

Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um hospital universitário*

Radiation dose optimization in routine computed tomography: a study of feasibility in a University Hospital

Juciléia Dalmazo¹, Jorge Elias Júnior², Marco Aurélio Corte Brocchi³, Paulo Roberto Costa⁴, Paulo Mazzoncini de Azevedo-Marques⁵

Resumo **OBJETIVO:** Estudar a viabilidade de redução da dose de radiação em protocolos de aquisição de imagens de tomografia helicoidal em um hospital universitário. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Foi realizado levantamento de dose de radiação de protocolos de tomografia com objetos simuladores e câmara de ionização. Foram propostas variações de kVp e mAs, determinando-se a média de ruído. Protocolos com valores de ruído menores ou iguais a 1% foram submetidos à avaliação qualitativa de contraste e resolução espacial por três observadores. **RESULTADOS:** Foram realizados 22 testes de variações para o protocolo de crânio pediátrico, 26 para crânio adulto, 28 para abdome e 18 para tórax. A redução da dose conseguida variou entre 7,4–13% para protocolo de crânio pediátrico, 3,8–25% para crânio adulto, 9,6–34,3% para abdome e 6,4–12% para tórax. Notou-se também que a utilização de ferramentas de janelamento e *zoom* favoreceu o aceite das imagens pelos observadores. **CONCLUSÃO:** É possível reduzir os níveis de dose de radiação em até 34,4%, comparativamente aos protocolos utilizados na rotina, mantendo-se o ruído em níveis aceitáveis. O uso de ferramentas de manipulação digital das imagens possibilitou a aceitação de imagens com níveis maiores de ruído, favorecendo o processo de redução de dose de radiação.

Unitermos: Tomografia computadorizada; Redução da dose de radiação; ALARA; Relação sinal-ruído; CTDI; Otimização.

Abstract **OBJECTIVE:** To study the feasibility of reducing radiation dose in protocols for acquisition of helical computed tomography images in a University Hospital. **MATERIALS AND METHODS:** A survey of radiation doses in computed tomography protocols was performed with phantoms and ionization chamber. Changes in kVp and mAs were proposed, determining the average noise. Protocols with noise values $\leq 1\%$ were submitted to qualitative assessment of contrast and spatial resolution by three observers. **RESULTS:** Tests of variations were performed with 22 protocols for pediatric skulls, 26 for adult skulls, 28 for abdomen, and 18 for chest. The reduction in dose achieved ranged between 7.4% and 13% for pediatric skull, 3.8% and 25% for adult skull, 9.6% and 34.3% for abdomen, 6.4% and 12% for chest. It was also noted that the use of windowing and zoom tools supported the acceptance of images by the observers. **CONCLUSION:** Radiation dose levels can be reduced by up to 34.4% in comparison with routine protocols, keeping the noise at acceptable levels. The use of digital manipulation tools allowed the acceptance of images with higher noise levels, thus resulting in radiation dose reduction.

Keywords: Computed tomography; Radiation dose reduction; ALARA; Signal-to-noise ratio; CTDI; Optimization.

Dalmazo J, Elias Jr J, Brocchi MAC, Costa PR, Azevedo-Marques PM. Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um hospital universitário. *Radiol Bras.* 2010;43(4):241–248.

INTRODUÇÃO

O número de exames de tomografia computadorizada (TC) realizados por ano

apresenta crescimento constante desde o início da utilização deste método na prática clínica^(1,2). Vários fatores contribuem para isso, incluindo a constante evolução tecnológica dos equipamentos, com aumento da velocidade de aquisição de dados e redução do tempo de realização dos exames, assim como o aumento no número de indicações para a sua realização, associado a maior disponibilidade e uma relativa tendência de diminuição dos custos do exame^(3,4).

* Trabalho realizado junto ao Centro de Ciências das Imagens e Física Médica (CCIFM) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP-USP), Ribeirão Preto, SP, Brasil.

1. Física, Pós-Graduanda nível Doutorado na Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FMRP-USP), Ribeirão Preto, SP, Brasil.

2. Doutor, Professor e Coordenador do Centro de Ciências das Imagens e Física Médica (CCIFM) da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FMRP-USP), Ribeirão Preto, SP, Brasil.

3. Mestre, Físico em Radiodiagnóstico no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP-USP), Ribeirão Preto, SP, Brasil.

4. Doutor, Professor no Departamento de Física Nuclear do Instituto de Física da Universidade de São Paulo (IFUSP), São Paulo, SP, Brasil.

5. Doutor, Professor Associado do Centro de Ciências das Imagens e Física Médica (CCIFM) do Departamento de Clínica Médica da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FMRP-USP), Ribeirão Preto, SP, Brasil.

