

Dosimetria em TC com TLD e Câmaras de Ionização Dosimetry in CT with TLD and Ionizing Chamber

Ricardo A. Terini¹, Denise Y. Nerssissian¹,
Maria Carolina S. Campelo¹ e Elisabeth M. Yoshimura¹

¹Laboratório de Dosimetria das Radiações e Física Médica, Instituto de Física,
Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil.

Resumo

Na Tomografia Computadorizada (TC) moderna, a medição da grandeza CTDI tende a subestimar a dose acumulada no centro do gantry. O relatório TG111 da AAPM sugere métricas melhoradas para a dosimetria em TC, principalmente em varreduras helicoidais e com feixes largos. Neste estudo, uma câmara de ionização de 0,6 cm³, devidamente calibrada, foi utilizada como referência para caracterização de feixes padrão RQT de tomografia no Laboratório de Dosimetria do IF-USP. Adicionalmente, duas câmaras de TC tipo "lápiz" e uma segunda câmara de 0,6 cm³ (chamada aqui de 0,6-V) passaram por calibração cruzada nos mesmos feixes de raios X e foram depois levadas a campo e aplicadas a medições de CTDI em um tomógrafo clínico. Obteve-se também doses com dosímetros termoluminescentes (TLDs) nesse equipamento e em laboratório, levantando-se curvas de calibração dos TLDs contra a câmara 0,6-V para dois valores de tensão de pico (110 e 130 kV). Os resultados mostraram variações de até 15% nos valores de CTDI avaliados com câmaras de tipos diferentes. Para 110 e 130 kV, por outro lado, as curvas de dose-resposta TL apresentaram variações inferiores a 1%.

Palavras-chave: dosimetria, radiodiagnóstico, tomografia computadorizada, TLD, câmaras de ionização, calibração.

Abstract

In modern Computed Tomography (CT), measurements of the quantity CTDI₁₀₀ often underestimate accumulated dose on the gantry center. The AAPM TG 111 report suggests improved metrics for CT dosimetry, mainly for helical and wide beam width scanning. In this study, a properly calibrated small 0.6 cc ion chamber was used as reference to characterize RQT standard beams at the IF-USP Dosimetry Lab. Similarly, two CT pencil chambers and a second 0.6 cc chamber (named as 0,6-V) undergone cross calibration in the same X-ray beams and were subsequently applied to CTDI measurements in a clinical CT. Doses were also acquired with thermoluminescent dosimeters (TLDs) in this equipment, as well as in the lab, and calibration curves were built against the measurements obtained with the 0,6-V ion chamber with beams generated with 110 and 130 kVp. Results have shown differences up to 15% in CTDI values measured by both chambers. On the other hand, for 110 and 130 kV, TL dose-response curves have shown variations under 1%.

Keywords: dosimetry, radiology, computed tomography, TLD, ion chambers, calibration.

1. Introdução

As maiores doses típicas em órgãos em exames de radiografia, incluindo mamografia, variam entre 1 e 20 mGy. Os procedimentos de TC, no entanto, resultam em doses em órgãos na faixa de 10 a 100 mGy, geralmente muito próximo do limite para produção de reações teciduais¹. Um indicador comumente associado à dose absorvida em TC baseia-se na avaliação da grandeza CTDI, que é feita a partir de medidas de kerma realizadas com câmaras de ionização tipo "lápiz" e simuladores cilíndricos.

Entretanto, a metodologia usual para medir o CTDI, definida para feixes axiais e sem movimentação da mesa do paciente, não tem mais se mostrado apropriada para protocolos modernos. Em medições efetuadas em feixes helicoidais, em forma de leque ou cone, o CTDI pode subestimar a dose no paciente por não incluir a cauda de radiação espalhada. O relatório do grupo TG111 da *American Association of Physics in Medicine*

(AAPM)^{2,3,4} sugere, então, novas métricas e o uso de uma câmara de ionização de pequeno volume, para obter medições de kerma em diversos pontos ao longo do eixo de um simulador suficientemente longo, buscando uma teoria unificada que se adequasse a todos os modos de aquisição em TC.

