

Efeito da filtração adicional nas doses de radiação e na qualidade das imagens nos exames videofluoroscópicos*

Effect of additional filtration on radiation doses and image quality in videofluoroscopic studies

Milton Melciades Barbosa Costa¹, João Luiz Leocadio da Nova², Lucía Viviana Canevaro³

Resumo OBJETIVO: Investigar o efeito da adição de filtros de alumínio (1 mm) e cobre (0,4 mm) na redução das doses efetivas de radiação e na qualidade das imagens em exames videofluoroscópicos. MATERIAIS E MÉTODOS: Ao tubo de raios X adicionou-se câmara de ionização conectada a um eletrômetro para medir o produto kerma-área, com técnica de 65 kVp e 0,7 mA, sem e com adição dos filtros. Foi medida resolução espacial, a de baixo contraste e tons de cinza, utilizando os objetos de teste de Leeds. Quinze voluntários tiveram o produto kerma-área/minuto do estudo faríngeo comparados, dez com filtração e base e cinco com adição dos filtros associados. RESULTADOS: A adição dos filtros separados ou associados produziu expressiva redução do produto kerma-área, com ganho na qualidade das imagens videofluoroscópicas determinado pela maior separação dos tons de cinza e aumento da relação brilho/contraste da curva de cinza. CONCLUSÃO: A interposição adicional de filtros de alumínio e cobre, em especial quando associados, melhora a qualidade das imagens, com expressiva redução das doses de radiação necessárias à sua geração.

Unitermos: Videofluoroscopia; Produto kerma-área; Raios X; Imagem radiológica; Dose de radiação.

Abstract OBJECTIVE: The purpose of this study was to investigate the effect of the addition of aluminum (1 mm) and copper (0.4 mm) filters on effective radiation doses and image quality in videofluoroscopy. MATERIALS AND METHODS: An ionization chamber coupled with an electrometer was added to x-ray tube to measure the kerma area product with 65 kV and 0.7 mA technique, without and with additional filtration. Low contrast, gray scale and spatial resolution were measured utilizing Leeds test objects. Fifteen volunteers underwent pharynx study, ten without and five with aluminum and copper filters associated, and had the kerma area product/minute compared. RESULTS: The specified filters addition, either separated or associated, allowed an expressive decrease in kerma area product besides an actual improvement in the videofluoroscopic images quality determined by a better gray tones differentiation and increased brightness contrast ratio in the gray curve. CONCLUSION: Additional aluminum and copper filters interposition, especially when associated, results in improved image quality with expressive reduction in the required radiation doses.

Keywords: Videofluoroscopy; Kerma area product; X-ray; Radiological image; Radiation dose.

Costa MMB, Nova JLL, Canevaro LV. Efeito da filtração adicional nas doses de radiação e na qualidade das imagens nos exames videofluoroscópicos. *Radiol Bras.* 2009;42(6):379-387.

INTRODUÇÃO

A fluoroscopia em televisão substituiu a fluoroscopia em sala escura^(1,2). O uso do intensificador de imagens e da câmera de vídeo permitiu expressiva melhoria na qualidade das imagens e significativa redução

de exposição à radiação de técnicos e pacientes⁽²⁻⁵⁾. A passagem de uma visão em *écran* fluoroscópico, em sala totalmente escura, para uma visão em tela de televisão, além da redução de doses propiciou o surgimento da videofluoroscopia.

A videofluoroscopia possibilita o registro das imagens da fluoroscopia em mídia magnética. Seu valor reside no fato de se poder analisar e reanalisar a dinâmica registrada em tempo real, sem a necessidade de novas exposições. No estudo da deglu-

tição e suas disfunções, o método é considerado e aceito como o melhor entre os disponíveis para o diagnóstico e acompanhamento das disfagias⁽⁶⁻⁹⁾. As doses de radiação empregadas para a realização destes exames são consideradas baixas ou plenamente aceitáveis, pelo tanto de informações que o método propicia. Contudo, é fundamental conhecer as doses ministradas ao paciente e implementar mecanismos de otimização da prática^(2,4,10-12).

Exames radiológicos adequadamente indicados produzem informações imprescindíveis ao diagnóstico e ao acompanhamento das doenças. Não obstante, os benefícios do uso dos raios X não justificam subestimar seus riscos. A International Commission on Radiological Protection

* Trabalho realizado no Laboratório de Motilidade Digestiva e Imagem do Instituto de Ciências Biomédicas do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Rio de Janeiro (ICB/CCS-UFRJ), Rio de Janeiro, RJ, Brasil. Suporte financeiro: Fundação Educacional Charles Darwin.

1. Doutor, Professor Titular Responsável pelo Laboratório de Motilidade Digestiva e Imagem do Instituto de Ciências Biomédicas do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Rio de Janeiro (ICB/CCS-UFRJ), Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

2. Doutor em Ciências da Comunicação, Professor Adjunto da Universidade Federal Fluminense (UFF), Niterói, RJ, Brasil.

3. Doutora, Física do Instituto de Radioproteção e Dosimetria/Comissão Nacional de Energia Nuclear (IRD/CNEN), Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

Endereço para correspondência: Dr. Milton M.B. Costa. Laboratório de Motilidade Digestiva e Imagem, Departamento de Anatomia, ICB/CCS-UFRJ. Cidade Universitária, Ilha do Fundão. Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 21941-590. E-mail: mcosta@acd.ufrj.br

Recebido para publicação em 12/5/2009. Aceito, após revisão, em 27/8/2009.

(ICRP Publication 103)⁽¹³⁾ entende que, quando os benefícios do exame radiológico estão clinicamente justificados, compensa o risco de exposição à radiação a ele associado. Os fundamentos gerais da proteção radiológica definem, como um de seus principais objetivos, determinar um grau apropriado de radiação a ser fornecido sem limitar, indevidamente, ações benéficas que envolvam o uso da radiação X. No entanto, a magnitude destas doses deve ser mantida tão baixa quanto razoavelmente exequível. Limites de dose não são aplicáveis nos casos de exposição médica de pacientes; para estes indivíduos são utilizados níveis de referência de diagnóstico. Nível de referência de dose deve ser um nível de exposição o menor suficiente para obtenção das informações requeridas pela indicação e permitidas pelo exame radiológico adequadamente proposto⁽¹³⁻¹⁶⁾.

A videofluoroscopia utiliza, em razão da inexistência de equipamento radiológico específico para este método, aparelhos como seriógrafos, angiógrafos e arcos em C, equipamentos, a princípio, desenvolvidos para outros tipos de exames. Filtro de alumínio acoplado ao tubo de raios X destes aparelhos filtra a radiação de baixa intensidade e atenua a de intensidade mais alta, concentrando os níveis de intensidade do feixe primário na faixa de radiação pretendida.

Em casos específicos, um aumento da filtração seria desejável por eliminar fótons de baixa energia, o que não é efetuado em equipamentos destinados a múltiplos exames. A recomendação é que a filtração total de um equipamento de radiologia diagnóstica seja de pelo menos 2,5 mm de alumínio equivalente^(17,18).