Endereço para correspondência: Dr. Jorge Elias Júnior. Centro de Ciências das Imagens e Física Médica, HCFMRP-USP, Avenida Bandeirantes, 3900, Monte Alegre. Ribeirão Preto, SP, Brasil, 14048-090. E-mail: jejunior@fmrp.usp.br

Recebido para publicação em 9/12/2009. Aceito, após revisão, em 1/6/2010.

O aumento da utilização dos métodos de diagnóstico por imagem que fazem uso de radiação ionizante, e especialmente da TC, é responsável pelo acentuado aumento da dose de radiação média individual por ano⁽²⁾. Atualmente, a dose de radiação recebida por indivíduo por ano considerada secundária ao cuidado médico, principalmente na investigação diagnóstica de doenças, ultrapassou a dose recebida decorrente de fatores ambientais (alimentação, gás radônio e outros)⁽¹⁾. Com isso, existe uma preocupação crescente da comunidade médica, das empresas produtoras de equipamentos e mesmo de pacientes em relação ao controle da dose de radiação determinada pelos diversos exames que utilizam radiação ionizante^(5,6). Além da proteção radiológica ocupacional, a prática clínica utiliza o princípio conhecido como ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) para pautar o uso racional desta tecnologia^(3,4,7,8). Considerando especificamente a população pediátrica, é importante salientar que as crianças têm risco acentuadamente maior de desenvolvimento de neoplasias relacionadas à radiação, comparativamente à população adulta^(1,9,10). Esse maior risco é explicado pela presença de maior população de células sofrendo divisões nos diversos tecidos e órgãos ainda em desenvolvimento e pela maior expectativa de vida em termos absolutos e relativos. Como exemplo, uma criança de um ano de vida tem 10 a 15 vezes maior risco de desenvolver uma neoplasia maligna do que um adulto de 50 anos de idade, para a mesma dose de radiação⁽¹⁾. Por esses motivos, há uma preocupação crescente quanto à dose de radiação utilizada nos exames radiológicos pediátricos, e em especial nos exames de TC, com vários trabalhos direcionados para esse tópico abordando ações para redução das doses utilizadas^(3,5,9,11-13).

Existem várias estratégias em desenvolvimento ou já em uso nos equipamentos mais modernos, como, por exemplo, a modulação da corrente do tubo conforme a variação de espessura na região anatômica estudada^(6,14). No entanto, o parque de equipamentos instalados no País inclui muitos aparelhos relativamente antigos e que não trazem nenhuma facilidade de *software* ou de manuseio dos parâmetros que influenciam a dose utilizada em cada exame.

Portanto, o principal objetivo deste trabalho é apresentar um estudo de viabilidade de redução de dose em exames de TC helicoidal de corte único em um hospital universitário.

MATERIAIS E MÉTODOS

Descrição da estratégia do estudo

Inicialmente foi realizada coleta de dados relativos à dose de radiação absorvida nos protocolos de exames habitualmente utilizados na rotina para realização de TC de crânio, de tórax e de abdome, adulto e pediátrico. Com esses dados foi realizado estudo do impacto da variação dos parâmetros de tensão (kVp) e do produto corrente vs tempo (mAs) utilizados, considerando a dose de radiação e a qualidade da imagem, esta última estudada pela medida do ruído e pela avaliação subjetiva de imagens obtidas com simuladores específicos.

Equipamentos

Os testes foram realizados em um equipamento tomográfico helicoidal de corte único, modelo Somatom Emotion (Siemens Medical Solutions; Erlangen, Alemanha).

O levantamento das doses de radiação utilizou objetos simuladores (*phantoms*) cilíndricos de polimetil-metacrilato, com

15 cm de comprimento, sendo um com 32 cm de diâmetro representando o torso e outro com 16 cm de diâmetro representando a cabeça (Figura 1), segundo especificações da American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Estes simuladores apresentam características de absorção e espalhamento similares às estruturas anatômicas do crânio e do torso e têm perfurações localizadas no centro e em locais pré-determinados a 1 cm da periferia, nas posições de 12 horas, 3 horas, 6 horas e 9 horas, que possibilitam a inserção de câmaras de ionização.

As medidas da dose de radiação foram obtidas com uma câmara de ionização 10X5-3CT (Radcal Corp.; Monrovia, CA, EUA) tipo lápis, acoplada ao eletrômetro Radcal modelo 9015. A Figura 1 mostra a montagem para medida da dose absorvida para o simulador padrão de corpo.

As imagens para estudo da qualidade com as variações de parâmetros propostas foram obtidas utilizando-se simulador padrão específico da AAPM, modelo 76-410, cedido gentilmente pelo Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (IEE-USP) (Figura 2).

