

Estudo comparativo das doses efetivas em exames de tomografia computadorizada de cabeça e abdome

R. Yano^{1,2}, R. H. Saito¹, L. S. Severo¹, E. M. Yoshimura², P. R. Costa¹

¹Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (IEE/USP), Brasil

²Instituto de Física (IF), Universidade de São Paulo (USP), Brasil

Resumo - No presente trabalho foram determinadas doses efetivas relacionadas a exames de tomografia computadorizada de cabeça e abdome. As doses efetivas foram calculadas através da metodologia introduzida por Huda e colaboradores. Neste método, os parâmetros operacionais do equipamento relacionados aos procedimentos clínicos adotados e o índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI) foram levados em consideração. Os procedimentos clínicos foram obtidos na realização do exame e o CTDI foi medido com uma câmara de ionização colocada no eixo central ou na superfície de um objeto simulador cilíndrico de acrílico. Foram utilizados objetos simuladores com dimensões apropriadas para medições usando protocolos clínicos de cabeça e abdome. A média dos valores obtidos da dose efetiva para exames de cabeça foi de $1,01 \pm 0,45$ mSv e para exames de abdome foi de $7,0 \pm 2,3$ mSv. Estes valores estão de acordo com valores publicados na literatura.

Palavras-chave: Dosimetria, tomografia computadorizada, CTDI, dose efetiva.

Abstract – In the present work effective doses related to head and abdomen computed tomography examinations were evaluated. The effective doses were calculated using the method proposed by Huda *et. al.* In this method, operational parameters of the equipment related to clinical procedures and the computed tomography dose index (CTDI) were taken into account. The clinical procedures were obtained during the examination and the CTDI were measured using an ion chamber placed on the central axis or on the surface of PMMA or water phantoms. The phantoms used had appropriate dimensions for measurements using clinical protocols for head or abdomen. The effective dose values obtained for head examinations was 1.01 ± 0.45 mSv and for abdomen examinations was 7.0 ± 2.3 mSv. These values are in accordance with other published values.

Key-words: Dosimetry, computed tomography, CTDI, effective dose.

Introdução

Desde sua introdução como ferramenta para o diagnóstico por imagens, no início dos anos setenta, a tomografia computadorizada por transmissão de raios X (CT) tem se mostrado como uma das técnicas de maior aceitação pelos radiologistas na investigação das mais variadas patologias.

Com a constante evolução dos equipamentos de CT, sua popularização em todo o mundo tem aumentado bastante. Um número crescente de exames tomográficos tem sido adotado como prática diagnóstica rotineira nas clínicas de diagnóstico por imagens. Na Inglaterra, por exemplo, estima-se que cerca de 2,4% de todos os exames radiográficos realizados são feitos utilizando equipamentos de CT [1]. Desta forma, passou a ser crescente, também, a preocupação da comunidade científica com a avaliação do desempenho destes equipamentos [2-7], bem como com seus aspectos dosimétricos, uma vez que uma parcela considerável dos exames clínicos passou a ser realizada utilizando-se esta tecnologia. Além disso, as doses em pacientes submetidos a exames tomográficos são relativamente altas em comparação com as doses recebidas em exames radiológicos convencionais [1]. Por exemplo, nos Estados Unidos, cerca de 5% de todos os exames radiológicos que eram realizados no início da década de noventa eram tomografias de corpo (tórax, abdome,

etc.). Apesar deste percentual baixo, as doses efetivas coletivas referentes a estes procedimentos clínicos representavam cerca de 35% do total [8].

Apesar da grande atualidade do tema, no Brasil não foram encontrados estudos sistemáticos recentes que permitam avaliar o comportamento dosimétrico dos exames tomográficos realizados. Deste modo, no presente trabalho foi elaborada uma metodologia de medição de parâmetros dosimétricos e de desempenho de equipamentos de tomografia computadorizada, que foram analisados sob a perspectiva de avaliação de risco associado a estes exames [9, 10].

Para isso, foram medidos valores do Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (CTDI) em diferentes equipamentos e seus resultados foram utilizados para a estimativa da dose efetiva a que os pacientes foram submetidos quando realizam exames tomográficos típicos.

