

Caracterização de uma blindagem de chumbo protetora de mamas para redução de dose em exames de tomografia computadorizada*

Characterization of a lead breast shielding for dose reduction in computed tomography

Paula Duarte Correia¹, Cristiano Roberto Fabri Granzotti², Yago da Silva Santos³, Marco Aurelio Corte Brochi⁴, Paulo Mazzoncini de Azevedo-Marques⁵

Correia PD, Granzotti CRF, Santos YS, Brochi MAC, Azevedo-Marques PM. Caracterização de uma blindagem de chumbo protetora de mamas para redução de dose em exames de tomografia computadorizada. Radiol Bras. 2014 Jul/Ago;47(4):223–227.

Resumo **Objetivo:** Diversos estudos foram publicados quanto ao uso de blindagens de bismuto para proteção de mamas em exames de tomografia computadorizada (TC), e até a redação deste artigo encontrou-se apenas uma publicação sobre blindagens de bário. O objetivo deste estudo foi caracterizar, pela primeira vez, uma manta plumbífera para proteção de mamas.

Materiais e Métodos: Foram avaliadas a redução percentual da dose e a influência desta blindagem em parâmetros quantitativos da imagem. Medidas de dose foram feitas em um equipamento de TC com auxílio de fantasmas específicos e detectores de radiação. Um software de processamento auxiliou na análise qualitativa, que consistiu em avaliar a variação no número médio de TC e do ruído nas imagens.

Resultados: Uma redução de dose na entrada em até 30% e do CTDI_{vol} em até 17% foi encontrada. Como previsto na literatura, a presença do algodão como objeto espaçador reduziu significativamente os artefatos presentes na imagem. Em todas as medidas realizadas foi constatado aumento do número médio de TC e do ruído das imagens na presença da manta.

Conclusão: Como esperado, os dados encontrados para a blindagem com chumbo foram da mesma ordem daqueles encontrados na literatura para blindagem com bismuto.

Unitermos: Tomografia computadorizada; Blindagem; Bismuto; Redução de dose; Chumbo.

Abstract **Objective:** Several studies have been published regarding the use of bismuth shielding to protect the breast in computed tomography (CT) scans and, up to the writing of this article, only one publication about barium shielding was found. The present study was aimed at characterizing, for the first time, a lead breast shielding.

Materials and Methods: The percentage dose reduction and the influence of the shielding on quantitative imaging parameters were evaluated. Dose measurements were made on a CT equipment with the aid of specific phantoms and radiation detectors. A processing software assisted in the qualitative analysis evaluating variations in average CT number and noise on images.

Results: The authors observed a reduction in entrance dose by 30% and in CTDI_{vol} by 17%. In all measurements, in agreement with studies in the literature, the utilization of cotton fiber as spacer object reduced significantly the presence of artifacts on the images. All the measurements demonstrated increase in the average CT number and noise on the images with the presence of the shielding.

Conclusion: As expected, the data observed with the use of lead shielding were of the same order as those found in the literature about bismuth shielding.

Keywords: Computed tomography; Shielding; Bismuth; Dose reduction; Lead.

* Trabalho realizado no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP-USP), Ribeirão Preto, SP, Brasil.

1. Bacharel, Aluna do Programa de Mestrado em Medicina, área de Investigação em Clínica Médica, da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FMRP-USP), Ribeirão Preto, SP, Brasil.

2. Bacharel, Aluno do Programa de Mestrado e Doutorado em Física Aplicada à Medicina e Biologia (FAMB) da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FFCLRP-USP), Ribeirão Preto, SP, Brasil.

3. Aluno de Bacharelado em Física Médica da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FFCLRP-USP), Ribeirão Preto, SP, Brasil.

4. Mestre, Físico Médico Responsável pelo Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico do Serviço de Física Médica e Radioproteção do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP-USP), Ribeirão Preto, SP, Brasil.

