

Determinação das propriedades de atenuação de materiais radiologicamente equivalentes a tecidos humanos utilizando um equipamento DECT

Determination of attenuation properties of human tissue equivalent materials using a DECT equipment

Ana Carolina A. Sirico¹, Andrew Frimaio², Denise Y. Nersissian¹, Paulo R. Costa¹

¹Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

²Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

Resumo

Um material considerado simulador de tecido humano deve apresentar um comportamento de absorção da radiação, em função da espessura, muito semelhante ao do material de referência. Por sua abundância no corpo humano, a água é muitas vezes utilizada como material de referência. Neste trabalho, foram determinadas propriedades de atenuação de quatro conjuntos de amostras, preparadas a partir de um modelo matemático previamente desenvolvido, utilizando um equipamento de Tomografia Computadorizada de Dupla Energia (DECT, em inglês). Foram obtidos os coeficientes mássicos para os quatro conjuntos de amostras calculados a partir dos números CT médios das imagens e da energia efetiva associada a cada tensão aplicada (80, 100, 120 e 140 kV) ao tubo de raios X. Os coeficientes mássicos do conjunto de amostras calculados são semelhantes, nas energias efetivas estudadas, ao da água e ao previsto pelo modelo matemático, apresentando respectivamente, 1 a 2 % e 4 a 7 % de diferença percentual relativa.

Palavras-chave: material tecido-equivalente; material equivalente à água; *phantoms*.

Abstract

A material considered as human tissue equivalent must present a radiation absorption behavior, depending on the thickness, very similar to the reference material. Because of its abundance in the human body, water is often used as the reference material. In this paper, attenuation properties of four sets of samples, prepared from a previous mathematical model, were determined using a Dual Energy Computed Tomography (DECT) equipment. Mass attenuation coefficients were obtained for the four sets of samples calculated from the mean CT numbers of the images and the effective energy associated with each tension applied (80, 100, 120 e 140 kV) on the X-ray tube. Mass attenuation coefficients of the samples sets obtained are similar, in the effective energies studied, to the water and to the predicted by the mathematical model, presenting respectively, 1 to 2% and 4 to 7% of relative percentage difference.

Keywords: tissue equivalent materials; water equivalent materials; *phantoms*.

1. Introdução

De acordo com o Relatório 44 da Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação e Medidas (1), "tecido-equivalente" é qualquer material que simula uma parte do corpo humano ou um tecido humano em sua interação com radiação (ionizante ou não-ionizante) e qualquer volume de material tecido-equivalente usado para simular essas interações é chamado de "*phantom*". Assim, *phantoms* são objetos usados como simuladores para avaliar o transporte da radiação ionizante pelo corpo humano, possuindo diferentes formas, tamanhos e composições.

Eles podem ser simplesmente feitos de blocos de acrílico, ou mais complexos, chegando até aos que representam partes do corpo humano de forma realística. Os *phantoms* antropomórficos são usados, principalmente, em pesquisas de protocolos de irradiação em radioterapia e em investigação de doses em pacientes submetidos a procedimentos utilizando equipamentos de diagnóstico por imagem

(2), tais como sistemas radiográficos (3), mamógrafos (4) e sistemas de tomografia computadorizada (5).

Os *phantoms* são construídos para serem estáveis, suportando longas rotinas de testes sem alterar suas características físicas e químicas. Por consequência, podem ser usados para calibração e controle de qualidade de equipamentos radiológicos, estudos de dosimetria, treinamento de profissionais em aplicações clínicas, no desenvolvimento de pesquisas científicas e no monitoramento das radiações na terapia médica (6, 7).

Para que um material seja considerado adequado como simulador de tecido humano, este deve apresentar um comportamento de absorção da radiação, em função da espessura, muito semelhante ao do material de referência. A água, por sua abundância no corpo humano, é muitas vezes utilizada como material de referência para simular tecidos. Em outros casos, é preciso que estes *phantoms* tenham a composição química e

número atômico efetivo, Z_{ef} , semelhantes aos tecidos que se deseja simular. Pode-se encontrar o número atômico efetivo de materiais biológicos resultante das interações com fótons, elétrons e íons descritos em diversos trabalhos (8, 9).

