a FDM mostrou-se aproximadamente 13 vezes maior para a combinação alvo-filtro Mo-Rh e o tempo de exposição apresentou aumento médio de três a quatro vezes. Como os filtros de Rh utilizados usualmente em equipamentos de mamografia apresentam espessura de 25 μm , observa-se a eficiência da combinação Mo-Rh em gerar imagens de mamas densas, quando comparada com a combinação Mo-Mo.

De forma geral, o tempo de exposição apresentou uma tendência crescente linear com o aumento da tensão de tubo aplicada e uma tendência decrescente para a mesma tensão e o aumento de espessura do material utilizado como filtro adicional. O tempo de exposição aumentou aproximadamente dez vezes para as

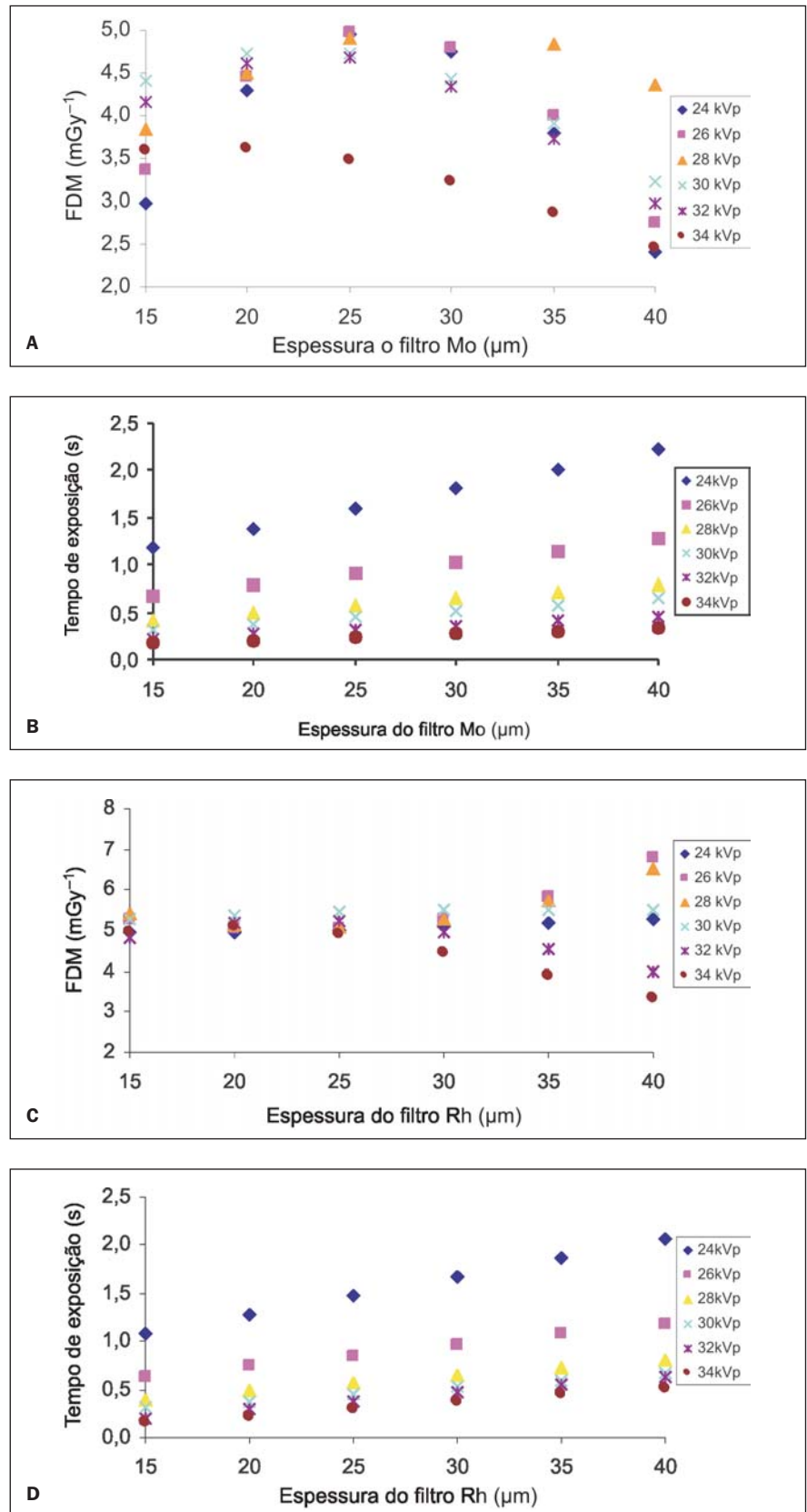


Figura 2. Comportamento da FDM e tempo de exposição, em segundos, em função da espessura do filtro e da tensão para simulador de 4 cm. FDM (A) e tempo de exposição (B) para filtros de Mo. FDM (C) e tempo de exposição (D) para filtros de Rh.