A relevância da filtração adicional do feixe principal dos raios X foi destacada por Watanabe⁽¹⁹⁾ como um dos principais meios de redução da dose de exposição à radiação para radiodiagnóstico, e ele observa que com filtração adicional produzida por 0,08 mm de cobre obtêm-se imagens radiográficas com dose de radiação 14% menor, com a mesma qualidade dos filmes que receberam radiação filtrada com 2,00 mm de alumínio.

Nicholson et al.⁽²⁰⁾ obtiveram 75–80% de redução de dose na fluoroscopia com remoção da grade antiespalhamento e uso de filtração adicional com 0,7 mm de aço.

Morrell et al.⁽²¹⁾ observaram, em enema baritado, redução média de dose na ordem de 57% (de 17,7 Gy.cm² para 7,6 Gy.cm²) usando filtração adicional com 0,3 mm de cobre. Referem, ainda, a não observação de degradação substancial das imagens analisadas usando o objeto de teste de Leeds TO10 e imagens radiológicas analisadas por radiologista especializado.

Haite⁽²²⁾, usando filtros produzidos com liga de alumínio e zinco em aparelhos de raios X odontológicos, obteve diminuição da taxa de kerma no ar em até 18,53%, sem alteração no contraste das radiografias.

Gonçalves⁽²³⁾, em radiografias dentárias, observou redução da taxa de kerma no ar de até 47,33% em relação ao filtro de alumínio, com manutenção dos níveis de contraste das imagens obtidas. Nesta mesma linha, ainda com liga de cobre e alumínio, Bóscolo et al.⁽²⁴⁾ observaram expressiva redução da taxa de kerma no ar sem perda comparativa dos níveis de contraste das imagens.

O objetivo desse trabalho foi o de investigar, na sequência de imagens videofluoroscópicas, o efeito da adição de filtros de alumínio e de cobre, na saída do tubo de raios X, e avaliar a redução da dose de radiação e a qualidade das imagens obtidas utilizando objetos de teste de Leeds e em voluntários no estudo videofluoroscópico da região cervical.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foi utilizado, como base, um arco em C Philips BV-22 (Philips; Holanda) com ampola de 100 kV e 20 mA de intensidade máxima, intensificador Philips LR 24424 (Philips; Holanda), filtração total nominal de 2,5 mm de alumínio equivalente e ponto focal de 2,4 mm, retificação de dois pulsos, anodo fixo em ângulo de 10°. O sistema de televisão do equipamento é em preto e branco, baseado no padrão NTSC, composto por um monitor de vídeo preto e branco Philips (Philips; Holanda) de 20 polegadas e uma câmera preto e branco CCD Sony Mythos B/W (Sony; EUA) (0,1 lux; f = 3,6 mm; 400 linhas de resolução) acoplada ao intensificador de imagem.

Ao equipamento de base foram acoplados um gravador de vídeo VHS Panasonic NV-MV 40 (Panasonic; Brasil), um grava-

dor de DVD Philips DVDR 3455H (Philips; EUA) e um monitor de vídeo colorido 13 polegadas Panasonic CT-1383VY (Panasonic; México).

As imagens geradas pelo equipamento radiológico são capturadas em uma saída de vídeo (BNC) do monitor preto e branco e dirigidas para registro, simultaneamente, em sistemas de gravação analógico (VHS) e digital (DVD) dispostos em série, com imagem de controle exibida no monitor colorido.

Ao cone de afastamento do tubo de raios X foi adicionada uma câmara de ionização conectada Diamentor M2 PTW (PTW; Freiburg, Alemanha) que mede o produto kerma-área (PKA), grandeza definida como o produto da quantidade de radiação emitida pelo tubo de raios X pela área irradiada^(25,26). Filtros adicionais de alumínio e cobre, antecedendo a câmara de ionização, foram colocados alternadamente, com o objetivo de verificar o efeito das filtrações adicionais. Neste equipamento, o tamanho do campo de radiação foi mantido fixo pelo sistema de colimação (Figura 1).

Do PKA e dos objetos de teste de Leeds

Com técnica de 65 kV (camada semirredutora de 2,4 mmAl) e 0,7 mA (nominal) foram efetuadas, além da medição do PKA, avaliação da resolução espacial, da resolução de baixo contraste e escala de tons de cinza, utilizando os objetos de teste de Leeds TOR(TVF), TO10 e GS2⁽²⁷⁾.

O espaço livre entre o cone de afastamento e a superfície externa do intensificador de imagens é de 80 cm. Para medir o PKA, uma lâmina de cobre de 1 mm de espessura foi fixada a 60 cm da superfície externa do cone de afastamento, que foi modificado mantendo suas dimensões, para inserção da câmara de ionização. Esta lâmina simula a atenuação que seria produzida por um adulto de 70 kg e serve, ainda, para proteger o intensificador de imagem.

As medições do PKA e da qualidade da imagem foram efetuadas nas quatro situações seguintes: a) filtração própria do equipamento radiológico sem filtração adicional; b) filtração do equipamento + filtração adicional de placa de alumínio com 1 mm de espessura; c) filtração do equipamento + filtração adicional de placa de cobre com 0,4 mm de espessura; d) filtração do equi-

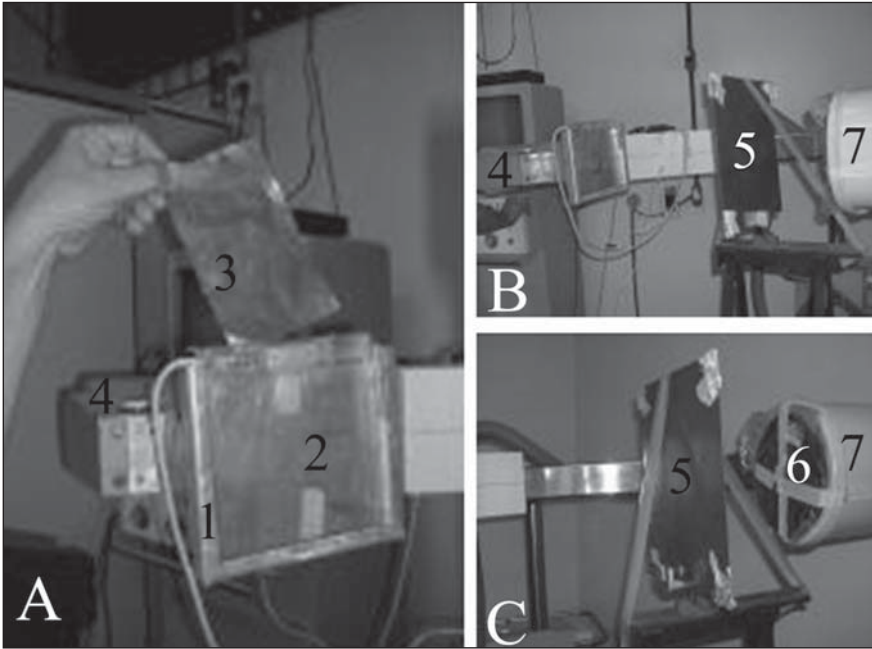


Figura 1. Ilustra procedimento no qual, em **A**, se identificam estojo metálico (1) onde se insere câmara de ionização (2), filtro adicional de cobre (3) e tubo de raios X (4). Em **B** observa-se interposição de placa de cobre de 1 mm (5) entre o tubo de raios X (4) e o intensificador de imagens (7). Em **C** destaca-se placa de cobre de 1 mm (5) e um dos objetos de Leeds (6) fixado à superfície anterior do intensificador de imagens (7).

pamento + a placa de alumínio com 1 mm de espessura + a placa de cobre com 0,4 mm de espessura. Com o objetivo de comparar os valores de PKA obtidos, foi utilizado tempo de irradiação de (127 ± 1) segundos para as quatro situações (tempo contínuo e longo o suficiente para que os valores de PKA a serem obtidos fossem capazes de expressar diferenças ou semelhanças de modo confiável).

