

Otimização na Avaliação de Doses em TC usando Dosímetros OSL em forma de Fita

Optimization in Dose Assessment in CT using Tape-shaped OSL Dosimeters

Johnatan D. Oliveira¹, Elisabeth M. Yoshimura², Ricardo A. Terini²

¹Centro de Ciências Naturais e Humanas, Universidade Federal do ABC, Santo André, SP, Brasil

²Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica (GDRFM), Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil

Resumo

As imagens de tomografia computadorizada (TC) contribuem para um melhor diagnóstico médico, mas a dose de radiação pode ser bastante alta, exigindo medição precisa. O índice de dose em TC (CTDI) foi desenvolvido nos anos 80 para fins dosimétricos, para scanners operados no modo axial. O CTDI tende a subestimar a dose no paciente em exames helicoidais. O relatório TG111 da AAPM (2010) sugeriu uma nova métrica, em que a dose de radiação do paciente é obtida a partir de perfis de dose construídos com várias medições feitas com uma pequena câmara de ionização. Também é possível obter os perfis de dose usando fitas OSL (luminescência opticamente estimulada) adequadamente calibradas. Neste trabalho, uma câmara de ionização Radcal ("lâpis") e fitas OSL Landauer (Luxel™) de 20 cm de comprimento e 0,3 cm de largura foram irradiadas com raios X no ar e nos orifícios de dois simuladores cilíndricos de TC, usando três valores de tensão de pico (100, 120, 140 kV), em laboratório e em um tomógrafo clínico. As fitas irradiadas foram lidas usando um leitor OSL construído no GDRFM. Os perfis OSL foram calibrados contra a câmara de ionização igualando os valores de CTDI₁₀₀ obtidos com ambos os detectores. Em seguida, determinou-se os valores de CTDI_w e CTDI_{vol} a partir dos perfis calibrados. Os valores de CTDI dos perfis OSL diferiram aproximadamente 3,9% daqueles fornecidos pelo tomógrafo. A partir dos perfis, também foi avaliada a dose de equilíbrio planar $D_{eq,p}$ (TG111) em alguns protocolos de TC, grandeza que excedeu os valores de CTDI do tomógrafo em todos os casos. Ex.: A diferença percentual encontrada entre $D_{eq,p}$ e CTDI_{vol} para o simulador de cabeça variou entre 33-25%. Em alguns casos, pode ser vantajoso usar dosímetros OSL calibrados para obter os perfis, assim otimizando o tempo de medição (pode-se obter cinco perfis de uma única irradiação num simulador).

Palavras-chave: tomografia computadorizada; perfis de dose; fitas OSL; câmara de ionização; CTDI; dose de equilíbrio.

Abstract

Computed tomography (CT) images contribute to high-quality medical diagnosis, but radiation dose can be quite high requiring accurate assessment. The CT dose index (CTDI) was developed in the 80s for dosimetric purposes, but for scanners operated exclusively in axial mode. CTDI tends to underestimate patient dose in helical CT exams. AAPM report TG111 (2010) suggested a new metric in which the patient's radiation dose is obtained from dose profiles constructed from several measurements made with a small ionization chamber. It is also possible to obtain the dose distribution profiles using properly calibrated OSL (optically stimulated luminescence) tapes. In this work, a Radcal ionization ("pencil") chamber and OSL Landauer (Luxel™) tapes 20 cm long and 0.3 cm wide were X-ray-irradiated, in air and in the holes of two cylindrical CT phantoms, using three peak voltage values (100, 120, 140 kV), both in lab and in a clinical CT scanner. Irradiated tapes were read using an OSL reader built in the GDRFM. The OSL profiles were calibrated against ion chamber, matching the CTDI₁₀₀ values obtained from both detectors. After this, CTDI_w and CTDI_{vol} values were determined from the calibrated profiles. CTDI values from OSL profiles differed approximately 3.9% related to those from the CT scanner. From the profiles, also the planar equilibrium dose $D_{eq,p}$ (TG111) was evaluated in some CT protocols; this quantity exceeded the CTDI values provided by the CT scanner in all the cases. E.g.: The percentage difference found between $D_{eq,p}$ and CTDI_{vol} for the head phantom ranged between 33-25%. Thus, in some cases, it could be advantageous to use calibrated OSL dosimeters instead of an ionization chamber to obtain the profiles, because the optimization in the measuring time (it is possible to obtain five OSL profiles from a single phantom irradiation).