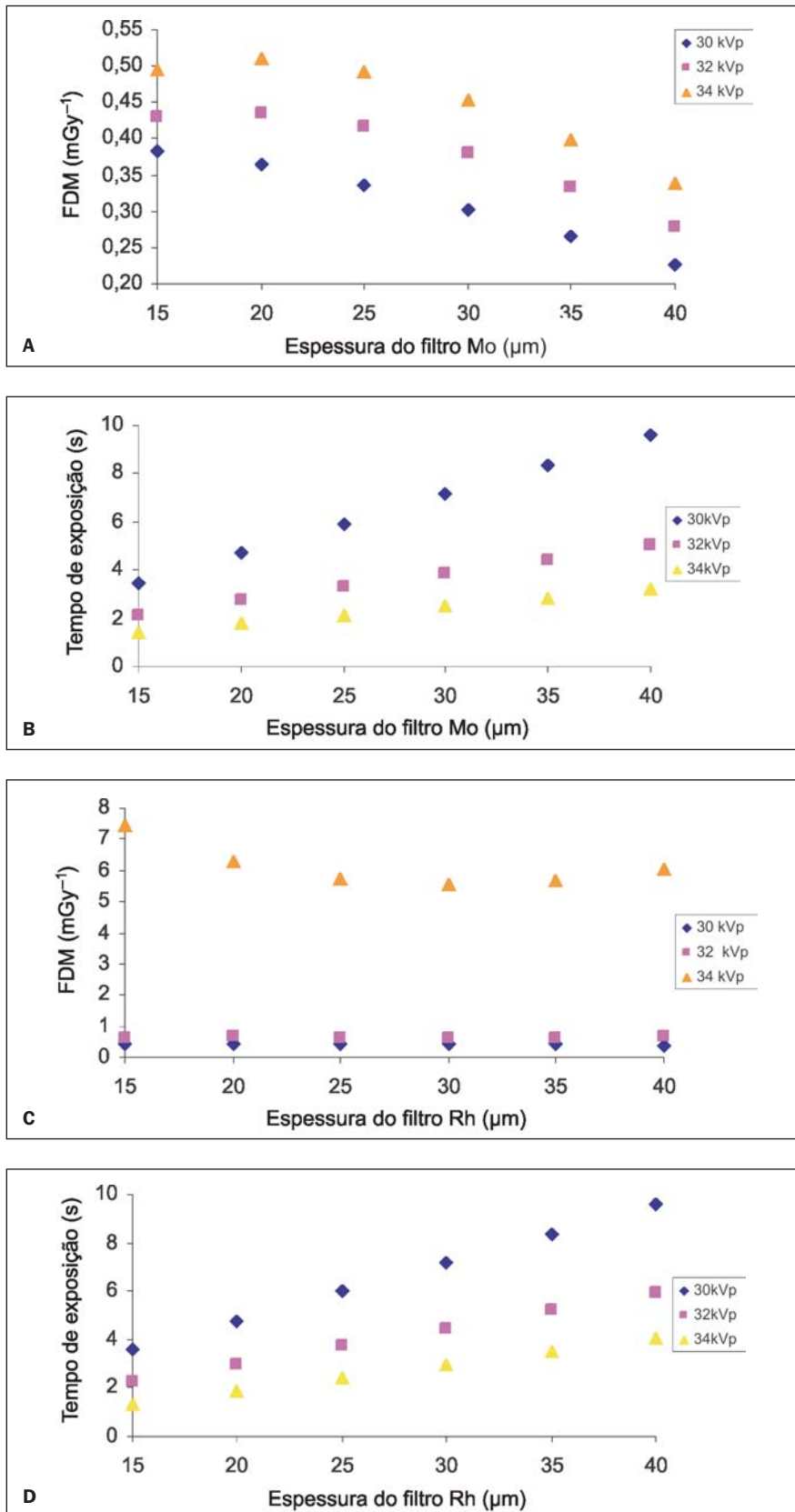


Figura 3. Comportamento da FDM e tempo de exposição, em segundos, em função da espessura do filtro e da tensão para simulador de 8 cm. FDM (A) e tempo de exposição (B) para filtros de Mo. FDM (C) e tempo de exposição (D) para filtros de Rh.

tensões de 30 kVp até 34 kVp quando comparamos os simuladores de 4 cm e 8 cm de espessura.