Para avaliar a resolução espacial e a resolução de baixo contraste, fixamos na superfície de entrada do intensificador de imagens, um a cada vez, os objetos de teste de Leeds TOR(TVF) e TO10. A resolução espacial foi avaliada por identificação do grupo de pares de linhas até aonde as linhas do objeto de teste (Figura 2) se mostraram distintas⁽²⁸⁾. A resolução de baixo contraste foi analisada pela identificação dos diferentes círculos passíveis de distinção em relação à densidade da placa que os contém (fundo) (Figura 3). Em razão da avaliação da qualidade da imagem, em termos de resolução espacial e de baixo contraste, serem realizadas com objetos de teste com características semiquantitativas, as observações foram efetuadas por três observadores simultaneamente.

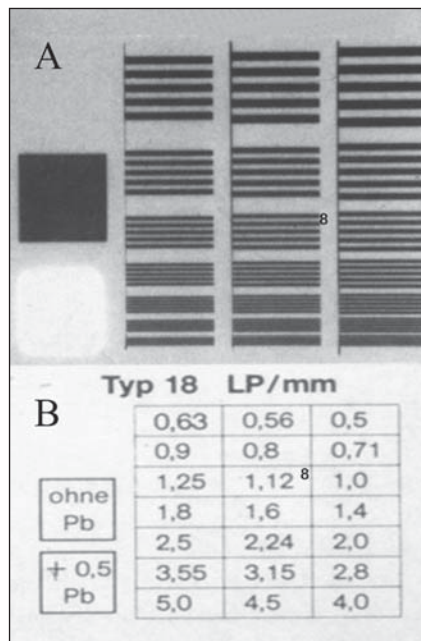


Figura 2. Parte do objeto de teste de Leeds TOR (TVF) para avaliação semiquantitativa da resolução espacial. Em **A**, 21 distintos conjuntos de pares de linhas cujos valores de pares de linhas por milímetro (LP/mm) estão definidos em **B**. Pares de linhas em **A** e valores em **B** se correspondem quando vistos da esquerda para a direita e de cima para baixo. O número 8 inserido em **A** identifica o oitavo conjunto de pares de linhas, que corresponde ao limite que pudemos identificar e, em **B**, o correspondente número de pares de linhas por milímetro.

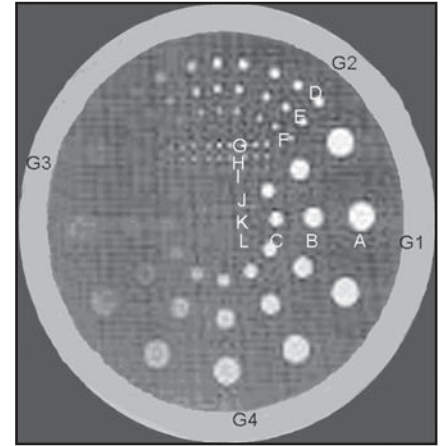


Figura 3. Objeto de teste de Leeds TO10 (moldura retocada) é composto por discos com dimensões decrescentes e densidades cada vez menos distintas das do fundo, organizados em quatro grupos. Cada grupo apresenta três linhas com nove discos que decrescem em dimensão na vertical e em diferenciação de contraste com o fundo na horizontal. Cada uma das linhas de nove discos do grupo (G1) é identificada, literalmente, como A, B, C, da maior para a menor. O grupo (G2) deixa ver os discos decrescentes D, E, F; o grupo (G3), G, H, I; e o grupo (G4), no centro do campo, praticamente indistinguível do fundo, os discos J, K, L. O número de discos identificados por linha nas imagens obtidas corresponde às correlações percentuais, dadas por tabela, que define a relação de baixo contraste.

Os tons de cinza foram estudados a partir de imagens obtidas de escala de cinza retangular contida no centro do objeto de teste de Leeds GS2 (Figura 4). O objeto foi colocado na entrada do intensificador e irradiado com técnica de 65 kV e 0,7 mA, obtendo-se uma imagem com diferentes tons de cinza para cada nível de densidade numa escala de valores visualizada em degraus. Estes valores foram obtidos pela análise do sinal de vídeo utilizando-se o programa Adobe Photoshop® 5.5 (Adobe; EUA) em sua função análise de histograma da luminância de áreas determinadas. Foram realizadas medidas isoladas de cada um dos tons de cinza em amostras com 460 pontos (*pixels*) do sinal de vídeo, referente a cada densidade da barra retangular. Em cada histograma o programa calcula e fornece o desvio-padrão da medida expressando a dispersão em torno do nível médio. A análise, de toda a barra, foi repetida para as quatro situações de filtração utilizada. Os dados obtidos foram tabelados em planilha Microsoft Office Excel® 2003 (Microsoft Corp.; California, EUA), permitindo a geração de gráficos em escala logarítmica.

