

Quantificação das grandezas dosimétricas em exames de tomografia computadorizada pediátricos do abdome*

Determination of dosimetric quantities in pediatric abdominal computed tomography scans

Tiago da Silva Jornada¹, Teógenes Augusto da Silva²

Jornada TS, Silva TA. Quantificação das grandezas dosimétricas em exames de tomografia computadorizada pediátricos do abdome. Radiol Bras. 2014 Set/Out;47(5):288–291.

Resumo Objetivo: Visando contribuir para o conhecimento das doses em tomografia computadorizada (TC), este trabalho teve o objetivo de quantificar grandezas dosimétricas associadas a exames do abdome em pacientes pediátricos, comparando-as com os níveis de referência em radiodiagnóstico (NRD).

Materiais e Métodos: O estudo foi realizado em dois hospitais, em um tomógrafo Toshiba Asteion *single-slice* e um GE BrightSpeed *multi-slice*. Medidas foram feitas com uma câmara de ionização tipo lápis e um objeto simulador de tronco de polimetilmetacrilato de 16 cm de diâmetro.

Resultados: Os valores do índice ponderado de kerma no ar (C_W) não apresentaram diferenças significativas, porém, para as grandezas índice de kerma no ar volumétrico (C_{VOL}), produto kerma-comprimento ($P_{KL,CT}$) e dose efetiva, as diferenças foram relevantes.

Conclusão: Apenas o C_W apresentou valores menores que os NRD, sugerindo que a otimização não seria necessária. Porém, os valores de $P_{KL,CT}$ e dose efetiva mostraram que há espaço para reduzir as doses de radiação pediátricas. Este trabalho ressalta a importância de avaliar todas as grandezas dosimétricas associadas aos exames por TC.

Unitermos: Exames tomográficos pediátricos; Grandezas dosimétricas; Índice ponderado de dose; Índice de kerma no ar volumétrico; Produto kerma-comprimento.

Abstract Objective: Aiming at contributing to the knowledge on doses in computed tomography (CT), this study has the objective of determining dosimetric quantities associated with pediatric abdominal CT scans, comparing the data with diagnostic reference levels (DRL).

Materials and Methods: The study was developed with a Toshiba Asteion *single-slice* CT scanner and a GE BrightSpeed *multi-slice* CT unit in two hospitals. Measurements were performed with a pencil-type ionization chamber and a 16 cm-diameter polymethylmethacrylate trunk phantom.

Results: No significant difference was observed in the values for weighted air kerma index (C_W), but the differences were relevant in values for volumetric air kerma index (C_{VOL}), air kerma-length product ($P_{KL,CT}$) and effective dose.

Conclusion: Only the C_W values were lower than the DRL, suggesting that dose optimization might not be necessary. However, $P_{KL,CT}$ and effective dose values stressed that there still is room for reducing pediatric radiation doses. The present study emphasizes the importance of determining all dosimetric quantities associated with CT scans.

Keywords: Pediatric computed tomography scans; Dosimetric quantities; Weighted dose index; Volumetric air kerma index; Air kerma-length product.

INTRODUÇÃO

O desenvolvimento da tomografia computadorizada (TC) como modo de aquisição de imagens médicas e seu constante avanço tecnológico ao longo dos anos fizeram crescer

cer sua aplicação, e atualmente ela é uma das mais importantes técnicas radiológicas de fácil acesso para grande parte da população⁽¹⁾. Dentro deste contingente populacional, o público pediátrico tem aumentando ao longo dos anos. Por exemplo, no ano de 1980, foram realizados 3 milhões de exames tomográficos nos Estados Unidos da América (EUA), passando no ano de 1996 para 62 milhões, sendo que 4 milhões foram realizadas em crianças⁽¹⁾. Estima-se que, de todos os exames por TC realizados mundialmente, 10% são feitos em crianças⁽²⁾.

A consequência da disseminação desta técnica nas práticas médicas é vista no aumento da dose coletiva por exposição de pacientes, pois as doses decorrentes da sua utilização são muito superiores às da exposição provinda de qualquer outra técnica de radiologia convencional⁽³⁾. O aumento significativo do número de exames médicos com TC, associado

* Trabalho realizado no Programa de Pós-graduação do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN), Belo Horizonte, MG, Brasil.

1. Mestre, Doutorando em Radiologia Clínica no Departamento de Diagnóstico por Imagem da Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal de São Paulo (EPM-Unifesp), São Paulo, SP, Brasil.

2. Doutor, Pesquisador Titular da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), Docente do Curso de Pós-graduação do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN), Belo Horizonte, MG, Brasil.