Variáveis estudadas

Foram anotados os valores da kVp e do mAs utilizados para cada protocolo, assim

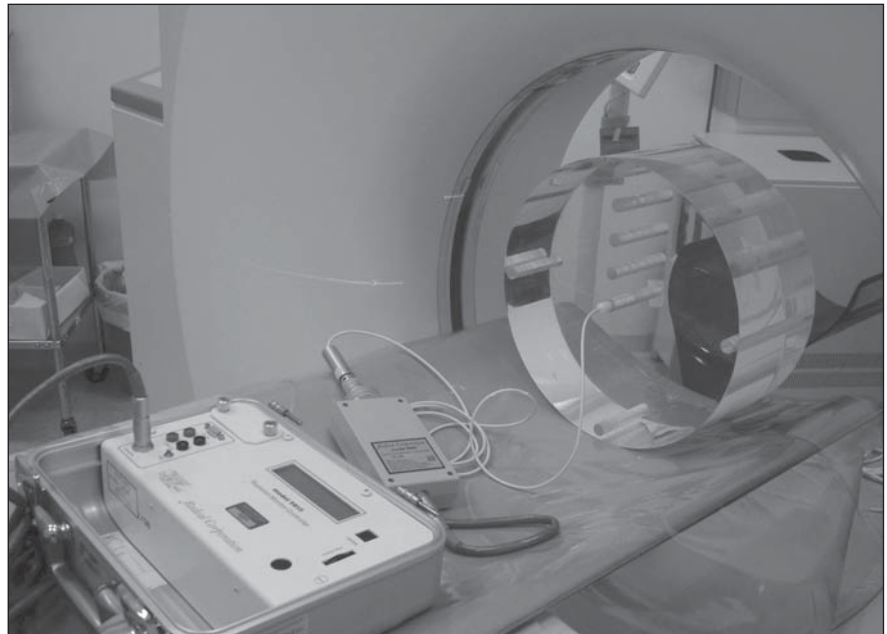


Figura 1. Eletrômetro, câmara de ionização e simulador de corpo exposto ao feixe tomográfico para o cálculo do CTDI (*computed tomography dose index*).



Figura 2. Simulador de qualidade para análise do ruído, contraste e resolução espacial da imagem.

como sua variação sugerida para protocolos que objetivaram a redução da dose de radiação.

A avaliação inicial da dose de radiação nos protocolos de rotina, bem como da calibração do equipamento tomográfico, foi feita pela correlação entre o CTDIvol obtido com a câmara de ionização posicionada no interior dos simuladores, considerando-se a aquisição de um corte na posição central da câmara, e o CTDIvol fornecido pelo equipamento. O CTDIvol é obtido a partir da razão entre o índice ponderado de dose em TC (*weighted computed tomography dose index – CTDIw*)^(15,16) e o *pitch*, onde o *pitch* é definido como a distância percorrida pela mesa em uma rotação da fonte de raios X dividida pela largura total colimada do feixe. O CTDIvol é referenciado no equipamento pela tag DICOM (0018,9345). Considerando que o índice de correlação entre os valores obtidos das medidas realizadas com a câmara de ionização e os fornecidos pelo equipamento foi praticamente de 100% ($r = 0,99$; $p < 0,0001$), as medidas do CTDIvol do equipamento foram escolhidas para a apresentação dos resultados e discussão.

Estratégia para proposta de alteração de protocolos de exame

A partir dos protocolos padrões iniciais, foi proposta a variação dos parâmetros de kVp e de mAs aplicados ao tubo, sendo que

os demais parâmetros (espessura do corte, *pitch*, tamanho do *pixel* e exposição total) foram mantidos constantes para cada protocolo, conforme está exemplificado na Tabela 1 para o protocolo de TC de crânio. O CTDIvol foi novamente medido para cada alteração de parâmetro proposta (Tabela 1).

Avaliação da qualidade de imagem

A qualidade das imagens foi avaliada, quantitativamente, pela medida do ruído quântico, e qualitativamente, pela avaliação subjetiva das imagens obtidas em simulador padrão AAPM realizada de maneira independente e cega por três radiologistas com mais de 10 anos de experiência.

