



Estudo das propriedades de atenuação de materiais para desenvolvimento de um simulador de tireoide-pescoço

Moratelli^aT.S., Soares^aA.B., Lucena^aE.A., Dantas^a A.L.A., Mendes^b B.M.,
Dórea^c M.M., Romani^cE.C., Dantas^a B.M.

^aInstituto de Radioproteção e Dosimetria, 22783-116, Av. Salvador Allende s/n

^bCentro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear da CNEN, Seção de Dosimetria das Radiações - SECDOS.
Av. Presidente Antônio Carlos, 6.627, Campus da UFMG – Pampulha - MG

^cSENAI/FIRJAN, 20911-210, Praça Natividade Saldanha, 19 - Rio de Janeiro - RJ
tayrine.moratelli@gmail.com

RESUMO

A estimativa da atividade retida no corpo humano por meio de medidas *in vivo* requer o uso de fatores de calibração obtidos com simuladores físicos-antropomórficos. A confecção de simuladores utilizando-se tecnologias de impressão 3D é uma opção economicamente viável. Contudo são necessários estudos prévios para selecionar os materiais tecido-equivalentes ideais a serem utilizados, considerando o coeficiente de atenuação de massa como principal critério de avaliação. Neste contexto, foram realizadas séries de medições com uma fonte padrão pontual de ¹³³Ba, variando-se o tipo e espessura do material atenuador. Conclui-se que, para a faixa de energia avaliada, o ABS apresentou-se como o material mais adequado para esta aplicação.

Palavras-chave: Coeficiente de Atenuação de massa; Curva de atenuação; Simulador Tireoide-pescoço; ¹³¹I.

ABSTRACT

The estimation of the activity retained in the human body by means of *in vivo* measurements requires the use of calibration factors obtained with physical-anthropomorphic simulators. The development of phantoms through 3D technology becomes a cost-effective option. However, previous studies are necessary to select the tissue equivalent materials to be used, taking into account the mass attenuation coefficient as the most relevant criterion. In this context, series of measurements were performed using a ^{133}Ba standard point source, by varying the type and thickness of the material. It is concluded that, for the energy range evaluated, the ABS presented the most suitable properties for such application.

Keywords: Mass Attenuation Coefficient; Attenuation curve; Thyroid-neck simulator; ^{131}I .

1. INTRODUÇÃO

Entre os radionuclídeos mais utilizados em medicina nuclear, pode-se destacar o ^{131}I , o primeiro a se tornar comercialmente disponível, em 1950, e amplamente utilizado até os dias atuais, tanto para diagnóstico quanto para terapia das doenças da tireoide. O iodo é um elemento volátil, e seu isótopo 131 apresenta o mais elevado coeficiente de dose interna entre os radionuclídeos utilizados em medicina nuclear [1,2].

A norma básica de radioproteção da CNEN, na sua Posição Regulatória 3.01/005:201, segue as recomendações da Agência Internacional de Energia Atômica e estabelece o controle da exposição ocupacional interna de trabalhadores expostos a ^{131}I como parte do programa de proteção radiológica da instalação [3,4]. Entretanto, devido à falta de capacitação dos Supervisores de Proteção Radiológica em técnicas de bioanálise, aos custos e à logística inerentes à implantação de programas rotineiros de monitoração interna em Serviços de Medicina Nuclear, atualmente, esta exigência não tem sido cumprida de forma regular.

A monitoração da incorporação de radioisótopos emissores de fótons por seres humanos pode ser realizada por meio de medições *in vivo* [5]. A quantificação da atividade retida no corpo a partir de técnicas *in vivo* requer a aplicação de fatores de calibração obtidos com simuladores físicos-antropomórficos com geometria, composição química e densidade similares às dos órgãos e tecidos

de interesse. Tais simuladores devem ser produzidos com atividades conhecidas do radionuclídeo de interesse (ou substitutos com emissões equivalentes e com meia vida mais longa). Dessa forma, permitem a conversão da taxa de contagem registrada em uma medição, em atividade no órgão de interesse.