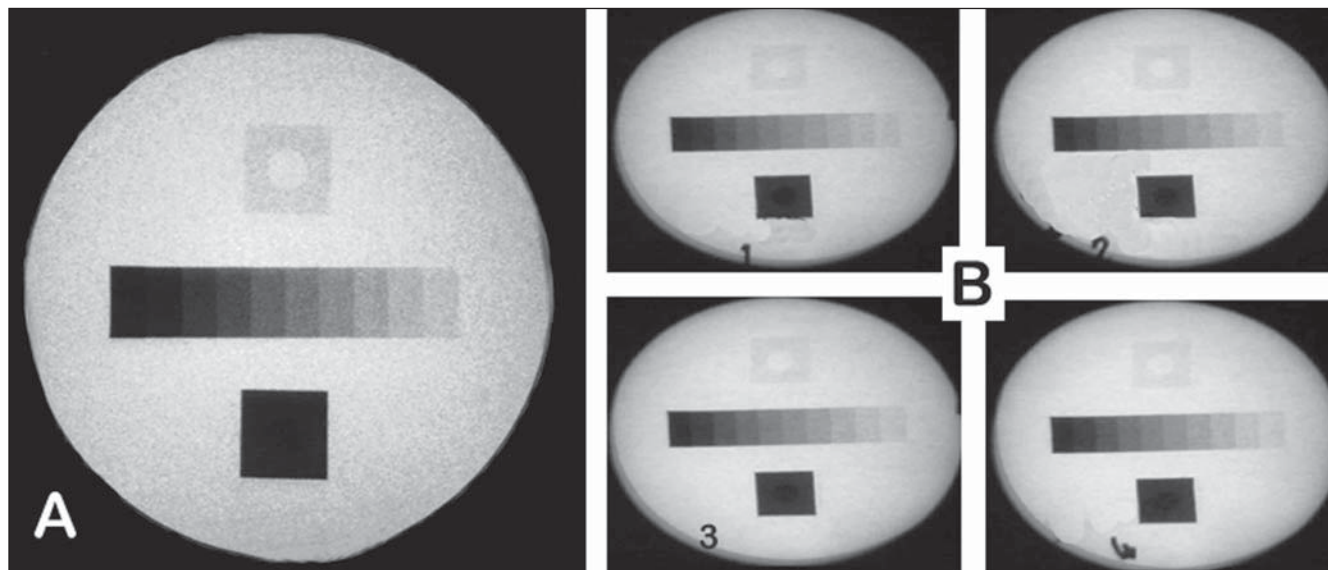


Figura 4. Em **A**, objeto de Leeds GS2 (moldura retocada). Em **B**, imagens obtidas na função *pause* de exames videofluoroscópicos resultantes das situações de filtração 1, 2, 3 e 4.

A análise de luminância do sinal de vídeo para áreas determinadas também foi empregada para o conjunto dos dez degraus nas diversas condições de filtração, em amostras com 17.995 pontos (*pixels*) do sinal de vídeo referente à captura da totalidade da barra retangular.

Para estimar o efeito das diversas filtrações, empregamos o programa Report 78 SRS-780 (Institute of Physics and Engineering in Medicine; UK)⁽²⁹⁾ na análise de espectros de raios X com 65 keV de pico.

Dos voluntários

Foram examinadas as faringes de 15 voluntários do sexo masculino com idades entre 27 e 56 anos. Os indivíduos, músicos profissionais instrumentistas de sopro, foram submetidos a estudo videofluoroscópico para análise morfofuncional da dinâmica faríngea durante o esforço. Este é um projeto aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição, em consonância com as normas propostas pela World Medical Association (WMA Declaração de Helsinque, Finlândia, 1995, complementada pela 52ª Assembleia Geral da WMA, Edimburgo, Reino Unido, 2000, com adições em Washington, 2002 e Tóquio, 2004).

As faringes dos músicos foram estudadas nas incidências de perfil esquerdo e ântero-posterior utilizando-se o mesmo equipamento em que foram efetuados a medição do PKA e o estudo com os obje-

tos de teste de Leeds. As faringes de dez destes voluntários já haviam sido estudadas nas condições de base do equipamento sem filtrações adicionais e tiveram seu tempo de exposição e o PKA registrados pelo eletrômetro PTW-Diametor M2 (PTW; Freiburg, Alemanha) acoplado ao arco em C. Os cinco últimos voluntários tiveram seus exames efetuados com o mesmo protocolo, exceto pela adição dos filtros de alumínio (1 mm) e de cobre (0,4 mm) associados. Os tempos de exame na maioria dos casos foram semelhantes, mas para padronização, consideramos o PKA por minuto de exame (taxa de PKA) para cada paciente.

RESULTADOS

Do PKA e dos objetos de teste Leeds

A Tabela 1 relaciona a técnica utilizada (65 kV, 0,7 mA) e o tempo (em segundos) de exposição à radiação X com as quatro

condições de filtração propostas, observando-se as variações do PKA ($\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$) e da resolução espacial (objeto de Leeds TOR (TVF)). A Tabela 2 relaciona a técnica utilizada, o tempo de exposição e as condições de filtração para observação das variações dos percentuais da relação de baixo contraste (objeto de Leeds TO10).

O gráfico da Figura 5 foi obtido com o programa Report 78 SRS-780⁽²⁹⁾ e deixa ver os distintos espectros resultantes de raios X com 65 keV de pico para as diversas filtrações. Observa-se a eliminação de fótons de raios X de baixas energias, assim como o endurecimento do feixe (deslocamento do pico do espectro para energias maiores, de maior penetração).

Os resultados dos valores de luminância e seus desvios-padrão, obtidos pelos histogramas das medidas isoladas de cada um dos tons de cinza, com 460 pontos (*pixels*) do sinal de vídeo, com o objeto de teste de

Tabela 1 PKA e resolução espacial nas quatro condições de filtração, com técnica de 65 kV e 0,7 mA. Relaciona tempo de exposição para cada uma das quatro condições de filtração, mostrando gradual e expressiva redução do PKA e de seu percentual relativo considerando a filtração de base com valor de 100%. Os dados da relação espacial deixam ver a não interferência das distintas filtrações.

Filtração	Tempo (s)	PKA ($\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$)	Percentual relativo de PKA	Resolução espacial (grupo / pl/mm)
De base	128	532	100%	8 / 1,12
De base + 1 mmAl	128	346	65%	8 / 1,12
De base + 0,4 mmCu	126	271	51%	8 / 1,12
De base + 1 mmAl + 0,4 mmCu	125	205	39%	8 / 1,12

Al, alumínio; Cu, cobre; pl/mm, pares de linha por milímetro.

Tabela 2 Resolução de baixo contraste (expressa em porcentagem) obtida a partir da identificação dos discos (objetos) de distintos tamanhos em relação ao contraste de fundo. Este percentual é obtido de tabela que correlaciona dimensão e densidade dos discos observados em cada linha de cada um dos grupos (objeto de teste de Leeds TO10). Observar que os percentuais obtidos para o baixo contraste ou não se altera ou melhora com a adição dos filtros.

Filtração	Grupo (G1)	%	Grupo (G2)	%	Grupo (G3)	%	Grupo (G4)	%
De base	A	4,5	D	4,5	G	12,3	J	-
	B	3,2	E	4,5	H	12,3	K	-
	C	3,2	F	6,6	I	-	L	-
De base + 1 mmAl	A	4,5	D	4,5	G	8,6	J	-
	B	3,2	E	4,5	H	12,3	K	-
	C	3,2	F	4,5	I	-	L	-
De base + 0,4 mmCu	A	4,5	D	4,5	G	8,6	J	-
	B	4,5	E	4,5	H	16	K	-
	C	4,5	F	6,6	I	-	L	-
De base + 1 mmAl + 0,4 mmCu	A	6,6	D	4,5	G	12,3	J	-
	B	4,5	E	6,6	H	23	K	-
	C	6,6	F	8,6	I	-	L	-

Al, alumínio; Cu, cobre.