O ruído quântico é resultado da variação no número de fótons de raios X absorvidos pelo detector em um determinado intervalo de tempo e, considerando-se fixas as características geométricas da imagem (tamanho de *pixel*, tamanho de matriz, espessura de corte), possui relação proporcionalmente inversa com a dose recebida pelo paciente. A metodologia adotada para avaliação da qualidade das imagens foi baseada no guia da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa) “Radiodiagnóstico médico: segurança e desempenho de equipamentos”, que estabelece os aspectos práticos para as normas estabelecidas pela Portaria 453 do Ministério da Saúde⁽¹⁷⁾, considerando-se o ruído quântico como o desvio-padrão dos valores dos níveis de cinza para uma região quadrada central de 5×5 mm em uma imagem uniforme (Figura 3) dividido pelo valor nominal de *pixel* da região. Embora o protocolo da Anvisa indique a necessidade de se avaliar o ruído em cinco pontos distintos, em se tratando de procedimentos de controle de qualidade de equipamentos médicos, no presente estudo optou-se por uma simplificação desse processo, fazendo-se a medida na região central do simulador de qualidade de forma a se observar a variação do ruído considerando-se uma situação de maior atenuação e endurecimento do feixe. O ruído foi avaliado na imagem digital utilizando-se o *software* gratuito ImageJ⁽¹⁸⁾ e considerando como aceitável valores menores ou iguais a 1%⁽⁹⁾.

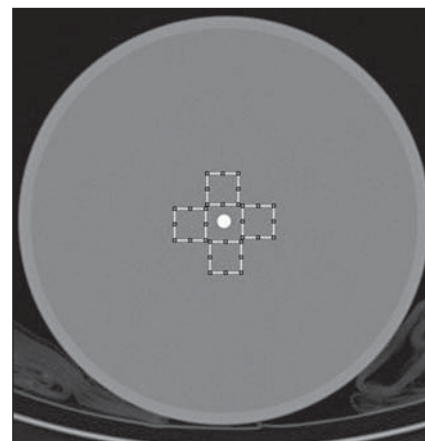


Figura 3. Corte tomográfico obtido de simulador para estudo de qualidade com quatro áreas centrais selecionadas no programa ImageJ para cálculo do ruído da imagem.

A avaliação qualitativa foi realizada para os protocolos testados que apresentaram os menores índices de dose e com

Tabela 1 Resultados de kVp e de mAs encontrados, bem como os valores respectivos do CTDIvol. Ex.: Protocolo crânio adulto rotina.

Corrente (mAs)	CTDIvol (mGy) (tensão 130* kVp)	CTDIvol (mGy) (tensão 110 kVp)	CTDIvol (mGy) (tensão 80kVp)
342	54,58	37,55	16,42
174	27,77	19,11	8,35
122	19,63	13,51	5,90
120*	19,15*	13,18	—
115	18,43	12,68	—
100	16,04	11,03	—
90	14,36	9,88	—
80	12,93	8,89	—
70	11,25	7,74	—
60	9,58	6,59	—
54	8,62	5,93	—
45	7,18	—	—

* Valores de mAs utilizado e de CTDIvol obtido para o protocolo crânio adulto rotina.

nível de ruído dentro do limite estabelecido. A avaliação constou de testes de resolução espacial e de contraste de alta resolução pelos radiologistas, utilizando o programa ImageJ, sem e com o uso de recursos de janelamento e *zoom*. Os objetos visualizados e indicados pelos radiologistas nas imagens foram comparados com o mapa de objetos de teste contidos no simulador (Figura 4).

As imagens foram avaliadas separadamente e em duetos através de um questionário com nove perguntas para cada conjunto de imagens, objetivando o estudo do contraste e do limite de resolução da imagem, considerando até que conjunto de objetos era visível para o diagnóstico de uma imagem. O avaliador classificou se a imagem tinha qualidade diagnóstica ou não, considerando a visibilidade dos objetos existentes. Além disso, foi solicitada a classificação da qualidade da imagem, considerando os valores 1 (muito boa), 2 (boa), 3 (média), 4 (ruim) e 5 (muito ruim).

RESULTADOS

Os valores de CTDIvol e de média de ruído obtidos para os protocolos de rotina de TC de crânio pediátrico, crânio adulto, abdome e tórax adulto estão apresentados na Tabela 2. Observou-se que a média de ruído no protocolo de tórax foi de 1,6%.

Utilizando-se valores fixos de kVp de 80, 100 e 130, foram realizadas medidas do CTDIvol e da média de ruído de 22 variações do protocolo de crânio pediátrico (mAs variando entre 45 e 271), 26 variações do protocolo de crânio adulto (mAs variando entre 45 e 342), 28 variações do protocolo de abdome adulto (mAs variando entre 24 e 182) e 18 variações do protocolo de tórax (mAs variando entre 29 e 100). A partir destes resultados foram sugeridos novos protocolos, considerando a combinação de menor CTDIvol obtido associado ao limite de ruído definido, os quais foram utilizados para avaliação de qualidade de imagem obtida no simulador padrão AAPM

específico para estudo de qualidade. Os dados destes protocolos sugeridos e os valores respectivos de CTDIvol e de média de ruído, assim como a redução média da dose comparativamente aos protocolos de rotina, estão apresentados na Tabela 2.

