



ESTUDO DO COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR E NÚMERO ATÔMICO EFETIVO NA AVALIAÇÃO DA EQUIVALÊNCIA DO DOSÍMETRO DE FRICKE GEL

Luiza R. Costa^{1,2}, Ângela M. M. dos Santos², Ester M. R. Andrade³, Lucas F. Araújo²,
Bruno M. Mendes³, Telma C. F. Fonseca^{2,3}.

¹ Discente do Curso de Física, Instituto de Ciências Exatas – ICEX, UFMG

² Departamento de Engenharia Nuclear – DEN, UFMG

³ Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear – CDTN, Campus UFMG

Av. Presidente Antônio Carlos, 6627, Pampulha – Belo Horizonte, MG

crodrigues.luiza@gmail.com

Palavras-Chave: Atenuação, Z_{eff} , Fricke gel, dosímetro químico, ^{226}Ra

RESUMO

Dosímetros são dispositivos capazes de responder a uma característica física da radiação ionizante sob investigação, produzindo como resposta um sinal físico ou químico adequado que pode ser medido. Entre os diversos tipos de detectores disponíveis, os dosímetros do tipo Fricke gel, caracterizados como dosímetros químicos, estão entre os mais indicados à quantificação de altas doses, devido ao seu baixo custo e eficiência na resposta. A inferência da dose usando o Fricke gel baseia-se na oxidação dos íons ferrosos a íons férricos os quais são proporcionais às doses de radiações aplicadas. Para garantir a qualidade deste dosímetro, parâmetros como coeficiente de atenuação linear (μ) e número atômico efetivo (Z_{eff}) são determinados como forma de avaliar a sua equivalência em relação à água e ao tecido biológico. Este trabalho teve como objetivo determinar experimentalmente os coeficientes de atenuação linear e o número atômico efetivo (Z_{eff}) do dosímetro Fricke, produzido por dois tipos de géis: a gelatina Bloom-300 (GEL), derivada de pele suína, e álcool polivinílico (PVA). O dosímetro Fricke foi preparado com estes géis e inserido em recipientes com volumes internos diversos (3, 6 e 8 cm³). Estes recipientes foram impressos em uma impressora 3D *Creality Ender-5 Plus* utilizando o polímero PLA (ácido polilático). Um setup foi montado a uma distância de 15 cm entre a saída do feixe de radiação gama de diferentes energias (^{226}Ra) e o detector de iodeto de sódio e tálio - NaI(Tl). Os recipientes de diferentes espessuras, contendo as amostras de Fricke gel, foram posicionados um por vez entre a fonte e o detector. O programa *Genie 2000 Spectroscopy Software*, conectado ao detector NaI(Tl), foi utilizado para obter o número de contagens produzidas por este sistema. O coeficiente de atenuação linear foi calculado a partir das contagens obtidas em triplicadas em função das energias da radiação recebida pelo detector para as diferentes espessuras analisadas. Para determinação do número atômico efetivo (Z_{eff}) foi usado o método da lei de potência. Os resultados mostraram que os dosímetros de Fricke gel, produzidos com as matrizes de GEL e PVA, apresentaram comportamento de transmissão de radiação em função de sua espessura, similar à do material de referência (água e tecido biológico). Entretanto, o Fricke gel foi considerado equivalente, podendo ser usado como um substituto dos tecidos biológicos durante uma simulação com fantoma, com capacidade de exibir a distribuição da dose volumétrica.

1. INTRODUÇÃO

1.1. Coeficiente de atenuação linear (μ) e número atômico efetivo (Z_{eff})

A busca por materiais para representar o tecido humano tem sido contínua desde que Keiböck, em 1906, propôs pela primeira vez a água como sendo equivalente ao músculo. Desde então, o interesse em desenvolver novos materiais equivalentes aos tecidos intensificaram principalmente para uso em radiologia diagnóstica e terapêutica. Esses materiais desempenham



um papel fundamental em atividades que vão desde a pesquisa especializada de dosimetria até ao planejamento de tratamento utilizando a radiação. [1,2].