Keywords: computed tomography; dose profiles; OSL tapes; ion chamber; CTDI; equilibrium dose.

1. Introdução

A tomografia computadorizada (TC), desde sua criação, produz imagens detalhadas que contribuem para melhorar o diagnóstico médico. A partir da década de 1990, com a introdução do escaneamento helicoidal e multislice, a velocidade e a qualidade das imagens tomográficas obtidas foram melhoradas ainda mais, permitindo, por exemplo, o uso de TC para estudos cardíacos, angiogramas, fluoroscopia, entre outras aplicações.

Entretanto, a dose de radiação absorvida nos procedimentos de TC pode ser 5 a 10 vezes maior do que a dos exames de raios X convencionais, e,

portanto, necessita ser avaliada com precisão (1). Geralmente, a dose absorvida pelo paciente é estimada pelo índice de dose por tomografia computadorizada volumétrico (CTDI_{vol}), fornecido pelos equipamentos de TC. O CTDI foi desenvolvido na década de 1980 para fins dosimétricos, mas, naquela época, apenas para aparelhos operados somente no modo axial. Trabalhos recentes (2-5), usando câmaras de ionização ou dosímetros opticamente estimulados (OSL) têm mostrado que o CTDI tende a subestimar a dose de radiação que o paciente recebe no centro do *gantry*, quando é submetido a um exame de TC em modo helicoidal.

O relatório TG111 (2010) (5) da *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) sugeriu uma nova métrica para avaliar a dose de radiação do paciente, a chamada *dose de equilíbrio planar* ($D_{(eq,p)}$), a ser obtida a partir de perfis de dose construídos com várias medidas sequenciais feitas no *gantry* do scanner, com uma pequena câmara de ionização ($0,6\text{ cm}^3$) inserida num simulador cilíndrico (de água, polietileno ou polimetil-metacrilato (PMMA)) com 450 mm de comprimento.

Neste trabalho, perfis de distribuição de dose em fantasmas de TC de cabeça e de tórax foram obtidos, em ambiente clínico e de laboratório, usando fitas OSL de $Al_2O_3:C$ devidamente calibradas, inseridas em dois simuladores (*phantoms*) convencionais de PMMA de TC. A partir dos perfis, após calibração contra uma câmara de ionização, avaliou-se as grandezas $CTDI_{vol}$ e $D_{(eq,p)}$ para alguns protocolos de TC.

2. Materiais e Métodos

Pelo menos 80 fitas OSL de $Al_2O_3:C$ com 220 mm de comprimento, 3,0 mm de largura e 0,3 mm de espessura, foram preparadas a partir de um rolo de fita OSL Landauer Luxel™, sendo depois inseridas dentro de canudos plásticos pretos opacos, cujas extremidades foram vedadas. Todas as fitas foram previamente submetidas, por mais de 8 h, a um processo de *bleaching* sob a luz de uma lâmpada fluorescente.

2.1. Medição de perfis de dose no laboratório do GDRFM do IF-USP

Para obtenção dos perfis de dose em laboratório e sua calibração, procedeu-se à irradiação consecutiva de uma câmara de ionização marca Radcal modelo 10x5-3CT (tipo “lápiz”) e das fitas OSL preparadas, para três valores de tensão de pico (100, 120 e 140 kV), correntes de alguns mA, no ar e nos orifícios de simuladores torácico e de cabeça de PMMA para TC. A fonte de raios X foi um equipamento industrial Philips MCN 321 de potencial constante, caracterizado para feixes padrão RQT para TC (6), com colimação do feixe de abertura 30 mm (cabeça) ou 39 mm (tórax) no centro do phantom (Fig. 1).



Figura 1. Arranjo experimental utilizado nas medições com simulador de cabeça, no laboratório, ilustrando o processo de irradiação das fitas OSL (dentro de canudos plásticos pretos opacos).