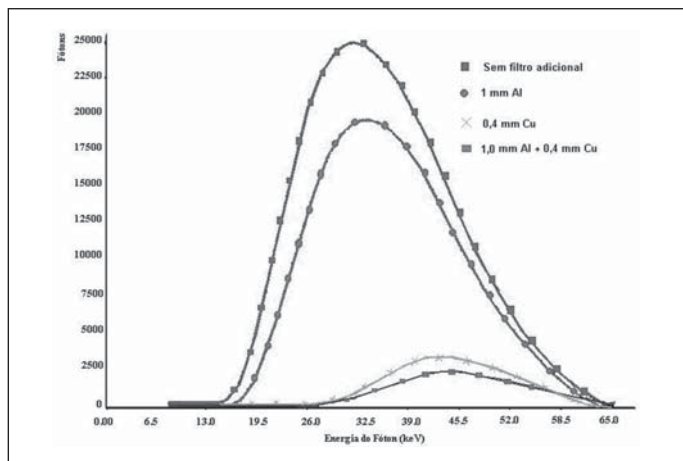


Figura 5. Espectro de distribuição da energia dos fótons de raios X de 65 keV para as diferentes filtrações utilizadas mostra eliminação dos fótons de menor energia, acentuadamente com filtros de cobre e alumínio, e cobre associados. Observa-se ainda desvio para a direita do centro da curva, configurando seleção de feixe de maior penetração.

Leeds GS2, estão expressos na Tabela 3, que ainda contém o cálculo do percentual dos desvios-padrão. O gráfico da curva logarítmica obtida desta tabela deixa ver acentuação da curva dos degraus de cinza, em especial quando da filtração associada com cobre e alumínio. Destaque-se a maior contribuição do filtro de alumínio nos tons de cinza mais próximos ao preto (Figura 6).

O histograma dos tons de cinza da barra retangular contida no objeto de teste de Leeds GS2 deixa ver, para cada uma das diferentes filtrações, a acentuação da separação entre os níveis de cinza de cada degrau quando se compara o histograma sem filtração com o histograma com filtração adicional, respectivamente à esquerda e à direita na Figura 7.

Tabela 3 Relaciona os valores médios de luminância e desvios-padrão de cada um dos dez níveis de cinza (degraus) do objeto de teste de Leeds GS2, produzidos com técnica de 65 kV e 0,7 mA, para os quatro distintos níveis de filtração, obtidos pela análise do histograma de uma mesma área contendo 460 pontos em cada um dos degraus através do canal luminosidade do Adobe Photoshop 5.5.

Degraus de cinza	Luminância							
	Filtro de base	% DP	Filtro de base + 1 mmAl	% DP	Filtro de base + 0,4 mmCu	% DP	Filtro de base + 1 mmAl + 0,4 mmCu	% DP
1	34,6 ± 4,7	14%	38,1 ± 4,9	13%	36,1 ± 4,8	13%	38,9 ± 3,9	10%
2	45,5 ± 4,3	9%	53,2 ± 3,8	7%	50,6 ± 3,4	7%	54,4 ± 3,9	7%
3	73,1 ± 3,8	5%	82,0 ± 4,7	6%	78,3 ± 3,3	4%	83,6 ± 4,5	5%
4	99,2 ± 3,0	3%	106,1 ± 3,8	4%	104,9 ± 3,5	3%	109,0 ± 3,4	3%
5	118,5 ± 3,4	3%	126,3 ± 4,1	3%	124,4 ± 4,0	3%	130,3 ± 3,4	3%
6	136,7 ± 3,5	3%	145,6 ± 3,1	2%	143,3 ± 2,9	2%	148,9 ± 3,1	2%
7	152,5 ± 2,9	2%	160,6 ± 3,8	2%	160,2 ± 3,5	2%	165,8 ± 3,6	2%
8	167,6 ± 3,4	2%	177,3 ± 3,3	2%	177,4 ± 4,1	2%	181,9 ± 4,2	2%
9	179,0 ± 3,6	2%	189,7 ± 3,8	2%	189,7 ± 3,3	2%	196,3 ± 3,2	2%
10	183,7 ± 4,9	3%	195,9 ± 3,8	2%	195,5 ± 3,5	2%	200,2 ± 4,1	2%

Al, alumínio; Cu, cobre; DP, desvio-padrão.

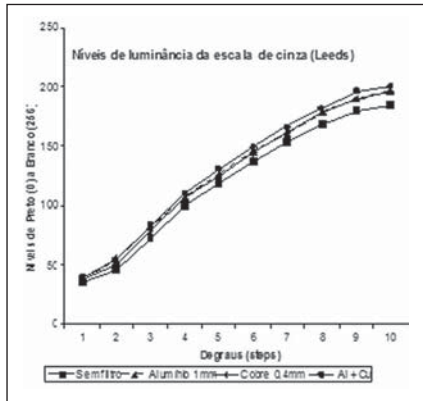


Figura 6. Gráfico da curva logarítmica dos níveis de luminância da escala de cinza, obtida da Tabela 2, mostra que a filtração associada produzida com cobre e alumínio acentua a curva dos degraus de cinza. Esta aparente discreta modificação gráfica representa significativo aumento e separação dos tons de cinza que passam a ser representados nas imagens obtidas. Mostra ainda que o filtro de alumínio contribui de modo mais acentuado para os tons de cinza próximos ao preto.

Dos voluntários

As medidas de PKA, total e por minuto, obtidas no estudo de voluntários submetidos a exame videofluoroscópico da faringe, sem filtração adicional, estão expressas na Tabela 4, e com filtração adicional (cobre + alumínio), na Tabela 5.

DISCUSSÃO

Os exames radiodiagnósticos representam a maior causa de exposição às fontes artificiais de radiações ionizantes^(30,31). Contudo, o convívio diário com a fonte produtora de radiação faz com que os seus riscos sejam minimizados⁽³²⁾. Acresça-se a possibilidade, já observada, de altas doses geradas e fornecidas por equipamentos defeituosos^(12,33). Embora se tenha a consciência da necessidade de doses as mais baixas possíveis, os exemplos de não aplicação do conceito se repetem^(34,35).

A videofluoroscopia é o método radiológico mais adequado para o estudo dos processos biológicos dinâmicos. Permite o registro morfofuncional dos fenômenos de modo não invasivo e com baixas doses de radiação, quando comparada com a fluoroscopia usada por tempo longo para posterior registro radiográfico, ou mesmo com a cineradiografia, que exige doses expressivamente mais altas^(2,12,36). Reduzir ainda

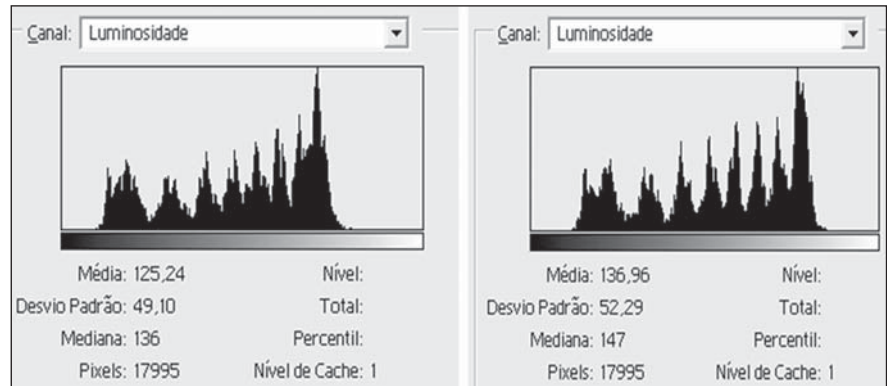


Figura 7. Histogramas das escalas de cinza sem filtração adicional (esquerda) e com filtração adicional (alumínio + cobre) à direita, obtidos pela análise do canal luminosidade do Adobe Photoshop 5.5, deixa ver qualitativa e quantitativa a maior separação dos degraus de cinza contidos nos mesmos 17995 pixels da barra retangular central do objeto de teste de Leeds GS2.