INTRODUÇÃO

O uso de blindagem com bismuto para órgãos específicos em exames de tomografia computadorizada (TC) foi introduzido na década de 90⁽¹⁾. Desde então, blindagens de bismuto têm sido utilizadas para proteger órgãos como olhos,

5. Livre-docente, Professor Associado III do Centro de Ciências da Imagem e Física Médica (CCIFM), Coordenador e Supervisor do Serviço de Física Médica e Radioproteção do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP-USP), Ribeirão Preto, SP, Brasil.

Endereço para correspondência: Paula Duarte Correia. Serviço de Física Médica – CCIFM/HCFMRP-USP. Campus Universitário, Monte Alegre. Ribeirão Preto, SP, Brasil. 14048-900. E-mail: pauladuarte@usp.br.

Recebido para publicação em 11/7/2013. Aceito, após revisão, em 6/2/2014.

tireoide e mamas da radiação em exames de TC. Posicionada sobre o órgão de modo a atenuar o feixe primário de radiação, sua função é remover fótons de baixa energia que depositariam dose e não contribuiriam para a formação da imagem. Atualmente, a maioria das blindagens de bismuto comercializadas é para proteção da região das mamas.

O uso deste tipo de blindagem é bastante debatido e existem controvérsias entre especialistas quanto à sua aplicação prática. Em 2010, a revista **Pediatric Radiology** publicou dois artigos sobre o uso da blindagem de bismuto em exames de TC: o primeiro apresentou argumentos favoráveis e fez uma revisão da literatura, resumindo os resultados de 13 estudos publicados⁽²⁾; o segundo recomendou veementemente que este tipo de blindagem não seja utilizado, especialmente em exames pediátricos⁽³⁾. Em 2012, a revista **Medical Physics** também apresentou uma seção *point/counterpoint* sobre o uso da blindagem de mamas em exames de TC⁽⁴⁾.

Também em 2012, a American Association of Physicists in Medicine (AAPM) publicou seu posicionamento em relação ao uso da blindagem de bismuto para redução de dose em exames de TC⁽⁵⁾. Esta publicação faz uma revisão de observações encontradas na literatura e destaca quatro pontos.

Primeiro, deve ser avaliado com cuidado o uso deste objeto em tomógrafos que utilizam controle automático de exposição (AEC – *automatic exposure control*). De acordo com a AAPM⁽⁶⁾, existem três principais métodos de funcionamento do AEC em tomógrafos: a) AEC baseado no desvio-padrão dos valores de *pixel* adquiridos, que ajusta o produto corrente-tempo (mAs) de acordo com um valor pré-determinado de ruído; b) AEC controlado por um mAs de referência, que ajusta o produto corrente-tempo de acordo com o tamanho do paciente; c) AEC controlado pela imagem de referência (também chamada de *scout*, radiografia ou escanograma), que ajusta os valores de mAs de acordo com a atenuação desta imagem. Para os que utilizam este terceiro tipo de algoritmo, a blindagem deve ser posicionada somente após a aquisição do escanograma, para não aumentar a dose na região da manta⁽⁴⁾. Alguns equipamentos utilizam algoritmo que modula a dose durante a aquisição do *scan*. O uso do bismuto para estes equipamentos não é recomendado, visto que a corrente do tubo na região da blindagem pode aumentar^(4,5).

Em segundo lugar, a blindagem degrada a qualidade da imagem. Vários estudos reportaram aumento estatisticamente significativo do número de TC e do ruído nas imagens^(7–10). É comum a todos os estudos a utilização de um objeto espalhador entre o paciente e a blindagem de no mínimo 1 cm, com a finalidade de remover artefatos tipo estrela que aparecem quando a blindagem é colocada diretamente sobre o paciente. Kalra et al.⁽⁷⁾ avaliaram a influência na qualidade da imagem para diferentes espessuras de espumas colocadas entre a blindagem e um fantoma antropomórfico.

Terceiro, é importante notar que a blindagem “desperdiça” uma parte da radiação que atinge o paciente, visto que os fótons saindo na direção posteroanterior são atenuados pela

blindagem e as informações anatômicas que carregavam, perdidas^(3–5,9).