Os órgãos do corpo humano têm constituição química apresentando, principalmente, os seguintes elementos químicos: hidrogênio (H), carbono (C), fósforo (P), nitrogênio (N), sódio (Na), potássio (K), enxofre (S), cálcio (Ca) e oxigênio (O). A composição do material tecido-equivalente deverá se assemelhar, em proporção, com estes elementos químicos, representando a interação da radiação de maneira mais próxima possível da interação no tecido real, com equivalência em densidade radiológica em imagens com raios X (10).

Foi desenvolvido um modelo matemático, o qual permite a elaboração de materiais, que apresentam propriedades de atenuação à radiação X, semelhantes a diferentes tecidos do corpo humano ou à água em diferentes faixas de energia (11, 12).

O presente trabalho apresenta resultados preliminares da validação de quatro amostras de materiais radiologicamente equivalentes a tecidos humanos utilizando um equipamento de Tomografia Computadorizada de Dupla Energia (13, 14).

2. Materiais e Métodos

Quatro conjuntos de amostras de materiais radiologicamente equivalentes à água na faixa de energias utilizadas em diagnóstico por imagem (25-150 keV) foram preparados utilizando metodologias previamente desenvolvidas (11, 12). As amostras foram identificadas como amostra 29, 31, 33 e 38.

As amostras foram particionadas em seis placas de área $10 \times 10 \text{ cm}^2$, com espessuras de aproximadamente 1 cm cada. Posteriormente, estas placas foram agrupadas em blocos de aproximadamente 6 cm de comprimento.

Os blocos foram posicionados no suporte de paciente de um equipamento de tomografia computadorizada de dupla energia GE Discovery CT 750 HD *Gemstone Spectral Imaging* (GSI) (General Electric, USA) do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP. A Figura 1 apresenta os materiais posicionados no sistema tomográfico, juntamente com outros que não fizeram parte do presente estudo.

Foram adquiridas imagens utilizando tensões de 80, 100, 120 e 140 kV. O conjunto de imagens de cada bloco foi analisado utilizando o software ImageJ (National Institute of Health, USA) e os valores de número CT médios ($NCT_{amostra}$) foram calculados para os conjuntos e nas várias tensões aplicadas.

O modelo TBC modificado (12) foi utilizado para geração dos espectros de raios X aproximados para cada valor de tensão. Foi considerada uma filtração adicional de 6 mm de Al e um alvo de tungstênio com inclinação de 10° . A partir destes espectros, a energia efetiva (E_{ef}) associada a cada tensão aplicada foi calculada.

Os coeficientes de atenuação linear das amostras para cada energia efetiva determinada foi estimada utilizando a Equação (1):

$$\mu_{amostra}(E_{ef}) = \mu_{\text{água}}(E_{ef}) \times \left(1 + \frac{NCT_{amostra}}{1000}\right) \quad (1)$$

A partir dos valores dos coeficientes de atenuação linear calculados a partir da Equação (1) foram obtidos os coeficientes mássicos para os conjuntos de amostras. Estes coeficientes foram comparados com seus correspondentes previstos pela metodologia matemática (11), nas mesmas energias efetivas. Os valores foram, também, comparados com os da água.



Figura 1 – Blocos das amostras estudadas posicionados no suporte de paciente de um equipamento de tomografia computadorizada de dupla energia GE Discovery CT 750 HD *Gemstone Spectral Imaging* (GSI) (General Electric, USA) do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP. Na imagem estão, também, apresentados outros materiais que não fizeram parte do presente estudo.

3. Resultados

A partir da energia efetiva associada a cada tensão aplicada foi obtido o valor correspondente do coeficiente mássico da água pelo banco de dados do NIST XCOM (15). Estes valores, os coeficientes mássicos previstos pela metodologia (11) e os coeficientes calculados a partir das imagens são apresentados na Tabela 1. A densidade das amostras foi medida no Laboratório Didático do IFUSP.