Tabela 4 PKA, total e por minuto, sem filtração adicional. Registra o tempo despendido em estudo videofluoroscópico da faringe, com dosagem do PKA e respectivas taxas de PKA com filtração de base sem o uso de filtros adicionais.

Voluntários	Tempo (min)	PKA (cGy.cm ²)	Taxa de PKA (cGy.cm ² /min)
1 – R.G.C.	3,7 ± 0,1	1.897 ± 57	512 ± 20
2 – C.A.C.	8,4 ± 0,1	4.514 ± 135	537 ± 17
3 – A.S.S.	2,7 ± 0,1	1.554 ± 47	575 ± 29
4 – C.M.M.	3,8 ± 0,1	2.543 ± 76	669 ± 27
5 – R.M.	3,3 ± 0,1	1.627 ± 49	493 ± 20
6 – C.A.	4,0 ± 0,1	1.814 ± 54	453 ± 18
7 – E.R.L.	4,2 ± 0,1	2.877 ± 86	685 ± 27
8 – J.R.	1,8 ± 0,1	1.171 ± 35	650 ± 39
9 – J.L.O.	3,1 ± 0,1	1.632 ± 49	526 ± 21
10 – L.F.	7,2 ± 0,1	3.027 ± 91	420 ± 13
Média	4,2 ± 0,6	2.265 ± 315	522 ± 29

Tabela 5 PKA, total e por minuto, com filtração adicional de alumínio e cobre. Registra o tempo despendido em estudo videofluoroscópico da faringe, com dosagem do PKA e respectivas taxas de PKA com filtração de base acrescida com a associação dos filtros de alumínio e cobre.

Voluntários	Tempo (min)	PKA (cGy.cm ²)	Taxa de PKA (cGy.cm ² /min)
1 – W.R.B.	3,4 ± 0,1	347 ± 10	102 ± 4
2 – M.S.M.	2,6 ± 0,1	237 ± 7	91 ± 4
3 – F.A.F.	2,2 ± 0,1	233 ± 7	105 ± 6
4 – H.L.F.	1,5 ± 0,1	139 ± 4	92 ± 7
5 – L.P.F.	1,6 ± 0,1	209 ± 6	130 ± 9
Média	2,3 ± 0,4	233 ± 33	104 ± 5

mais as doses necessárias e fornecidas, mantendo-se a qualidade diagnóstica, sem perda da qualidade das imagens, agrega valor ao método e contribui para a definição de níveis de referência para o estudo videofluoroscópico da deglutição^(4,10-12). Estes níveis, ainda em fase de definição, tenderão a se estabelecer em níveis mais

baixos devido à expressiva redução de dose obtida com a utilização de filtros atenuadores adicionais, como os que observamos e que também foi observado em outros trabalhos⁽¹⁹⁻²⁴⁾.

Tendo-se o mesmo objeto, os mesmos parâmetros de técnica (60 kV e 0,7 mA), tempos semelhantes, e variando os siste-

mas de filtração utilizados, obtivemos que, à medida que acrescentávamos filtro de alumínio, filtro de cobre e a associação destes filtros, podíamos obter expressiva redução dos PKAs medidos. Com filtração adicional de cobre (0,4 mm) e alumínio (1 mm) observou-se uma redução que supera 60% do PKA em relação ao obtido sem filtração adicional, sem perda da qualidade das imagens detectáveis nas análises semiquantitativas.

As curvas de distribuição de energia obtidas permitiram observar um deslocamento para a direita do pico da curva, significando que, à medida que se aumenta a filtração, a quantidade de fótons de baixa energia do espectro diminui, reduzindo a dose total ministrada ao paciente sem prejuízo da qualidade das imagens. Este deslocamento do pico de energia dos fótons para valores maiores (endurecimento do feixe) faz com que o espectro remanescente seja mais penetrante.

A interposição de placas atenuadoras poderia interferir no baixo contraste e na resolução espacial das imagens, mas o que se observou foi que os valores medidos destes dois parâmetros não se alteram com a interposição das filtrações adicionais. Contudo, baixos contraste e resolução espacial, mais frequentemente explorados pela literatura, são testes semiquantitativos que apresentam certo grau de subjetividade. Não raro, o profissional de saúde associa qualidade da imagem com sua capacidade de ver e identificar normalidade e anormalidades contidas nas imagens.

Assim, uma quantificação objetiva da qualidade da imagem pode ser mais bem definida pela análise dos valores de luminância e seus desvios-padrão, obtidos pelos histogramas dos tons de cinza, contidos nos sinais de vídeo obtidos do objeto de teste de Leeds GS2. Luminância e níveis de cinza são parâmetros usados para identificar a melhor qualidade das imagens⁽³⁷⁻³⁹⁾.

A escala de cinzas é amplamente empregada no estudo de sistemas de vídeo e de televisão há mais de 60 anos, vindo a ser adotada por diversos serviços de avaliação de sistemas de imagem radiológica⁽⁴⁰⁾. Este padrão, definido pela Electronic Industries Association (norma RS-189) e posteriormente adotada pela Society of Motion Picture of Television Engineering, permite

avaliar o comportamento da curva de resposta entre preto e branco dos dispositivos de captação e exibição de vídeo. Deve-se ressaltar a importância dessa avaliação, uma vez que os tubos de raios catódicos, utilizados nos monitores de vídeo, não têm resposta linear para essa excursão, de preto a branco, o que exige uma compensação, antecipada, no sistema de captação. A esse sistema de compensação define-se como parâmetro ou fator gama, que é medido pela curvatura da escala de cinzas em relação a uma hipotética reta para excursão de preto a branco. Quanto mais se aumenta o fator gama, mais a curva de preto a branco se afasta de uma reta linear.

Importante observar que a variação do fator gama altera a resposta dos tons intermediários de cinza, enquanto o ajuste de brilho e contraste atua prioritariamente nos limites de branco e preto da mesma escala. Embora sejam parâmetros distintos, há forte interação entre o fator gama, brilho e contraste, motivo pelo qual deve-se avaliar a resposta de alto e baixo contraste em associação com a resposta dos tons intermediários de cinza.

A escala da Electronic Industries Association, para controle de qualidade de imagem em televisão profissional, e do instrumento de teste de Leeds, utilizado no nosso ensaio, apresentam os mesmos dez degraus de escala de cinza. Nesse padrão há uma variação de 10% entre cada nível (degrau), de modo a cobrir a excursão máxima entre preto e branco. Cada degrau tem um desvio máximo de valor, ou ganho diferencial, entre 2% e 4%, que foi avaliado pelo desvio-padrão dos tons de cinza de cada degrau.