De acordo com o ICRU 44, para que um material tecido-equivalente seja selecionado, este deve, idealmente, ter propriedades de absorção e espalhamento iguais às apresentadas pelo tecido corporal. Na prática, esse requisito é aproximado e o grau de semelhança irá depender da aplicação para a qual o fantoma foi projetado. Para uma seleção adequada de um tecido equivalente, é necessário considerar o tipo de radiação e sua energia, sua interação com os órgãos de interesse, as grandezas dosimétricas que serão avaliadas e a acurácia requerida [6-10]. No que se refere à contaminação interna com ^{131}I em serviços de medicina nuclear, as principais emissões a serem detectadas são gamas de energia média de 378 keV [11]. O órgão de interesse é a tireoide, situada na região do pescoço, e que retém grande parte da atividade incorporada (até 30% da quantidade ingerida ou injetada) devido à sua grande avidéz por iodo [12]. A grandeza que se deseja avaliar é a atividade incorporada e para fins de proteção radiológica, incertezas de até 20% são aceitáveis na determinação da atividade de I-131 incorporada [13].

No caso de simuladores para calibração de sistemas de contagem *in vivo*, escopo deste trabalho, a ICRU 44 cita que para fótons de energia superior a 30 keV, a maioria dos materiais utilizados na construção de objetos simuladores, com densidades entre 0,9 e 1,1 g.cm⁻³, deve apresentar propriedades de absorção e espalhamento adequadas para simulação de músculo e outros tecidos moles, como a tireoide [10]. Além disso, para fótons com energias acima de 50 keV, simuladores compostos de apenas um tecido substituto com composição equivalente à de tecidos moles podem ser adequados [10].

As novas tecnologias de impressão 3D surgem como uma alternativa economicamente viável para uso em aplicações médicas, como por exemplo, na produção de bolus para radioterapia para atingir as distribuições de dose adequadas [14], impressão de prótese ocular customizada para restaurar a aparência facial em anoftalmia adquirida [15], confecção de mão protética provisória para crianças com deficiências nos membros superiores [16], produção de implantes de cranioplastia acrílica personalizado para cada paciente [17] e um conjunto de simuladores de tireoide específicos para idades de 5, 10, 15 anos e para o adulto [18]. Tal fato torna esta técnica

promissora no desenvolvimento de estruturas com um nível de detalhamento suficientemente realista utilizando materiais tecido-equivalentes artificiais ou naturais que apresentam propriedades físico-químicas semelhantes aos tecidos vivos que se pretende simular. Diversos filamentos utilizados em impressão 3D têm composição química e densidades semelhantes ao PMMA (acrílico) que, segundo a ICRU 44, é utilizado como tecido substituto do músculo [10].

O presente estudo teve como objetivo a determinação das propriedades de atenuação da radiação gama de um conjunto de materiais tecido-equivalentes, considerando os coeficientes de atenuação linear e de massa como os principais critérios de avaliação e comparação.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Impressão 3D das placas para teste

Os corpos de prova dos polímeros testados neste trabalho foram produzidos por meio de impressão 3D através da parceria estabelecida entre o Instituto de Radioproteção e Dosimetria - IRD/CNEN e o Instituto SENAI de Inovação em Sistemas Virtuais de Produção - SENAI/FIRJAN. Foram produzidas cinco amostras de cada material testado, utilizando a impressora GTMax 3D Core AB 400 (Figura 1).



Figura 1: Impressora GTMax 3D Core AB 400.
Fonte: GTMax 3DWebsite.

Os testes foram realizados com os seguintes polímeros: PLA (Ácido Polilático), ABS (Acrilonitrila-Butadieno-Estireno) e TPU Flex (Poliuretano Termoplástico Flexível). As placas impressas possuem dimensões de 30 x 30 x 5mm, camadas de 0,15mm de espessura nas placas de PLA e ABS e 0,2mm de espessura nas placas de TPU flex, todas com 100% de preenchimento entre as camadas. A temperatura de extrusão e da mesa foram baseadas na literatura, porém testadas, adaptadas e definidas de acordo com as condições da impressora utilizada no estudo conforme os dados da Tabela 1 [19].

Tabela 1: Temperaturas adotadas no processo de impressão.

Materiais	Temperatura (°C)	
	Extrusão	Mesa
PLA	185	55
ABS	235	90
TPU Flex	210	55

2.2. Determinação da densidade

Para a determinação da densidade dos materiais impressos, foi utilizada a razão entre a média das massas obtidas durante a pesagem e a média dos volumes de cada material, considerando as incertezas de todos os parâmetros avaliados. A massa de cada uma das 5 placas de cada material estudado, foi determinada por pesagem utilizando uma balança de precisão de campo aberto marca Sartorius CP 2202 S com incerteza associada de 0,05g. O volume das plaquetas foi calculado com base nas suas respectivas dimensões (largura, comprimento e espessura) medidas com um paquímetro universal Tramontina com exatidão de 0,04 mm, tendo em vista que estes parâmetros podem sofrer alterações dependendo das condições adotadas durante a impressão 3D. As densidades medidas dos materiais impressos foram comparadas com os valores nominais das densidades dos filamentos, fornecidos pelos fabricantes.

