

Validação de um modelo computacional de exposição para dosimetria em tomografia computadorizada

Validation of an exposure computational model to computed tomography dosimetry

Cássio C. Ferreira¹, Laila A. Galvão¹, J. W. Veira² e Ana F. Maia¹

¹Departamento de Física da Universidade Federal de Sergipe (UFS) - São Cristóvão (SE), Brasil

²Centro Federal de Educação Tecnológica de Pernambuco (CEFET) – Recife (PE), Brasil

³Escola Politécnica de Pernambuco da Universidade de Pernambuco – Recife (PE), Brasil

Resumo

Técnicas de simulação computacional por métodos de Monte Carlo foram utilizadas para estudar a dosimetria em tomografia computadorizada (TC). Os espectros de raios X foram calculados através de programas computacionais denominados códigos geradores de espectros de raios X. Os objetos simuladores da cabeça, usados na dosimetria, foram modelados através do programa computacional IDN (2006). Ainda, foram utilizados o MAX06 (2006), para simular um paciente macho adulto, e os códigos de transporte de radiação EGS4 (1985) e o EGSnrc (2006). A avaliação dos códigos geradores de espectros de raios X para uso na dosimetria de TC revelou uma dependência do uso do código gerador de espectros com a filtração do tubo de raios X. Para filtração de aproximadamente 1,90 mm de Al, o código X-rayb&m mostrou-se o mais indicado, para filtração de 4,52 mm de Al foi o código genspec1 e para filtração de 10,90 mm de Al foi o código X-raytbc. A validação da simulação computacional foi realizada por meio de comparações com medidas experimentais. O uso do código EGSnrc produziu os resultados mais acurados. Sendo que, no pior dos casos, apresentou uma diferença percentual de 17,15%.

Pacs: 32.30.Rj, 81.70.Tx, 87.53.Wz, 82.20.Wt, 87.66.Xa

Palavras-chave: Métodos de Monte Carlo, Tomografia Computadorizada, fantasmas de voxel.

Abstract

Monte Carlo methods have been used to evaluate computed tomography (CT) dosimetry. The x-ray spectra were calculated by softwares named generating x-ray spectra codes. The physical phantoms, commonly used at CT dosimetry, were modeled by the IDN software (2006). MAX06 (2006) also was used to simulate the adult male patient submitted to CT examinations. EGS4 (1985) and EGSnrc (2006) have been used to simulate radiation transport in CT dosimetry. The evaluation of the generating x-ray spectra codes in CT dosimetry showed dependence with tube filtration. For tube filtration about 1.90 mm of Al, the X-rayb&m code calculated the better x-ray spectra, for tube filtration about 4.52 mm of Al the genspec1 code have been the best code and for tube filtration about 10.90 mm of Al the X-raytbc calculated the better x-ray spectra. The validation of computational simulation was done by experimental measurements. The EGSnrc code produced the most accurate results. At the worst case, it presented a percentage difference of 17.15% in relation to the experimental measurements.

Pacs: 32.30.Rj, 81.70.Tx, 87.53.Wz, 82.20.Wt, 87.66.Xa

Keywords: Monte Carlo methods, Computed Tomography, Voxels phantoms.

Introdução

Atualmente, tomografia computadorizada (TC) é o procedimento radiográfico mais usado para obtenção de imagens anatômicas com alta resolução do paciente. Em comparação com outros procedimentos radiográficos, as doses absorvidas pelos pacientes submetidos a exames de TC são muito altas. Consequentemente, sua contribuição para a dose efetiva coletiva chegou, em 2001, a

aproximadamente 34% da contribuição de todos os exames médicos¹.

Para estimar a dose absorvida e a dose efetiva, várias grandezas dosimétricas específicas de TC são utilizadas, onde as mais conhecidas são o índice de dose em tomografia computadorizada (CTDI) e a dose média central devido a múltiplos cortes (MSAD). Essas grandezas assumem o mesmo valor quando a espessura de corte é igual ao deslocamento da mesa. O MSAD vem sendo

Correspondência: Cássio C. Ferreira – Departamento de Física da Universidade Federal de Sergipe – Avenida Marechal Rondon, s/n – Jardim Rosa Elze – CEP: 49100-000 – São Cristóvão (SE) – Fone: (79) 2105-6831 – Fax: (79) 2105-6474 – E-mail: ccoستا@fisica.ufs.br

substituído pela dose acumulada no centro $[D(0)]$, pois incorpora, também, os tomógrafos helicoidais².