O eixo de cada simulador cilíndrico de TC foi posicionado a 80 cm do ponto focal do tubo de raios X e foi centralizado em relação ao feixe a partir de

imagens obtidas com o auxílio de uma placa de imagem (IP) e um equipamento Agfa de leitura de CR (radiologia computadorizada).

Nas medições com a câmara de ionização, ela foi inserida no orifício central do simulador, irradiada por 400 s, e depois em cada um dos orifícios periféricos e irradiada por 100 s em cada um, sucessivamente. O processo continuou até que a câmara tivesse percorrido os quatro orifícios. Para ambos os simuladores, foram realizadas três medições de 400 s (de modo a se obter a média), para cada tensão. Tal método foi escolhido para simular, no laboratório, a irradiação durante a rotação do equipamento de raios X que ocorre em um aparelho de TC. Esse procedimento experimental foi realizado também com cinco fitas OSL, dentro dos canudos opacos: quatro inseridas nos orifícios periféricos e uma, no central, para cada tensão e cada simulador.

Além disso, dez dosímetros OSL, foram irradiados sucessivamente, em condições idênticas, no orifício central do *phantom* torácico para poder avaliar a incerteza de resposta dos dosímetros OSL e do processo de leitura. Medições no ar, foram também realizadas tanto com dosímetros OSL como com a câmara de ionização.

A leitura das fitas OSL irradiadas foi feita no laboratório do Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica (GDRFM), usando um leitor de fitas OSL construído no local, que inclui uma fotomultiplicadora (Sens-Tech) e um LED de estimulação por luz verde que opera em modo pulsado (7,8). Após cada leitura, o BG era subtraído do perfil lido e, em seguida, aplicava-se nos dados obtidos um filtro digital baseado na transformada rápida de Fourier (FFT) para suavização da flutuação dos dados. A aplicação do filtro era feita antes da calibração dos perfis.

2.2. Medição de perfis de dose em equipamento clínico

Medições semelhantes às anteriores foram realizadas no Instituto de Radiologia (INRAD) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP (HC-FMUSP), num tomógrafo clínico, modelo GE HD750 Discovery (Fig. 2).



Figura 2. Arranjo experimental utilizado nas medições clínicas, com simuladores de cabeça (esq., no *phantom*) e de tórax (dir., no ar), no *gantry* do tomógrafo clínico GE, ilustrando o processo de irradiação das fitas OSL (dentro de canudos plásticos pretos opacos).

Essas medições foram realizadas, com agendamento prévio e com auxílio de uma física médica do IF-USP. As medições foram realizadas

com colimação nominal de 10 e 40 mm, para feixes axiais de 100, 120 e 140 kV, feixes axiais duais (80-140 kV) e feixes helicoidais de 140 kV. Foram utilizados protocolos de crânio e tórax de rotina, fixando 300 mAs nominais para tórax e 500 mAs para crânio, e período de 1 segundo/volta do tubo com poucos segundos de exposição.

Cada simulador foi posicionado no isocentro do tomógrafo com o auxílio dos lasers do equipamento. Três leituras consecutivas foram obtidas com a câmara de ionização no centro, em cada orifício do *phantom*. Em seguida, 5 (cinco) fitas OSL foram irradiadas, uma em cada orifício, para cada técnica utilizada. Realizou-se também medições no ar, na posição central do eixo do *gantry*, tanto com dosímetros OSL como com a câmara de ionização. Um dosímetro OSL foi posicionado em um espaço isolado da sala de TC para coletar o dado de *background* (BG) do ambiente.

A leitura posterior das fitas OSL irradiadas foi feita usando o mesmo leitor de fitas OSL do LDRFM.

2.3. Determinação de CTDI e D_{eq} a partir dos perfis de dose calibrados.

A partir dos perfis OSL lidos e das medidas obtidas com a câmara de ionização, em laboratório e na clínica, foram determinados os valores da grandeza prática $CTDI_{100}$, usada em dosimetria de TC. Comparando e igualando os valores para ambos os detetores, foi possível calibrar em dose (em mGy) os perfis, em cada situação (4,7). Após a calibração dos perfis OSL, foi possível obter com boa precisão a grandeza $CTDI_{Vol}$ e compará-la aos valores obtidos com a câmara de ionização e a partir do scanner utilizado.