2.3. Medições de transmitância

O experimento consistiu em séries de medidas da taxa de contagem de uma fonte padrão puntiforme de ^{133}Ba ($E = 356 \text{ keV}$; $I_{\text{gama}} = 0,6205$ [20]) colimada com chumbo e posicionada a

17,5cm de distância da face do detector, variando-se o tipo e espessura do material atenuador. Foram testados os seguintes polímeros sólidos impressos em 3D: PLA, ABS e TPU flex. Foram também avaliados os seguintes materiais não-impressos: PMMA (polimetilmetacrilato), conhecido comercialmente como acrílico, e Polietileno. As medidas foram realizadas utilizando-se um detector de cintilação do tipo NaI(Tl) com dimensões de 3"x3", conforme ilustrado na Figura 2. O detector foi posicionado verticalmente com sua face voltada para baixo e o material testado foi disposto em forma de placas, sobrepostas de forma a se obter diferentes espessuras. Foram realizadas cinco medições de cinco minutos cada, para cada espessura estudada. Baseado nos valores de transmitância medidos, foram ajustadas curvas de atenuação dos fótons, comparando-se os valores dos coeficientes de atenuação de massa entre os materiais testados.

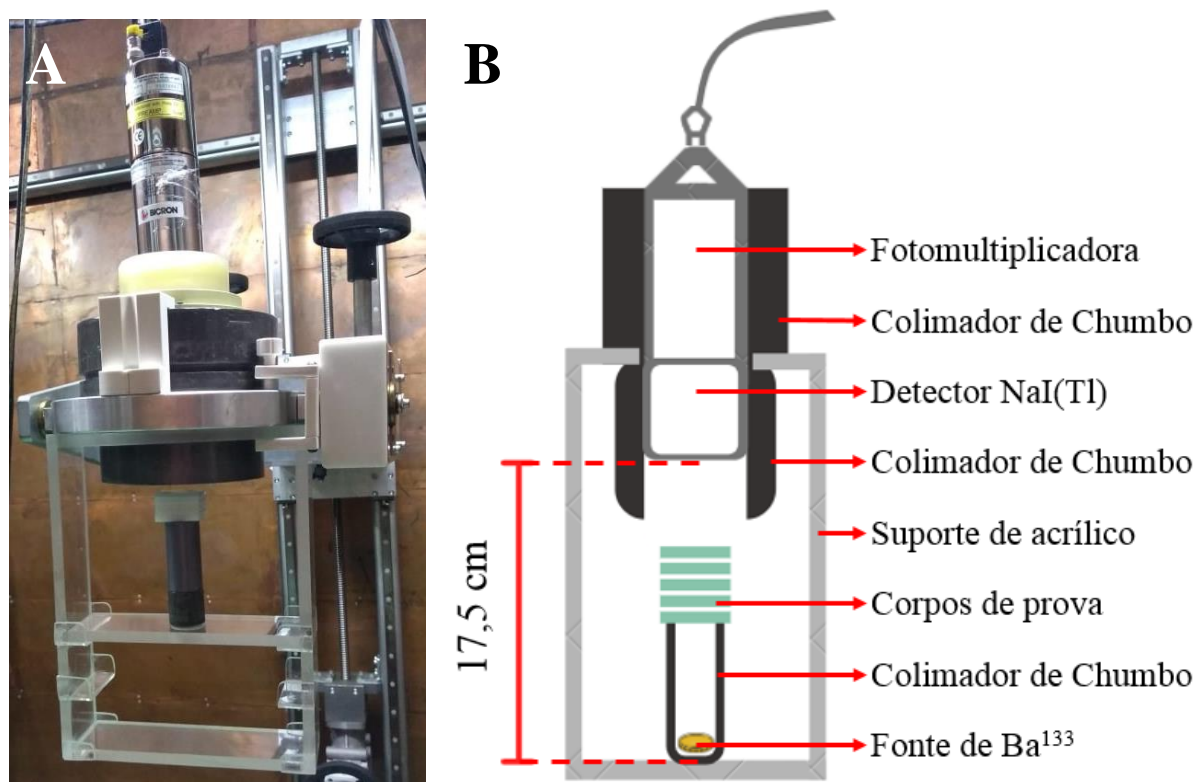


Figura 2: Geometria de contagem para determinação do coeficiente de atenuação linear. (A) Setup para a realização das contagens. (B) Setup esquematizado.