A Figura 2 apresenta um gráfico comparativo dos coeficientes mássicos calculados e previstos, apresentados na Tabela 1, para cada conjunto de amostras estudado. Observa-se que os coeficientes são compatíveis dentro dos intervalos de incerteza, para as quatro amostras.

4. Discussão

A partir dos resultados obtidos pode-se comparar o coeficiente mássico calculado com o previsto e com o coeficiente mássico da água para os conjuntos de amostras.

A diferença percentual relativa entre os valores do coeficiente mássico calculados e previstos está entre 1 e 2 %.

Já a diferença percentual relativa entre os valores do coeficiente mássico calculados e da água está entre 4 e 7%.

Tabela 1. Coeficientes mássicos da água e dos conjuntos de amostras (previstos e calculados) para os valores de energia efetiva, obtidos a partir dos espectros simulados.

Tensão (kV)	Energia efetiva (keV)	$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{água}}$ (cm ² /g)	$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{material}}$ previsto (cm ² /g)	$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{material}}$ calculado (cm ² /g)
Amostra 29				
80	48	0,2341	0,2136	0,2173 (19)
100	54	0,2180	0,2014	0,2052 (20)
120	58	0,2089	0,1944	0,1981 (21)
140	62	0,2028	0,1897	0,1933 (23)
Amostra 31				
80	48	0,2341	0,2166	0,2203 (25)
100	54	0,2180	0,2035	0,2073 (19)
120	58	0,2089	0,1961	0,1999 (16)
140	62	0,2028	0,1911	0,1948 (17)
Amostra 33				
80	48	0,2341	0,2160	0,2179 (19)
100	54	0,2180	0,2031	0,2060 (13)
120	58	0,2089	0,1958	0,1991 (12)
140	62	0,2028	0,1909	0,1942 (15)
Amostra 38				
80	48	0,2341	0,2163	0,2184 (33)
100	54	0,2180	0,2033	0,2059 (26)
120	58	0,2089	0,1960	0,1989 (21)
140	62	0,2028	0,1910	0,1940 (20)

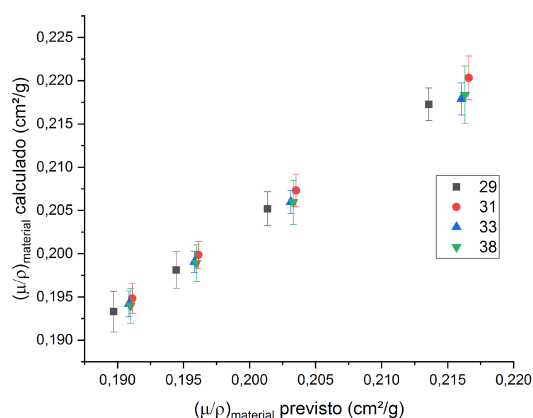


Figura 2 – Gráfico do coeficiente mássico calculado e previsto pela metodologia matemática (11) para os quatro conjuntos de amostras estudadas.

5. Conclusões

Foram validadas quatro amostras de materiais tecido radiologicamente equivalentes a tecidos humanos a partir de imagens de diferentes tensões aplicadas.

Os coeficientes mássicos do conjunto de amostras calculados a partir destas imagens e apresentados na Tabela 1 foram comparados com os previstos pela metodologia (11) e com os coeficientes da água. Os valores encontrados são próximos das diferenças percentuais relativas entre 1 e 2 % para os coeficientes previstos e 4 a 7 % para os da água.

Os resultados, apesar de preliminares, são promissores, observamos que as amostras possuem coeficiente mássico semelhante ao da água, nas

tensões aplicadas. Este resultado valida estas amostras como materiais tecido equivalente nas energias estudadas. Além disso, a diferença percentual relativa entre os coeficientes calculados e previstos são muito pequenas, o que demonstra a robustez tanto da metodologia matemática (11) que define a composição das amostras quanto da abordagem experimental escolhida para sua análise.