Com relação à avaliação qualitativa dos protocolos sugeridos, houve concordância, por parte dos especialistas, em relação ao fato de que, utilizando-se as ferramentas de *zoom* e janelamento do visualizador, os protocolos sugeridos para os exames de crânio pediátrico, crânio adulto, abdome adulto e tórax adulto não apresentaram diferenças comparativamente aos protocolos usados na rotina no que se refere à resolução espacial e ao contraste, conforme apresentado nas Tabelas 3 a 6. Destaca-se, porém, que para o exame de crânio adulto houve uma tendência de melhora na classificação da qualidade do contraste dos exames feitos com o protocolo sugerido, quando foram utilizadas as ferramentas de janelamento e *zoom*.

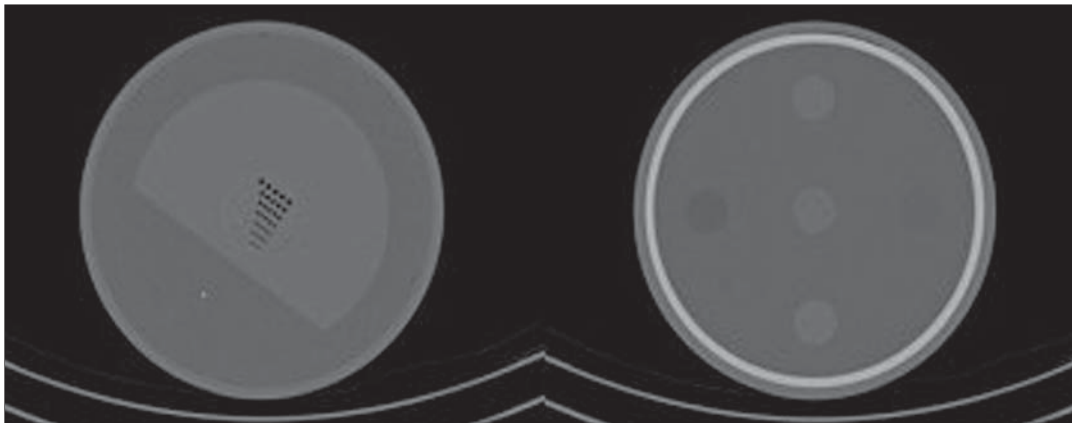


Figura 4. Cortes tomográficos obtidos de simulador para estudo da qualidade para análise de resolução espacial e de contraste da imagem.

Tabela 2 Comparação entre os protocolos de rotina e os protocolos sugeridos que alcançaram nível de ruído e qualidade diagnóstica aceitáveis, considerando-se os parâmetros de kVp e mAs, o CTDIvol, a média de ruído e o percentual da redução média da dose correspondente para cada protocolo.

Protocolo	Rotina			Sugerido			Redução média na dose
	kVp / mAs	CTDIvol (mGy)	Média de ruído	kVp / mAs	CTDIvol (mGy)	Média de ruído	
Crânio pediátrico	130 / 80	12,9	0,9%	130 / 75	11,9	0,9%	7,4%
				130 / 70	11,2	1,0%	13,0%
Crânio adulto	130 / 120	19,1	0,7%	130 / 115	18,4	0,9%	3,8%
				130 / 100	16,0	0,9%	16,2%
				130 / 90	14,3	0,9%	25,0%
Abdome adulto	130 / 100	9,6	0,8%	130 / 90	8,7	0,8%	9,6%
				130 / 80	7,7	0,9%	20,0%
				130 / 65	6,3	1,0%	34,3%
Tórax adulto	110 / 80	7,7	1,6%	110 / 70	6,8	1,7%	12,0%
				130 / 50	7,2	1,5%	6,4%

Otimização da dose em tomografia computadorizada

Tabela 3 Avaliação qualitativa do contraste de imagem e da resolução espacial do protocolo de rotina crânio pediátrico e dos correspondentes sugeridos com as variações de kVp e mAs, considerando-se a utilização ou não dos recursos de zoom e janelamento.

Imagem	Zoom / janelamento	Parâmetros kVp / mAs	Classificação pelos avaliadores				Qualidade diagnóstica	
			Boa	Muito boa	Média	Ruim	Sim	Não
Contraste	Sem / Sem	130 / 70	0	0	2	1	1	2
		130 / 75	0	0	2	1	1	2
		130 / 80*	0	1	2	0	3	0
	Com / Sem	130 / 70	0	0	3	0	2	1
		130 / 75	1	0	2	0	2	1
		130 / 80*	0	0	3	0	3	0
	Sem / Com	130 / 70	2	0	1	0	2	1
		130 / 75	1	1	1	0	3	0
		130 / 80*	3	0	0	0	3	0
	Com / Com	130 / 70	1	1	1	0	3	0
		130 / 75	1	1	1	0	3	0
		130 / 80*	1	1	1	0	3	0
Resolução espacial	Sem / Sem	130 / 70					2	1
		130 / 75					3	0
		130 / 80*					3	0
	Com / Sem	130 / 70					3	0
		130 / 75					3	0
		130 / 80*					3	0
	Sem / Com	130 / 70					1	2
		130 / 75					2	1
		130 / 80*					3	0
	Com / Com	130 / 70					3	0
		130 / 75					3	0
		130 / 80*					3	0

* Protocolo de rotina.