Por último, a AAPM recomenda que opções ao uso da blindagem com bismuto sejam consideradas e utilizadas, quando possível. Uma redução global em 360° da corrente, por exemplo, pode causar a mesma redução de dose que a blindagem de bismuto, além de reduzir a dose não só na mama, mas em todos os outros órgãos. Neste caso, é importante observar os níveis de ruído, pois a redução do mAs implica um aumento do ruído, apesar de não alterar o número de TC – o que é melhor para a qualidade da imagem^(2,3,5,8,9).

O primeiro estudo publicado com uso de bário em blindagens para exames de TC é de 2013⁽¹⁰⁾. Sendo o número atômico do bismuto ($Z = 83$) maior que o do bário ($Z = 56$), a blindagem com bismuto apresentou maior redução da dose. Na região da mama, o bismuto reduz de 33% a 37%, enquanto o bário reduz a dose entre 19% e 31%.

Nenhum estudo foi encontrado na literatura, até o momento da redação deste artigo, sobre o uso de blindagens compostas por chumbo ($Z = 82$). Entretanto, por ter número atômico próximo ao do bismuto, é esperado que os resultados encontrados para ambos os materiais sejam da mesma ordem. Nesse contexto, o objetivo deste estudo foi caracterizar uma manta plumbífera protetora de mamas para exames de TC. Foram avaliadas a redução percentual da dose e a influência do uso da blindagem na imagem tomográfica. Este estudo é consistente com estudos anteriores e tem importantes implicações clínicas, sendo isento de aprovação de comitê de ética por não envolver pacientes.

MATERIAIS E MÉTODOS

O objeto de estudo deste trabalho foi uma manta protetora para exames de TC, marca Planidéia, modelo Radio Screen Attenuator. Este material, que possui documentação da Agência Nacional de Vigilância Sanitária e é patenteado internacionalmente, é um composto formado por óxido de chumbo (PbO) e um elastômero sintético.

Para aquisição dos dados, utilizou-se um equipamento de TC da marca Philips, modelo Brilliance Big Bore, número de série 7304. Para medidas de dose, foi utilizado um eletrômetro Radcal, modelo 9015, nº de série 91-0406, com câmaras de ionização modelos 10X5-3CT e 10X5-6 (certificados de calibração 0991/2009 e 0994/2009).

Foram utilizados objetos de polimetilmetacrilato (PMMA) simuladores de crânio e abdome (diâmetros de 16 e 32 cm) para TC, um fantoma para controle de qualidade Philips Brilliance 16 Series Performance Phantom Kit e um fantoma antropomórfico RANDO®, da Alderson Research Laboratories, no formato de um homem adulto sem os membros.

Para avaliação da espessura equivalente em chumbo da manta, foi utilizado um equipamento de raios X convencional Philips modelo Super 80CP de alta frequência. A técnica utilizada foi 120 kVp, 2 mAs e filtração adicional de 0,34 mmCu. A escolha deste valor de kVp se deu por ser um va-

lor muito utilizado em exames de TC, visto que a atenuação do material é dependente da energia utilizada. Foram feitas medidas de dose absorvida por meio de três placas de chumbo com espessura conhecida. A partir destes dados, foi traçado um gráfico relacionando a espessura em chumbo com a dose absorvida pela câmara de ionização. Assim, ao medir a dose absorvida após a manta protetora com a mesma técnica radiográfica, pudemos estimar a espessura em chumbo equivalente da manta, com base no gráfico traçado.

Para avaliação da dose, foram calculadas as grandezas $CTDI_{100}$, $CTDI_w$ e $CTDI_{vol}$, conforme estabelecido pela AAPM⁽⁶⁾. O CTDI (*computed tomography dose index*) é uma grandeza utilizada para dosimetria em TC, dado pela leitura integral do perfil de dose no eixo z (eixo longitudinal, entrando perpendicularmente ao *gantry*) para um único corte, dividido pela espessura nominal de corte T. Na prática, é utilizado o $CTDI_{100}$, cujas medidas são realizadas com uma câmara de ionização tipo lápis com comprimento $l = 100$ mm e fantoma de PMMA, específicos para dosimetria em TC. As medidas são realizadas no centro e nos pontos periféricos. O $CTDI_w$ é o CTDI pesado, que leva em consideração a variação entre a medida realizada no centro e a média das medidas na periferia do fantoma. É assim chamado porque dá pesos diferentes para as medidas de $CTDI_{100}$, ou seja, considera que um terço da dose é depositada no centro e dois terços são distribuídos entre a periferia do fantoma.

