

# Controle de qualidade e dosimetria em equipamentos de tomografia computadorizada\*

*Quality control and dosimetry in computed tomography units*

Diana Rodrigues de Pina<sup>1</sup>, Sérgio Barbosa Duarte<sup>2</sup>, Thomaz Ghilardi Netto<sup>3</sup>, José Morceli<sup>4</sup>, Eros Duarte Ortigoso Carbi<sup>5</sup>, Rafael Toledo Fernandes de Souza<sup>6</sup>, André Costa Neto<sup>5</sup>, Sérgio Marrone Ribeiro<sup>7</sup>

**Resumo** **OBJETIVO:** Avaliação de condições dos equipamentos e dosimetria em setores de tomografia computadorizada utilizando protocolos de cabeça, abdome e coluna lombar em pacientes adultos (em três equipamentos distintos) e pediátricos com até um ano e meio de vida (em um dos equipamentos avaliados). **MATERIAIS E MÉTODOS:** Foram estimados o índice de dose em tomografia computadorizada e a dose média em cortes múltiplos, em exames com pacientes adultos, em três distintos equipamentos. Ainda foram estimadas as doses na superfície de entrada e as doses absorvidas em exame de cabeça para pacientes adultos e pediátricos em um dos equipamentos avaliados. **RESULTADOS:** Foram realizados testes de controle de qualidade, mecânicos, demonstrando que os equipamentos satisfazem as especificações de uso estabelecidas pelas normas vigentes. Os resultados da dosimetria mostraram que valores de dose média em cortes múltiplos excederam em até 109,0% os valores de níveis de referência, apresentando consideráveis variações entre os equipamentos avaliados neste estudo. As doses absorvidas obtidas com protocolos pediátricos são inferiores aos de pacientes adultos, apresentando redução de até 51,0% na tireoide. **CONCLUSÃO:** Neste estudo foram avaliadas as condições de operação de três equipamentos tomográficos, estabelecendo quais parâmetros devem ser trabalhados para a implantação de um programa de controle de qualidade nas instituições onde esta pesquisa foi desenvolvida.

*Unitermos:* Equipamento tomográfico; Controle de qualidade; Dosimetria; Redução de dose.

**Abstract** **OBJECTIVE:** Evaluation of equipment conditions and dosimetry in computed tomography services utilizing protocols for head, abdomen, and lumbar spine in adult patients (in three different units) and pediatric patients up to 18 months of age (in one of the units evaluated). **MATERIALS AND METHODS:** Computed tomography dose index and multiple-scan average dose were estimated in studies of adult patients with three different units. Additionally, entrance surface doses as well as absorbed dose were estimated in head studies for both adult and pediatric patients in a single computed tomography unit. **RESULTS:** Mechanical quality control tests were performed, demonstrating that computed tomography units comply with the equipment-use specifications established by the current standards. Dosimetry results have demonstrated that the multiple-scan average dose values were in excess of up to 109.0% the reference levels, presenting considerable variation amongst the computed tomography units evaluated in the present study. Absorbed doses obtained with pediatric protocols are lower than those with adult patients, presenting a reduction of up to 51.0% in the thyroid gland. **CONCLUSION:** The present study has analyzed the operational conditions of three computed tomography units, establishing which parameters should be set for the deployment of a quality control program in the institutions where this study was developed.

*Keywords:* Computed tomography equipment; Quality control; Dosimetry; Dose reduction.

Pina DR, Duarte SB, Ghilardi Netto T, Morceli J, Carbi EDO, Souza RTF, Costa Neto A, Ribeiro SM. Controle de qualidade e dosimetria em equipamentos de tomografia computadorizada. *Radiol Bras.* 2009;42(3):171-177.

\* Trabalho realizado no Setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu da Universidade Estadual Paulista (HCFMB-Unesp), Botucatu, SP, no Setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP-USP) e no Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção da Universidade de São Paulo de Ribeirão Preto (Cidra-USP), Ribeirão Preto, SP, Brasil.

1. Pós-doutorado, Professora Assistente da Faculdade de Medicina de Botucatu da Universidade Estadual Paulista (FMB-Unesp), Botucatu, SP, Brasil.

2. Pós-doutorado, Pesquisador do Centro Brasileiro e Pesquisas Físicas (CBPF-RJ), Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

3. Pós-doutorado, Coordenador do Serviço de Radiodiagnóstico do Centro de Ciências das Imagens e Física Médica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

da Universidade de São Paulo (CCIFM/HCFMRP-USP), Ribeirão Preto, SP, Brasil.

4. Doutor, Professor Assistente, Chefe da Seção de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu da Universidade Estadual Paulista (HCFMB-Unesp), Botucatu, SP, Brasil.

5. Bacharéis em Física Médica pelo Instituto de Biociências de Botucatu da Universidade Estadual Paulista (IBB-Unesp), Botucatu, SP, Brasil.

6. Bacharelado em Física Médica pelo Instituto de Biociências de Botucatu da Universidade Estadual Paulista (IBB-Unesp), Botucatu, SP, Brasil.

7. Doutor, Professor Assistente da Faculdade de Medicina de Botucatu da Universidade Estadual Paulista (FMB-Unesp), Botucatu, SP, Brasil.

## INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (TC) revolucionou os estudos radiológicos, por proporcionar a visualização das estruturas

Endereço para correspondência: Dra. Diana Rodrigues de Pina, Faculdade de Medicina de Botucatu – Unesp, Departamento de Doenças Tropicais e Diagnóstico por Imagem, Botucatu, SP, Brasil, 18618-000. E-mail: drpina@fmb.unesp.br

Recebido para publicação em 4/1/2008. Aceito, após revisão, em 5/3/2009.

anatômicas, nos planos sagital, coronal e axial. Este método complementar de diagnóstico por imagem permite distinguir diferenças de densidade da ordem de 0,5% entre tecidos, ao passo que na radiologia convencional este limiar situa-se em torno de 5%<sup>(1)</sup>. Entretanto, entre os métodos de diagnóstico por imagem que utilizam radiação ionizante, a TC é o exame que proporciona maior dose para o paciente<sup>(2)</sup>.

No Reino Unido, estudos mostraram que embora os procedimentos de TC representem apenas 7% do número total de procedimentos médicos que utilizam radiação X, eles contribuem em 47,0% da dose coletiva total<sup>(3)</sup>. Nos Estados Unidos, dados recentes apontam que essa modalidade de exame corresponde a 10% de todos os procedimentos radiológicos, contribuindo com dois terços das doses coletivas na população<sup>(1,3)</sup>. Dessa forma, as aplicações desse método de diagnóstico por imagem vêm ganhando destaque nas pesquisas de proteção radiológica<sup>(4-9)</sup>. Em qualquer procedimento que envolva a exposição de um indivíduo à radiação para fins diagnósticos, a técnica aplicada deve promover o máximo de informações visuais (que garantam a qualidade da imagem) com mínima dose para o paciente<sup>(4-7)</sup>.

Os parâmetros responsáveis pelas doses em pacientes que se submetem a exames de TC estão associados à faixa de frequência e intensidade do feixe de raios X utilizado, às condições geométricas do equipamento, à seleção de protocolos de exames e às dimensões anatômicas do paciente<sup>(1,10,11)</sup>.

A garantia de exames com qualidade em TC, além de ser uma necessidade operacional, é prevista e exigida pela Portaria nº 453/98 do Ministério da Saúde<sup>(12)</sup>. O objetivo de um programa de controle de qualidade é assegurar que cada imagem gerada pelo tomógrafo possa propiciar um diagnóstico médico seguro, com doses tão baixas quanto razoavelmente exequíveis<sup>(12,13)</sup>. Entretanto, a aplicação de protocolos estabelecidos para pacientes adultos em exames pediátricos pode comprometer essa expectativa<sup>(1,10,11)</sup>.

Esta pesquisa teve como objetivo a avaliação das condições de equipamentos em setores de TC e dosimetria em exames utilizando protocolos de cabeça, abdome e coluna lombar em pacientes adultos (em três

equipamentos distintos) e pediátricos com até um ano e meio de vida (em um dos equipamentos avaliados).

## MATERIAIS E MÉTODOS

Um procedimento preliminar, antes de qualquer estudo em um determinado equipamento, é a verificação de suas condições de funcionamento dentro dos requisitos regulamentados para sua utilização<sup>(12,13)</sup>. Essa avaliação é normalmente realizada a partir de testes de controle de qualidade no equipamento avaliado. Entre os testes realizados definidos e especificados pela regulamentação<sup>(12,13)</sup>, podemos citar: i) sistema de colimação; ii) alinhamento da mesa em relação ao gantry; iii) deslocamento longitudinal da mesa; iv) inclinação do gantry; v) ruído, exatidão e uniformidade do número de TC; vi) resolução espacial de alto e baixo contraste; vii) espessura de corte; viii) dose média em cortes múltiplos (MSAD – *multiple-scan average dose*).

Neste estudo foram realizados testes de controle de qualidade mecânicos (i-iv), de qualidade de imagem (v-vii) e dose (viii)<sup>(13)</sup> nos equipamentos tomográficos 1 (tomógrafo Sytec-3000i – General Electric Medical Systems; Milwaukee, EUA), 2 (tomógrafo helicoidal SCT-7000TS – Shimadzu Co.; Kyoto, Japão) e 3 (tomógrafo Somatom Emotion *single slice* – Siemens Medical Systems; Erlangen, Alemanha).

Os testes mecânicos (i-iv) e de qualidade de imagem (v-vii) foram realizados conforme descrito na literatura<sup>(12,13)</sup>. Na realização de testes de qualidade de imagem (v-vii) foi usado o fantoma modelo 76-411 Victoreen (Nuclear Associates; Carle Place, EUA).

O teste MSAD foi realizado utilizando câmaras de ionização do tipo gasosa-cilíndrica e de comprimento sensível de 10 cm, denominadas câmaras de ionização tipo lápis. Uma das características típicas dessas câmaras é que elas apresentam respostas uniformes a radiações incidentes em todos os ângulos ao redor do seu eixo<sup>(1,10)</sup>. Neste estudo foi utilizado o conjunto dosimétrico constituído por uma câmara de ionização modelo 10x5-3CT e um eletrômetro modelo 9015, ambos da Radcal (Radcal Corp.; Monrovia, EUA), devidamente calibrados no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN-1423/2005).