Endereço para correspondência: Dr. Teógenes Augusto da Silva. Comissão Nacional de Energia Nuclear – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear. Avenida Presidente Antonio Carlos, 6627, Campus da UFMG, Pampulha. Belo Horizonte, MG, Brasil, 31270-901. Caixa Postal: 941. E-mail: silvata@cdtn.br.

Recebido para publicação em 9/5/2013. Aceito, após revisão, em 15/4/2014.

ao aumento de dose, conduzirá presumivelmente ao acréscimo na probabilidade de desenvolvimento de efeitos danosos, particularmente em crianças, segundo vários estudos epidemiológicos⁽⁴⁻⁷⁾.

O cenário atual requer uma política de proteção radiológica visando o conhecimento e o controle das doses de radiações envolvidas em procedimentos tomográficos pediátricos. A primeira discussão internacional com foco na proteção radiológica dos pacientes ocorreu na Conferência de Málaga, em 2001, abordando os procedimentos radioterápicos, radiodiagnósticos e os que dizem respeito à medicina nuclear⁽⁸⁾.

A forma mais usada para a estimativa das doses em TC consiste de medidas com uma câmara de ionização posicionada livre no ar ou inserida em um objeto simulador da cabeça ou do tronco, determinando a grandeza dosimétrica índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI), adotada como referência⁽⁹⁾. A Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) sugere o uso do termo índice de kerma no ar (C_a) em substituição ao CTDI, porém as duas grandezas têm o mesmo procedimento de obtenção e igual valor numérico⁽⁸⁾.

O propósito do conhecimento dos valores das grandezas dosimétricas é a possibilidade da sua comparação com os níveis de referência em diagnóstico (NRD). Os NRD são usados como um nível de investigação (uma ferramenta para garantia da qualidade) para consulta, mas não devem ser usados como valores exatos para serem adotados ou usados como restrição de dose. A finalidade dos NRD é evitar doses que não contribuam para o objetivo clínico de um exame por imagem diagnóstica em pacientes, indicando a necessidade de um processo de otimização⁽¹⁰⁾.

A preocupação com os níveis de radiação nos exames de TC pediátricos tem estimulado ações para proteção radiológica do público pediátrico, entre elas, a campanha Image Gently nos EUA⁽¹¹⁾. O Estado da Califórnia sancionou uma lei que obriga os prontuários médicos a constarem os valores das grandezas dosimétricas envolvidas nos procedimentos tomográficos⁽¹²⁾. No Brasil, não há ainda atitudes semelhantes por parte das autoridades competentes e, adicionalmente, os estudos sobre os valores das grandezas dosimétricas em procedimentos tomográficos pediátricos são praticamente inexistentes⁽¹³⁾.

O objetivo deste trabalho é quantificar os valores das grandezas dosimétricas específicas de TC, sendo o nicho do estudo pacientes pediátricos submetidos a exames do abdome em duas instituições da cidade de Belo Horizonte. O intuito é estudar a aplicação das grandezas dosimétricas no processo de otimização e verificar se os valores encontrados estão em conformidade com os níveis de referência para radiodiagnóstico.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram adotadas as definições da AIEA⁽⁸⁾ para as grandezas dosimétricas expressadas em termos do kerma (*kinetic*

energy released per unit mass). O índice ponderado de kerma no ar (C_W) (equação 1) tem por finalidade medir o índice de kerma dentro de objetos simuladores; o índice de kerma no ar volumétrico (C_{VOL}) (equação 2) fornece a estimativa da dose em um único corte; o produto kerma-comprimento ($P_{KL,CT}$) (equação 3) fornece o kerma em toda a área irradiada durante a obtenção da imagem tomográfica. Usou-se também o conceito de dose efetiva, estimada a partir do $P_{KL,CT}$ em função de um fator de conversão k (equação 4; Tabela 1), dependente apenas da região do corpo irradiada⁽¹⁴⁾.

$$C_W = \frac{1}{3} (C_{PMMA,100,c} + 2C_{PMMA,100,p}) \quad (1)$$

$$C_{VOL} = \frac{C_W}{pitch} \quad (2)$$

$$P_{KL,CT} = \sum_j n C_{VOL_j} l_j P_{It} \quad (3)$$

$$E \approx k \times P_{KL,CT} \quad (4)$$

Tabela 1—Valores do fator de conversão k para a obtenção da dose efetiva⁽¹⁴⁾.