Por outro lado, resultados altamente reprodutíveis são produzidos pelos TLDs (dosímetros termoluminescentes), que têm sido utilizados na dosimetria em várias aplicações médicas e não-médicas, entre outras coisas, graças à sua linearidade de resposta em larga faixa de energias de fótons. A luz emitida durante o aquecimento do TLD é proporcional à energia depositada pela radiação no dosímetro. Na leitura do TLD, essa luz é convertida em sinal elétrico, digitalizado e uma curva de contagens em função da temperatura de aquecimento do dosímetro (curva TLD) é obtida. A integral da curva é proporcional à energia depositada (dose ou kerma) em cada um dos dosímetros⁵.

O presente trabalho compara medições de kerma no ar feitas em um equipamento clínico de tomografia computadorizada e em qualidades de feixes padrões para tomografia (RQT9)⁶, caracterizados em um equipamento industrial de raios X no Laboratório do Grupo de Dosimetria das Radiações e Física Médica (GDRFM) do IF-USP. O objetivo foi verificar o quanto os feixes clínicos se assemelham aos feixes padrões utilizados para calibração das câmaras de ionização de TC e, em seguida, avaliar se existe concordância das curvas de calibração entre TLDs e câmaras de ionização em ambos os equipamentos.

2. Materiais e Métodos

Foram realizadas duas séries de medições: uma no SVOC do Hospital das Clínicas da FMUSP e outra no Laboratório do GDRFM do IF-USP, com quatro câmaras de ionização Radcal Co., duas de volume pequeno 0,6 cm³ (nomeadas aqui como 0,6-L e 0,6-V) e duas tipo "lápis" de 100 mm (3CT-L e 3CT-V), utilizadas com eletrômetros Radcal Co., além de dosímetros TLD100 (LiF:Mg,Ti, 3,2 x 3,2 x 1,0 mm³, Bicron).

2.1. Medições clínicas com câmaras de ionização e TLDs.

As medições clínicas foram feitas no tomógrafo Siemens Somatom Emotion 16 do SVOC, para valores kerma no ar entre 15 e 300 mGy, usando diferentes números de rotações do *gantry*. Todas as exposições foram feitas com abertura de colimação de 19,2 mm no isocentro do *gantry*, e selecionando-se 110 e 130kV, 100 mAs e 1 s por rotação. Foram realizadas medições de kerma no ar com duas câmaras de ionização: (3CT-V) e (0,6-V) (Fig. 1).



Figura 1. Irradiação da câmara de ionização 0,6-V no isocentro do gantry do TC do SVOC-FMUSP.

Adicionalmente, estojos com três dosímetros TLD100, pré-tratados, foram expostos às mesmas doses no equipamento emissor Siemens. Com os dados obtidos após a leitura dos TLDs numa leitora TL/OSL Risø modelo DA-20 (DTU Nutech. Inc., Dinamarca), levantou-se uma curva de linearidade entre sinal TL e kerma no ar (medido com a câmara 0,6-V).

2.2. Medições em laboratório. Calibração cruzada das câmaras de ionização.

Numa segunda etapa, medições similares foram realizadas no Laboratório do GDRFM do IF-

USP em condições próximas àquelas utilizadas na clínica. Utilizou-se, como referência⁷, um outro conjunto Radcal com câmara de 0,6 cm³ (0,6-L) e eletrômetro (previamente calibrados no IPEN/CNEN-SP) e um tubo industrial (MCN 421, Philips, Alemanha) de anodo de W, submetido a potencial constante. Nesse equipamento, caracterizou-se a qualidade padrão de referência RQT9⁶ (120 kVp), identificando-se a filtração adicional adequada de Al e de Cu. A intensidade do feixe de raios X foi monitorada com uma câmara PTW modelo 34014, conectada a um eletrômetro PTW UNIDOS E.

Em seguida, determinaram-se as técnicas radiográficas (tensão de 110 ou 130 kV, corrente e tempo de exposição) necessárias para reproduzir aproximadamente os mesmos valores de kerma no ar das medições realizadas no tomógrafo Siemens, mantendo-se a filtração determinada para o feixe RQT 9. O número crescente de rotações do *gantry* usado no TC clínico foi simulado no laboratório com tempos de irradiação proporcionalmente maiores. Encontradas as condições de irradiação, foram comparadas as respostas das duas câmaras de volume pequeno (0,6-L e 0,6-V), para obtenção de uma calibração cruzada.

A irradiação da câmara 3CT-L foi feita usando um colimador de Pb com fenda retangular de 17 mm de largura, posicionado a 7,5 cm da câmara para definir sobre ela uma abertura de feixe semelhante à do feixe obtido no tomógrafo (Fig. 2). Em todas as medições, a câmara de ionização esteve coberta com a respectiva capa de acrílico. Para cada valor medido de kerma no ar com a câmara de 100 mm, calculou-se o CTDI no ar (usando seu comprimento nominal) para comparação com as leituras da câmara 0,6-L.