Estimativas de dose absorvida e dose efetiva podem ser feitas através de medidas diretas em fantasmas físicos antropomórficos³. Geralmente, são usados dosímetros termoluminescentes (TLDs) inseridos em compartimentos específicos do fantoma antropomórfico.

Outro método bastante utilizado para calcular dose absorvida e dose efetiva em pacientes é a simulação computacional por métodos de Monte Carlo (MC) ou dosimetria numérica. Vários autores têm usado MC para o estudo de doses absorvidas em pacientes ou em objetos simuladores submetidos a exames de TC^{4,5,6,7}. Para calcular a dose absorvida ou dose efetiva, é necessário usar um fantoma virtual, matemático ou voxelizado. Os fantasmas voxelizados constituem o último esforço na representação virtual de um paciente adulto^{8,9,10,11,12}.

O objetivo central deste trabalho é o estudo de uma metodologia para dosimetria em TC.

Material e métodos

Medidas experimentais

As medidas de $CTDI_{100}$ e perfil de dose foram feitas no orifício central dos objetos simuladores da cabeça, construídos no Laboratório de Preparação e Caracterização de Materiais – LPCM do Departamento de Física da Universidade Federal de Sergipe – DFI/UFS, e com uma câmara de ionização tipo-lápis ou dosímetros termoluminescentes de sulfato de cálcio dopado com 0,1% disprósio. As dimensões do objeto simulador da cabeça são: 16 cm de diâmetro e 15 cm de comprimento. A câmara de ionização tipo-lápis tem 10 cm

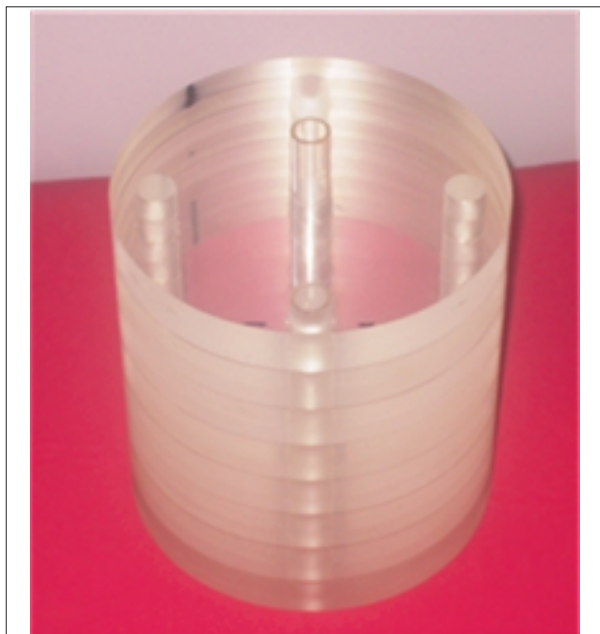


Figura 1. Fotografia do objeto simulador da cabeça feito de acrílico.

de comprimento ativo e aproximadamente 0,6 cm de diâmetro, resultando em um volume de aproximadamente 3,0 cm³. Os dosímetros termoluminescentes têm 0,6 cm de diâmetro e 0,1 cm de comprimento. Os resultados foram obtidos em um tomógrafo de único corte fabricado pela TOSHIBA, modelo Asteion que está instalado no Hospital Universitário – HU da UFS. Medidas feitas pelo grupo IMPACT¹³ em um tomógrafo fabricado pela GE, modelo Lightspeed 16, também foram usadas nesse trabalho para comparações com os valores de $CTDI_{100}$ calculados através da dosimetria numérica. Ambos os tomógrafos são axiais. A Figura 1 mostra o objeto simulador da cabeça construído.

Dosimetria numérica

Para realizar a dosimetria numérica foi necessário: modelar a fonte de raios X, modelar as geometrias irradiadas e adotar um código de transporte de radiação ionizante.

Modelar a fonte de raios X envolveu três etapas: simulação dos movimentos da fonte de raios X em relação ao paciente, simulação da colimação do feixe de raios X e simulação do espectro de raios X. A Figura 2 mostra os pontos de geração dos fótons de raios X em um tomógrafo axial e helicoidal.

Para definir a forma do espectro de raios X, ou a curva de distribuição energética dos fótons, de cada tomógrafo, foram utilizados códigos geradores de espectros de raios X. Os códigos utilizados foram: EGSnrc/BEAM MC¹⁴, X-raytbc [cedido por Dr. Glenn Stirling – NRL (2000)], X-rayb&m [cedido por Dr. Glenn Stirling – NRL (2000)] e o genspec¹⁵.