2.4. Cálculo do Coeficiente de atenuação

A seleção dos materiais tecido-equivalentes para produção de simuladores baseia-se em diferentes critérios, dentre eles, o custo, a toxidez dos componentes, a facilidade de obtenção e

requisitos de segurança para produção do simulador. Além destes, as propriedades físicas de interação dos fótons com a matéria constituem um dos principais critérios de seleção de materiais. O coeficiente de atenuação linear de massa é expresso como a razão entre o coeficiente de atenuação linear e a massa específica do material [20].

$$\mu_m = \mu/\rho \quad (1)$$

Onde:

μ_m - coeficiente de atenuação de massa do material;

μ - coeficiente de atenuação linear;

ρ - massa específica do material.

Para a obtenção de μ é necessário determinar experimentalmente a Transmitância, que é definida como a razão entre a intensidade do feixe que atravessa o material (I) e do feixe incidente (I_0).

$$T = I/I_0 \quad (2)$$

A transmitância apresenta uma relação exponencial com espessura do material (mm) obtendo-se uma curva com o seguinte formato:

$$T = e^{-\mu x} \quad (3)$$

Onde:

T - Transmitância;

μ - coeficiente de atenuação linear;

x - espessura do material.

A partir da equação 3 pode-se calcular o valor do coeficiente de atenuação linear (μ) conforme a equação:

$$\mu = -\frac{\ln \frac{I}{I_0}}{x} \quad (4)$$

Uma regressão linear foi realizada para a curva $-\ln(I/I_0)$ vs (x) obtida para cada material na etapa de medição da transmitância. Nas regressões a constante da reta foi definida como zero, de forma que, quando a espessura for igual a zero, a transmitância seja igual a 1. A inclinação da reta $[-\ln(I/I_0)/x]$ obtida na regressão corresponderá ao coeficiente de atenuação linear do material, conforme a equação 4. A incerteza referente à inclinação da reta, calculada na regressão, corresponderá à incerteza do coeficiente de atenuação linear do material.

Para a avaliação do coeficiente de atenuação dos materiais estudados, foram utilizados os dados da ICRU 44 [10] sugeridos para músculo, apresentados na Figura 3, para calcular o coeficiente de atenuação mais adequado para a faixa de energia de interesse (Foto-pico do ^{133}Ba de 356 keV). Os valores de coeficiente de atenuação linear e de massa, obtidos para o Músculo ICRU na faixa de 356 keV, foram considerados como referência nas comparações com os materiais tecido equivalentes impressos em 3D.

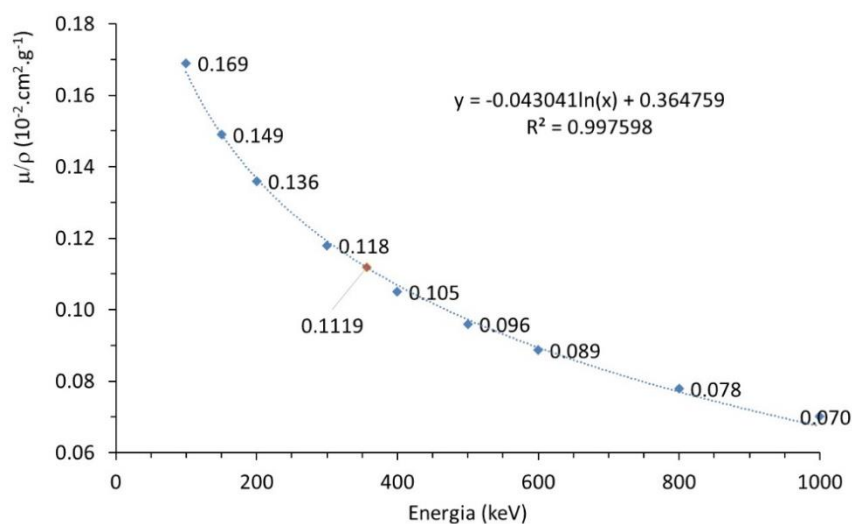


Figura 3: Coeficientes de atenuação de massa para músculo fornecidos na ICRU44 [10].

O programa XCOM do *National Institute of Standards and Technology* (NIST) foi utilizado para calcular o coeficiente de atenuação de massa com base na fórmula química dos materiais estudados [21]. O coeficiente de atenuação linear foi calculado a partir da densidade dos materiais estudados, disponível na literatura, utilizando a Equação (1).