Para fins práticos, a intensidade de corrente (mA) pode ser relacionada ao nível preto e a diferença de potencial (kV), ao nível branco. Por esta razão, quando há maior ou menor opacidade da imagem radiológica em análise, ajustes de kV e mA permitem melhorias da nitidez.

A Tabela 2 e o gráfico dela originado (Figura 6) mostram escala de cinza modificada por todos os filtros utilizados. Os tons médios de cinza apresentam-se mais distintos. A separação de tons foi maior nos valores médios da escala do que o observado nas extremidades da curva (valores de branco e preto). Tanto o filtro de cobre como o de alumínio diminuíram o desvio-padrão

de cada nível de cinza, aumentando a separação de cada degrau da escala. A combinação dos dois filtros contribuiu ainda mais para a separação dos degraus, como pode ser evidenciado pelo percentual do desvio-padrão de cada um dos níveis de cinza.

A análise dos histogramas do conjunto de tons de cinza de toda a barra nas diferentes situações simuladas deixa ver de modo mais evidente a separação dos tons. Tons que em alguns casos encontravam-se encobertos pela dispersão da medida de um determinado degrau, tornaram-se mais nítidos dentro da distribuição. A melhora da definição entre os diferentes degraus acentuou os picos de frequência e os vales entre cada uma das medidas apresentadas no histograma da Figura 7.

Todas as filtrações que foram adicionadas ao sistema produziram modificações na curvatura da escala de cinza, aumentando o valor do fator gama e ampliando o espectro dos tons representados. O nível médio de cinza passou de $125,24 \pm 49,10$ para $136,96 \pm 52,29$. O alumínio é que mais contribui para a expansão da curva, aumentando em dez tons de cinza a diferença entre o maior e o menor nível representado na escala. Esta expansão da curva, com ampliação dos níveis representados, no caso da combinação das placas de alumínio e cobre, eleva para 161,23 a diferença obtida entre o maior nível de branco e o menor nível de preto representado pela escala do objeto de Leeds.

Os tons mais próximos ao branco destacam-se com maior nitidez quando a filtração é feita pela interposição do filtro de cobre isoladamente ou em associação com o de alumínio. Esta filtração evidencia as áreas mais permeáveis à radiação X onde a separação de tons aumenta efetivamente a revelação de áreas cuja transparência era muito próxima. Esse aumento de contraste favorece a uma melhor avaliação da imagem videofluoroscópica.

Os exames procedidos em todos os voluntários tiveram um mesmo objetivo e o mesmo protocolo realizado nas incidências ântero-posterior e perfil esquerdo. Para avaliar os resultados com independência dos distintos tempos de radiação, calculamos, conforme demonstrado nas Tabelas 3 e 4, a taxa do PKA ($cGy.cm^2/min$), o que

permite normalizar o tempo de exposição à radiação, independente do tempo total de exposição constatado ao final do exame de cada um dos voluntários.

Os dez primeiros voluntários foram estudados sem qualquer filtração além daquela inerente ao equipamento, e a exposição deste grupo foi comparada àquela do grupo com cinco voluntários, em que filtração adicional de alumínio e cobre, associados, foi acrescida à filtração inerente do equipamento.

O tempo médio de exposição à radiação observado no primeiro grupo (4,2 minutos) está muito próximo do dobro do tempo de exposição (2,3 minutos) necessário à realização do mesmo protocolo de avaliação realizado no segundo grupo. Como explicar esta discrepância no tempo necessário à realização de um mesmo protocolo?

Trata-se de pesquisa videofluoroscópica que visa à compreensão e ao registro da resposta estrutural da faringe ao aumento de pressão gerado pela passagem de duas ou três deglutições de volumes conhecidos de solução de sulfato de bário a 100% e, ainda, ao aumento da pressão faríngea gerada pela expiração forçada contra resistência em instrumentistas de sopro considerados sadios.

O estabelecimento do protocolo de exame e análise morfofuncional das imagens durante o seu registro terminou por gerar exposição acima da recomendada e/ou necessária para o cumprimento do protocolo, visto que em tempo expressivamente menor os eventos puderam ser registrados e analisados sem qualquer perda de informação.

Certamente, esta redução do tempo necessário à realização do exame teve, como um de seus componentes, a maior experiência na execução do protocolo, mas, sem dúvida, o fato de se saber estar agora registrando a dose de radiação empregada na realização dos exames trouxe um maior apuro no cumprimento do protocolo, com redução de tempo e dose total de exposição à radiação.

A partir do cálculo da taxa do PKA, observa-se que a exposição do segundo grupo é 2,5 vezes menor do que a observada no primeiro grupo. Esta redução no PKA pode agora ser atribuída à filtração adicional produzida pela associação das placas de alumínio e cobre. A redução do

PKA de 2,5 vezes é praticamente a mesma observada com a interposição da placa de 1 mm de cobre, que foi de 2,7 vezes menor quando se associam os filtros de cobre e alumínio em comparação com a filtração de base inerente ao equipamento.

No que se refere à qualidade das imagens obtidas dos exames dos voluntários com o uso das placas de alumínio e cobre associadas, fica a percepção de uma melhor resolução dos níveis de cinza, com melhora da qualidade das imagens. Esta impressão subjetiva encontra amparo nos resultados dos testes semiquantitativos obtidos com o emprego dos objetos de teste de Leeds TOR (TVF) e TO10, e no estudo da luminância da escala de cinza do objeto de Leeds GS2.

Estes achados, além de mostrar ganhos na qualidade de imagem, deixam ver que a permanente consciência de estarmos mensurando a radiação e o uso das placas é fator importante na determinação dos níveis de dose referência a serem estabelecidos nos estudos videofluoroscópicos, e certamente nos demais estudos fluoroscópicos.

CONCLUSÕES

A interposição de filtros adicionais de alumínio e cobre, em especial quando associados, melhora a qualidade das imagens, com expressiva redução das doses de radiação necessárias à sua geração. Estes fatos nos permitem admitir que a adição dos filtros ao sistema radiológico seja importante fator a ser considerado na execução dos exames videofluoroscópicos.

Agradecimentos

À SJTR Equipamentos Médico Hospitalar Ltda., na pessoa de seu técnico responsável Tadeu José Dias, pelo apoio na realização das adaptações e implementação das modificações necessárias à geração do novo desenho de equipamento adaptado ao estudo videofluoroscópico da deglutição, e a Leslie Silva Pereira, do Instituto de Radiodosimetria do Rio de Janeiro, pelo auxílio na utilização do programa Report 78.

REFERÊNCIAS

- Hofmann FW, Marhoff P. High resolution fluoroscopic equipment. In: Quality control in diagnostic radiology. Conference Reports Series-26. London: The Hospital Physicists' Association; 1976. p. 27-9.