Região do corpo	k (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)				
	0 ano de idade	1 ano de idade	5 anos de idade	10 anos de idade	Adulto
Cabeça e pescoço	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Cabeça	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Pescoço	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059
Tórax	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Abdome	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
Tronco	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

Os índices de kerma foram obtidos dentro de um objeto cilíndrico de polimetilmetacrilato (PMMA) de densidade de $1,19 \pm 0,01$ g.cm⁻³ com 16 cm de diâmetro e 15 cm de comprimento (simulador de tronco pediátrico indicado para pacientes na faixa etária do 1º ao 15º ano de vida). O objeto simulador foi posicionado e devidamente alinhado com o laser do tomógrafo dentro do gantry. Com a câmara de ionização inserida nos eixos periféricos e central do objeto simulador, foram realizadas três medições em termos de P_{KL} . As leituras obtidas foram devidamente corrigidas pelo fator de calibração $NP_{KL,Q}$ igual a $9,97 \times 10^3$ Gy.cm.unid⁻¹⁽¹⁵⁾, pelo fator de dependência energética ($k_Q = 1$) e o fator de temperatura e pressão ($k_{TP} = 0,9$). A medição dos valores das grandezas dosimétricas ocorreu em dois equipamentos de dois hospitais que realizam exames tomográficos do abdome em pacientes pediátricos: um tomógrafo Toshiba Asteion *single-slice* e um GE BrightSpeed *multi-slice*. Foi usada uma câmara de ionização tipo lápis, fabricada pela Radcal®, modelo 10X5-CT, com 100 mm de comprimento e aproximadamente 3 mm de raio, acoplada ao eletrômetro fabricado pela Radcal® modelo 9060, para obter os índices de kerma no centro ($C_{PMMA,100,c}$) e nas extremidades do objeto simulador ($C_{PMMA,100,p}$) para obter o C_W (equação 1).

RESULTADOS

No tomógrafo *single-slice*, o valor de C_W foi $18,73 \pm 0,26$ mGy, que, para o *pitch* de 1,2 adotado pelo hospital, corresponde ao valor de C_{VOL} de 14,61 mGy. Para a realização do exame tomográfico pediátrico do abdome, a varredura é de 22 cm ao longo do paciente, resultando em um $P_{KL,CT}$ de 343,51 mGy.cm; isto corresponde a uma dose efetiva de 6,87 mSv, considerando o fator de conversão $k = 0,020$ (Tabela 1) para a região abdominal de um paciente na faixa etária dos cinco anos de idade⁽¹⁵⁾.

No tomógrafo *multi-slice*, para o *pitch* de 0,9 e a mesma varredura de 22 cm, o valor do C_W foi $18,81 \pm 0,22$ mGy; o do C_{VOL} , 20,07 mGy; o do $P_{KL,CT}$, 441,64 mGy.cm; e o da dose efetiva, 8,83 mSv.

DISCUSSÃO

Comparando os resultados obtidos nos dois tomógrafos, observa-se que a diferença entre os valores de C_W foi desprezável, porém, para os valores de C_{VOL} , $P_{KL,CT}$ e dose efetiva, o aumento de 37%, 29% e 29%, respectivamente, obtido no tomógrafo *multi-slice*, pode ser considerado significativo. Este fato é explicado pelo *pitch* de 0,9 adotado naquele hospital, que ocasiona uma sobreposição dos cortes tomográficos e, conseqüentemente, uma exposição maior do paciente à radiação.

Para o NRD, para a realização de exames tomográficos pediátricos do abdome em pacientes com cinco anos de idade, são recomendados os valores de 25 mGy para o C_W e 360 mGy.cm para o $P_{KL,CT}$ ⁽³⁾. Ambos os hospitais indicaram os valores para estas grandezas abaixo do NRD, exceto no valor do $P_{KL,CT}$ no hospital com o tomógrafo *multi-slice*, que ficou 23% acima do NDR, como mostrado na Figura 1. Como não há uma faixa de tolerância para os valores do NRD, o resultado sugere que no hospital que faz uso do tomógrafo *multi-slice* tenha início uma avaliação para determinar se o nível adequado de qualidade de imagem poderia ser atingido com menores níveis de dose de radiação.

O aumento de 2 mSv na dose efetiva durante o exame feito no tomógrafo *multi-slice*, em comparação ao *singe-*

slice, não indica a necessidade de otimização, mesmo considerando que o primeiro possui mais recursos tecnológicos para fornecer aos pacientes doses menores, sem perda da qualidade da imagem. Até o momento, não há NRD em termos de dose efetiva para exames pediátricos; os valores obtidos com resultados de levantamentos das doses efetivas para exames do abdome de adultos em alguns países variam de 5,3 a 13,2 mSv, com uma mediana de 9,5 mSv⁽²⁾. Estes dados sugerem que o valor da dose efetiva de 8,83 mSv, encontrado no tomógrafo *multi-slice*, não está adequada para um exame pediátrico. Este fato, associado ao valor do $P_{KL,CT}$, leva a concluir que o início de um processo de otimização é recomendável.