Metodologia

Avaliação comparativa entre TLD's e Câmaras de ionização

A grandeza CTDI possui diferentes definições para seu cálculo ou medição. As definições mais utilizadas atualmente são as estabelecidas pelo FDA [5], pela IEC [3] e pelo grupo IMPACT [5], da Comunidade Européia. Suas diferenças encontram-se, basicamente, nos limites de integração do perfil de doses para uma

dada varredura em um sistema tomográfico. Este perfil de doses pode ser quantificado pela disposição, dentro de um objeto simulador (*phantom*), de dosímetros termoluminescentes (TLD's) alinhados ao eixo central do *gantry* do equipamento ou a algum outro eixo paralelo a este.

Este procedimento, apesar de preciso, é bastante trabalhoso e deve ser executado com grande cuidado experimental, o que o torna inviável para aplicações rotineiras em testes de constância de equipamentos tomográficos. Para solucionar isto, foram desenvolvidas câmaras de ionização tipo lápis (Figura 1), que podem ser posicionadas no lugar dos TLD's, fornecendo uma leitura proporcional ao valor do CTDI.



Figura 1 – Câmara de ionização marca Radcal modelo 10X5-3CT utilizado para medições de CTDI.

O CTDI dependerá, ainda, das dimensões e do material do objeto simulador utilizado. A maioria das regulamentações técnicas propõe a medição em acrílico (Figura 2). No Brasil, contudo, a portaria 453 [11] propõe que a avaliação seja feita em água.

Desta forma, no presente trabalho foram realizadas medições comparativas entre valores obtidos utilizando-se TLD's e câmara de ionização, bem como utilizando-se objetos simuladores de acrílico (cabeça e abdome) e de água (cabeça). Este último, composto por um cilindro oco de acrílico, que pode ser preenchido com água e que possui cilindros de posicionamento que permitem introduzir as matrizes de dosímetros ou a câmara de ionização em diferentes posições (Figura 2).



Figura 2 – Simulador para medições de dose da marca Nuclear Associates, modelos 76-414 (cabeça) e 76-415 (abdome) de acrílico sólido com espaços para medições na superfície e no centro e simulador de cabeça em acrílico e água produzido no IEE, respectivamente da esquerda para direita.

Os TLD's foram dispostos em matrizes de posicionamento, conforme Figura 3, que permitem identificar a posição individual de cada dosímetro quando posicionados dentro do objeto simulador. As matrizes de posicionamento foram inseridas nos orifícios dos simuladores (Figura 2) e expostas ao feixe tomográfico.

Para a avaliação do CTDI a partir das medições com TLD's, foi ajustada uma função ($D(z)$) aos valores

experimentais provenientes das leituras dos dosímetros, devidamente calibradas em unidades de dose absorvida. A função $D(z)$ foi ajustada através do aplicativo matemático Mathcad (Mathsoft, inc.), aplicando-se a função *interp*. Esta função foi integrada conforme a Equação (1), que corresponde à definição de CTDI proposta pela IEC [3]:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} D(z) dz \quad (1)$$

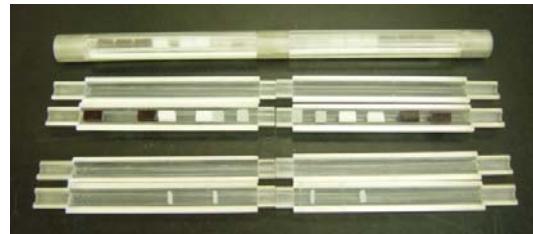


Figura 3 – Matriz de posicionamento de TLD desenvolvida pelo IEE/USP. Acima, a matriz fechada da maneira como ela é inserida no simulador. No meio, a matriz aberta com os espaçadores. Abaixo, a matriz aberta com alguns TLD's da marca Harshaw, modelo TLD100.

A calibração dos dosímetros foi realizada com uma câmara de ionização marca Radcal, modelo 10x5-6, de 6 cm^3 , totalmente independente da câmara de ionização utilizada para medição direta do CTDI.