Além disso, foi possível, depois, determinar valores de *Dose acumulada no centro* ($D_L(0)$) para diversas varreduras de comprimento L crescente, integradas em cada perfil calibrado. Para cada orifício de simulador, foi possível, então, construir a *curva de aproximação ao equilíbrio* ($D_L(0)$ vs. L) (5), obtendo-se a dose de equilíbrio D_{eq} para cada caso, pela relação:

$$D_{eq} = \frac{D_L(z=0)}{h(L)} \tag{1}$$

onde L é o comprimento de irradiação ao longo do eixo z, selecionado no perfil, e $h(L)$ é a função que descreve a aproximação ao equilíbrio, dada por

$$h(L) = 1 - \alpha e^{-\frac{4L}{L_{eq}}} \tag{2}$$

onde α é a constante adimensional que depende de quanto o feixe de raios X foi espalhado (fração de espalhamento) e L_{eq} é o comprimento de irradiação em que ocorre a saturação devido ao equilíbrio.

Em seguida, após obter o valor de D_{eq} para cada perfil, determinou-se os valores de Dose de equilíbrio Planar $D_{(eq,p)}$ (eq. (3)) e comprimento de equilíbrio L_{eq} , conforme as definições do relatório 111 da AAPM (5), para cada protocolo de TC investigado. Os valores de $D_{(eq,p)}$ e de $CTDI_{Vol}$ foram, então, comparados.

$$D_{(eq,p)} = \frac{1}{2} D_{eq,periferia} + \frac{1}{2} D_{eq,centro} \tag{3}$$

3. Resultados

A Fig. 3 mostra exemplos de perfis de dose obtidos para duas tensões, usando fitas OSL ainda não calibradas, em medições no scanner GE, com colimação de 10 mm, tanto no ar (no eixo z) como nos orifícios do simulador de tórax. É possível observar a distribuição da dose ao longo do eixo z (no centro) e dos eixos paralelos a z (na periferia), assim como a manifestação do chamado efeito *heel* do feixe na assimetria dos perfis obtidos no ar (os mais altos). Os perfis na periferia têm valores maiores de dose em relação aos perfis no centro do simulador, em função do feixe atravessar menor espessura de PMMA.

As Tabelas 1 e 2 mostram exemplos de valores de $CTDI_{100}$ determinados a partir da integração, de -50 a +50 mm, de perfis de dose medidos com fitas OSL calibradas, inseridas no simulador de cabeça, no scanner clínico.

A Fig. 4 mostra exemplos de curvas de aproximação ao equilíbrio ($D_L(0)$ vs. L), obtidos a partir da determinação de doses acumuladas no centro $D_L(z=0)$ em varreduras crescentes de comprimento L (de -L/2 a +L/2) em perfis de dose (centro e periferia) obtidos em laboratório com fitas OSL, usando o simulador de cabeça etensão de 120 kV.