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os valores das densidades, de cada um dos materiais estudados, foram obtidos utilizando a razão entre a massa média e o volume médio das placas impressas utilizando tecnologia 3D (Tabela 2). Os resultados apresentados demonstraram incertezas relativas abaixo de 5% para os materiais, exceto o TPU Flex que apresentou uma incerteza relativa de, aproximadamente, 14%. A diferença entre as densidades das placas impressas obtidas experimentalmente e as densidades dos filamentos informadas pelo fabricante, foram em torno de 1, para o ABS e o PLA.

Tabela 2: Valores médios obtidos para massa e volume para os materiais estudados. Densidade média e incertezas obtidas para os materiais impressos. Diferença entre a densidade nominal do filamento, informada pelo fabricante, e a densidade medida das peças impressas em 3D.

Materiais	Massa média (g)	Volume médio (cm ³)	$\rho_{\text{medida}} \text{ (g.cm}^{-3}\text{)}$			$\rho_{\text{filamento}} \text{ (g.cm}^{-3}\text{)}$	R*
			Média	Incerteza	Incerteza Relativa (%)		
PMMA	57,80	48,41	1,20	0,03	2,8%	1,18	1,02
PLA	5,75	4,5	1,28	0,01	0,5%	1,25	1,02
ABS	5,05	4,5	1,12	0,05	4,6%	1,07	1,05
TPU Flex	3,25	4,5	0,72	0,10	13,9%	1,21	0,595
Polietileno	7,49	7,87	0,95	0,01	1,4%	0,96	0,989

$$*R = (\rho_{\text{medida}}/\rho_{\text{filamento}})$$

O TPU Flex que apresentou uma diferença de aproximadamente 0,595. Este fato se dá, provavelmente, devido a presença de ar no material impresso, sendo necessária uma reavaliação dos parâmetros utilizados durante a impressão.

Os valores de transmitância obtidos foram ajustados exponencialmente a fim de se obter curvas de atenuação para cada um dos materiais avaliados. A partir das curvas obtidas foram calculados os coeficientes de atenuação de massa. A Figura 4 apresenta a comparação entre as curvas de atenuação dos materiais PMMA, PLA, ABS, TPU-Flex e Polietileno.

De acordo com os resultados experimentais obtidos para o coeficiente de atenuação de massa dos materiais impressos em 3D é possível observar que, para a faixa de energia de interesse, o PLA apresentou uma maior atenuação da radiação em comparação aos demais materiais. Este resultado pode estar associado ao fato deste material apresentar a maior densidade dentre os materiais impressos em análise. O ABS foi o material que apresentou propriedades de atenuação mais próximas ao PMMA, conforme pode ser observado na Figura 4. Deve-se ressaltar que o PMMA é considerado o padrão ouro para confecção de simuladores de controle de qualidade de instrumentação na área de imagenologia médica.

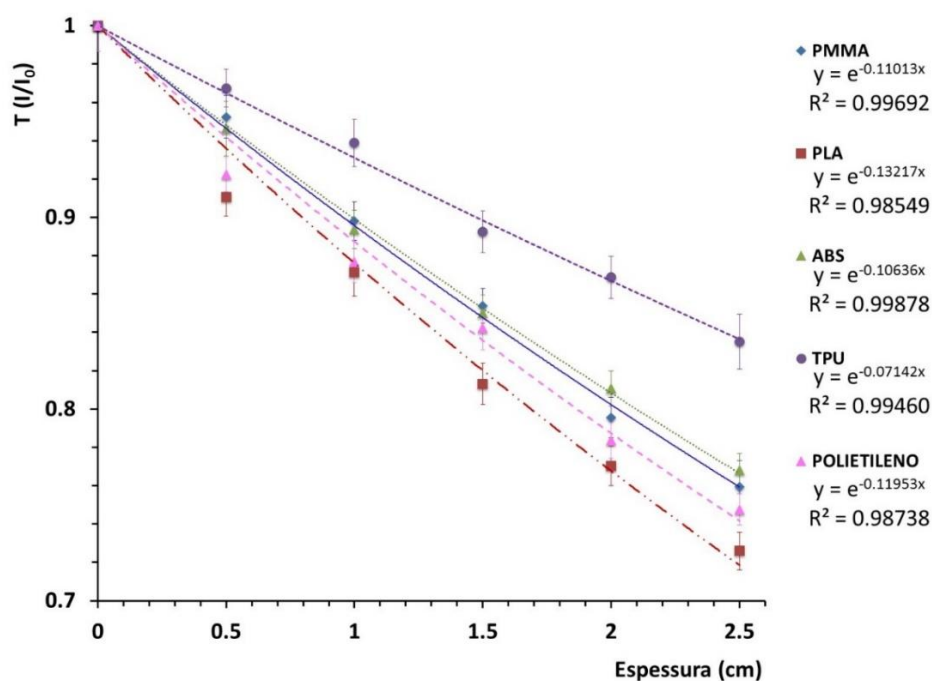


Figura 4: Curvas de atenuação dos materiais estudados para a ROI de 314,4 e 379,4 keV.