Os objetos simuladores e dosímetros utilizados na dosimetria numérica foram modelados com o auxílio do

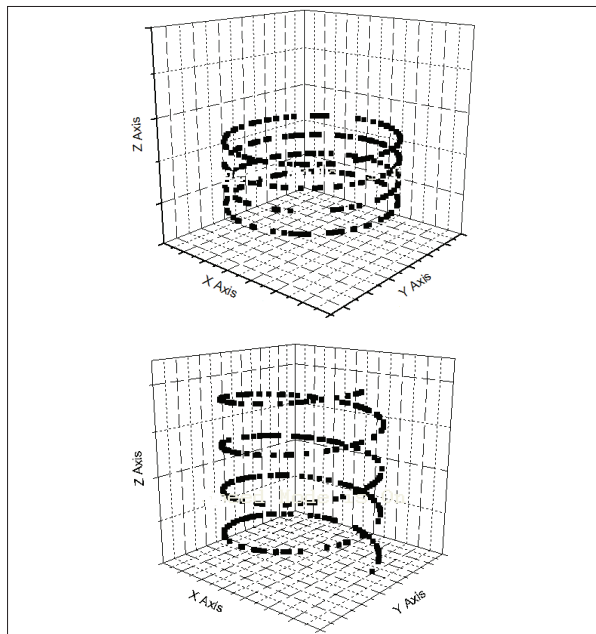


Figura 2. Ilustração dos pontos de geração dos fótons de raios X. À esquerda: Tomografia axial. À direita: Tomografia helicoidal.

programa computacional IDN¹⁶. Esse programa modela objetos tri-dimensionais constituídos por estruturas geométricas simples (cilindro, esfera, paralelepípedo, etc...). A Figura 3 mostra um corte axial do objeto simulador composto por acrílico modelado pelo IDN.

O fantoma de voxel utilizado foi o MAX06¹². O MAX06 representa o paciente masculino mais próximo do paciente padrão¹⁷, e ainda incorpora as novas recomendações feitas pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica para cálculo de dose efetiva¹⁸.

Os códigos de transporte de radiação utilizados nesse trabalho foram o EGS4¹⁹ e o EGSnrc²⁰.

Resultados

Recentemente, Bazalova e Verhaegen modelaram um código gerador de espectro de raios X em TC chamado de EGSnrc/BEAM MC [14]. Foi feita uma comparação dos resultados dosimétricos obtidos com o uso dos espectros produzidos pelo EGSnrc/BEAM MC e por outros 02 códigos. A Tabela 1 mostra as máximas diferenças percentuais encontradas entre as doses absorvidas quando foi usado o espectro de raios X produzido pelo EGSnrc/BEAM e quando foram usados os espectros de raios X produzidos por outros 02 códigos. Na tabela é mostrado o órgão ou tecido em que ocorreu a máxima diferença percentual.

É possível perceber que para os espectros com filtração de 10,90 mm de Al, as doses absorvidas com o uso do X-raytbc foram muito próximas às doses absorvidas com o uso do EGSnrc/BEAM MC. Enquanto que, para os espectros com filtração de 1,90 mm de Al, as doses absorvidas com o uso do X-rayb&m foram muito próximas às doses absorvidas com o uso do EGSnrc/BEAM MC.

A Figura 4 mostra o perfil de dose calculado por MC e o perfil de dose medido no tomógrafo ASTEION/TOSHIBA (HU/USF).

A Figura 5 mostra os valores de $CTDI_{100}$ calculados através de 04 combinações de códigos de transporte de radiação/código gerador de raios X e os valores medidos pelo grupo ImPACT para 04 valores de kVp.

A figura 6 mostra os valores de $CTDI_{100}$ calculados através de 03 combinações de códigos de transporte de radiação/código gerador de raios X e os valores medidos no tomógrafo do HU da UFS para 03 valores de kVp.

Discussão e conclusões

Através da Figura 5, é possível perceber que os resultados calculados pela combinação do código de transporte de radiação EGSnrc com o código gerador de espectro de raios X apresentaram os resultados mais próximos dos valores de $CTDI_{100}$ medidos pelo ImPACT. Ainda, é possível destacar que, para o kVp de 140 kV, a diferença percentual foi de - 2,56%. Entretanto, não houve melhora dos resultados com o aumento do valor do kVp.

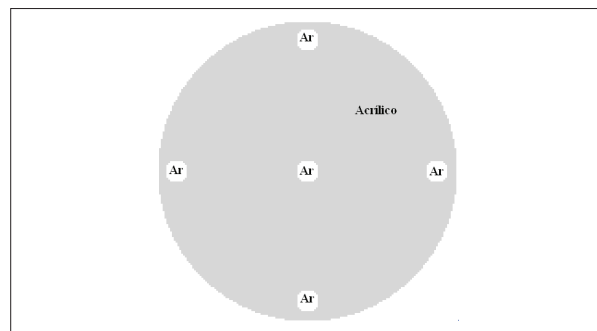


Figura 3. Corte axial do objeto simulador feito de acrílico modelado com o IDN (resolução: voxel cúbico com aresta de 1 mm de comprimento).