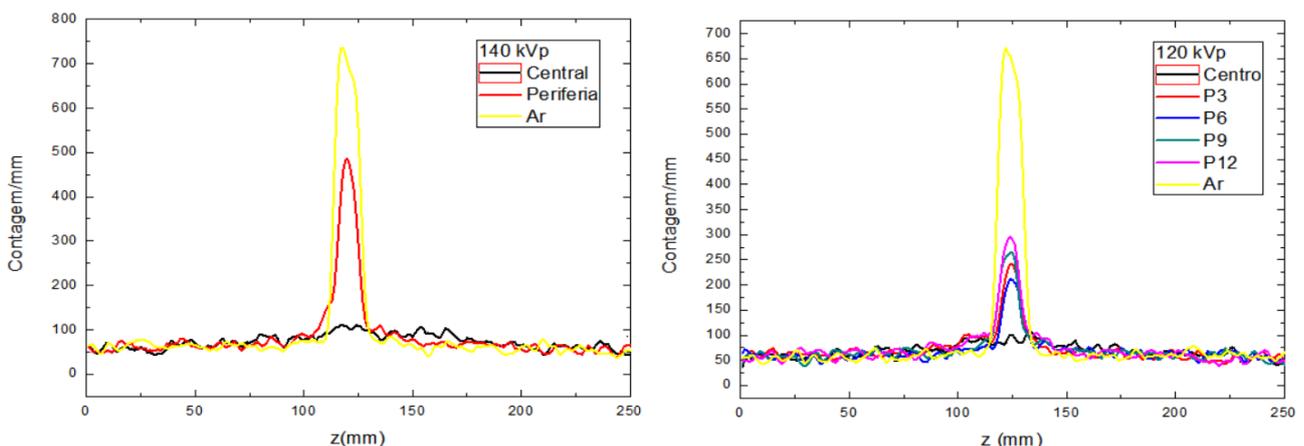


Figura 3. Comparação de perfis de dose (no ar e no simulador de tórax, centro e periferia) ainda não calibrados, obtidos usando as fitas OSL, com scanner clínico, para mesma colimação (10 mm) e tensões de 140 kV e 120 kV. O perfil na posição P6 é afetado pela atenuação do feixe pela mesa.

Tabela 1. Valores de CTDI₁₀₀ calculados a partir dos perfis OSL. São mostrados os resultados de CTDI₁₀₀ (mGy) no ar e nos orifícios do simulador *torácico* em ambiente *clínico*, variando a tensão entre 100 kV e 140 kV e com colimação do feixe de 40,0mm.

Tensão (kV)	CTDI ₁₀₀ (mGy)		
	Ar	Periferia	Centro
100 kV	42,3 ± 1,8	18,9 ± 1,3	8,1 ± 0,9
120 kV	65,2 ± 1,6	29,8 ± 1,4	14,1 ± 1,1
140 kV	94,6 ± 2,7	43,0 ± 1,6	21,5 ± 1,3

Fonte: Os autores (2020).

Tabela 2. Valores de CTDI₁₀₀ calculados a partir dos perfis OSL. Resultados de CTDI₁₀₀ (mGy) no ar e nos orifícios do simulador *de cabeça* em ambiente *clínico*, variando a tensão entre 100 kV e 140 kV e com colimação do feixe de 40,0mm.

Tensão (kV)	CTDI ₁₀₀ (mGy)		
	Ar	Periferia	Centro
100 kV	155,1 ± 2,0	110,5 ± 1,9	98,5 ± 1,8
120 kV	233,0 ± 1,3	171,5 ± 2,1	155,1 ± 1,9
140 kV	330,3 ± 1,9	247,4 ± 1,8	228,3 ± 1,6

Fonte: Os autores (2020).

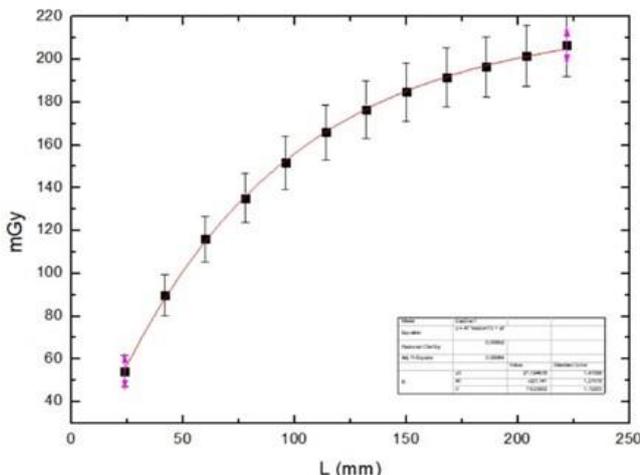
As Tabelas 3 e 4, por outro lado, mostram os valores de *CTDI volumétrico*, CTDI_{vol}, e de *Dose de equilíbrio planar*, D_(eq,p), deduzido a partir das doses de equilíbrio obtidas das curvas para cada região do simulador de cabeça, respectivamente, no laboratório e na clínica, para diferentes tensões.