Após a obtenção dos coeficientes de atenuação linear, foi utilizada a Equação 1 para a determinação do coeficiente de atenuação de massa (Tabela 3) a fim de comparar os materiais impressos em 3D com os valores sugeridos pela ICRU 44 [10], para músculo, na faixa de energia de interesse.

Pode ser destacado também que o coeficiente de atenuação de massa do PLA foi o que mais se aproximou ($R=0,920$) do coeficiente sugerido pela ICRU (Músculo ICRU 44) [10], dentre os materiais impressos, para faixa de energia estudada. Dentre os materiais não-impressos, o Polietileno apresentou o coeficiente de atenuação de massa com a menor diferença ($R=1,13$) em relação ao admitido pela ICRU 44 [10].

Tabela 3: Comparação entre os coeficientes de atenuação de massa e linear obtidos experimentalmente para os materiais impressos em 3D e os valores sugeridos pela ICRU 44 [15] para músculo.

Material	$\rho_{\text{medida}} \text{ (g}\cdot\text{cm}^{-3}\text{)}$		$\mu_{\text{medido}} \text{ (cm}^{-1}\text{)}$			$\mu/\rho_{\text{calculado}} \text{ (cm}^2\cdot\text{g}^{-1}\text{)}$		
	Média	IP	Média	IP	R*	Média	IP	R*
Músculo (ICRU 44)	1.05	-	0.117	-	1	0.112	-	1
PMMA (Placa)	1.20	0.03	0.110	0.002	0,940	0.092	0.003	0,821
PLA (Imp.3D)	1.28	0.01	0.132	0.004	1,13	0.103	0.003	0,920
ABS (Imp.3D)	1.12	0.05	0.106	0.001	0,906	0.095	0.004	0,848
TPU (Imp. 3D)	0.72	0.1	0.071	0.002	0,607	0.099	0.014	0,884
Polietileno (Tarugo)	0.95	0.01	0.120	0.004	1,03	0.126	0.004	1,13

Valores calculados para a energia de 356 keV; IP = incerteza padrão;

* Músculo (ICRU 44) foi considerado como referência e $R = (\mu_{\text{material}} / \mu_{\text{músculo ICRU}})$ OU;

$$R = (\mu/\rho_{\text{material}} / \mu/\rho_{\text{músculo ICRU}})$$

Considerando todos os materiais estudados, o Polietileno e o PMMA tiveram o melhor desempenho no coeficiente de atenuação linear, com diferenças de 1,03 e 0,940 respectivamente, em relação ao valor de referência [10]. Dentre os materiais impressos em 3D, as diferenças em relação ao valor de referência da ICRU 44[10] para a energia de 356 keV foram: ABS 0,906; PLA

1,13 e TPU 0,884. A grande diferença observada para esse último material se deveu a baixa densidade do material impresso.

Os coeficientes de atenuação de massa e lineares teóricos dos materiais avaliados nesse estudo calculados com o programa XCOM foram apresentados na Tabela 4. O TPU é um material protegido por segredo industrial ou cuja composição pode variar entre diferentes fabricantes. Sua composição química não foi encontrada na literatura. Dessa forma, o cálculo teórico não pode ser realizado para esse material.

Tabela 4: Comparação entre os coeficientes de atenuação de massa e linear dos materiais estudados calculados pelo XCOM [17] a partir das densidades e fórmulas químicas disponíveis na literatura e os valores sugeridos pela ICRU 44 [15] para músculo.