As interações dos fótons com materiais que consistem em elementos leves, simulando o tecido biológico humano, correspondem ao espalhamento coerente, efeito fotoelétrico e espalhamento Compton, para o intervalo de energia de 10 keV a 1,5 MeV. A importância relativa de cada um desses três processos depende especificamente da energia do fóton [3, 4]. Logo, a atenuação é o processo pelo qual a intensidade de uma radiação, como raios X, raios gama, ou radiação de partículas, é reduzida à medida que esta interage com o material. Essa redução ocorre devido à absorção e ao espalhamento da radiação causada pela estrutura do material. Na absorção, a energia da radiação é transferida para os átomos causando excitação ou ionização, enquanto no espalhamento a direção de propagação da radiação é alterada. A probabilidade de um fóton de uma dada energia sofrer absorção ou espalhamento ao atravessar uma camada de material pode ser expressa quantitativamente em termos de um coeficiente de atenuação linear, μ (cm^{-1}), o qual pode ser calculado pela Equação 1 [5,6].

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

onde I é a intensidade da radiação após atravessar uma espessura x do material, I_0 é a intensidade inicial da radiação sem interagir com o meio. O μ é o coeficiente de atenuação linear, que depende do tipo de radiação e das propriedades do material.

Outro parâmetro importante no processo de desenvolvimento de um detector de radiação é o número atômico efetivo (Z_{eff}). O Z_{eff} representa o número atômico de um composto ou mistura em relação à sua capacidade de interagir com a radiação, especialmente com fótons. Essa propriedade contribui para o entendimento e previsão de como diferentes materiais, especialmente os de constituição heterogênea, atenuam a radiação. O Z_{eff} reflete a probabilidade de absorção e espalhamento da radiação dentro de um material de forma que materiais com um Z_{eff} mais alto tendem a interagir mais fortemente com a radiação, resultando em maior atenuação. Essa medida pode ser calculada por meio do método da lei de potência [7, 8], dada pela Equação 2:

$$Z_{\text{eff}} = \sqrt[m]{\sum_i \frac{(w_i/A_i)Z_i}{\sum_i (w_i/A_i)Z_i} Z_i^m} \quad (2)$$

onde Z_i é o número atômico de cada elemento, w_i corresponde a fração de massa do elemento, o valor de i compreende o tipo de material e o m , corresponde a uma constante que varia entre 2 e 3, dependendo da energia da radiação e do tipo de interação. O valor sugerido para a constante m foi de 2,94 [9].

1.2. Dosímetros Fricke gel

O dosímetro de Fricke gel é conhecido como um sistema de dosimetria química relativa, cuja resposta à radiação ionizante demanda um campo de radiação conhecido. Os íons ferrosos (Fe^{2+}) presentes na solução de Fricke gel são radioinduzidos a íons férricos (Fe^{3+}) e a quantidade desta espécie formada (Fe^{3+}) é proporcional à dose de radiação aplicada. Como este dosímetro é composto por 96% de água em peso, logo, suas propriedades dosimétricas são muito semelhantes às da água, apresentando uma faixa de leitura útil de 0,5 a 30 Gy. A sensibilidade do Fricke gel a doses mais altas o torna mais atrativo, com amplas aplicações na área da medicina terapêutica e na indústria. Devido a sua natureza tridimensional, os dosímetros de Fricke gel são classificados como os únicos dosímetros 3D disponíveis para a leitura



volumétrica da dose. Sendo amplamente requisitados para uso em fantasmas, os quais simulam a entrega da dose prescrita com grande precisão, devido a sua equivalência à água e ao tecido biológico. Além disso, esses dosímetros concorrem com outros dispositivos de leituras, no uso de medidas pontuais da dose, como câmara de ionização e filmes radiocrômicos [10,11].

Os dosímetros de Fricke gel apresentam versatilidade quando se trata da determinação de dose, que pode ser obtida por diferentes técnicas. Entretanto, com o avanço tecnológico, métodos de interação óptica e eletromagnética como espectrofotometria UV-visível, a tomografia óptica e imagem por ressonância magnética (IRM), tornaram-se as técnicas mais aplicáveis para a leitura desses dosímetros [11,12]. Este trabalho tem por objetivo determinar experimentalmente os coeficientes de atenuação linear e o número atômico efetivo (Z_{eff}) do dosímetro Fricke gel, produzido com gelatina Bloom-300 (GEL) e o polímero sintético de álcool polivinílico (PVA). Além disso, comparar os valores destes parâmetros obtidos experimentalmente com os valores determinados pelos *softwares* disponíveis na literatura científica como, *NIST XCOM* e *Phy-X*, na tentativa de avaliar a equivalência do dosímetro Fricke a água e ao tecido biológico.