Tabela 1. Máximas diferenças percentuais entre as doses absorvidas utilizando o EGSnrc/BEAM MC e outros 02 códigos geradores de espectros de raios X

	X-raytbc (%)	X-rayb&m (%)
(1)	-9,45 (Muc. oral)	2,91 (Glând. adrenais)
(2)	1,40 (Glând. Adrenais)	3,65 (Glând. adrenais)
(3)	-10,30 (Muc. oral)	3,41 (Esôfago)
(4)	-2,64 (Muc. oral)	2,54 (Glând. adrenais)

(1) 100 kV e 1,90 mm de Al; (2) 100kV e 10,90 mm de Al; (3) 140kV e 1,90 mm de Al; (4) 140kV e 10,90 mm de Al

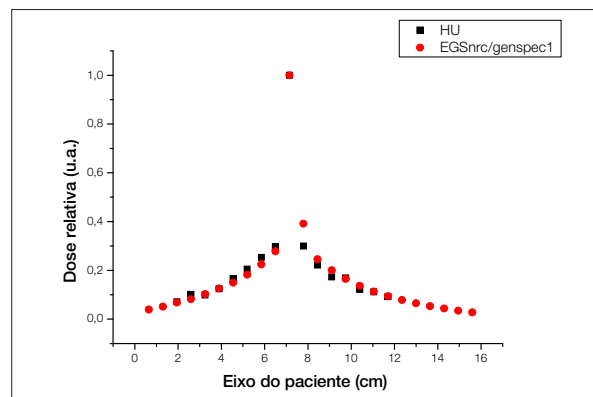


Figura 4. Perfis de dose adquiridos por simulação computacional e através de medida experimental. 120 kV, 5 mm de espessura de corte.

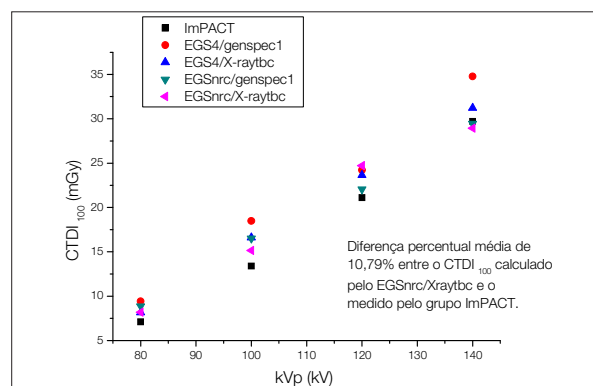


Figura 5. Valores de $CTDI_{100}$ (câmara tipo-lápis) calculados por MC e medidos com uma câmara tipo-lápis pelo grupo ImPACT. Espessura do corte igual a 10 mm e filtração de 9,15 mm de Al.

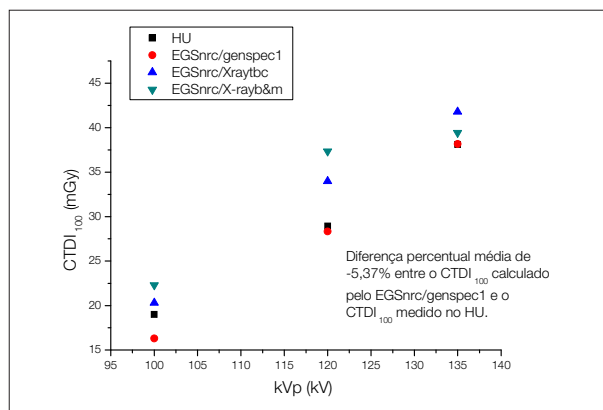


Figura 6. Valores de $CTDI_{100}$ (câmara tipo-lápis) calculados por MC e medidos com uma câmara tipo-lápis no tomógrafo do HU/UFS. Espessura do corte igual a 5 mm e filtração de 4,52 mm de Al.

Para o tomógrafo do HU (Figura 6), a combinação do código EGSnrc com o código genspec1 produziu os resultados mais próximos dos resultados experimentais. Com o aumento do valor do kVp, houve uma melhora dos valores de $CTDI_{100}$ calculados em relação aos valores de $CTDI_{100}$ medidos no HU. Para o valor de 135 kV, a diferença percentual foi de 0,14%.