Após a irradiação dos dosímetros, a câmara de ionização tipo lápis foi inserida dentro dos objetos simuladores e nova varredura foi realizada, utilizando-se os mesmos parâmetros técnicos utilizados na irradiação com dosímetros.

Os valores de CTDI encontrados através da utilização da câmara de ionização e dos dosímetros termoluminescentes foram então comparados, verificando-se a qualidade dos resultados fornecidos pela câmara de ionização.

Cálculo da dose efetiva

A segunda parte do trabalho consistiu na implementação do método de cálculo de dose efetiva segundo modelo proposto por Huda e colaboradores [12]. Este método leva em consideração os principais parâmetros de controle dos equipamentos.

A energia cedida ao paciente ou simulador em uma medida de CTDI, realizada no equipamento utilizado pelos autores do método, foi calculada conforme equação:

$$\varepsilon_a = mAs \cdot X \cdot M_p \cdot d_m \quad (2)$$

Onde mAs é o valor do produto corrente tempo, X depende da tensão de pico, M_p , é a massa diretamente irradiada e d_m é a seção média de dose por unidade axial de exposição.

A massa diretamente irradiada M_p foi calculada conforme equação:

$$M_p = \pi r^2 T p \quad (3)$$

Onde r é o raio do simulador, T é a espessura do corte e p é a densidade do simulador.

Os valores das densidades das regiões de interesse consideradas para um adulto foram de 1,112 e 1,018, respectivamente para cabeça e abdome.

A energia total cedida ao simulador ou paciente é obtida multiplicando-se o valor de ε_a da Equação (2) pelo número total de cortes.

O valor da seção média de dose por unidade axial de exposição (d_m) foi encontrado através de cálculos utilizando o método de Monte Carlo simulando o feixe e o objeto simulador [12]. Nos cálculos realizados neste trabalho o valor de d_m foi obtido conforme a equação:

$$\log_{10} d_m(kVp, r) = a.r^2 + b.r + c \quad (4)$$

A unidade de medida de d_m é cGy/R.

Os coeficientes da Equação (4) dependem da tensão de pico e estão expressos na Tabela 1.

Tabela 1 – Coeficientes para obtenção da seção média de dose por unidade axial de exposição em função da tensão de pico [12].

Tensão de pico (kVp)	Coeficiente		
	a	b	c
120	$-3,05 \cdot 10^{-6}$	-0,00373	0,0510
140	$-3,89 \cdot 10^{-6}$	-0,00336	0,0634

O valor de X da Equação (2), que é a exposição por unidade de mAs, é um valor experimental obtido nos equipamentos tomográficos dos autores do método e seu valor depende unicamente da tensão de pico. Os valores de X estão expressos na Tabela 2.

Tabela 2 – Exposição por unidade de mAs para dois equipamentos sendo utilizadas tensões de 120 e 140 kVp[12].

Tensão de pico (kVp)	Exposição (mR/mAs)	
	Tomo1	Tomo2
120	$19,10 \pm 0,20$	$20,00 \pm 0,10$
140	$26,10 \pm 0,30$	$27,30 \pm 0,20$

A energia cedida em um procedimento realizado em um equipamento tomográfico qualquer é dada pela equação:

$$\varepsilon = \varepsilon_a \left(\frac{CTDI_b^s + CTDI_b^c}{CTDI_a^s + CTDI_a^c} \right) \quad (5)$$

Onde os índices subscritos a e b referem-se, respectivamente, a valores de CTDI medido no

equipamento tomográfico dos autores do método e aos determinados no presente trabalho. Os índices sobrescritos s e c referem-se respectivamente, aos valores de CTDI medidos na superfície e no centro do simulador.

Os valores de energia cedida ao paciente são convertidos para dose efetiva (E) para cada região do corpo por fatores de conversão (F), considerando um homem padrão de 70 kg. Portanto a dose efetiva pode ser calculada para um paciente genérico realizando uma correção para sua massa (M) conforme a equação:

$$E = \varepsilon F_i \frac{70}{M} \quad (6)$$

Os fatores de conversão dependem de cada região do corpo porque cada região possui estruturas de diferentes radiosensibilidade. Os valores de F estão expressos na Tabela 3.