Selecionados os protocolos de crânio e abdome da rotina clínica, foram realizadas medidas de $CTDI_{100}$, $CTDI_w$ e $CTDI_{vol}$ com auxílio dos objetos de PMMA. Estas medidas foram adquiridas com e sem a presença da manta, que foi separada do objeto de PMMA por uma camada de 1,5 cm de algodão. Para confirmar que esta espessura de algodão seria suficiente para retirar os artefatos tipo estrela, foram adquiridas imagens do fantoma antropomórfico com protocolo de tórax sem a manta e visualmente comparadas às imagens com a manta na ausência e na presença do objeto espaçador. A Figura 1 ilustra a montagem.

Considerando que o tomógrafo Philips utilizado neste estudo apresenta AEC do tipo controlado pela imagem de

referência, a blindagem deve ser posicionada somente após a aquisição do *scout*. Para confirmar esta informação, foram adquiridas imagens do fantoma antropomórfico com protocolo de tórax de modo a comparar o perfil do mAs, que é proporcional à dose, na presença e ausência da manta plumbífera na imagem de referência.

Com o objetivo de avaliar a alteração nos valores médios de *pixel* (número de TC, em unidades Hounsfield [UH]) e no ruído (dado pelo desvio-padrão), foram feitas imagens tanto do fantoma antropomórfico quanto do fantoma de controle de qualidade do tomógrafo. Este último é composto por duas partes que simulam objetos de interesse em exames de cabeça e corpo⁽¹¹⁾. Foram avaliadas imagens das camadas de água e multipinos na parte simuladora de cabeça. As regiões foram classificadas como 3, 6, 9 e 12 horas na camada de água e numeradas de 1 a 4 na camada multipinos, sendo avaliados os pinos de polietileno, teflon, lexan e perspex, respectivamente. Nestas regiões, com auxílio do *software ImageJ*⁽¹²⁾, foram delimitadas ROIs (*region of interest*) com 35 mm^2 para a camada multipinos e 57 mm^2 para a camada de água. Foi utilizado protocolo com colimação $16 \times 1,5$ mm, espessura de corte de 6 mm, tempo de rotação de 0,75 s, tensão de 120 kVp, 260 mAs por corte e sem incremento entre cortes. Já para a avaliação com fantoma antropomórfico, foram utilizados protocolos de tórax da rotina clínica e analisadas ROIs com 17 mm^2 na posição de entrada (1a) e nas regiões do coração (2a) e do pulmão (3a).

Os dados obtidos permitiram calcular os valores médios de *pixel* e ruído. Para avaliar a variação destes parâmetros, foram aplicados os testes de F-Snedecor para a variância e *t* de Student para a média. Duas situações foram avaliadas: A, uma imagem de referência; B, imagem do fantoma com a manta plumbífera espaçada por uma camada de algodão. Todos os testes consideram um intervalo de confiança de 99.9%.

RESULTADOS

Para melhorar a medida de equivalência em chumbo, o objeto foi dobrado oito vezes para que a leitura encontrada estivesse dentro do intervalo do gráfico traçado a partir das



Figura 1. Montagem dos experimentos para cálculo de dose e scan do fantoma antropomórfico.

placas de espessura em chumbo conhecidas. A espessura equivalente em chumbo encontrada para a manta foi $0,037 \pm 0,016$ mmPb. Para este valor, foram consideradas as incertezas da câmara de ionização, da medida de espessura nominal das placas de chumbo e do fato de termos dividido a medida por um fator 8.