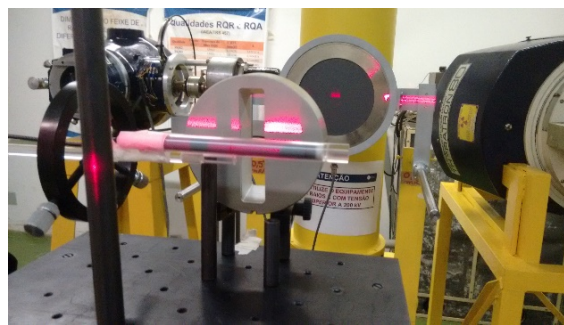


Figura 2. Irradiação, para calibração em kerma no ar, da câmara tipo "lápis" (3CT-L), mostrando também o colimador, a câmara monitora e o tubo de raios X usados nas medições.

2.3. Calibração dos TLDs

Ainda no Laboratório do GDRFM do IF-USP, foi realizada a irradiação de estojos com outro grupo de TLDs pré-tratados em conjunto com a câmara pequena 0,6-V, a 1 m do tubo de raios X e com um campo de irradiação suficiente para cobrir todos os detectores. O sinal médio TL em cada irradiação foi comparado à medição da câmara 0,6-V, corrigida pela calibração cruzada.

3. Resultados

3.1. Calibração cruzada das câmaras de 0,6 cm³

As retas de calibração cruzada entre as câmaras 0,6-L e 0,6-V, para as tensões de 110 e 130 kV, obtidas pelo método dos mínimos quadrados, apresentaram compatibilidade entre seus coeficientes angulares, com razão de 1,0002 (Fig. 3). Isso indica baixa dependência energética das câmaras nessa faixa, validando a utilização feita no laboratório da mesma filtração adicional na faixa de 110 a 130 kV na caracterização dos feixes utilizada para simular os feixes clínicos.

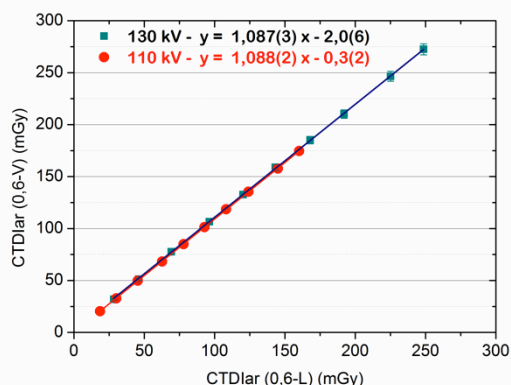


Figura 3. Calibração cruzada entre as câmaras 0,6-L e 0,6-V, em feixes com filtração de RQT9 e tensões de 110 kV e 130 kV.

3.2. Medições com as câmaras tipo “lápiz”.

As Figuras 4a e 4b comparam os valores obtidos de CTD_{lar} para as câmaras 3CT-V e 3CT-L, em relação às leituras da câmara 0,6-V, nos equipamentos do SVOC e do IF-USP.

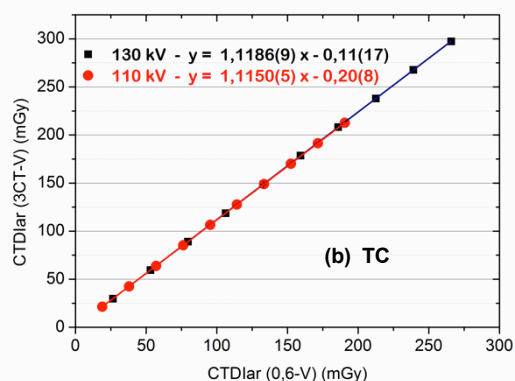
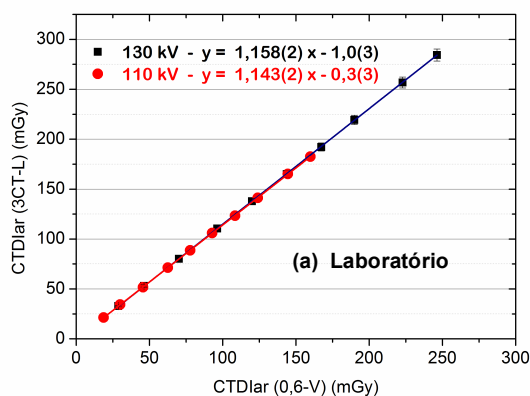


Figura 4. Comparação dos valores de CTD_{lar} obtidos com as câmaras tipo “lápiz”, em relação à câmara 0,6-V, para os feixes clínicos (a) e de laboratório (b), para 130 kV e 110 kV.