Tabela 3– Fatores de conversão de energia cedida para dose efetiva para várias regiões do corpo.

Região do corpo	F (mSv/J)
Cabeça	9,1
Abdome	17,8

Os fatores de conversão foram obtidos da literatura a partir de cálculo utilizando o método de Monte Carlo onde foi utilizada a razão dose efetiva e energia cedida [10, 13].

Resultados

A Figura 4 mostra perfis de dose típicos em equipamentos tomográficos. As exposições foram realizadas em diferentes tipos de equipamentos com diferentes espessuras de corte, mAs e região a ser analisada. A linha contínua representa a função ajustada $D(z)$, que foi integrada para obtenção dos valores de CTDI a partir dos dados com TLD's.

A Tabela 4 mostra o resultado das medições de CTDI realizados com câmara de ionização e com TLD para quatro diferentes equipamentos tomográficos (A, B, C e D). No caso dos TLD's as medições foram realizadas no orifício central dos simuladores. A Tabela 4 mostra ainda o resultado dos cálculos da dose efetiva utilizando técnicas típicas para um homem adulto em diversos equipamentos tomográficos (A – L).

A Tabela 5 mostra a média das doses efetivas calculadas e os resultados obtidos por outros autores. Um destes métodos foi realizado através de cálculos de Monte Carlo [13]. O outro método consistiu em encontrar a dose efetiva através de um software que, a partir de valores de kerma no ar, calcula a dose acumulada em cada órgão e a dose efetiva [14].

Tabela 4 – Resultado das medidas de CTDI realizados com câmara de ionização e com TLD's e cálculos da dose efetiva devida exames de CT em um homem adulto realizando exames de cabeça e abdome em diferentes equipamentos.

Tomógrafo	Técnica			Simulador	CTDI (mGy)		Dose efetiva (mSv)		
	kVp	mAs	T _{nominal} (mm)		Câmara de ionização (± 5%)		TLD ^c (± 6%)	Abdome (± 16%)	
					CTDI ^s	CTDI ^c			
A	120	250	5	Abdome	16,37	9,35	-	4,67	
	120	330	5	Abdome	-	12,86	10,57	6,46 (*)	
	120	250	10	Cabeça acrílico	28,04	28,42	-	-	
	120	330	5	Cabeça acrílico	-	52,44	38,32	-	
	120	330	5	Cabeça água	-	37,12	26,60	-	
B	120	528	5	Abdome	32,45	16,93	24,98	8,80	
	120	528	5	Cabeça água	-	40,44	46,78	-	
C	120	200	7	Abdome	12,43	5,70	-	3,30	
	120	200	5	Abdome	-	8,10	8,55	4,07 (*)	
	120	200	10	Cabeça acrílico	27,78	25,82	27,38	-	
	120	200	10	Cabeça água	-	18,30	18,76	-	
D	140	275	2,5	Abdome	26,53	16,06	-	7,48	
	140	275	2,5	Abdome	-	14,86	15,88	7,47 (*)	
	120	250	2,5	Cabeça acrílico	34,37	33,35	-	-	
	120	250	2,5	Cabeça acrílico	-	30,85	32,34	-	
	120	250	2,5	Cabeça água	-	-	21,96	-	
	120	250	2,5	Cabeça acrílico	-	-	31,42	-	
	120	250	2,5	Cabeça água	-	-	22,87	-	
	120	250	2,5	Cabeça água	-	-	-	0,63 (*)	
E	120	260	5	Abdome	40,13	18,57	-	10,66	
	120	320	5	Cabeça acrílico	62,13	55,76	-	-	
F	120	260	5	Abdome	44,33	18,66	-	11,23	
	120	260	5	Cabeça acrílico	67,11	59,93	-	-	
G	120	200	10	Abdome	20,33	9,65	-	5,46	
	120	300	2	Cabeça acrílico	75,19	66,55	-	-	
H	120	335	5	Abdome	32,14	18,63	-	9,17	
	120	200	5	Cabeça acrílico	19,60	19,07	-	0,53	
I	120	380	10	Abdome	31,38	14,14	-	8,18	
	120	500	10	Cabeça acrílico	67,69	60,80	-	-	
J	120	300	10	Abdome	25,71	12,31	-	6,78	
	120	300	3	Cabeça acrílico	39,43	36,53	-	-	
K	120	250	5	Abdome	16,37	9,35	-	4,67	
	120	250	5	Cabeça acrílico	28,42	28,04	-	-	
L	120	300	5	Abdome	25,71	12,31	-	6,78	
	120	300	3	Cabeça acrílico	43,57	39,35	-	-	
	120	300	3	Cabeça acrílico	-	-	17,45	-	
	120	300	3	Cabeça água	-	-	19,50	-	
	120	300	3	Cabeça água	-	-	-	0,48 (*)	

