

CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAIS TECIDO-EQUIVALENTES PARA USO EM CONSTRUÇÃO DE FANTOMAS FÍSICOS

Edvan V. de Souza¹, Alex C. H. de Oliveira³, José W. Vieira^{1,2}, Fernando R. A. Lima^{3,4}

¹Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco
Av. Prof. Luís Freire, 500, Curado, Recife-PE
CEP 50740-540, Brasil
edvanmsn@hotmail.com

²Escola Politécnica de Pernambuco - UPE
Rua Benfica, 455, Madalena, Recife-PE
CEP 50750-470, Brasil
jose.wilson59@uol.com.br

³Universidade Federal de Pernambuco (UFPE)
Av. Prof. Moraes Rego, 1235, Recife- PE
CEP 50670-901, Brasil
oliveira_ach@yahoo.com

⁴Centro Regional de Ciências Nucleares (CRCN-NE / CNEN)
Av. Prof. Luiz Freire, 200
50740-540 Recife, PE
falima@cenen.gov.br

RESUMO

Fantomas são modelos físicos ou computacionais usados para simular o transporte da radiação ionizante, suas interações com os tecidos do corpo humano e avaliar a deposição de energia. Dependendo da aplicação, pode-se construir fantomas de diversos tipos e características. Os fantomas físicos são feitos de materiais com comportamento semelhante aos tecidos humanos expostos à radiação ionizante, os chamados materiais tecido-equivalentes. A caracterização dos vários materiais tecido-equivalentes é importante para que a escolha dos materiais a serem utilizados seja apropriada, buscando assim um melhor custo-benefício. O principal objetivo deste trabalho é produzir tabelas contendo as principais características dos materiais tecido-equivalentes. Estas tabelas foram produzidas no Microsoft Office Excel. Entre as principais características dos materiais tecido-equivalentes que foram adicionadas às tabelas, estão densidade, composição química, estado físico, estabilidade química e solubilidade. A principal importância deste trabalho é contribuir para construção de fantomas físicos de alta qualidade e evitar o desperdício de materiais ao serem selecionados adequadamente.

1. INTRODUÇÃO

Fantomas são modelos físicos ou computacionais usados para simular o transporte da radiação ionizante, suas interações nos tecidos do corpo humano e avaliar a deposição de energia. Os fantomas são geralmente construídos com o propósito de realizar tanto controle de qualidade de imagens e equipamentos em radiodiagnóstico quanto avaliações dosimétricas em aplicações nucleares.

Os fantomas físicos são feitos de materiais com comportamento semelhante aos tecidos humanos expostos à radiação ionizante, os chamados materiais tecido-equivalentes [1].

Idealmente, estes devem ter a mesma densidade e o mesmo coeficiente de atenuação (μ) dos tecidos humanos simulados [2]. A Figura 1 mostra exemplos de fantasmas físicos.

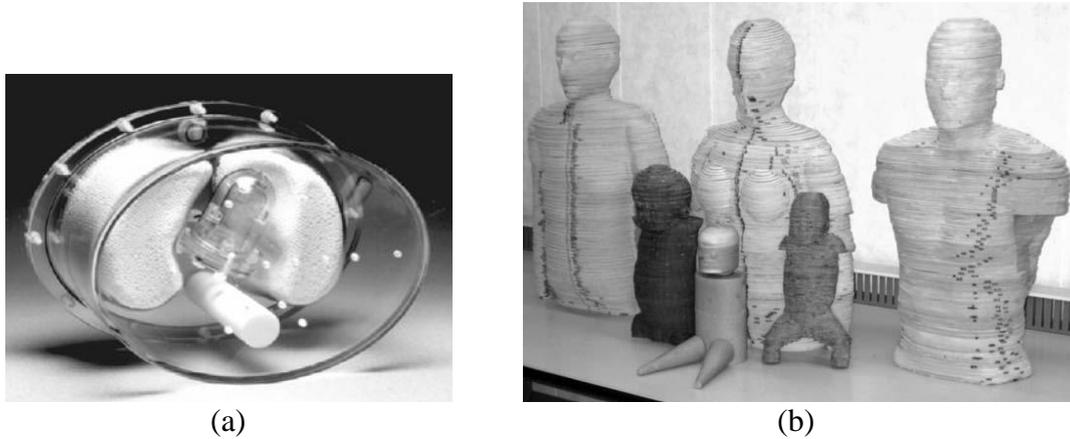


Figura 1 - (a) Fantoma *Lung-Spine SPECT*, Modelo ECT/LUNG/P (Data Spectrum Corporation). Simula as estruturas anatômicas e distribuições de radioatividade na parte superior do tronco humano. (b) Uma série de fantasmas antropomórficos desenvolvida na Universidade da Flórida.