2. METODOLOGIA

2.1 Preparo dos dosímetros de Fricke gel

A solução do dosímetro químico de Fricke gel foi preparada previamente, com 12 horas de antecedência ao teste e armazenada a temperatura de 2 a 8°C, com tolerância de $\pm 2,0^\circ\text{C}$. Antes de ser inserida no campo de radiação, foi aguardado um período de 30 minutos para que a mesma atingisse a temperatura ambiente. Para o preparo do dosímetro foi usado uma solução ácida de 1,0 *mMol/L* de sulfato ferroso, 1,0 *mMol/L* de cloreto de sódio, 50 *mMol/L* de ácido sulfúrico e 0,1 *mMol/L* de alarajado de xilenol, todos da marca **Merck**[®]. Estes constituintes correspondem à solução Fricke, a qual é imersa em um meio geleificante (gelatina de pele de porco Bloom 300 (GEL5%) ou álcool polivinílico (PVA 10%)), correspondendo à solução Fricke gel. Os géis antes de serem incorporados à solução Fricke, são solubilizados sob aquecimento de 35°C (GEL) e 80°C para (PVA) respectivamente. Após a completa dissolução do gel, os demais analitos da solução Fricke são incorporados e homogeneizados. Os valores das concentrações que constituem a formulação de Fricke gel foram baseados na metodologia descrita por Bero *et al.*, (2000) [13]. Para determinar os coeficientes de atenuação, foram usadas informações químicas das matrizes, conforme descrito na Tab. 1 [14].

Tab. 1. Composição química dos dosímetros Fricke constituídos por diferentes géis (GEL 5% e PVA 10%).

Matriz	Concentração [%w/v]	Composição	Densidade [g/cm ³]
Gelatina Bloom-300	5,0	C ₁₇ H ₃₂ N ₅ O ₆	1,00098
Álcool Polivinílico	10,0	C ₂ H ₄ O	1,01829

2.2. Cálculo experimental dos coeficientes de atenuação linear

Para determinação do coeficiente de atenuação linear das diferentes formulações do dosímetro Fricke gel, um aparato experimental foi montado no Laboratório de Dosimetria Interna do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia (LDI/CDTN), utilizando um sistema de espectrometria gama. Na montagem do experimento, foram utilizados tijolos de chumbo para encobrir a fonte e um sistema de transmissão de dados. Inicialmente, foi usado o *software FreeCAD* para modelar computacionalmente três recipientes com tampas, de espessuras de 0,5 mm cada, com capacidade volumétrica variada, correspondendo as medidas internas de:



10x10x3 cm³, 10x10x6 cm³ e 10x10x8 cm³. Após terem estas medidas acertadas, estes modelos foram impressos em uma impressora 3D, *Creativity Ender-5 Plus*, com o filamento de PLA (ácido polilático – material termoplástico). Na sequência os recipientes de diferentes espessuras foram preenchidos com a solução de Fricke gel e inseridos um por vez, no campo de radiação. Conforme pode ser visualizado na Fig. 1, de um lado, ao centro do aparato, foi inserida a fonte de ²²⁶Ra, e opostamente a fonte radioativa, foi posicionado um sistema de detecção composto por iodeto de sódio, dopado com tálio, NaI(Tl). O sistema de detecção foi conectado ao *software* espectrofotométrico (*Genie 2000*) e este interfaceamento permitiu quantificar as taxas de contagens em função da energia da radiação recebidas pelo detector. Esta etapa foi realizada em colaboração com o grupo de pesquisa do LDI/CDTN. As contagens obtidas correspondem à energia atenuada proveniente do amplo espectro energético da fonte do isótopo ²²⁶Ra, emissor gama.

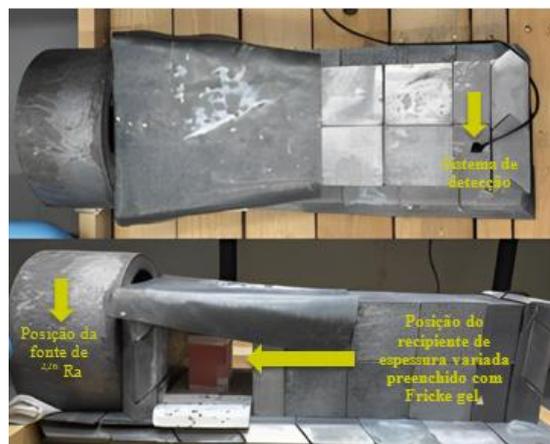


Fig. 1. Aparato experimental usado para a determinação dos coeficientes de atenuação.