A diferença percentual média entre a leitura das câmaras tipo “lápiz” e da câmara 0,6-V foi de 12% para os feixes clínicos e de 14,5% para os de laboratório, embora as incertezas estimadas para as medidas com as câmaras fossem de 3,3%. Para as câmaras 3CT-L e 3CT-V, as razões entre os coeficientes angulares das retas obtidas para 130 kV e 110 kV, foram de 1,003 e 1,01, respectivamente, nos gráficos (a) e (b). Assim, os feixes caracterizados no laboratório são comparáveis aos feixes clínicos.

3.3. Calibração dos TLDs

As Figuras 5a e 5b mostram a variação do sinal TL em relação à leitura da câmara de ionização 0,6-V, para os feixes clínicos e do laboratório.

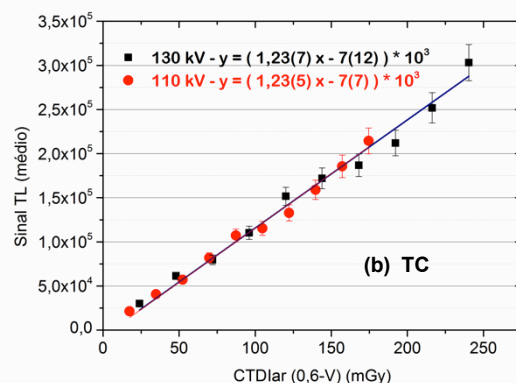
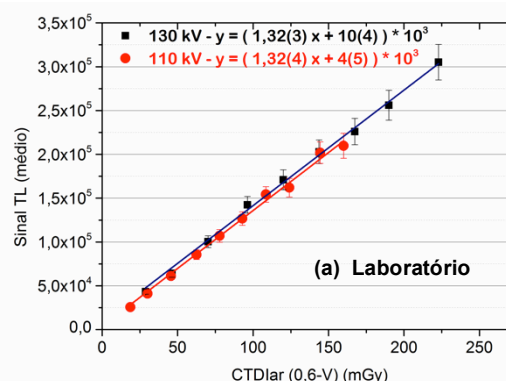


Figura 5. Curvas de calibração do sinal TL em relação à câmara 0,6-V para os feixes clínicos (a) e de laboratório (b), para 130 kV e 110 kV.

Verifica-se que os coeficientes angulares obtidos em cada situação são muito semelhantes, dentro das incertezas, evidenciando baixa dependência energética dos TLD100 nessa faixa. Quando comparados feixes clínico e de laboratório, verifica-se uma resposta TL aproximadamente 8% mais elevada no laboratório, para ambas as tensões. Já se comparamos a resposta TL para as duas tensões estudadas para as duas situações de irradiação, verificamos que as variações entre elas são inferiores a 1%.

4. Discussão

As incertezas padrão envolvidas nas medições foram estimadas assim: nas medições com as câmaras de ionização calibradas, $u_{Kar} \sim 3,3\%$ ^{6,7} e nas medições com os TLDs, as respostas dos

dosímetros selecionados apresentaram incerteza $u_{TLD} \sim 6,5\%$ ($k=1$)⁸. As diferenças entre os valores determinados de $CTDI_{ar}$ das câmaras de $0,6\text{ cm}^3$ e de 100 mm (12 e 14,5%) extrapolam as incertezas de tais medidas e são, assim, significativas.

É possível levantar algumas causas para as diferenças entre os resultados obtidos em laboratório e na clínica. Em primeiro lugar, os valores de CSR para feixes desse modelo de tomógrafo, foram estimados^{9,10} em $6,9\text{ mAl}$ para 110 kV e $8,0(1)\text{ mAl}$ para 130 kV . O valor de CSR para o feixe padrão RQT 9 para 120 kV , é de $8,4\text{ mAl}$ ⁶. A mesma filtração empregada para gerar esse feixe foi mantida para os feixes de 110 e 130 kV . Isso deve ser considerado nas comparações entre os resultados encontrados no laboratório e na clínica.