Tabela 4 Avaliação qualitativa do contraste de imagem e da resolução espacial do protocolo de rotina crânio adulto e dos correspondentes sugeridos com as variações de kVp e mAs, considerando-se a utilização ou não dos recursos de zoom e janelamento.

Imagem	Zoom / janelamento	Parâmetros kVp / mAs	Classificação pelos avaliadores				Qualidade diagnóstica	
			Boa	Muito boa	Média	Ruim	Sim	Não
Contraste	Sem / Sem	130 / 115	1	0	2	0	2	1
		130 / 90	1	0	1	1	2	1
		130 / 120*	2	0	0	0	2	1
		130 / 100	0	0	3	0	2	1
	Com / Sem	130 / 115	0	0	3	0	2	1
		130 / 90	1	0	1	1	2	1
		130 / 120*	2	0	0	0	2	1
		130 / 100	0	0	3	0	2	1
	Sem / Com	130 / 115	1	0	2	0	3	0
		130 / 90	0	0	3	0	3	0
		130 / 120*	0	0	2	1	3	0
		130 / 100	1	0	2	0	3	0
	Com / Com	130 / 115	2	1	0	0	3	0
		130 / 90	0	1	2	0	3	0
		130 / 120*	1	0	1	1	3	0
		130 / 100	1	0	2	0	3	0
Resolução espacial	Sem / Sem	130 / 115					3	0
		130 / 100					3	0
		130 / 120*					3	0
		130 / 100					2	1

(continua)

Tabela 4.

Imagem	Zoom / janelamento	Parâmetros kVp / mAs	Classificação pelos avaliadores				Qualidade diagnóstica	
			Boa	Muito boa	Média	Ruim	Sim	Não
Resolução espacial	Com / Sem	130 / 115					3	0
		130 / 90					3	0
		130 / 120*					3	0
		130 / 100					2	1
	Sem / Com	130 / 115					3	0
		130 / 90					3	0
		130 / 120*					3	0
		130 / 100					2	1
	Com / Com	130 / 115					3	0
		130 / 90					3	0
		130 / 120*					3	0
		130 / 100					2	1

* Protocolo de rotina.

Tabela 5 Avaliação qualitativa do contraste de imagem e da resolução espacial do protocolo de rotina abdome adulto e dos correspondentes sugeridos com as variações de kVp e mAs, considerando-se a utilização ou não dos recursos de zoom e janelamento.

Imagem	Zoom / janelamento	Parâmetros kVp / mAs	Classificação pelos avaliadores				Qualidade diagnóstica		
			Boa	Muito boa	Média	Ruim	Sim	Não	
Contraste	Sem / Sem	130 / 65	2	0	0	1	2	1	
		130 / 80	0	1	2	0	3	0	
		130 / 90	1	1	0	1	2	1	
		130 / 100*	1	1	1	0	3	0	
	Com / Sem	130 / 65	0	0	3	0	3	0	
		130 / 80	0	0	3	0	3	0	
		130 / 90	1	0	1	1	2	1	
		130 / 100*	2	0	1	0	3	1	
	Sem / Com	130 / 65	0	1	2	0	3	0	
		130 / 80	2	1	0	0	3	0	
		130 / 90	1	1	1	0	3	0	
		130 / 100*	2	1	0	0	3	0	
	Com / Com	130 / 65	0	1	2	0	3	0	
		130 / 80	3	0	0	0	3	0	
		130 / 90	0	1	2	0	3	0	
		130 / 100*	2	0	1	0	3	0	
	Resolução espacial	Sem / Sem	130 / 65					3	0
			130 / 80					3	0
			130 / 90					3	0
			130 / 100*					3	0
Com / Sem		130 / 65					3	0	
		130 / 80					2	1	
		130 / 90					3	0	
		130 / 100*					3	0	
Sem / Com		130 / 65					3	0	
		130 / 80					3	0	
		130 / 90					3	0	
		130 / 100*					3	0	
Com / Com		130 / 65					3	0	
		130 / 80					3	0	
		130 / 90					3	0	
		130 / 100*					3	0	

* Protocolo de rotina.