Os valores de dose, bem como o valor do desvio percentual relativo à medida sem manta (DPR), encontram-se na Tabela 1. Os valores de $CTDI_w$ e $CTDI_{vol}$ são iguais porque foi utilizado *pitch* igual a 1. As incertezas das medidas de dose com a câmara de ionização foram calculadas de acordo com o certificado de calibração da câmara.

Como previsto na literatura, a presença do algodão como objeto espaçador reduziu significativamente os artefatos presentes na imagem, conforme observado na Figura 2.

Ao comparar o perfil de mAs para as imagens adquiridas na presença e ausência da blindagem no *scout*, observou-se que, na região da manta, os valores de mAs são maiores para aquisição do *scout* com a manta, como era esperado. A diferença máxima encontrada foi 12 mAs, conforme ilustrado na Figura 3.

Os resultados quantitativos das análises com o objeto simulador encontram-se na Tabela 2. Na análise da camada de água, as regiões 12 e 9 horas foram as que sofreram maior

Tabela 1—Medidas de dose.

	CTDI ₁₀₀ sem manta (mGy)	CTDI ₁₀₀ com manta (mGy)	DPR
Protocolo de crânio			
Centro	43,548 ± 0,65	36,540 ± 0,55	-16,09
12 horas	50,069 ± 0,75	38,788 ± 0,58	-22,53
3 horas	47,850 ± 0,72	38,048 ± 0,57	-20,48
6 horas	45,139 ± 0,68	41,354 ± 0,62	-8,38
9 horas	47,995 ± 0,72	39,803 ± 0,60	-17,07
CTDI _w	46,358 ± 0,32	38,512 ± 0,27	-16,93
Protocolo de abdome			
Centro	14,411 ± 0,22	13,285 ± 0,20	-7,81
12 horas	33,534 ± 0,50	23,165 ± 0,35	-30,92
3 horas	31,088 ± 0,47	29,294 ± 0,44	-5,77
6 horas	28,302 ± 0,42	26,734 ± 0,40	-5,54
9 horas	30,566 ± 0,46	29,537 ± 0,44	-3,37
CTDI _w	25,385 ± 0,17	22,550 ± 0,15	-11,17

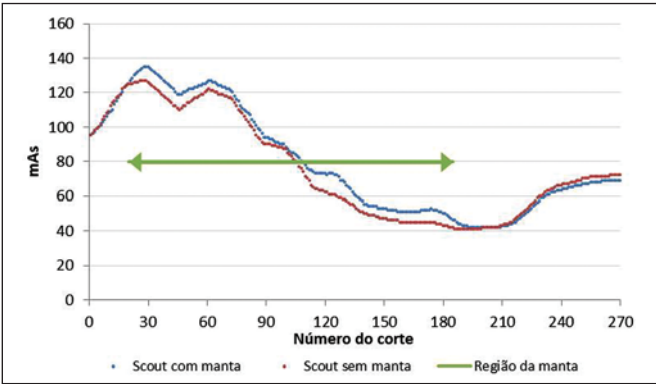


Figura 3. Comparação do perfil de mAs para scout com e sem a presença da manta plumbífera.

Tabela 2—Valores de média (μ), desvio-padrão (σ), desvio percentual relativo à situação A (DPR) e deslocamento do número de TC ($\Delta\mu$) para as regiões da camada de água (centro, 12, 3, 6 e 9 horas), camada multipinos (1, 2, 3 e 4) e do fantoma antropomórfico (1a, 2a e 3a) nas situações A e B.

Região	Situação	μ (UH)	σ (UH)	DPR	$\Delta\mu$ (UH)
Centro	A	-1,036	4,465	—	—
	B	5,696	5,058	13,277	6,732
12 horas	A	-1,110	4,180	—	—
	B	13,871	5,7094	36,559	14,981
3 horas	A	-1,299	3,986	—	—
	B	7,521	4,659	16,903	8,821
6 horas	A	-1,097	4,065	—	—
	B	3,197	4,426	8,895	4,294
9 horas	A	-0,992	4,036	—	—
	B	8,856	4,845	20,038	9,848
1	A	-72,838	4,106	—	—
	B	-63,019	5,304	29,164	9,818
2	A	1007,364	20,215	—	—
	B	1013,847	29,667	46,759	6,483
3	A	140,252	5,412	—	—
	B	148,811	6,026	11,370	8,558
4	A	115,052	4,639	—	—
	B	127,094	5,818	25,420	12,042
1a	A	-34,612	22,229	—	—
	B	-15,038	21,324	4,072	19,574
2a	A	-41,858	24,392	—	—
	B	-39,204	28,287	15,969	2,654
3a	A	-646,159	20,115	—	—
	B	-644,214	25,431	26,426	1,945