(*) – Cálculo de dose efetiva realizado levando-se em conta somente o valor do CTDI central.

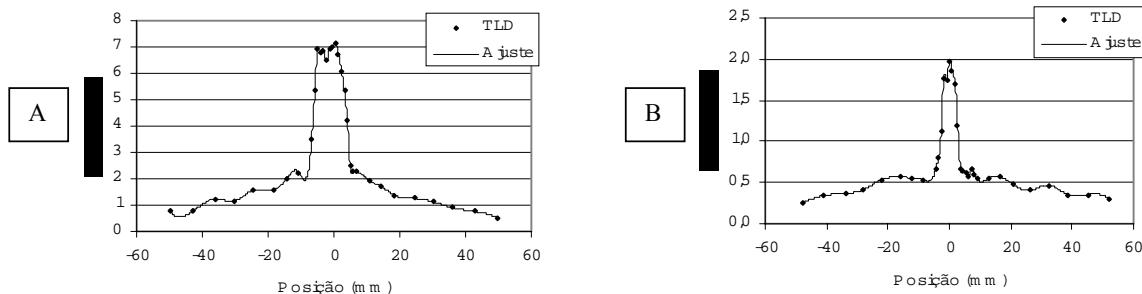


Figura 4 – Perfil de dose típico em exames de tomografia computadorizada. Cada ponto representa a dose absorvida medida com os TLD's alinhados na matriz de posicionamento. A - Perfil de dose para uma espessura de corte de 10 mm, 120 kV e 200 mAs. Simulador de cabeça preenchido com água e com os dosímetros posicionados ao longo do orifício central. B - Perfil de dose para uma espessura de corte de 5 mm, 120kV e 330 mAs. Simulador de abdome em acrílico e com os dosímetros posicionados no orifício central.

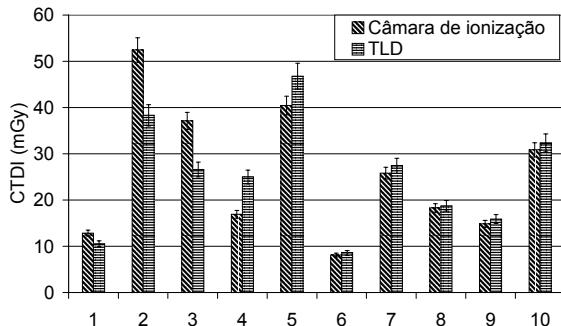


Figura 5 – Resultado das medições de CTDI realizadas com câmara de ionização e com TLD para alguns equipamentos tomográficos.

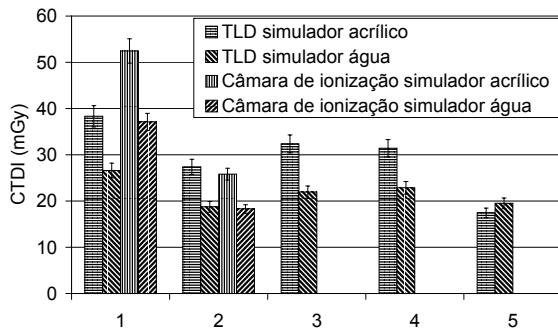


Figura 6 – Comparação entre as medições de CTDI entre simuladores de água e acrílico. Medições realizadas com TLD e câmara de ionização. 1 – Tomógrafo A. 2 – Tomógrafo C. 3 e 4 Tomógrafo D. 5 Tomógrafo L.