Tabela 6 Avaliação qualitativa do contraste de imagem e da resolução espacial do protocolo de rotina tórax adulto e dos correspondentes sugeridos com as variações de kVp e mAs, considerando-se a utilização ou não dos recursos de zoom e janelamento.

Imagem	Zoom / janelamento	Parâmetros kVp / mAs	Classificação pelos avaliadores				Qualidade diagnóstica	
			Boa	Muito boa	Média	Ruim	Sim	Não
Contraste	Sem / Sem	130 / 50	0	0	3	0	1	2
		110 / 80*	2	1	0	0	3	0
		110 / 70	1	2	0	0	3	0
	Com / Sem	130 / 50	0	0	1	2	1	2
		110 / 80*	2	1	0	0	3	0
		110 / 70	1	2	0	0	3	0
	Sem / Com	130 / 50	1	0	2	0	2	1
		110 / 80*	1	2	0	0	2	0
		110 / 70	0	3	0	0	3	0
	Com / Com	130 / 50	0	0	3	0	2	1
		110 / 80*	1	2	0	0	3	0
		110 / 70	0	3	0	0	3	0
Resolução espacial	Sem / Sem	130 / 50					3	0
		110 / 80*					3	0
		110 / 70					3	0
	Com / Sem	130 / 50					3	0
		110 / 80*					3	0
		110 / 70					3	0
	Sem / Com	130 / 50					3	0
		110 / 80*					3	0
		110 / 70					3	0
	Com / Com	130 / 50					2	1
		110 / 80*					3	0
		110 / 70					3	0

* Protocolo de rotina.

DISCUSSÃO

Os resultados obtidos permitiram verificar uma ótima correlação entre os valores de CTDI_{vol} obtidos a partir das medidas feitas com a câmara de ionização e aqueles fornecidos pelo equipamento, o que facilita sobremaneira o acesso à informação da dose de radiação real utilizada nos exames de TC de modo geral. Essa alta correlação, apesar de já esperada, vem confirmar que a calibração do equipamento em questão estava adequada.

Os valores da média de ruído obtidos para os protocolos de rotina estavam dentro do limite estabelecido igual a 1%, exceto no protocolo de tórax, em que a média foi de 1,6%. Tal ocorrência é explicada pelo fato de o exame de tórax utilizar colimação estreita para obtenção de cortes finos e, portanto, determinar menor quantidade de fótons incidentes nos detectores. Por esse motivo, não houve proposta de redução de dose para o protocolo de tórax,

pois já se trabalha com níveis mais elevados de ruído.

Observando-se a avaliação quantitativa e qualitativa da qualidade de imagem, fica evidente que todos os protocolos de exames de TC utilizados poderiam usar parâmetros reduzidos de kVp e mAs, com manutenção da qualidade diagnóstica e determinando menor dose de radiação por exame, o que concorda com outros trabalhos publicados sobre o assunto⁽¹⁹⁻²³⁾, principalmente no que concerne à redução do mAs. Esta redução é particularmente importante para os exames de TC de crianças, o que tem sido uma preocupação constante na última década^(10,13,24,25).

Com a metodologia utilizada observou-se a possibilidade de redução da dose de radiação entre 3,8% e 34,3%. É possível conseguir maior redução de dose de radiação com utilização de técnicas que consideram os dados antropométricos individuais, como apresentado por Kalra et al.⁽²²⁾, ou trabalhando-se com níveis menos con-

servadores de ruído, por exemplo, da ordem de 5%. De todo modo, qualquer nível de redução de dose de radiação por exame deve ser perseguido conforme determina o princípio ALARA^(3,4,7,8).

Deve-se destacar também que, em praticamente todas as avaliações subjetivas realizadas pelos radiologistas, houve melhor pontuação quando foram utilizados os recursos de zoom e janelamento. Esses resultados corroboram achados apresentados na literatura que discutem a relação entre a redução da dose de radiação nos exames de TC, a qualidade da imagem e a confiança da avaliação subjetiva⁽²⁶⁾. Como na imagem digital os processos de aquisição e exibição são separados, é possível fazer a otimização de cada etapa independentemente. Dessa forma, dentro de determinados limites, é possível compensar uma perda de contraste, devido à diminuição da relação sinal/ruído da imagem, através do uso de ferramentas simples de manipulação. A otimização da resolução de contraste, com

consequente potencial para redução da dose, é a principal vantagem da tecnologia digital no que se refere à proteção radiológica do paciente.

A principal limitação deste estudo diz respeito ao fato de não terem sido estudadas variações dos outros parâmetros de TC, tais como o *pitch*, a espessura de corte e o tempo de rotação. Sabe-se que quando se aumenta o *pitch* há maior dose de radiação para o paciente. No entanto, essa limitação expressa a realidade de vários serviços de TC no País, onde a limitação de recursos impede a adequada renovação do parque tecnológico, que conta com equipamentos relativamente antigos quando comparados com máquinas equipadas com novos sistemas de controle de eficiência de dose, de calibrações de qualidade de imagem para crianças, de medidas de dose pediátrica e de protocolos específicos para pediatria⁽¹²⁾.

CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos, pode-se afirmar que a avaliação de dose de radiação em exames de TC foi passível de ser realizada em um hospital universitário, com a metodologia proposta utilizando-se simuladores e câmara de ionização tipo lápis, conseguindo-se subsídios para redução da dose de radiação em até 34,3% para os protocolos estudados.

REFERÊNCIAS

- Picano E. Sustainability of medical imaging. *BMJ*. 2004;328:578–80.
- Huda W. What ER radiologists need to know about radiation risks. *Emerg Radiol*. 2009;16:335–41.
- Semelka RC, Armao DM, Elias J Jr, et al. Imaging strategies to reduce the risk of radiation in CT studies, including selective substitution with MRI. *J Magn Reson Imaging*. 2007;25:900–9.
- Frush DP, Donnelly LF, Rosen NS. Computed tomography and radiation risks: what pediatric health care providers should know. *Pediatrics*. 2003;112:951–7.
- Picano E, Vano E, Semelka R, et al. The American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine: deep impact on the practice of cardiovascular imaging. *Cardiovasc Ultrasound*. 2007;5:37.
- Kalender WA, Buchenau S, Deak P, et al. Technical approaches to the optimisation of CT. *Phys Med*. 2008;24:71–9.
- ICRP. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication no. 60. Oxford, UK: Pergamon; 1991.
- Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology*. 2004;230:619–28.
- Verdun FR, Lepori D, Monnin P, et al. Management of patient dose and image noise in routine pediatric CT abdominal examinations. *Eur Radiol*. 2004;14:835–41.
- Donnelly LF. Reducing radiation dose associated with pediatric CT by decreasing unnecessary examinations. *AJR Am J Roentgenol*. 2005;184:655–7.
- Berdon WE, Slovis TL. Where we are since ALARA and the series of articles on CT dose in children and risk of long-term cancers: what has changed? *Pediatr Radiol*. 2002;32:699.
- Morgan HT. Dose reduction for CT pediatric imaging. *Pediatr Radiol*. 2002;32:724–8; discussion 751–4.
- Siegel MJ, Schmidt B, Bradley D, et al. Radiation dose and image quality in pediatric CT: effect of technical factors and phantom size and shape. *Radiology*. 2004;233:515–22.
- McCullough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM Jr. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics*. 2006;26:503–12.
- Gerber TC, Kuzo RS, Morin RL. Techniques and parameters for estimating radiation exposure and dose in cardiac computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2005;21:165–76.
- Pina DR, Duarte SB, Ghilardi Netto T, et al. Controle de qualidade e dosimetria em equipamentos de tomografia computadorizada. *Radiol Bras*. 2009;42:171–7.
- Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. Portaria nº 453, de 01 de junho de 1998. Brasília: Diário Oficial da União; 02/06/1998.
- Abramoff MD, Magelhaes PJ, Ram SJ. Image processing with ImageJ. *Biophotonics International*. 2004;11:36–42.
- Mayo JR, Hartman TE, Lee KS, et al. CT of the chest: minimal tube current required for good image quality with the least radiation dose. *AJR Am J Roentgenol*. 1995;164:603–7.
- Heyer CM, Mohr PS, Lemburg SP, et al. Image quality and radiation exposure at pulmonary CT angiography with 100- or 120-kVp protocol: prospective randomized study. *Radiology*. 2007;245:577–83.
- Cohnen M, Fischer H, Hamacher J, et al. CT of the head by use of reduced current and kilovoltage: relationship between image quality and dose reduction. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2000;21:1654–60.
- Kalra MK, Prasad S, Saini S, et al. Clinical comparison of standard-dose and 50% reduced-dose abdominal CT: effect on image quality. *AJR Am J Roentgenol*. 2002;179:1101–6.
- Jung KJ, Lee KS, Kim SY, et al. Low-dose, volumetric helical CT: image quality, radiation dose, and usefulness for evaluation of bronchiectasis. *Invest Radiol*. 2000;35:557–63.
- Brenner D, Elliston C, Hall E, et al. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2001;176:289–96.
- Donnelly LF, Emery KH, Brody AS, et al. Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT: strategies at a large children's hospital. *AJR Am J Roentgenol*. 2001;176:303–6.
- MacKenzie JD, Nazario-Larrieu J, Cai T, et al. Reduced-dose CT: effect on reader evaluation in detection of pulmonary embolism. *AJR Am J Roentgenol*. 2007;189:1371–9.