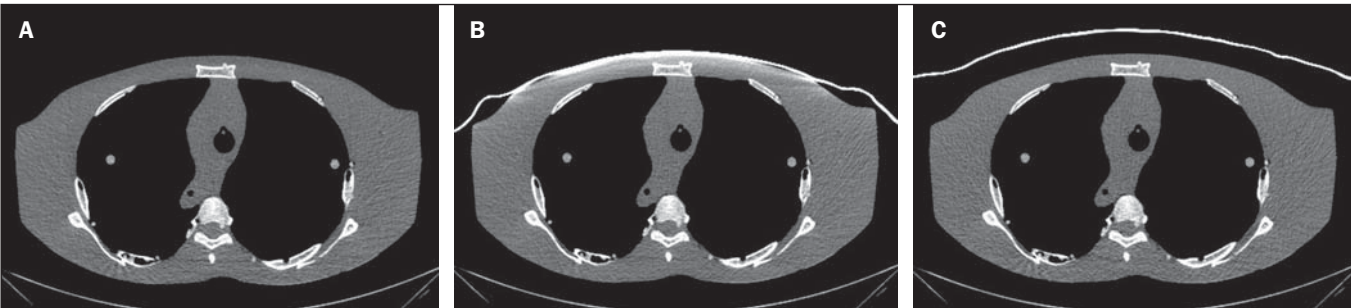


Figura 2. Comparação entre cortes axiais de uma mesma região: em A, imagem de referência sem a manta; em B, imagem da manta colocada diretamente sobre o fantoma; em C, imagem com a manta e utilização de um objeto espaçador.

aumento no valor médio (até 24 UH) e no desvio-padrão, que mais que dobrou em alguns casos. Entretanto, para a região central, observamos que o aumento no ruído foi pequeno, indicando que a presença da manta não degradou a imagem nessa região tanto quanto nas bordas.

Nota-se que as três posições medidas no fantoma antropomórfico apresentaram aumento da média do número de TC. Na posição 1a, o aumento da média é estatisticamente significativo, ou seja, com 99,9% de certeza a média é realmente diferente na entrada. Já para a posição do coração (2a), é muito provável que a diferença de média seja um evento puramente aleatório, não implicando em aumento real do número de TC. No caso da posição 3a, não se pode afirmar que a diferença de média para a situação B é realmente significativa. A análise de variância na posição 1a mostra que, quando se comparam as situações A e B, obtém-se uma diferença de variâncias não relevante. Na posição 2a, a variância não apresentou alterações estatisticamente significativas, o que revela que estruturas internas e com maior densidade são pouco afetadas pela adição da manta. Este resultado é importante por revelar o potencial de aplicação da manta para proteger o tecido mamário em exames de outras estruturas mais internas. Na posição 3a, a variância é significativamente diferente para a situação B.

DISCUSSÃO

A blindagem plumbífera apresentou redução na dose na posição 12 horas de 22,53% para o objeto simulador de crânio e de 30,92% para abdome. Entretanto, a redução dos valores CTDI_w e CTDI_{vol} foi maior para os exames de crânio.

As alterações do número de TC indicam que o uso da blindagem não é recomendado para casos em que o número de TC das imagens é necessário, como, por exemplo, para planejamento do tratamento de lesões superficiais em radioterapia. Gold encoraja os leitores a olharem algumas imagens clínicas com uso da blindagem. Segundo esse autor, nenhum caso de erro diagnóstico devido ao uso de blindagens de bismuto foi publicado⁽⁴⁾.