CONCLUSÕES

Considerando apenas a grandeza C_W como instrumento comparativo, os dois hospitais não necessitariam iniciar o estudo de um processo de otimização; porém, analisando os valores do $P_{KL,CT}$ no hospital com o tomógrafo *multi-slice*, fica evidenciada a necessidade de começar o estudo de otimização nos procedimentos técnicos para a obtenção de exames tomográficos pediátricos do abdome.

A grandeza dose efetiva pode ser adotada como critério de julgamento e decisão do início do estudo, de um processo de otimização, averiguando se a imagem tomográfica pode ser obtida sem perda na qualidade diagnóstica, mas com uma menor dose de radiação entregue ao paciente.

Exames de TC possuem ao menos quatro grandezas dosimétricas distintas e com finalidades específicas. O físico médico responsável pela quantificação dos seus valores deve estar ciente destas diferenças e escolher a que melhor se ajusta ao seu propósito. O julgamento da necessidade de otimização, tendo por base apenas uma grandeza dosimétrica, pode ser limitado.

Agradecimentos

À Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), pela bolsa de estudo de mestrado para Tiago da Silva Jornada. Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (Fapemig), pelo apoio financeiro. Este trabalho faz parte do projeto do INCT Metrologia das Radiações em Medicina.

REFERÊNCIAS

1. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography – an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med.* 2007;357:2277–84.
2. Tack D, Gevenois PA. Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography. 1st ed. Berlin: Springer; 2007.
3. International Commission on Radiological Protection. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87. *Ann ICRP.* 2000;30(4).
4. Pearce MS, Salotti JA, Little MP, et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet.* 2012;380:499–505.
5. Pierce DA, Preston DL. Radiation-related cancer risks at low doses among atomic bomb survivors. *Radiat Res.* 2000;154:178–86.

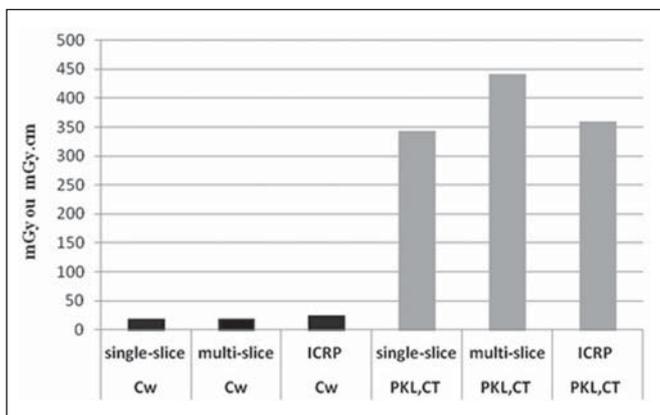


Figura 1. Comparativo entre os valores para o C_W e o $P_{KL,CT}$ e os NRD nos exames de TC pediátricos do abdome.

6. Brenner DJ. Estimating cancer risks from pediatric CT: going from the qualitative to the quantitative. *Pediatr Radiol*. 2002;32:228–41.
7. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, et al. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2001;176:289–96.
8. International Atomic Energy Agency. Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. Technical Reports Series no. 457. Vienna: IAEA; 2007.
9. Maia AF. Padronização de feixes e metodologia dosimétrica em tomografia computadorizada. [Tese de doutorado]. São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; 2005.
10. Committee 3 of the International Commission on Radiation Units and Measurements. Diagnostic reference levels in medical imaging: review and additional advice. [acessado em 25 de outubro de 2012]. Disponível em: http://www.icrp.org/docs/DRL_for_web.pdf.
11. Image Gently – Education Materials. The alliance for radiation safety in pediatric imaging. [acessado em 12 de março de 2012]. Disponível em: <http://www.pedrad.org/associations/5364/ig/Home.aspx>.
12. UC Davis Health System. Radiation dose reporting. [acessado em 25 de janeiro de 2013]. Disponível em: <http://www.ucdmc.ucdavis.edu/radiology/RadiationDose.html>.
13. Vilarinho LM, Mota HC, Dias SK. Avaliação de doses em tomografia computadorizada pediátrica. [acessado em 25 de janeiro de 2013]. Disponível em: www.abfm.org.br/c2004/trabalhos/tupo236.pdf.
14. American Association of Physicists in Medicine. The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. AAPM Report No. 96. College Park, MD: AAPM; 2008.
15. IPEN. Laboratório de calibração de instrumentos LCI. Certificado de calibração nº 0577/2010. Data: 9 de junho de 2010 (impresso).