Este processo permite uma estimativa de grandezas que auxiliam na análise da relação risco-benefício e é possível de ser aplicado diretamente no ambiente da prática da mamografia. Para utilizar essas equações, faz-se necessário o conhecimento da espessura dos filtros de Rh ou de Mo, expressa em micrômetros. Recomenda-se utilizar as equações geradas para simuladores de 4 cm de espessura para estudos de mamas pouco densas e as geradas para o simulador de 8 cm para mamas densas.

DISCUSSÃO

As estimativas semi-empíricas de dose glandular e contraste do objeto apresentaram-se dentro das estimativas publicadas por outros autores^(4,6,8,9), com diferenças consideradas aceitáveis (dentro de 10%). Os valores estimados de FDM com base nos valores de dose glandular e contraste do objeto publicados analisam os valores de filtração adicional de equipamentos de mamografia comercializados atualmente (30 mm de Mo e 25 mm de Rh). Entretanto, no presente trabalho, foram analisados os valores de FDM e o tempo de exposição para um intervalo de espessuras de filtros adicionais de Mo entre 25,9 mm e 44,6 mm e entre 17,4 mm e 36,7 mm para a filtração adicional de Rh, o que aumenta a possibilidade de analisar o comportamento da dose glandular e do contraste do objeto.

De modo simplificado, o presente trabalho apresenta um formalismo matemático que permite estimar a dose glandular, bem como o contraste do objeto e o tempo de exposição da paciente para que, se conhecendo a espessura dos filtros adicionais de Rh e Mo do equipamento mamográfico utilizado, seja possível determinar um parâmetro comparativo de proteção radiológica. Atualmente, quando se adquire um equipamento mamográfico, não se pode optar pela espessura da filtração adicional, mas as características do equipamento (como filtração adicional) vêm descritas no manual. Caso seja necessário, utilizam-se medidas de camada

semi-redutora para estimar-se a espessura da filtração adicional.

Os resultados possibilitam, ao pessoal técnico, escolher uma melhor combinação de parâmetros técnicos (material do alvo, filtro e tensão de tubo), otimizando, assim, a proteção radiológica dos pacientes, sem comprometer a qualidade da imagem.

Este trabalho, ao utilizar o simulador de BR12, limitou a estimativa de dose para mamas compostas por 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo. O tubo de raios X utilizado na coleta de dados apresentava um alvo único de Mo com filtros de Mo e Rh. Pretende-se, no futuro, continuar-se o trabalho explorando outras espessuras de simulador (2 cm e 6 cm) para as mesmas condições já es-

tudadas e para diferentes combinações alvo-filtro.

Agradecimentos

À Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (Faperj), pelo apoio financeiro parcial ao projeto.

REFERÊNCIAS

1. Ministério da Saúde. Instituto Nacional do Câncer – INCA. Câncer: prevenção e detecção. Disponível em: http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=336. Acessado em setembro/2004.
2. Tucker DM, Barnes GT, Wu X. Molybdenum target x-ray spectra: a semi empirical model. *Med Phys* 1991;18:402–440.
3. Barnes GT. Mammography imaging physics: x-ray equipment considerations. *RSNA Categorical Course in Breast Imaging* 1999;41–57.
4. Wu X, Barnes GT, Tucker DM. Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. *Radiology* 1991;179:143–148.
5. Hoff G, Barnes GT. Effect of molybdenum and rhodium filtration thickness on image contrast, radiation dose and time exposure in mammography. In: 87th Scientific Assembly and Annual Meeting of Radiological Society of North America, Chicago, 2001. *Anais RSNA e AAPM*, 2001;336.
6. Wu X, Gingold EL, Barnes GT, Tucker DM. Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography. *Radiology* 1994;193:83–89.
7. International Commission on Radiation Units and Measurements. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. *ICRU Document 44*, 1989.
8. Gingold EL, Wu X, Barnes GT. Contrast and dose with Mo-Mo, Mo-Rh, and Rh-Rh target-filter combinations in mammography. *Radiology* 1995;195:639–644.
9. Dance DR, Persliden J, Alm-Carlsson G. Calculation of dose contrast for two mammographic grids. *Phys Med Biol*, UK 1992;37:235–248.