Tabela 3. Valores de CTDI volumétrico (CTDI_{vol}) e Dose de equilíbrio planar (D_(eq,p)), e a diferença percentual entre eles. Os dados são referentes a medidas realizadas com o simulador de cabeça em ambiente laboratorial.

Tensão (kV)	Laboratório		
	CTDI _{vol} (mGy)	D _(eq,p) (mGy)	Δ (%)
100 kV	144,0 ± 1,5	192,2 ± 5,5	33,4
120 kV	246,1 ± 1,7	311,4 ± 3,2	26,5
140 kV	379,5 ± 1,7	473,5 ± 14,2	24,8

Fonte: Os autores (2020)

Os dados coletados a partir dos dosímetros irradiados na mesma rotina experimental, serviram para avaliar as incertezas das leituras das fitas OSL;



os resultados apontaram um desvio máximo de 3,4% dos valores lidos.

Tabela 4. Valores de CTDI volumétrico e dose de equilíbrio planar, e a diferença percentual entre eles. Os dados são referentes a medidas realizadas com o simulador de cabeça em ambiente clínico.

Tensão (kV)	Clínica		
	CTDI _{vol} (mGy)	D _(eq,p) (mGy)	Δ (%)
100 kV	106,5 ± 1,4	138,1 ± 1,7	29,7
120 kV	166,0 ± 1,5	218,9 ± 2,8	31,8
140 kV	241,0 ± 1,3	301,9 ± 4,9	25,3

Fonte: Os autores (2020)

4. Discussão

Pode-se observar diferenças entre os valores obtidos de D_(eq,p) e de CTDI_{vol} entre 25 e 33%, para os dois simuladores, em laboratório, e entre 25 e 30%, nas medições clínicas, em acordo com outras medições recentes (2,5), feitas apenas com câmeras de ionização, confirmando que a dose de radiação medida usualmente nos procedimentos de TC (avaliada via CTDI_{vol}) é significativamente menor do que a dose absorvida real no paciente.

Note-se que os valores de dose obtidos não são os típicos dos exames de TC referentes aos protocolos usados. São de fato valores bem maiores, em função da carga utilizada neste trabalho para que se tivesse uma estatística melhor nos dados dos perfis de dose com as fitas OSL. De todo modo, as mesmas diferenças percentuais entre D_(eq,p) e CTDI_{vol} podem ser projetadas para os valores medidos nos protocolos clínicos comuns.

5. Conclusões

A avaliação de dose de TC ainda é normalmente feita através do parâmetro CTDI, com valores fornecidos pelos scanners de raios X ou em testes de controle de qualidade. Os perfis de dose obtidos neste trabalho, com as fitas OSL, mostraram-se uma ferramenta útil para analisar como a radiação se distribuiu ao longo do eixo do *gantry* do equipamento.

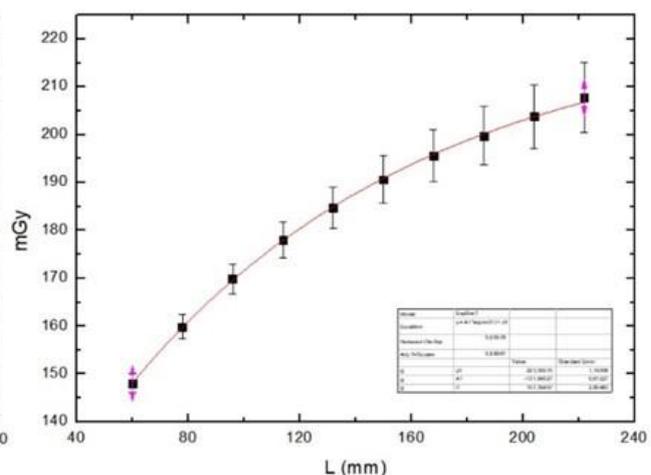


Figura 4 - Curvas de dose cumulativa D_L(z = 0) (curvas de aproximação ao equilíbrio) construídas a partir de dados de perfis de dose calibrados, obtidos com OSL irradiados em ambiente de laboratório, usando o simulador de cabeça, para 120 kV, para (esquerda) o eixo central do simulador e (direita) a periferia do simulador.