O comprimento da câmara de ionização utilizada em tomografia deve ser maior que a espessura do corte tomográfico. O feixe de raios X deve incidir perpendicularmente no centro do volume sensível da câmara de ionização. Dessa forma, a produção de cargas elétricas geradas no interior da câmara estará distribuída de forma simétrica, a partir do centro da câmara, ao longo de sua extensão, resultando em uma leitura direta no eletrômetro acoplado<sup>(1)</sup>.

A distribuição da dose absorvida, devido à exposição de um único corte, pode ser calculada como função da espessura do corte ( $T$ ) e da intensidade da radiação X incidente. Esta medida determina o índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI – *computed tomography dose index*)<sup>(13)</sup>. Conhecendo-se a espessura ( $T$ ) e o número de cortes ( $n$ ) realizados no exame, o CTDI pode ser determinado a partir da equação 1<sup>(13)</sup>.

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad \text{Eq. 1}$$

A integral acima está representada na Figura 1<sup>(14)</sup>. Nela mostramos a área sob a curva, de distribuição de dose típica  $D(z)$ .

Na definição do CTDI não foi considerada a região anatômica, entre os cortes não expostos, pelo feixe de raios X primários. Somando-se as doses dispersas de cada corte, pode-se determinar a MSAD, a partir da equação 2. A MSAD pode ser calculada multiplicando-se a relação à espessura de corte pelo CTDI e dividindo-se pelo incremento do deslocamento da mesa<sup>(13)</sup>.

$$MSAD = CTDI \left( \frac{T}{e} \right) = \left( \frac{1}{ne} \right) \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad \text{Eq. 2}$$

onde:  $e$  representa a extensão do incremento entre cortes tomográficos sucessivos.

Na Figura 2 ilustra-se, graficamente, a MSAD<sup>(14)</sup>.

No presente estudo foram estimados os CTDIs e as MSADs nos equipamentos 1, 2 e 3, inserindo-se uma câmara de ionização no centro de cada fantoma de aferição de dose para exames de cabeça, abdome e coluna lombar, respectivamente, modelos 76-414 e 76-415 (Cardinal Health; Marlborough, EUA). Cada fantoma foi posicionado no gantry dos tomógrafos e a seguir foi realizado um corte tomográfico no cen-

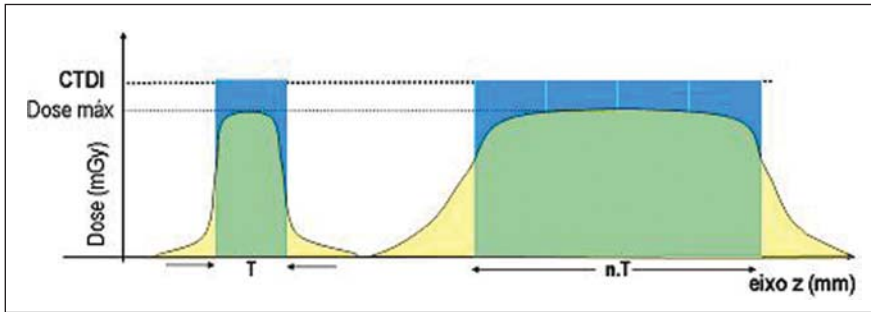


Figura 1. Ilustração gráfica do CTDI<sup>(14)</sup> mostrando as áreas sob as curvas de distribuição de dose envolvidas na sua definição.

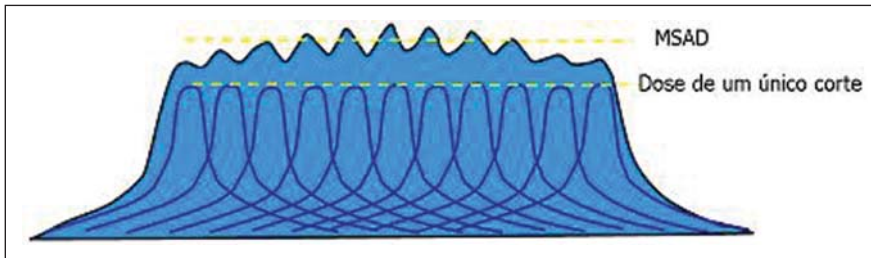


Figura 2. Ilustração gráfica da MSAD<sup>(14)</sup> mostrando as áreas sob as curvas de distribuição de dose envolvidas na sua definição.

tro do volume sensível da câmara de ionização. Este procedimento foi realizado para cada tomógrafo, utilizando-se os protocolos para pacientes adultos, na realização dos exames em estudo, adotados em cada setor ao qual pertencem esses equipamentos. Para o exame de cabeça somaram-se as MSADs do exame da região supratentorial mais fossa posterior, utilizando-se angulação de 15°<sup>(13)</sup>.