Tabela 5– Média das doses efetivas devida exames de CT na cabeça e no abdome em um homem adulto mais desvio padrão, em comparação com dose efetiva publicada por outros autores [13, 14].

	Dose efetiva (mSv)	
	Cabeça	Abdome
MÉDIA	$1,01 \pm 0,45$	$7,01 \pm 2,34$
Shrimpton [13]	1,78	7,58
Kalender [14]	1,65	6,03

Discussão e Conclusões

A Figura 5 mostra os resultados de CTDI apresentados na Tabela 4 com os devidos valores de incerteza de cada medição. Os valores de CTDI medidos pela câmara de ionização apresentaram uma variação entre -32 e 40% com relação aos valores calculados pelo perfil de radiação determinado pelos dosímetros. A diferença percentual média é de 2,8%. Supõe-se que as maiores diferenças sejam devido a falhas experimentais ocorridas no início da etapa de medições (referências 1-5 na Figura 5), tais como imprecisões no posicionamento das matrizes ou das câmaras de ionização.

Observa-se, contudo, uma boa compatibilidade entre os dados mais recentes (referências 6-10 na Figura

5), que nos permite confirmar a previsão de que a câmara de ionização fornece resultados aceitáveis para uso em rotinas de controle de qualidade.

A Figura 6 mostra valores de CTDI apresentados na Tabela 4 com algumas comparações entre os dois tipos de simuladores de cabeça (acrílico e água) para medições efetuadas com câmara de ionização e TLD. Para maioria dos dados existe uma grande diferença entre realizar as medidas com simuladores de água ou de acrílico. Parte desta diferença se encontra no fato dos simuladores de água e acrílico terem diferentes raios, 10 cm e 8 cm, respectivamente. Fica evidente que, para uma comparação dos valores de CTDI obtidos nas rotinas de controle de qualidade com os valores exigidos pela Portaria 453 [11], deve obrigatoriamente ser utilizado o simulador de material exigido com dimensões padronizadas. Isto cria uma certa dificuldade, pois não existem simuladores comerciais que sigam as exigências da Portaria 453 e fatores de correção devem ser aplicados.

Um dos fatores que mais influencia a dose efetiva é a massa diretamente irradiada (M_p) da Equação (2). A massa diretamente irradiada depende de informações como o número de cortes realizados por exame e da espessura do corte, que pode variar muito dependendo do protocolo de exames utilizado. No presente trabalho foi adotada a mesma configuração utilizada por Kalender e colegas [14], que consiste em um deslocamento total de mesa de 150 mm para cabeça de 240 mm para o abdome.

A massa total do paciente também tem grande influência nos cálculos de dose efetiva. No presente estudo foi considerado um homem padrão com massa de 70 kg.

A contribuição da massa para o cálculo de dose efetiva fica explícita na Equação (6). A utilização dos mesmos parâmetros para adultos e crianças deve ser criteriosamente analisada. Pessoas com menor massa possuem menor massa diretamente irradiada, contribuindo para uma maior dose efetiva e menor energia cedida [12]. A pior situação é encontrada para exames pediátricos, onde a dose pode aumentar significativamente. Exames pediátricos são mais críticos, pois a criança possui uma maior radiosensibilidade comparado a um adulto [12].

O problema também é relevante com adultos magros onde o risco devido ao exame pode ser aumentado desnecessariamente. Soluções simples seriam o controle automático de exposição, disponível em outros tipos de equipamento mas inexistente em tomógrafos.

As diferentes posições de exames para a cabeça (fossa superior, supratentorial) não foram levadas em conta devido a dificuldades em identificar a técnica específica para cada posição. Existem ainda grandes diferenças entre as mais diversas instituições e parâmetros operacionais estudados (Tabela 4). Fica evidente a importância da escolha dos parâmetros operacionais pelo responsável da operação do equipamento (biomédico ou técnico).

Supondo, ainda, que as imagens resultantes dos procedimentos estudados, produziram informações

clínicas adequadas, torna-se clara a possibilidade de otimização das doses efetivas provenientes destes procedimentos, sem perda na qualidade das imagens, uma vez que existe uma grande variação de dose em cada caso.