Quanto à recomendação da AAPM para que sejam primeiramente consideradas alternativas ao uso da blindagem⁽⁵⁾, Foley et al.⁽¹⁰⁾ destacam que se a redução global da dose causar um impacto negativo ou se o equipamento não apresentar *software* para tal, a blindagem de bismuto deve ser então utilizada como modo de reduzir a dose. Todavia, é importante lembrar que o uso da blindagem não é recomendado para tomógrafos que utilizam AEC de determinados tipos.

Como esperado, os dados encontrados para a blindagem com chumbo foram da mesma ordem daqueles encontrados na literatura para blindagem com bismuto. A principal vantagem da manta plumbífera é a possibilidade de encontrar o produto a preços acessíveis no mercado nacional, visto que as blindagens de bismuto são de elevado custo e fabricadas

apenas no exterior. Atualmente, o produto encontra-se em processo de finalização para comercialização. O fabricante prevê o uso de uma manta acrílica como objeto espaçador, com menor possibilidade de deformação com o tempo de uso, e de um envoltório impermeabilizante de plástico para facilitar a limpeza. Como resultado secundário deste estudo, está prevista a elaboração de um manual de instruções, que será uma importante ferramenta para alertar os usuários quanto aos cuidados e restrições de uso.

São limitações deste estudo a não realização de medidas com tomógrafos de marcas diferentes e a limitação dos padrões de objetos simuladores disponíveis. A partir dos dados apresentados, os autores pretendem viabilizar estudos posteriores para avaliação mais aprofundada, com a participação de um grupo de radiologistas experientes em um teste de observador, avaliando qualitativamente as imagens, com vistas à inserção da manta na rotina clínica de exames.

Agradecimento

À empresa Planidéia, pelo fornecimento do material e apoio ao desenvolvimento deste estudo.

REFERÊNCIAS

1. Hopper KD, King SH, Lobell ME, et al. The breast: in-plane x-ray protection during diagnostic thoracic CT – shielding with bismuth radioprotective garments. *Radiology*. 1997;205:853–8.
2. Kim S, Frush DP, Yoshizumi TT. Bismuth shielding in CT: support for use in children. *Pediatr Radiol*. 2010;40:1739–43.
3. Geleijns J, Wang J, McCollough C. The use of breast shielding for dose reduction in pediatric CT: arguments against the proposition. *Pediatr Radiol*. 2010;40:1744–7.
4. McCollough CH, Wang J, Gould RG, et al. The use of bismuth breast shields for CT should be discouraged. *Med Phys*. 2012;39:2321–4.
5. American Association of Physicists in Medicine. AAPM position statement on the use of bismuth shielding for the purpose of dose reduction in CT scanning. [acessado em 27 de março de 2013]. Disponível em: <http://www.aapm.org/publicgeneral/BismuthShielding.pdf>.
6. American Association of Physicists in Medicine. AAPM Report No. 96. The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2008.
7. Kalra MK, Dang P, Singh S, et al. In-plane shielding for CT: effect of off-centering, automatic exposure control and shield-to-surface distance. *Korean J Radiol*. 2009;10:156–63.
8. Wang J, Duan X, Christner JA, et al. Radiation dose reduction to the breast in thoracic CT: comparison of bismuth shielding, organ-based tube current modulation, and use of a globally decreased tube current. *Med Phys*. 2011;38:6084–92.
9. Wang J, Duan X, Christner JA, et al. Bismuth shielding, organ-based tube current modulation, and global reduction of tube current for dose reduction to the eye at head CT. *Radiology*. 2012;262:191–8.
10. Foley SJ, McEntee MF, Rainford LA. An evaluation of in-plane shields during thoracic CT. *Radiat Prot Dosimetry*. 2013;155:439–50.
11. Philips Medical Systems. Manual de instruções – Philips Brilliance CT. Cleveland: Philips Medical Systems Inc.; 2005.
12. Rasband W. ImageJ. [acessado em 15 de março de 2013]. Disponível em: <http://rsbweb.nih.gov/ij/>.