Material	ρ (g.cm ⁻³)	μ (cm ⁻¹)		μ/ρ (cm ² .g ⁻¹)	
		Média	R*	Média	R*
Músculo (ICRU 44)	1.05	0.117	1	0.1119	1
Músculo (XCOM)	1.05	0.116	0,991	0.1102	0,985
PMMA	1.18	0.127	1,08	0.1079	0,964
PLA	1.25	0.132	1,13	0.1055	0,943
ABS	1.07	0.115	0,983	0.1079	0,964
TPU	1.21	**	**	**	**
Polietileno	0.96	0.109	0,932	0.1140	1,02

Valores calculados para a energia de 356 keV; * Músculo (ICRU 44) foi considerado como referência e

*R = ($\mu_{\text{material}} / \mu_{\text{músculoICRU}}$) ou ($\mu/\rho_{\text{material}} / \mu/\rho_{\text{músculoICRU}}$);

** Fórmula química não disponível;

Considerando os valores teóricos dos coeficientes de atenuação de massa dos materiais, observa-se uma diferença relativamente pequena variando de 0,943 a 1,02 em relação ao valor do Músculo ICRU [10] entre os materiais utilizados nesse estudo. Tal fato justifica-se pela semelhança entre as composições químicas dos materiais predominantemente formados por elementos de baixo número atômico ($Z = 1, 6, 7$ e 8). O material utilizado em impressão 3D cujo valor teórico do coeficiente de atenuação de massa apresentou menor diferença em relação ao coeficiente de

atenuação mássico do Músculo ICRU [10] foi o ABS (0,964). Levando-se em consideração todos os materiais testados, o PMMA (0,964) e o polietileno (1,02) também apresentaram resultados aceitáveis nesse quesito.

Os valores teóricos dos coeficientes de atenuação linear, por sua vez, apresentaram maiores variações (0,932 a 1,13) em relação ao valor esperado para o músculo [10]. Tendo em vista que as composições químicas são semelhantes, a densidade desses materiais torna-se o principal fator que determina a maior magnitude das variações. De fato, as densidades teóricas dos materiais estudados variam de 0,91 a 1,19 em relação ao músculo de referência da ICRU 44 [10]. A diferença de densidade do TPU disponível na literatura também é relevante, 1,15 em relação ao músculo [10]. De acordo com os cálculos teóricos dos coeficientes de atenuação linear para a energia de 356 keV o ABS, que pode ser impresso em 3D, apresentou a menor variação (0,983) em relação ao valor de referência para o Músculo ICRU [10].

Deve-se ainda comentar a diferença entre os valores teóricos e os valores experimentais obtidos para os coeficientes de atenuação linear dos materiais estudados. Utilizando os valores teóricos como referência ($\text{Desvio} = (\mu_{\text{experimental}}/\mu_{\text{teórico}})$), os desvios variaram de 0,866 a 1,10. Esses desvios podem ocorrer devido a variações na fórmula química e densidades reais dos materiais. No caso dos materiais impressos, a densidade pode sofrer grandes variações em relação à densidade do filamento, como foi o caso do TPU. Dessa forma, ressalta-se a importância da verificação das densidades e dos coeficientes de atenuação linear por meio de medidas experimentais, como forma de controle de qualidade, especialmente de materiais utilizados na técnica de impressão 3D.

4. CONCLUSÕES

Cálculos teóricos de coeficientes de atenuação são úteis na fase inicial de seleção dos materiais candidatos a utilização como tecidos equivalentes substitutos. Contudo, neste trabalho pode-se verificar que a densidade do material impresso pode variar consideravelmente em relação à densidade do filamento. Assim sendo, medidas experimentais da densidade do material e do coeficiente de atenuação são fundamentais para determinar se um material impresso pode ser considerado um bom tecido substituto.

Com base nos resultados experimentais do coeficiente de atenuação de massa dos corpos de prova, testados nesta fase do projeto, pode-se concluir que o PLA e o TPU-Flex podem ser considerados, no momento, como os materiais com maior potencial para a produção do simulador de tireoide por impressão 3D. Por outro lado, se forem levados em consideração os coeficientes de atenuação linear obtidos experimentalmente para os fótons emitidos pelo ^{133}Ba , com energia média de 356 keV, o ABS e o PLA se apresentam como melhores opções para a impressão.

Ensaio complementares devem ser realizados variando-se as condições de impressão dos corpos de prova a fim de se obter materiais que apresentem valores de atenuação mais próximos dos níveis ideais e esperados para esta aplicação. Em teoria, para a energia estudada e considerando as fórmulas químicas disponíveis na literatura, todos os materiais testados apresentam coeficientes de atenuação de massa próximos ao valor de referência estabelecido para o músculo pela ICRU 44[10]. Dessa forma, a densidade do material tem grande importância na adequação do material para a simulação. Filamentos com densidades maiores que a densidade de referência músculo e preenchimentos de impressão inferiores a 100% podem ser promissores.