Os valores médios das doses efetivas calculadas a partir dos valores de CTDI medidos são compatíveis para um intervalo de 2 desvios padrões no caso de exames de cabeça e um desvio padrão no caso de exames de abdome em comparação com os valores encontrados na literatura (vide Tabela 5). As diferenças encontradas devem-se, principalmente, à variabilidade nos protocolos clínicos adotados para diferentes equipamentos.

Os valores obtidos pelas duas metodologias estudadas são compatíveis, o que torna o procedimento de medições dosimétricas reproduzível, simples e rápido se realizado através de câmaras de ionização. Este fato permitiu validar a metodologia aplicada no programa de controle de qualidade do IEE/USP.

A metodologia implantada para o cálculo das doses efetivas a partir dos valores de CTDI mostrou-se bastante eficiente. A partir de resultados como este, pode-se planejar programas de redução de doses a partir da otimização dos protocolos clínicos adotados, em harmonia com a implantação de programas de controle de qualidade.

Agradecimentos

Este trabalho é parcialmente financiado pela FAPESP (processo 01/08819-1). Os autores agradecem, também, o apoio oferecido pelas clínicas radiológicas cujos equipamentos tomográficos foram avaliados no presente trabalho, todas submetidas ao Programa de Controle de Qualidade do IEE/USP.

Referências

1. Huda W, Chamberlain CC, Rosenbaum AE, GARRISI W. Radiation dose to infants and adults undergoing head CT examinations. *Medical Physics*, 28(3):393-399, 2001.
2. AAPM. Report no. 39. Specification and acceptance testing of computed tomography scanners. American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics, 1993.
3. IEC. 61223-2-6. Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 2-6: Constancy tests - X-ray equipment for computed tomography. International Electrotechnical Commission, IEC standard 61223-2-6, Geneve, 1994.
4. Albrechtsen J, Hansen J, Jensen LC, Jessen KA, Jurik AG. Quality-control and image criteria in computed tomography. *Radiation Protection Dosimetry* 57: (1-4) 125-127, 1995.
5. Edyvean S. Type testing of CT scanners: methods and methodology for assessing imaging performance and dosimetry. Evaluation report MDA/98/25, Crown Publ. London, 1998.
6. Jurik AG, Bongartz G, Golding SJ, Leonardi M. The quality criteria for computed tomography. *Radiation Protection Dosimetry* 80: (1-3) 49-53, 1998
7. Huda W, Scalzetti EM, Levin G. Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. *Radiology* 217: (2) 430-435, 2000.
8. Vetter RJ, Gray Je, Kofler JM. Patient radiation doses at a large tertiary care medical center. Proceedings of workshop statistics of human exposure to ionizing radiation. *Radiation Protection Dosimetry* 36(2):247-251, 1991.
9. Jansen JTM, Geleijns J, Zweers D, Schultz FW, Zoetelief J. Calculation of computed tomography dose index to effective dose conversion factors based on measurement of the dose profile along the fan shaped beam. *British Journal of Radiology* 69: (817) 33-41, 1996.
10. Atherton JV, Huda W. Energy imparted and effective doses in computed tomography. *Medical Physics* 23: (5) 735-741, 1996.
11. Ministério da Saúde, Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria 453. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Brasília. Diário Oficial da União de 02 de junho de 1998.
12. Huda W, Atherton JV, Ware DE, Cumming Wa. An approach for the estimation of effective radiation dose at CT in pediatric patients. *Radiology* 203: (2) 417-422, 1997.
13. Shrimpton PC, Jones DG, Hillier MC, Wall BF, Le Heron JC, Faulkner K. Survey of CT practice in the UK. Part 2. Dosimetric aspects. National Radiological Protection Board, Oxon, R249, 1991.
14. Kalender WA, Schmidt B, Zankl M, Schmidt M. A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. *European Radiology* 9: (3) 555-562 1999.

Contato

Ricardo Yano – ryano@iee.usp.br ou
Paulo R. Costa – pcosta@iee.usp.br