Os protocolos adotados neste estudo para os equipamentos tomográficos 1, 2 e 3 são apresentados na Tabela 1, na qual estão discriminados os protocolos para exame de cabeça (região supratentorial e fossa posterior), abdome e coluna lombar, para pacientes adultos, nos equipamentos ava-

liados. A descrição dos protocolos listados na Tabela 1 fornece informações quanto ao número de canais dos equipamentos (neste estudo todos foram *single slice*), kVp, mA, tempo de rotação para o giro de 360°, modo de execução do exame, número de cortes, característica do corte ( $A = \text{espessura de corte} \times B = \text{incremento da mesa}$ ) e o *pitch* (distância percorrida pela mesa durante um giro de 360°), para os exames realizados no modo helicoidal.

A seguir, no equipamento 3, foram monitoradas as doses na superfície de entrada, em mGy, em 32 pontos do crânio do fantoma antropomórfico Rando (*radiation analog dosimetry*)<sup>(15)</sup>. Nesse procedimento foi fixado um tubo de acrílico na lateral

dessa região anatômica, conforme ilustra a Figura 3, em que é mostrada a foto do esquema de montagem<sup>(16)</sup>.

No tubo de acrílico foram inseridos 32 dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio (TLD-LiF-100)<sup>(17)</sup> (Harshaw Chemical Company; Solon, EUA), devidamente calibrados de acordo com as recomendações do fabricante. A escolha pelo equipamento 3 se deve ao fato de este ser o mais moderno dos equipamentos avaliados neste estudo.

Todo esse procedimento foi realizado utilizando-se o protocolo, para exame de cabeça, adotado na rotina clínica para pacientes adultos (padrão) e pediátricos (até um ano e meio de vida) no equipamento 3, os quais estão descritos na Tabela 2. A dose apresentada para o exame de cabeça consiste no somatório das doses nos exames da região supratentorial mais fossa posterior. Nesse procedimento foi avaliada a distribuição das doses na superfície de entrada do crânio, adotando o mesmo fantoma (Rando) para os dois protocolos em estudo.

Utilizando os mesmos protocolos e o mesmo equipamento, foram monitoradas as doses absorvidas na orelha interna es-



Figura 3. Foto da montagem do tubo de acrílico, contendo TLD-LiF, posicionado na lateral do fantoma.

**Tabela 1** Protocolos para pacientes adultos para realização de exame de cabeça, abdome e coluna lombar (para diagnóstico de discopatia) nos equipamentos 1, 2 e 3, com informações quanto ao número de canais dos equipamentos (neste estudo todos foram *single slice*), kVp, mA, tempo de rotação para o giro de 360°, modo de execução do exame, número de cortes, característica do corte ( $A = \text{espessura de corte} \times B = \text{incremento da mesa}$ ) e *pitch* (distância percorrida pela mesa durante um giro de 360°), para os exames realizados no modo helicoidal.

Exame	Equipamento 1	Equipamento 2	Equipamento 3
Cabeça supratentorial	120 kVp, 80 mA, 2,7 s, axial, 9 cortes, (10 x 10) mm	120 kVp, 80 mA, 1,0 s, axial, 9 cortes, (10 x 10) mm	130 kVp, 100 mA, 0,8 s, axial, 9 cortes, (10 x 10) mm
Cabeça fossa posterior	120 kVp, 100 mA, 2,7 s, axial, 6 cortes, (2 x 4) mm	120 kVp, 100 mA, 1,0 s, axial, 4 cortes, (3 x 5) mm	130 kVp, 100 mA, 0,8 s, axial, 4 cortes, (3 x 5) mm
Abdome	120 kVp, 100 mA, 2,7 s, axial, 20 cortes, (10 x 10) mm	120 kVp, 120 mA, 1,0 s, helicoidal, 20 cortes, (10 x 10) mm, <i>pitch</i> = 1	130 kVp, 100 mA, 0,8 s, helicoidal, 20 cortes, (10 x 10) mm, <i>pitch</i> = 1
Coluna lombar	120 kVp, 130 mA, 2,7 s, axial, 19 cortes, (2 x 3) mm	120 kVp, 250 mA, 1,0 s, helicoidal, 13 cortes, (3 x 3) mm, <i>pitch</i> = 1	130 kVp, 130 mA, 0,8 s, helicoidal, 19 cortes, (2 x 3) mm, <i>pitch</i> = 1

**Tabela 2** Protocolos para realização de exame de cabeça, para pacientes adultos e pediátricos, utilizados no equipamento 3, com informações quanto ao número de canais do equipamento (neste estudo todos foram *single slice*), kVp, mA, tempo de rotação para o giro de 360°, modo de execução do exame, número de cortes, característica do corte (A = espessura de corte x B = incremento da mesa).

Exame	Equipamento 3	
	Adulto	Pediátrico
Cabeça supratentorial	130 kVp, 120 mA, 0,8 s, axial, 9 cortes, (10 x 10) mm	130 kVp, 90 mA, 0,8 s, axial, 9 cortes, (10 x 10) mm
Cabeça fossa posterior	130 kVp, 120 mA, 0,8 s, axial, 6 cortes, (2 x 4) mm	130 kVp, 90 mA, 0,8 s, axial, 6 cortes, (2 x 4) mm

querda e direita, retina esquerda e direita, região do vermis cerebelar, lobo esquerdo e direito do cerebelo e cristalino esquerdo e direito, empregando-se o fantoma antropomórfico. Esse procedimento foi realizado da mesma forma que foi estimada a dose na superfície de entrada. Por se tratar de órgãos superficiais, não temos região de equilíbrio eletrônico, exigido para o cálculo de dose equivalente em órgãos<sup>(9)</sup>. Dessa forma, a dose na superfície de entrada em órgãos superficiais é apresentada como dose absorvida, com unidade de mGy<sup>(9)</sup>. Nesse método foi trocado o tubo de acrílico por conjuntos com três pastilhas de TLD-LiF posicionados na região de cada órgão em estudo<sup>(10,11)</sup>.