REFERÊNCIAS

- [1] MILLER, K. L.; BOTT, S. M.; VELKLEY, D. E.; CUNNINGHAM, D. E. Review of contamination and exposure hazards associated with therapeutic uses of radioiodine. **J. Nucl. Med. Technology**, v.7, p. 163-166, 1979.
- [2] OLIVEIRA, R. S.; LEÃO, A. M. A. C. História da Radiofarmácia e as implicações da Emenda Constitucional N. 49. **Revista Brasileira de Ciências Farmacêuticas**, v. 44, n. 3, p. 377-382, 2008.
- [3] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). **Assessment of Occupational Exposure Due to Intakes of Radionuclides - Safety Standards Series, no.RS-G-1.2**, IAEA, 1999.
- [4] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR (CNEN). **Critérios para Cálculo de Dose Efetiva a partir da Monitoração Individual**. Posição Regulatória 3.01 /005:2011.

- [5] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). **Direct methods for measuring radionuclides in the human body**. Safety Series n. 114, 1996.
- [6] ZHANG, B.; MILLE, M.; XU, X. G. An analysis of dependency of counting efficiency on worker anatomy for in vivo measurements: whole-body counting. **Phys. Med. Biol.** 53 3463–75, 2008.
- [7] DANTAS, B. M. **Bases para a calibração de contadores de corpo inteiro utilizando simuladores físicos antropomórficos**. Tese de doutorado. Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 1998.
- [8] BROGGIO, D.; ZHANG, B.; DE CARLAN, L.; DESBRÉE, A.; LAMART, S.; LE GUEN, B.; BAILLOEUIL, C.; FRANCK, D. Analytical and Monte Carlo assessment of activity and local dose after a wound contamination by activation products. **Health Phys.** 96 155–63, 2009.
- [9] LAMART, S.; BLANCHARDON, E.; MOLOKANOV, A.; KRAMER, G. H.; BROGGIO, D.; FRANCK, D. Study of the influence of radionuclide biokinetics on the efficiency of in vivo counting using Monte Carlo simulation. **Health Phys.** 96 558–67, 2009.
- [10] ICRU - International Commission On Radiation Units and Measurements. **Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurements. ICRU Report 44**, Bethesda 1989.
- [11] ICRP Publication 107. Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations. **Ann ICRP**, v. 38(3), p. 1-96, 2008.
- [12] ICRP Publication 137. Occupational Intakes of Radionuclides: Part 3. **Ann ICRP**, v. 46(3/4), p. 1-486, 2017.
- [13] IDEA System - The expert system for internal dosimetry. Disponível em: <https://www.idea-system.com/internal-dosimetry/dose-assessment/>. Acessado em 25 de Setembro de 2020.
- [14] ZOU, W.; FISHER, T.; ZHANG, M.; KIM, L.; CHEN, T.; NARRA, V.; SWANN, B.; SINGH, R.; SIDERIT, R.; YIN, L.; TEO, B. K.; MCKENNA, M.; MCDONOUGH, J.; NING, Y. J. Potential of 3D printing technologies for fabrication of electron bolus and proton compensators. **J. Appl. Clin. Med. Phys.** 16 90–8, 2015.
- [15] RUITERS, S.; SUN, Y.; DE JONG, S.; POLITIS, C.; MOMBAERTS, I. Computer-aided design and three dimensional printing in the manufacturing of an ocular prosthesis. **Br. J. Ophthalmol.** 100 879–81, 2016.

- [16] ZUNIGA, J. M.; PECK, J.; SRIVASTAVA, R.; KATSAVELIS, D.; CARSON, A. An open source 3D-printed transitional hand prosthesis for children. **J. Prosthet. Orthot.** 2016. (<https://doi.org/10.1097/JPO.0000000000000097>).
- [17] TAN, E. T. W.; LING, J. M.; DINESH, S. K. The feasibility of producing patient-specific acrylic cranioplasty implants with a low-cost 3D printer. **J. Neurosurg.** 124 1531–7, 2016.
- [18] BEAUMONT, T.; IDEIAS, P. C.; RIMLINGER, M.; BROGGIO, D.; FRANCK, D. Development and test of sets of 3D printed age-specific thyroid phantoms for 131I measurements. **Phys. Med. Biol.** 62 4673, 2017.
- [19] BARUZO, LUCAS; WILLIAM TONATTO, ANDRÉ; GALVÃO, TIAGO. Avaliação das influências de condições de armazenamento em propriedades de amostras de poli(ácido láctico) fabricadas por manufatura aditiva. In: COBEF 2019, 2019, São Carlos. 10º Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação, 2019.
- [20] G.F. KNOLL. **Radiation Detection and Measurements.** 2 ed - 1989.
- [21] NIST. XCOM program. **National Institute of Standards and Technology.** 2020. (<https://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>)