As energias avaliadas com seus respectivos percentuais de emissão, 186,1 (3,5%), 351,9 (37,5%), 609,3 (46,5%), 1120,3 (15,2%), 1729 (16,1%), 2204,1 (5,04%), foram medidas em triplicatas e tratadas matematicamente com suas devidas incertezas. O experimento foi realizado mantendo o tempo e a área das amostras constantes. Com isso, a razão entre a intensidade inicial (I_0) e a intensidade final (I), obtida para cada amostra, depende apenas da integral (área de cada pico) medidos com e sem a amostra. Para determinar os valores de cada coeficiente (μ) em função da espessura, foi usada a Equação 1, baseado na média de contagens adquiridas com seus respectivos desvios-padrão. Os *softwares* *NIST XCOM* [15] e *Phy-X* [16] foram utilizados como métodos adicionais para o cálculo do valor teórico de μ em cada matriz. As medidas determinadas experimentalmente e adquiridas pelos métodos teóricos dos coeficientes de atenuação linear, foram comparadas a título de equivalência com os valores de atenuação para os materiais de referência (água e tecido biológico).

2.3. Determinação do número atômico efetivo (Z_{eff})

Os *softwares* *NIST XCOM* [15] e *Phy-X* [9,16], normalmente utilizados na pesquisa científica para o estudo da radiação, também foram aplicados na determinação do número atômico efetivo (Z_{eff}). Para isso foi necessário inserir as informações prévias como composição química de cada substância e das energias incidentes. O programa *Phy-X*, especificamente, fornece o número atômico efetivo (Z_{eff}) em função da energia para cada material. O Z_{eff} dependente da energia foi calculado através da interpolação das seções de choque do material entre os elementos adjacentes na faixa energética de fótons de interesse, expresso na Equação 3.



$$Z_{eff} = \frac{Z_1(\log\sigma_2 - \log\sigma) + Z_2(\log\sigma - \log\sigma_1)}{(\log\sigma_2 - \log\sigma_1)} \quad (3)$$

onde Z_1 e Z_2 são números atômicos dos elementos com seções de choque σ_1 e σ_2 respectivamente, e σ é a seção de choque total do material de interesse, que está entre Z_1 e Z_2 . O *software Phy-X* utiliza duas abordagens para calcular o Z_{eff} para fótons: o número atômico efetivo para absorção de energia de fótons Z_{PEA} e o número atômico efetivo para interações de fótons Z_{PI} , ambas utilizam como base a Equação 3. A distinção entre Z_{PEA} e Z_{PI} está relacionada ao fato de que o Z_{PEA} é associado ao coeficiente mássico de absorção de energia, enquanto o Z_{PI} ao coeficiente de atenuação. Neste trabalho foi abordado apenas o Z_{PI} . Os valores dos Z_{eff} s determinados experimentalmente e os obtidos a partir dos *softwares*, das matrizes de Fricke gel, foram correlacionados com os valores dos Z_{eff} de referência (água e tecido biológico).

3. RESULTADOS

Foram obtidos experimentalmente os valores para os coeficientes de atenuação linear em função da energia com suas respectivas incertezas. Estes resultados estão descritos na Tab. 2.

Tab. 2. Coeficientes de atenuação linear (μ) dos dosímetros Fricke gel para diferentes energias (MeV).

Energia (MeV)	Gelatina (cm ⁻¹)	SD (cm ⁻¹)	Álcool Polivinílico (cm ⁻¹)	SD (cm ⁻¹)
0,1861	0,1477	0,0002	0,1451	0,0028
0,3519	0,1096	0,0019	0,1132	0,0012
0,6093	0,0889	0,0013	0,0919	0,0019
1,1203	0,0629	0,0012	0,0637	0,0032
1,7590	0,0514	0,0021	0,0541	0,0049
2,2041	0,0302	0,0088	0,0361	0,0008

Os valores dos coeficientes de atenuação linear adquiridas pelos *softwares NIST XCOM* e *Phy-X* foram compilados graficamente e a estes foram adicionados os valores dos coeficientes de atenuação linear obtidos experimentalmente, conforme demonstrado nas Fig. 2a e Fig. 2b, para a matriz de gelatina e PVA respectivamente.