Um grande número de materiais tecido-equivalentes tem sido desenvolvido para aplicações em dosimetria, imageamento e proteção radiológica. A composição dos materiais difere consideravelmente dependendo da aplicação. Várias propriedades, tais como tipo de radiação, intervalo de energia, densidade, etc., precisam ser consideradas no projeto [3].

Em geral, os tecidos mais importantes que precisam ser representados são o muscular (esquelético), o adiposo, o ósseo (estes três, representando mais de 70% da massa corporal), o pulmonar (importante devido às perturbações nas distribuições de dose) e alguns tecidos de radiosensibilidade considerável como os seios, olhos, pele, ovário, testículo e tireoide. Avaliações dosimétricas em radioterapia podem envolver órgãos específicos tais como o cérebro, o fígado, os rins, etc [4].

Os materiais de base usados no desenvolvimento de materiais tecido-equivalentes são frequentemente polímeros, especificamente resinas epóxi, polietileno e outros compostos, como cera de parafina, poliestireno, polipropileno, poliuretano, líquidos orgânicos e soluções químicas [5, 6, 7]. Além desses, a ICRU Report 44 (1989) compilou vários outros materiais que podem ser usados como tecido-equivalente. O polietileno, a cortiça e o alumínio são os mais cotados para substituir a gordura, o pulmão e o osso, respectivamente [8]. A maioria dos materiais desenvolvidos para radioterapia ou CT é baseada em polietileno ou resinas epóxi [3].

Desde a publicação da ICRU 44 (1989), não há nenhum outro trabalho ou publicação que reúna a maioria dos materiais tecido-equivalentes desenvolvidos ou aplicados na construção de fantasmas físicos. Por isso, o objetivo deste trabalho é produzir tabelas contendo as principais características dos materiais tecido-equivalentes usados na construção de fantasmas físicos.

2. METODOLOGIA

Inicialmente, as tabelas foram construídas a partir da reprodução das tabelas da ICRU 44 (1989), adicionando outras características importantes dos materiais. As tabelas foram produzidas no Microsoft Office Excel 2007. Em seguida, foram pesquisados novos materiais tecido-equivalentes que vêm sendo usados para construção de fantomas físicos. Entre as principais características dos materiais tecido-equivalentes que foram adicionadas às tabelas, estão densidade, composição química, estado físico, estabilidade química e recomendações de uso. Foram utilizados os instrumentos disponíveis no Laboratório de Dosimetria Numérica (LDN) para determinar a densidade de alguns materiais.

3. RESULTADOS

As tabelas construídas foram baseadas nas da ICRU 44. São quatro tabelas, uma para cada tipo de material tecido-equivalente: puros, industriais, misturas químicas e manufaturados. A Tabela 1 apresenta os materiais puros, esses materiais são formados por um único tipo de substância e podem ser encontrados facilmente na natureza. A Tabela 2 mostra os materiais formados por misturas químicas, esses materiais são formados por mais de uma substância pura. A Tabela 3 apresenta os materiais industrializados (fabricados para uso geral). A Tabela 4 apresenta os materiais manufaturados, esses são materiais desenvolvidos por empresas ou pesquisadores. Nesta última tabela, foram omitidos os materiais apresentados na ICRU 44.

4. CONCLUSÃO

Este trabalho teve como objetivo produzir tabelas contendo as principais características de materiais tecido-equivalentes que possam ser usados na construção de fantomas físicos. Até o momento foram compiladas as tabelas de materiais da ICRU 44 (1989) e adicionados novos materiais que foram desenvolvidos ou aplicados na construção de fantomas físicos após 1989. Essas tabelas irão contribuir para obtenção de resultados de alta qualidade, tanto na construção de fantomas físicos quanto em experimentos dosimétricos, e poderão ser usadas não só no LDN, como também em outros laboratórios de pesquisa da área. As tabelas apresentadas estarão em breve disponíveis no site do Grupo de Dosimetria Numérica (GDN/CNPq): www.dosimetrianumerica.org.

Tabela 1. Materiais Puros

Material Substituto	Tecido Substituído	Composição Química	Densidade (g/cm³)	Ponto de Fusão / Ebulição (°C)	Solubilidade
Água	Músculo	H ₂ O	1	0 / 100	
Alumínio	Osso	Al	2,7	660,3 / 2519	Solúvel em HCl, H ₂ SO ₄ , água quente e soluções alcalinas.
Magnésio	Osso	Mg	1,738	650 / 1090	
Enxofre	Osso	S	1,96	115,2 / 444,7	Cerca de 25g/L (em acetona).