## RESULTADOS

A Tabela 3 apresenta os resultados dos testes de controle de qualidade mecânicos realizados no processo de avaliação dos equipamentos tomográficos 1, 2 e 3<sup>(13)</sup>. A última coluna apresenta o valor de tolerância para cada teste<sup>(12)</sup>.

A Tabela 4 apresenta os resultados dos testes de controle de qualidade de imagem realizados no processo de avaliação dos equipamentos tomográficos 1, 2 e 3<sup>(13)</sup>. A última coluna apresenta o valor de tolerância para cada teste<sup>(12)</sup>. O termo “constância” se refere à não alteração desses resultados quando comparados com resultados anteriores deste mesmo teste.

A Tabela 5 apresenta os resultados dos testes de controle de qualidade relacionados às doses (MSAD) obtidas no processo de avaliação dos equipamentos tomográficos 1, 2 e 3. A última coluna apresenta os valores dos níveis de referência para cada exame<sup>(12)</sup>.

A Figura 4 mostra os valores do CTDI para os equipamentos 1, 2 e 3. Esses valores foram obtidos para exames de cabeça

**Tabela 3** Testes mecânicos (colimação, alinhamento da mesa em relação ao gantry, deslocamento longitudinal da mesa e inclinação do gantry) para avaliação dos equipamentos tomográficos 1, 2 e 3. A última coluna apresenta o valor de tolerância para cada teste<sup>(12)</sup>.

Teste	Equipamento			Tolerância
	1	2	3	
Sistema de colimação	3,0 mm	1,0 mm	0,0 mm	± 2,0 mm
Alinhamento da mesa – gantry	1,0 mm	0,0 mm	0,0 mm	± 5,0 mm
Deslocamento longitudinal da mesa	0,0 mm	1,0 mm	0,0 mm	± 2,0 mm
Inclinação do gantry	1,0°	0°	1,0°	± 3,0°

**Tabela 4** Testes de qualidade de imagem (ruído, exatidão, uniformidade, espessura de corte, resolução espacial de alto contraste, resolução espacial de baixo contraste, linearidade e sensibilidade) para avaliação dos equipamentos tomográficos 1, 2 e 3. A última coluna apresenta o valor de tolerância para cada teste<sup>(12)</sup>, por meio da espessura nominal de cortes.

Teste	Equipamento			Tolerância
	1	2	3	
Ruído	1,1%	2,2%	1,2%	10,0%
Exatidão	-0,5 UH	-1,7 UH	1,5 UH	± 5,0 UH
Uniformidade	3,6 UH	2,4 UH	1,45 UH	± 5,0 UH
Espessura de corte	0,2 mm	0,4 mm	0,1 mm	± 50,0% ENC > 2,0 mm
	1,0 mm	1,0 mm	0,0 mm	± 1,0 mm ENC > 2,0 mm
Contraste-REAC	Satisfatório	Satisfatório	Satisfatório	Constância
Contraste-REBC	Satisfatório	Satisfatório	Satisfatório	Constância
Linearidade	Satisfatório	Satisfatório	Satisfatório	Constância
Sensibilidade	Satisfatório	Satisfatório	Satisfatório	Constância

REAC, resolução espacial de alto contraste; REBC, resolução espacial de baixo contraste; ENC, espessura nominal de cortes.

**Tabela 5** Testes de MSAD (mGy) nas regiões de cabeça, coluna lombar e abdome, para avaliação dos equipamentos tomográficos 1, 2 e 3. A última coluna apresenta os valores dos níveis de referência para cada exame<sup>(12)</sup>.

Teste	Equipamento			Nível de referência (mGy)
	1	2	3	
Cabeça	104,5	34,4	26,7	50,0
Coluna lombar	17,2	7,6	6,4	35,0
Abdome	20,6	9,6	3,4	25,0

(vermelho), abdome (azul) e coluna lombar (verde), utilizando protocolos para pacientes adultos.

As Figuras 5, 6 e 7 apresentam os valores da MSAD para os equipamentos tomo-

gráficos 1, 2 e 3, respectivamente, para exames de cabeça, abdome e coluna lombar, utilizando-se o protocolo para pacientes adultos dos setores de diagnóstico por imagem aos quais pertence cada equipa-

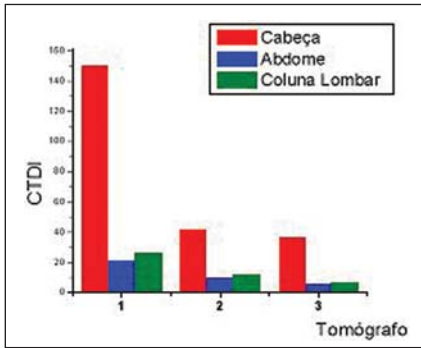


Figura 4. CTDI para os equipamentos 1, 2 e 3, em exames de cabeça, abdome e coluna lombar.