Por outro lado, as taxas de kerma usadas nas medições foram significativamente diferentes, variando de $0,38\text{ mGy/s}$ no Laboratório do IF-USP a 24 mGy/s no TC do SVOC. Apesar disso tudo, os resultados obtidos com os feixes do laboratório e do tomógrafo mostraram-se bastante próximos, evidenciando, para as câmaras usadas, baixa dependência energética e com a intensidade do feixe nas faixas de medição.

Verificou-se também que, comparando as respostas TL para 110 e 130 kV , as variações entre elas são inferiores a 1% em cada situação de irradiação. A leitura dos lotes de TLD usados na clínica e no Laboratório ocorreu em dias diferentes e aí, provavelmente, reside o motivo das diferenças entre elas.

5. Conclusões

Assim como em estudo anterior⁷, a utilização da câmara de volume pequeno mostrou-se adequada como referência na calibração cruzada realizada.

Quando se comparou os valores do $CTDI_{ar}$ obtidos com a câmara "lápiz" e a câmara de volume pequeno, em laboratório e na clínica, obteve-se diferenças percentuais próximas e significativas, que podem ser devido a contribuição do espalhamento nas medições com a câmara "lápiz", não medido, no caso, pela câmara de $0,6\text{ cm}^3$. No caso de uma medição de perfil de dose em feixes mais largos, o valor de kerma no ar integrado com a câmara de volume pequeno seria mais representativo do que com a câmara tipo "lápiz"⁴.

Além disso, verificou-se, a partir dos resultados, que os feixes caracterizados no laboratório a partir do padrão RQT 9 são comparáveis aos feixes clínicos, podendo-se aplicar com segurança as curvas de calibração obtidas em laboratório nos cálculos de kerma no ar obtidos clinicamente.

Finalmente, os resultados mostraram que a calibração do TLD em feixes RQT 9 pode ser utilizada, também, para estudos clínicos em que se deseje avaliar dose em órgãos de paciente em exames de TC.

Agradecimentos

À Faculdade de Medicina da USP, pela utilização do equipamento de TC do Serviço de Verificação de Óbitos da Capital (SVOC/FM/USP), e ao CNPq pelo suporte parcial a este trabalho. O trabalho tem suporte do INCT de Metrologia das Radiações na Medicina (CNPq e FAPESP).

Referências

1. Smith-Bindman R *et al.* Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch. Intern. Med.* 2009; 169(22): 2078-86.
2. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in X-ray computed tomography. AAPM report no. 111, Task Group 111. College Park, MD: AAPM, 2010.
3. Descamps C, Gonzalez M, Garrigo E, Germanier A, Venencia D. Measurements of the dose delivered during CT exams using AAPM Task Group Report No. 111. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 2012; 13(6): 293-302.
4. Campelo MCS, Silva MC, Terini RA. CTDI versus New AAPM Metrics to assess Doses in CT: a case study. *Braz. J. Rad. Sci.* 2016;
5. Reina TR. Evaluation of automatic exposure control systems in computed tomography: avaliação de sistemas de controle automático de exposição em tomografia computadorizada. [Dissertação de Mestrado]. São Paulo, Instituto de Física, Universidade de São Paulo, 2014.
6. International Atomic Energy Agency (IAEA) Dosimetry in Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series n° 457. Vienna: IAEA, 2007.
7. Terini RA, Pereira MAG, Severo LS. Otimização da Calibração de Câmaras de CT. In: XIX Congresso Brasileiro de Física Médica, Goiânia. Anais do XIX CBFM. São Paulo: ABFM, 2014.
8. Santos JC, comunicação privada, 2016.
9. The Impact group. Comparative specifications: 16 slice CT scanners. Centre for Evidence-based Purchasing (CEP), London, 2009. Available at www.impactscan.org.
10. Matsubara K, Ichikawa K, Murasaki Y, Hirose A, Koshida K. Accuracy of measuring half- and quarter-value layers and appropriate aperture width of a convenient method using a lead-covered case in X-ray computed tomography. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2014; 15:1-6.

Contato:

Ricardo A. Terini
 Laboratório de Dosimetria e Física Médica
 Instituto de Física da USP
 Rua do Matão, 1371, CEP 05508-090
 Cidade Universitária, São Paulo - Brasil
 E-mail: rterini@if.usp.br