Tabela 2. Misturas Químicas

Material Substituto	Tecido Substituto	Composição Química	Densidade (g/cm³)	Referência
Etanol + Água	Tecido Mole	C ₂ H ₅ OH + H ₂ O	0,789 – 1,00	SANADA et al., 1999; VERHAEGEN; DEVIC, 2005; BAZALOVA et al., 2007.
Nitrato de Cálcio Tetra hidratado + Água	Osso	Ca(NO ₃) ₂ · 4 H ₂ O + H ₂ O	1,00 – 1,55	OLIVEIRA, 2012.
Resina Epóxi (66.93%) + Carbonato de Cálcio (33.07%)	Esqueleto		1,41	KINASE et al., 2003.
Resina Epóxi (38.20 %) + Hidroxiapatita (61.80%)	Ossos Corticais		1,81	KINASE et al., 2003.
Resina Epóxi (97.25%) + Carbonato de Cálcio (2.75 %)	Ossos Trabeculares		1,17	KINASE et al., 2003.

Tabela 3. Materiais Industrializados

Material Substituto	Tecido Substituído	Composição Química	Densidade (g/cm³)	Ponto de Fusão / Ebulição (°C)	Solubilidade
Acrílico (PMMA)	Músculo	(C ₅ H ₈ O ₂) _n	1,17 – 1,20	130-140 / 200	
2-Etoxietanol (Etilglicol)	Gordura	C ₄ H ₁₀ O ₂	0,93	-76 / 135	Solúvel em água.
Cera de Parafina	Gordura	C _n H _{2n+1} , n > 15	0,93	50 - 57 / 199	Insolúvel em água.
Gesso de Paris	Osso	CaSO ₄ .2H ₂ O	2,32	1460 /	0,24 g/100 mL (20 °C)
Mylar/Melinex (PET)	Músculo	(C ₁₀ H ₈ O ₄) _n	1,4	> 250 /	
Nylon-6 (Poliamida)	Músculo	(C ₆ H ₁₁ NO) _n	1,13	216 /	
Poliestireno	Músculo	(C ₈ H ₈) _n	1,03 – 1,06	240 / 145	
Polietileno	Gordura	(C ₂ H ₄) _n	0,95	140 /	
Policloreto de Polivinila (P.V.C)	Osso	(C ₂ H ₃ Cl) _n ;	1,35	> 180 /	Praticamente insolúvel.
Polietileno	Gordura	(C ₂ H ₄) _n	0,95	140 /	

Tabela 4. Materiais Manufaturados

Material Substituto	Tecido Substituído	Composição Química	Densidade (g/cm³)	Referência
ARL	Tecido mole	H(9,24%); C(67,91%); N (2,5%); O (20,09%); Sb(0,25%)	0,985	KLECK et al.,1990
ARL	Tecido mole	H(9,07%); C(67,88%); N(2,29%); O(20,48%); Sb(0,22%); indefinido(0,06%)	1,006	KLECK et al.,1990
KSS/ CAPINTEC	Músculo	H(8,40%); C(69,20%); N(3,90%); O(15,40%); P(0,70); Cl(2,40%)	1,064	KLECK et al.,1990
KSS/ CAPINTEC	Músculo	H(8,93%); C(69,92%); N(2,79%); O(17,72%); P(0,77); Cl(2,07%); indefinido(0,8)	1,074	KLECK et al.,1990
RSD	Músculo	H(9,45%); C(66,01%); N(5,05%); O(19,20%); S(0,03%); Ba(0,14%)	1,056	KLECK et al.,1990
RSD	Tecido mole	H(9,33%); C(65,63%); N(4,58%); O(19,12%); Ba(0,15%); indefinido(1,19%)	0,991	KLECK et al.,1990
RW3	Água	H(7,59%); C(90,41%); O(0,80%); Ti(1,20%)	1,050	HILL et al., 2010
RMI457	Água	H(8,09%); C(67,22%); N(2,40%); O(19,84%); Cl(0,13%); Ca(2,32%)	1,030	HILL et al., 2010
VW	Água	H(7,70%); C(68,74); N(2,27); O(18,86%); Cl(0,13%); Ca(2,31%)	1,030	HILL et al., 2010
PRESAGE	Água	H(8,92%); C(60,74%); N(4,46%); O(21,72%); Cl(3,34%); Br(0,84%)	1,101	HILL et al., 2010
PWDT	Água	H(7,40%); B(2,26%); C(46,70%); N(1,56%); O(33,52%); Mg(6,88%); Al(1,40%)	1,039	HILL et al., 2010
PAGAT	Água	H(10,59%); C(6,81%); N(2,42%); O(80,08%); P(0,02%); Cl(0,02%)	1,026	HILL et al., 2010
PW	Água	H(9,25%); C(62,82%); N(1,00%); O(17,94%) ;Cl(0,96%); Ca(7,95%); Br(0,03%)	1,013	HILL et al., 2010
AD1	Gordura	Polipropileno (96,112%); MgO(2,015%); CaCO ₃ (1,873%)	0,941	HOMOLKA et al., 2002

Tabela 4. Materiais Manufaturados (Cont.)