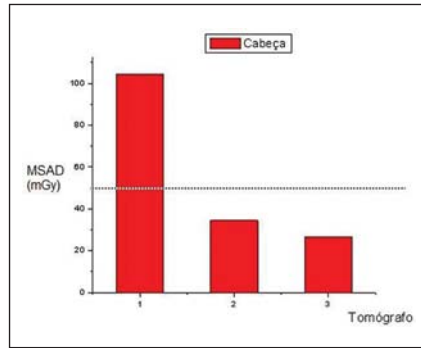


Figura 5. MSAD para os equipamentos 1, 2 e 3, em exames de cabeça. A linha tracejada indica os níveis de referência (50 mGy) para este exame.

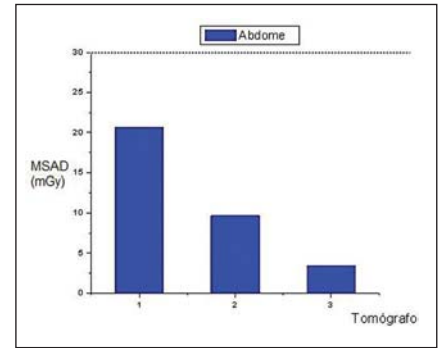


Figura 6. MSAD para os equipamentos 1, 2 e 3, em exames de abdome. A linha tracejada indica os níveis de referência (30 mGy) para este exame.

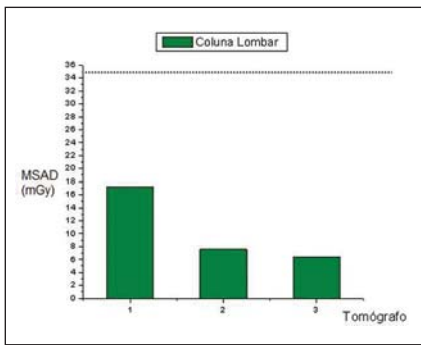


Figura 7. MSAD para os equipamentos 1, 2 e 3, em exames de coluna lombar. A linha tracejada indica os níveis de referência (35 mGy) para este exame.

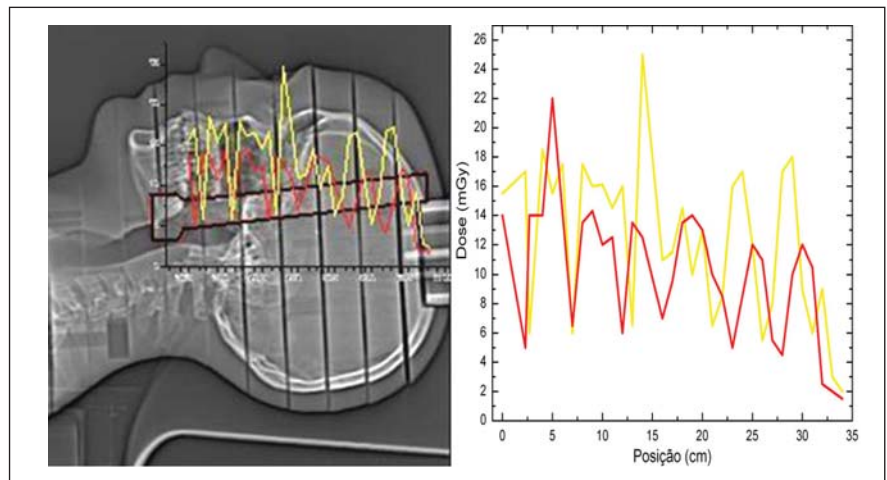


Figura 8. A: Distribuição da dose em função da posição dos TLDs-LiF (posicionados no tubo de acrílico no fantoma antropomórfico), obtida usando-se protocolos de pacientes adultos (curva amarela) e pediátricos (curva vermelha). B: Detalhe da distribuição da dose em função da posição esboçada na parte A.

mento. As linhas tracejadas representam os níveis de referência<sup>(12)</sup> para cada exame avaliado.

A Figura 8A apresenta as doses em função da posição dos TLDs-LiF (distribuídos no tubo de acrílico), utilizando-se os protocolos para pacientes adultos (curva amarela) e pediátricos (curva vermelha). A Figura 8B mostra o detalhe das distribuições no eixo cartesiano.

A Tabela 6 apresenta as doses absorvidas para os órgãos em estudo na região craniana nos exames de cabeça realizados, utilizando-se os protocolos para pacientes adultos e pediátricos. A última coluna apresenta os percentuais de redução da dose nos exames pediátricos, quando comparados com os realizados utilizando-se protocolo para pacientes adultos.

Tabela 6 Doses absorvidas para determinados órgãos da região craniana, em exames de cabeça realizados utilizando-se o protocolo para pacientes adultos e pediátricos. A última coluna apresenta a redução da dose absorvida (em %) para exame pediátrico quando comparado com adulto.