No pior dos casos, o valor de $CTDI_{100}$ calculado apresentou uma diferença percentual de 17,15% com relação ao $CTDI_{100}$ medido pelo ImPACT em 120 kV. Os resultados ainda podem ser melhorados através do uso de códigos geradores de espectros de raios X mais acurados e da modelagem do filtro de forma de cabeça.

Através de uma análise mais criteriosa de alguns estudos^{4,7} e dos resultados obtidos até o momento, é possível notar que, com o aumento da filtração (aproximadamente 9 mm de Al), o uso do código X-raytbc é o mais indicado na dosimetria numérica de TC. Enquanto que, com a redução da filtração (aproximadamente 1,90 mm de Al) o uso do código X-rayb&m torna-se mais indicado. Para filtrações intermediárias (aproximadamente 4,52 mm de Al), o uso do código genspec1 torna-se o mais indicado. Os espectros de raios X calculados pelo genspec1 ainda apresentam uma melhor acurácia com o aumento do kVp.

Agradecimentos

À Universidade Federal de Sergipe pelo apoio financeiro com uma bolsa de doutorado para o estudante Cássio C. Ferreira. Ao Dr. R. Kramer por ter cedido o modelo computacional de exposição EGSnrc/MAX06. Ao Dr. Glenn Stirling por ter cedido os códigos X-raytbc e o X-rayb&m.

Referências

1. Rehani MM, Bongartz G, Golding SJ, Gordon L, Kalender K, Murakami T, Shrimpton P, Albrecht R, Wei K. International Commission on Radiological Protection (ICRP). Publication 87, Managing Patient Dose in Computed Tomography. Annals of the ICRP Volume 30(4), (2001).
2. Dixon RL. A new look at ct dose measurement: beyond CTDI. Med. Phys. 2003;30(6):1272-1280.
3. Alderson SW, Lanzl LH, Rollins M, Spira J. An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. Am J Roentgenol. 1962;87:185.
4. Caon M, Bibbo G, Pattison J, Bhat M. The effect on dose to computed tomography phantoms of varying the theoretical x-ray spectrum: a comparison of four diagnostic x-ray spectrum calculating codes. Med Phys. 1998;25(6):1021-7.
5. Jones DG, Shrimpton PC. Normalized organ doses for x-ray computed tomography calculated using Monte Carlo techniques. NRPB 250; 1993.
6. Kalender WA, Schmidt B, Zankl M, Schimidt M. A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. Eur Radiol. 1999;9(3):555-62.
7. Ay MR, Sarkar S, Shahriari M, Sardari D, Zaidi H. Assessment of different computational models for generation of x-ray spectra in diagnostic radiology and mammography. Med Phys. 2005;32(6):1660-75.
8. Zubal IG. The Yale Voxel Phantoms. [http://noodle.med.yale.edu/phantom] [citado em junho de 2009].
9. Xu XG, Chao TC, Bozkurt A. VIPMAN: an image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the visible human project for multi-particle Monte Carlo calculations. Health Physics. 2000;78:476-86.
10. Zankl M, Wittmann A. The Adult Male Voxel Model "Golem" Segmented from Whole-Body CT Patient Data. Radiat Environ Biophys. 2001;40(2):153-62.
11. Kramer R, Veira JW, Khoury HJ, Lima FRA, Fuelle D. All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry. Phys Med Biol. 2003;48(10):1239-62.
12. Kramer R, Veira JW, Khoury HJ, Lima VJM. MAX 06 and FAX 06: update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry. Phys Med Biol. 2006;51(14):3331-46.
13. ImPACT. ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator. [citado em junho de 2009] [http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm].
14. Bazalova M, Verhaegen F. Monte Carlo simulation of a computed tomography x-ray tube. Phys Med Biol. 2007;52(19):5945-55.
15. Boone JM, Seibert JA. An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV. Med Phys. 1997;24(11):1661-70.
16. Veira JW, Santos AM, Lima FRA. Tratamento de Imagens Tomográficas para Uso em Dosimetria Numérica. IRPA; 2006.
17. International Commission on Radiological Protection (ICRP). Publication 23, Oxford: Pergamon press; 1975.
18. International Commission on Radiological Protection (ICRP). Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Oxford: Pergamon press; 2007.
19. Nelson WR, Hirayama H, Rogers DMO. The EGS4 code system, report SLAC-65. Stanford Linear Accelerator Center, Stanford University, Stanford, California; 1985.
20. Kawrakow, Rogers DWO. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Ionizing Radiation Standards National Research Council of Canada, Ottawa, K1A 0R6; 2006.