- Costa MMB, Nova JLL, Carlos MT, et al. Videofluoroscopia: um novo método. *Radiol Bras.* 1992;25:11-8.
- Airth GR. Image requirements. In: Quality control in diagnostic radiology. Conference Reports Series-26. London: The Hospital Physicists' Association; 1976. p. 26-7.
- Costa MMB, Canevaro LV, Azevedo ACP. Análise dosimétrica do método videofluoroscópico aplicado ao estudo da dinâmica da deglutição. *Radiol Bras.* 2000;33:353-7.
- American Association of Physicists in Medicine. AAPM Report No. 74. Quality control in diagnostic radiology. Report of Task Group #12. Diagnostic X-ray Imaging Committee. Madison: Medical Physics Publishing; 2002.
- Beck TJ, Gayler BW. Image quality and radiation levels in videofluoroscopy for swallowing studies: a review. *Dysphagia.* 1990;5:118-28.
- Noll SF, Bender CE, Nelson MC. Rehabilitation of patients with swallowing disorders. In: Braddom RL, editor. Physical medicine & rehabilitation. 2nd ed. Philadelphia: Saunders; 2000. p.535-60.
- Costa MMB. Uso de bolo contrastado sólido, líquido e pastoso no estudo videofluoroscópico da dinâmica da deglutição. *Radiol Bras.* 1996;29:35-9.
- Macedo-Filho ED. Avaliação endoscópica da deglutição no diagnóstico da disfagia orofaríngea. In: Costa MMB, Lemme EPO, Koch HA, organizadores. Temas em deglutição e disfagia: abordagem multidisciplinar. Rio de Janeiro: Suprasit; 1998. p. 77-82.
- Costa MMB, Canevaro LV, Azevedo ACP. Dosimetric assessment of swallowing examinations with videofluoroscopy. In: International Conference on the Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiation Therapy; 2001 Mar; Malaga, Spain.
- Costa MMB, Canevaro LV, Azevedo ACP, et al. Valores típicos do "produto dose área" (DAP) obtidos durante o estudo videofluoroscópico da deglutição. *Radiol Bras.* 2003;36:17-20.
- Costa MMB. Dose referência: quantificação das doses de raios-X necessárias ao estudo videofluoroscópico da deglutição. *SIICSalud, Expertos del Iberoamérica;* 2004. [acessado em 3 de junho de 2009]. Disponível em: www.siicsalud.com/des/des042/05414002.htm
- International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Oxford: Elsevier; 2007.
- International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 73: Radiological protection and safety in medicine. Oxford: Elsevier; 1997.
- European Commission. Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures. Radiation Protection 109 Report. General Directorate Environment, Nuclear Safety and Civil Protection. Luxembourg: Commission of the European Community; 1999.
- Faulkner K, Bosmans H, O'Brien R, et al. Optimisation of dose and performance in interventional and digital imaging. *Radiat Prot Dosimetry.* 2005;117:1-2.
- Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigi-

- lância Sanitária. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria nº 453, de 1º de junho de 1998. Diário Oficial da União, Brasília, 2 de junho de 1998.
18. Economides S, Hourdakos CJ, Kalivas N, et al. Image quality evaluation and patient dose assessment of medical fluoroscopic X-ray systems: a national study. *Radiat Prot Dosimetry*. 2008;129:419–25.
 19. Watanabe PCA. Filtração adicional da radiação X em odontologia. Estudo comparativo entre filtros de alumínio e cobre [tese de doutorado]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 1999.
 20. Nicholson RA, Thornton A, Akpan M. Radiation dose reduction in paediatric fluoroscopy using added filtration. *Br J Radiol*. 1995;68:296–300.
 21. Morrell RE, Rogers AT, Jobling JC, et al. Barium enema: use of increased copper filtration to optimize dose and image quality. *Br J Radiol*. 2004;77:116–22.
 22. Haiter CFS. Estudo da liga de alumínio-zinco como filtração alternativa para a radiação X [dissertação de mestrado]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas; 2000.
 23. Gonçalves A. Estudo da liga de alumínio-cobre, como filtração alternativa para radiação X [tese de doutorado]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas; 2000.
 24. Bóscolo FN, Gonçalves A, Rollo JMDA, et al. Effects of aluminum-copper alloy filtration on photon spectra, air kerma rate and image contrast. *Braz Dent J*. 2005;15:214–9.
 25. International Atomic Energy Agency. Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. Technical Reports Series No. 457. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2007.
 26. Martin CJ. Radiation dosimetry for diagnostic medical exposures. *Radiat Prot Dosimetry*. 2008;128:389–412.
 27. Cowen AR, Clarke OF, Coleman NJ, et al. Leeds X-ray test objects instruction manual. Leeds: University of Leeds; 1992.
 28. Tapiovaara MJ. Review of relationships between physical measurements and user evaluation of image quality. *Radiat Prot Dosimetry*. 2008;129:244–8.
 29. Cranley K, Gilmore BJ, Fogarty GWA, et al. Catalogue of diagnostic X-ray spectra and other data. IPEM Report 78. SRS-780. York: Institute of Physics and Engineering in Medicine; 1997.
 30. Pan American Health Organization. Protección del paciente en radiodiagnóstico: informe del Comité de la CIPR, adoptado por la Comisión en mayo de 1982. Cuaderno Técnico 3. Washington: Pan American Health Organization; 1987.
 31. Oliveira ML. Doses de entrada na pele de pacientes em radiologia pediátrica. *Expertos de Iberoamérica*, abril 2005. [acessado em 22 de junho de 2009]. Disponível em: <http://www.siicsalud.com/dato/dat043/05425015.htm>
 32. Vinhas L. Os raios não conhecem fronteiras. Instituto de Radiodosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear, em vídeo educativo. NUTES – Núcleo de Tecnologia Educacional para Saúde. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 1990.
 33. Magalhães R. Os raios não conhecem fronteiras. Secretaria de Saúde do Estado do Rio de Janeiro, em vídeo educativo. NUTES – Núcleo de Tecnologia Educacional para Saúde. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 1990.
 34. Freitas MB, Yoshimura EM. Dose measurements in chest diagnostic X rays: adult and paediatric patients. *Radiat Prot Dosimetry*. 2004;111:73–6.
 35. Travassos LV, Boechat MCB, Santos EM, et al. Avaliação das doses de radiação em uretrocistografia miccional de crianças. *Radiol Bras*. 2009;42:21–5.
 36. Koch HA. Métodos radiológicos de investigação das doenças disfágicas. In: Costa MMB, Lemme EMO, Koch HA, organizadores. *Deglutição e disfagia: abordagem multidisciplinar*. Rio de Janeiro: Supraset; 1998. p. 93–8.
 37. Nawfel RD, Chan KH, Wagenaar DJ, et al. Evaluation of video gray-scale display. *Med Phys*. 1992;19:561–7.
 38. Caronna G, Santoro G, Testa P. Preference study of peak luminance vs. resolution for color television tubes. *SMPTE J*. 1998;107:538–43.
 39. Nova JLL. Qualidade da imagem. In: Costa MMB, Lemme EMO, Koch HA, organizadores. *Deglutição e disfagia: abordagem multidisciplinar*. Rio de Janeiro: Supraset; 1998. p. 29–34.
 40. Holmes B, Liggins R. A television x-ray image amplifier. *SMPTE J*. 1965;74:102–4.