Região	Dose para protocolo adulto (mGy)	Dose para protocolo pediátrico (mGy)	Redução (%)
Orelha interna esquerda	12,2	8,2	33,3
Orelha interna direita	11,5	9,4	18,3
Retina esquerda	12,8	7,4	41,9
Retina direita	11,7	7,6	35,3
Lobo esquerdo	11,5	8,1	29,3
Vermis cerebelar	11,8	8,4	28,6
Lobo direito	11,4	8,6	24,8
Cristalino esquerdo	15,6	9,4	39,9
Cristalino direito	16,4	8,4	48,6
Tireoide	0,5	0,2	51,4

## DISCUSSÃO

Os resultados dos testes de controle de qualidade mostraram que os equipamentos 2 e 3 encontram-se de acordo com as exi-

gências descritas nas normas vigentes<sup>(13)</sup>. O mesmo não acontece para o equipamento 1, que não foi aprovado em um dos testes mecânicos (sistema de colimação). Vale salientar que este resultado foi levado para o se-

tor de engenharia da instituição a que pertence o equipamento e o problema foi de imediato resolvido.

A comparação de CTDI e MSAD entre os equipamentos tomográficos revelou que

o tomógrafo 1 apresenta valores de CTDI e MSAD maiores quando comparados com os obtidos nos equipamentos 2 e 3. O tomógrafo 1 apresentou aumento de CTDI de 311,0% para o exame de cabeça, 306,0% para abdome e 302,0% para coluna lombar, em relação ao equipamento 3. Isto se deve ao fato de o tomógrafo 1 apresentar tempo de rotação, para o giro completo de 360°, maior que o tomógrafo 3, além do fato de o tomógrafo 1 realizar cortes sequenciais, enquanto o tomógrafo 3 realiza cortes contínuos e/ou contíguos (helicoidal). O número de cortes adotado em cada protocolo também contribui para esse aumento de dose. Por esses motivos, os valores de MSAD no equipamento 1 são maiores quando comparados com os demais equipamentos avaliados (Tabela 1). Porém, para todos os exames avaliados (cabeça, abdome e coluna lombar) os valores de MSAD se encontram abaixo dos níveis de referência, exceto para o exame de cabeça realizado no tomógrafo 1, que apresentou MSAD de 109,0 %, maior que os níveis de referência<sup>(12,13)</sup>. Essas doses podem ser otimizadas monitorando-se o ruído da imagem (trabalhando-se a mAs) sem que os níveis de ruído ultrapassem os valores recomendados pelas normas vigentes. Tais problemas, bem como alternativas de soluções, foram levadas para o setor a que pertence o equipamento 1. Vale salientar que o setor responsável está tomando as devidas providências, juntamente com profissionais da área de física médica, para iniciar o processo de otimização da dose, sem, contudo, comprometer a qualidade da imagem tomográfica para o exame de cabeça.

O ICRU 60 sugere que as doses, ao se tratar de proteção radiológica, sejam apresentadas em mSv<sup>(9)</sup>. Como para raios X na faixa de energia de radiodiagnóstico o fator de ponderação da radiação ( $W_r$ ) é igual a 1,0, os valores apresentados na Tabela 5 são numericamente iguais à unidade em mSv. Este trabalho compara as doses obtidas com os níveis de referência apresentados pelas normas brasileiras<sup>(12,13)</sup>, e estas se referem às doses, representadas em unidade mGy, por isso as unidades de dose da Tabela 5 são dadas em mGy.

Os resultados das doses absorvidas, estimadas em órgãos da região craniana, foram medidas como dose na superfície de

entrada, porque os órgãos avaliados foram superfícies como orelha interna esquerda e direita, retina esquerda e direita, região do vermis cerebelar, lobo esquerdo e direito do cerebelo e cristalino esquerdo e direito. Nestes órgãos não temos região de equilíbrio eletrônico, exigido para o cálculo de dose equivalente. Dessa forma, a dose na superfície de entrada em órgãos superficiais é apresentada como dose absorvida.

Ainda é muito comum a utilização do mesmo protocolo destinado à realização de exames tomográficos para pacientes adultos e pediátricos<sup>(16)</sup>. A presente pesquisa mostra que o protocolo (pediátrico) adotado no setor do equipamento 3 proporcionou significativas reduções de dose na superfície de entrada, conforme ilustra a Figura 8. Entretanto, a curva vermelha da Figura 8 mostra que a maior contribuição da dose na superfície de entrada é no cristalino, uma das regiões mais radiosensíveis do corpo humano.

Estudos mostram que doses absorvidas entre 200 e 700 cGy podem induzir à opacidade do cristalino no paciente adulto, e doses menores que 2,5 cGy podem causar catarata no paciente pediátrico (no cristalino a dose absorvida é igual à dose na superfície de entrada). Dessa forma, é importante ressaltar que, embora a literatura não mencione dados quanto a níveis de referência para exames pediátricos, as normas vigentes estabelecem que as doses devem ser menores que a de exames realizados em pacientes adultos e tão baixas quanto razoavelmente exequíveis, sem comprometer a qualidade da imagem<sup>(1,11,14)</sup>. Os resultados de doses absorvidas apresentados na Tabela 6 mostram uma redução de até de 51,0% na tireoide.