Os valores de $CTDI_{vol}$ e de $D_{(eq,p)}$ obtidos através dos perfis OSL, confirmam que a dose recebida pelo paciente ao realizar um exame de TC é significativamente maior do que a indicada pelo *scanner*. A diferença percentual encontrada entre $D_{(eq,p)}$ e $CTDI_{vol}$ para o simulador padrão de cabeça variou entre 33,4% - 24,8%, similar àquelas encontradas usando simuladores estendidos (450 mm ou mais) (2,5,9). Isso ocorre principalmente porque os perfis incluem a radiação espalhada no interior do simulador, ainda que ele tenha somente comprimento convencional.

Em alguns casos, mesmo considerando que a leitura das fitas OSL é posterior às medidas, pode ser vantajoso, em testes de aceitação ou mesmo de controle de qualidade, usar dosímetros OSL calibrados em vez da câmara de ionização para obter os perfis de dose, otimizando assim o tempo de medição, já que, com fitas OSL, é possível obter cinco perfis de dose em uma única irradiação de um simulador de TC. Além disso, os perfis permitem também a possibilidade de avaliar grandezas como CTDI e dose de equilíbrio.

Agradecimentos

Ao Laboratório de Dosimetria das Radiações e Física Médica do IF-USP e à Dra. Nancy K. Umisedo pelo auxílio na leitura das fitas OSL; ao Instituto de Radiologia do HC-FMUSP; à Dra. Denise Y. Nerssissian (IF-USP), pelo auxílio nas medições clínicas; e ao Centro de Ciências Naturais e Humanas da UFABC pelo suporte ao projeto.

Referências

- United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), Sources and Effects of Ionizing Radiation, UNSCEAR 2008 Report, vol. I, Annex A: Medical Radiation Exposures, NY, 2010. Available from: https://www.unscear.org/docs/publications/2008/UNSCEAR_2008_Report_Vol.I-CORR.pdf
- Campelo MCS, Silva MC, Terini RA. CTDI versus New AAPM Metrics to assess Doses in CT: a case study. Brazilian Journal of Radiation Sciences 2016; 04-02:01-15. Available from: <https://www.bjrs.org.br/revista/index.php/REVISTA/article/view/194>
- Giansante L, Santos JC, Umisedo NK, Terini RA, Costa PR. Characterization of OSL dosimeters for use in dose assessment in Computed Tomography procedures. Physica Medica 2018; 47:16-22. DOI: [10.1016/j.ejmp.2018.02.009](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2018.02.009).
- Ruan C, Yukihiro EG, Couse WJ et al. Determination of multislice computed tomography dose index (CTDI) using optically stimulated luminescence technology. Medical Physics 2010; 37(7):3560-3568. Available from: <https://doi.org/10.1118/1.3455285>
- American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in X-ray computed tomography. Report of AAPM Task Group 111. College Park, MD: AAPM, 2010. Available from: https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_111.pdf
- International Atomic Energy Agency (IAEA). Dosimetry in Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series n° 457. Vienna, 2007. Available from: https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS457_web.pdf .
- Yukihiro EG, Ruan C, Gasparian PBR et al. An optically stimulated luminescence system to measure dose profiles in x-ray computed tomography, Phys. Med. Biol. 2009; 54: 6337-6352. Available from: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/20/020> .
- Umisedo NK, Yoshimura EM. POSLI – Instrumentação para leitura de detetores OSL em forma de fita. Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica – Instituto de Física da Universidade de São Paulo, 2013.
- Li X, Zhang D, and Liu B. Calculations of two new dose metrics proposed by AAPM Task Group 111 using the measurements with standard CT dosimetry phantoms. Medical Physics 2013; 40, 081914 (2013). doi: 10.1118/1.4813899.

Contato:

Ricardo Andrade Terini

Laboratório de Dosimetria das Radiações e Física Médica, Instituto de Física, Universidade de São Paulo

Instituto de Física - USP

Rua do Matão, 1371 CEP 05508-090 Cidade Universitária, São Paulo - Brasil

E-mail: rterini@if.usp.br