Agradecimentos

Os autores agradecem o Comitê de Ética do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP (FMUSP) pela aprovação do projeto (aprovação 099/2017) e CNEN pelo auxílio financeiro (Bolsa de Mestrado Edital CNEN 01/2018).

Referências

1. ICRU. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement (ICRU Report No. 44): International Commission on Radiation Units and Measurements; 1989.
2. Tomal A, Costa PR. Phantoms for image quality and dose assessment: Handbook of x-ray imaging: physics and technology, London: CRC Press; 2017. [acesso 13 dezembro 2018]. Disponível em: <https://www.routledgehandbooks.com/doi/10.1201/9781351228251-57>
3. Ng K-H, Yeong C-H. Imaging Phantoms: Conventional X-ray Imaging Applications. In: DeWerd AL, Kissick M, editors. The Phantoms of Medical and Health Physics: Devices for Research and Development. New York, NY: Springer New York; 2014. p. 91-122.
4. Tomal A. Mammography Phantoms. In: DeWerd LA, Kissick M, editors. The Phantoms of Medical and Health Physics. 1 ed. Madison: Springer; 2014. p. cap 8.
5. Costa PR. Computed Tomography Phantom Applications. In: DeWerd LA, Kissick M, editors. The Phantoms of Medical and Health Physics. 1 ed. Madison: Springer; 2014. p. Cap 7.
6. Poletti ME, Gonçalves OD, Mazzaro I. Measurements of X-ray scatter signatures for some tissue-equivalent materials. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms. 2004;213:595-8.
7. Alghamdi AA, Ma A, Spyrou NM. Calculation of the photonuclear yield using an anthropomorphic phantom. Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry. 2007;271:639-42.
8. White DR, People LH, Crosby TJ. Measured attenuation coefficients at low photon energies (9.88-59.32 keV) for 44 materials and tissues. Radiation research. 1980;84:239-52. PubMed PMID: 7443984.
9. Prasad SG, Parthasaradhi K, Bloomer WD. Effective atomic numbers of composite materials for total and partial interaction processes for photons, electrons, and protons. Medical physics. 1997;24:883-5. PubMed PMID: 9198023.
10. Gross W, Cattola-Cavalcanti R, Bell WB, Fox AG. Experimental determination of the absorbed dose from x-rays in tissue. Radiation research. 1963;18:326-47. PubMed PMID: 13950796.
11. Mariano L. Desenvolvimento de uma metodologia para formulação de materiais radiologicamente equivalentes ao tecido humano. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2017.
12. Mariano L, Costa PR. Development of a methodology for formulating radiologically equivalent materials to human tissues. In: Russo P, editor. International Conference on Monte Carlo Techniques for Medical Applications; Napoles: Elsevier; 2017.
12. Costa PR, Nersissian DY, Salvador FC, Rio PB, Caldas LVE. Generation of calibrated tungsten target x-ray spectra: modified TBC model. Health physics. 2007;92:24-32. PubMed PMID: 17164596.
13. Puerto LPR. Monte Carlo simulation of the image acquisition process of a dual energy computed tomography device. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2018.

14. Puerto LPR, Lopez AH, Costa PR. Abstract ID: 91 Image acquisition and material differentiation for Dual Energy Computed Tomography by Monte Carlo simulations. *Physica Medica*, Volume 42, Supplement 1, 2017.
15. Berger MJ, Hubbell JH, Seltze SM, Chang J, Coursey JS, Sukumar R, Zucker DS, Olsen K. XCOM: Photon Cross Section Database (version 1.5). 2010 [acesso em 01 abril 2018]. Disponível em: <http://physics.nist.gov/xcom>

Contato:

Paulo Roberto Costa
Grupo de Dosimetria das radiações e Física Médica
Departamento de Física Nuclear
Instituto de Física da USP
E-mail: pcosta@if.usp.br