## CONCLUSÃO

As doses na superfície de entrada foram estimadas para exames de cabeça (região supratentorial e fossa posterior) utilizando fantoma antropomórfico e protocolos de pacientes adultos e pediátricos (de até 1 ano e meio de vida). Não foi levado em consideração que o crânio de pacientes adultos e pediátricos são distintos, porque, neste estudo, não foi considerado nenhum fator de absorção da radiação em estruturas do crânio e sim condições de retroespalha-

mento na superfície de entrada devido às técnicas dos protocolos estudados.

Trabalhos recentes mostram que tomógrafos com diferentes tecnologias e/ou fabricantes apresentam doses com discrepâncias que chegam até a um fator 3. Verificou-se, ainda, que exames realizados em diferentes serviços de diagnóstico por imagem, utilizando equipamentos de mesma marca e modelo, com desempenhos similares, proporcionaram variações de doses de um fator 11<sup>(1,2,14)</sup>. Dessa forma, é importante salientar que as respostas dos CTDIs e das MSADs estão intimamente ligadas às características dos equipamentos, seus desempenhos nos testes de controle de qualidade e aos protocolos adotados em cada serviço.

A Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde sugere que toda instituição que faça uso de radiações ionizantes apresente um programa de garantia de qualidade. Este deve ter três objetivos principais: melhorar a qualidade da imagem radiográfica, reduzir as doses para os pacientes e diminuir os custos para a instituição. Esses parâmetros não podem ser tratados de forma isolada e o programa de garantia de qualidade deve se adequar a cada setor de TC, de modo a tratar concomitantemente as características dos equipamentos, o desempenho e os protocolos adotados.

O presente estudo veio contribuir com a verificação das condições dos setores de TC, além de estabelecer quais parâmetros devem ser trabalhados para a implantação de um programa de controle de qualidade nas instituições onde esta pesquisa foi desenvolvida.

## Agradecimentos

Os autores agradecem a colaboração de todo o corpo técnico e clínico do Setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu – Universidade Estadual Paulista (Unesp), do Setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo (USP), e do Centro de Instrumentação e Dosimetria (Cidra-USP).

## REFERÊNCIAS

1. Daros KAC. Avaliação das doses de radiação X em exames pediátricos de tomografia computadorizada de crânio com base em estudos de oti-

- mização [tese de doutorado]. São Paulo: Universidade Federal de São Paulo; 2005.
- Jessen KA, Shrimpton PC, Geleijns J, et al. Dosimetry for optimisation of patient protection in computed tomography. *Appl Radiat Isot.* 1999; 50:165–72.
  - Hart D, Wall BF. UK population dose from medical x-ray examinations. *Eur J Radiol.* 2004;50: 285–91.
  - Nagel HD. Fundamentals of CT dosimetry . In: Nagel HD, Galanski M, Hidajat N, editors. Radiation exposure in computed tomography: fundamentals, influencing parameters, dose assessment, optimization, scanner data, terminology. Frankfurt: COCIR; 2000. p. 5–11.
  - Mettler FA Jr, Wiest PW, Locken JA, et al. CT scanning: patterns of use and dose. *J Radiol Prot.* 2000;20:353–9.
  - Golding SJ, Shrimpton PC. Radiation dose in CT: are we meeting the challenge? *Br J Radiol.* 2002; 75:1–4.
  - Koller CJ, Eatough JP, Bettridge A. Variations in radiation dose between the same model of multislice CT scanner at different hospitals. *Br J Radiol.* 2003;76:798–802.
  - Khan FM. The physics of radiation therapy. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2003.
  - International Commission on Radiation Units and Measurements. Fundamental quantities and units for ionizing radiations. ICRU Report 60. Bethesda: ICRU; 1998.
  - Costa Neto A, Ghilardi Netto T, Ribeiro SM, et al. Doses estimadas em exames tomográficos de crânio para pacientes adulto e pediátrico. In: XII Congresso Brasileiro de Física Médica; 2007 Jun 6-9; Foz do Iguaçu, PR, Brasil.
  - Costa Neto A, Ghilardi Netto T, Ribeiro SM, et al. Estimativa de dose em equipamentos distintos de tomografia computadorizada. In: XII Congresso Brasileiro de Física Médica; 2007 Jun 6-9; Foz do Iguaçu, PR, Brasil.
  - Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria nº 453. Dispõe sobre as diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Brasília: Diário Oficial da União; 2 de junho de 1998.
  - Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Radiodiagnóstico médico: segurança e desempenho de equipamentos. Brasília: Editora Anvisa; 2005. p. 83–96.
  - Carlos MT. Medições de dose de radiação em tomografia computadorizada. In: XI Congresso Brasileiro de Física Médica; 2006 Jun 14-17; Ribeirão Preto, SP, Brasil.
  - Shrimpton PC, Wall BF, Fisher ES. The tissue-equivalence of the Alderson Rando anthropomorphic phantom for x-rays of diagnostic qualities. *Phys Med Biol.* 1981;26:133–9.
  - Dalmazo J. Estudo da redução de dose de radiação em exames de tomografia computadorizada de crianças [dissertação de mestrado]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2007.
  - Cameron JR, Suntharalingam N, Kenney GN. Thermoluminescent dosimetry. London: University of Wisconsin Press; 1968.