Material Substituto	Tecido Substituído	Composição Química	Densidade (g/cm³)	Referência
MS1	Músculo	Poliestireno (53,806%); Polipropileno(35,871%); MgO(5,028%); CaCO ₃ (5,295%)	1,067	HOMOLKA et al., 2002
SP1	Ossos Trabeculares	Poliestireno(79,766%); TiO ₂ (4,845%); CaCO ₃ (15,388%)	1,207	HOMOLKA et al., 2002
VC4	Coluna Vertebral C4	Poliestireno(57,224%); MgO(2,558%); CaCO ₃ (40,218%)	1,443	HOMOLKA et al., 2002
PSPP1	Água	Poliestireno (57,665%); Polipropileno(38,443%); TiO ₂ (3,402%); MgO(0,490%); Gráfito(0,106%)	1,021	HOMOLKA et al., 2002
WAS CAMERON	Osso	H(8,62%); C(54,4%); O(20,1%); Ca(16,8%)	1,28	TOMIMASU, 2000
Triolein	Gordura	H(1,8%); C(77,3%); O(10,8%)	0,92	TOMIMASU, 2000
Stacey latex	Pulmão	H(10,1%); B(8,0%); C(9,2%); O(0,12%); S(1,91%); Zn(0,67%)	0,26	TOMIMASU, 2000
LNI	Pulmão	H(6,0%); C(51,4%); N(4,3%); O(30,7%); Al(7,5%)	0,30	TOMIMASU, 2000

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao IFPE, CRCN e ao DEN/UFPE pela estrutura computacional e o suporte financeiro.

REFERÊNCIAS

1. A. C. H. Oliveira, “Influência da Qualidade de Imagens CT na Avaliação da Distribuição de Dose em Planejamento Radioterápico Baseado em Métodos Monte Carlo”, *Dissertação de Mestrado (Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares), Universidade Federal de Pernambuco, Recife-PE* (2012).
2. D. E. Hintenlang, W. E. Moloney, Winslow, “Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry,” *J. Physical Phantoms for Experimental Radiation Dosimetry*, EUA, pp.389-413 (2010).
3. P. Homolka, A. Gahleitner, M. Prokop, R. Nowotny, “Optimization of the composition of phantom materials for computed tomography,” *Physics in Medicine and Biology* (2002).
4. ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements, “Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement: ICRU Report 44”, Bethesda (1989).
5. S. J. Thomas, “Relative Electron Density Calibration of CT Scanners for Radiotherapy Treatment Planning,” *The British Journal of Radiology*, **72**, pp.781-786 (1999).
6. L. G. O. Silva, “Construção de um PET Didático: Construção de um Fantoma,” *Dissertação de Mestrado, Universidade Nova de Lisboa, Lisboa* (2010).
7. I. Yohannes, D. Kolditz, O. Langner, W. A. Kalender, “A formulation of tissue- and water-equivalent materials using the stoichiometric analysis method for CT-number calibration in radiotherapy treatment planning,” *Physics in Medicine and Biology*, **57** (2012).
8. S. Tomimasu, “Desenvolvimento de Material Simulador de Tecido Humano a partir do Látex de Borracha Natural Vulcanizado com Radiação Gama,” *Tese de Doutorado, IPEN, São Paulo* (2000).
9. S. Sanada, K. Kawahara, T. Yamamoto, T. Takashima, “New Tissue Substitutes Representing Cortical Bone and Adipose Tissue in Quantitative Radiology”, *Physics in Medicine and Biology*, **44**, pp.107-112 (1999).
10. F. Verhaegen, S. Devic, “Sensitivity study for CT image use in Monte Carlo treatment planning”, *Physics in Medicine and Biology*, **50**, pp.937-946 (2005).
11. M. Bazalova, L. Beaulieu, S. Palefsky, F. Verhaegen, “Correction of CT artifacts and its influence on Monte Carlo dose calculations”, *Medical Physics*, **34** (2007).
12. S. Kinase, M. Kimura, H. Noguchi, “Development of Skeletal Substitute Materials”, *Radioisotopes*, **52**, pp.277-284 (2003).
13. J. H. Kleck, J. B. Smathers, F. E. Holly, L. T. Myers, “Anthropomorphic radiation therapy phantoms: A quantitative assessment of tissue substitutes”, *Medical Physics*, **17** (1990).

14. R. Hill, Z. Kuncic, C. Baldock, “The water equivalence of solid phantoms for low energy photon beams”, *Medical Physics*, **37**, (2010).