A partir das informações químicas fornecidas pela a ICRU [17] foram determinados os valores dos coeficientes de atenuação linear dos materiais de referência (água e tecido mole), usando o *software NIST XCOM*. Os resultados encontrados foram exibidos juntamente com os valores dos coeficientes de atenuação linear dos dosímetros Fricke gel para as duas matrizes a título de avaliação, indicados na Tab. 3.

Tab. 3. Coeficientes de atenuação linear (μ) dos dosímetros Fricke gel e materiais de referência para diferentes energias.

Energia (MeV)	Gelatina (cm ⁻¹)	PVA (cm ⁻¹)	Tecido mole (cm ⁻¹)	Água (cm ⁻¹)
0,1861	0,148	0,145	0,139	0,140
0,3519	0,110	0,113	0,111	0,112
0,6093	0,089	0,092	0,088	0,089
1,1203	0,063	0,064	0,066	0,067
1,7590	0,051	0,054	0,053	0,053

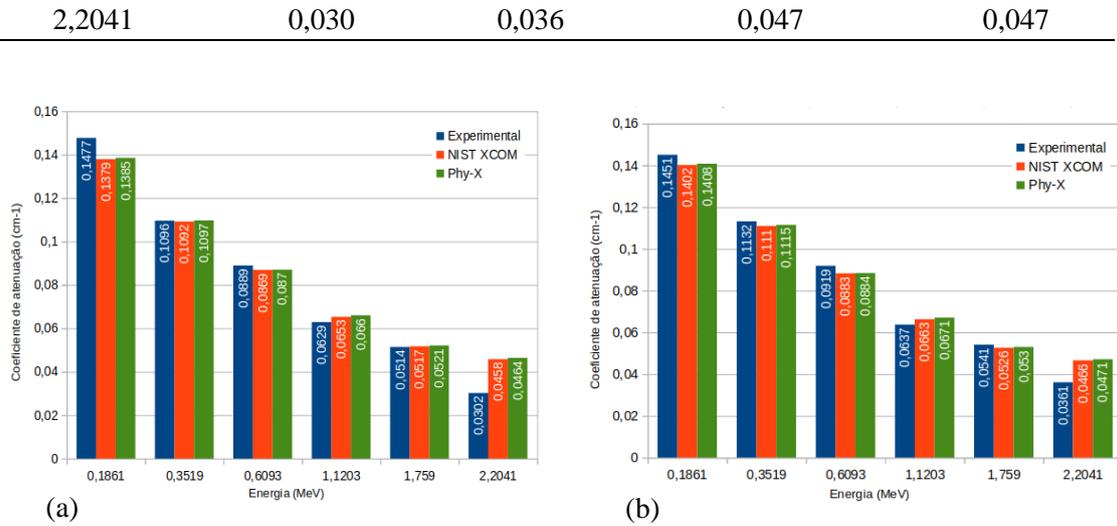


Fig. 2. Gráficos dos valores de atenuação obtidos experimentalmente e pelos *softwares* NIST XCOM e Phy-X da matriz de gelatina (a) e da matriz de PVA (b).

De acordo com resultados obtidos, ficou evidente que os μ_s , determinados a energias inferiores a 1,7 MeV, apresentaram respostas similares para os dois métodos avaliados (experimental e teórico). Isso demonstra claramente que os μ_s dependem da energia do fóton e da densidade dos materiais. Contudo, para a incidência de fótons acima 2 MeV, houve uma maior taxa de variação dos μ_s em relação aos mesmos métodos aplicados anteriormente. É possível que este comportamento esteja relacionado aos diferentes processos de interações (efeito Compton e Produção de Pares) de domínio nesta faixa de energia. Com relação aos valores dos μ_s , determinados experimentalmente para as duas matrizes a baixas energias, foram os que apresentaram maior exatidão. Tal fato se deve ao *yield* dos fótons para as energias de 0,35 e 0,61 MeV serem superiores, podendo ser facilmente captada pelo detector de NaI(Tl). Consequentemente, as incertezas nas medições foram reduzidas em comparação as demais faixas de energias.

Para a análise do Z_{eff} dos dosímetros químicos de Fricke gel em relação aos materiais de referência (água e tecido biológico) foi utilizada a Equação 2 [9]. Os valores encontrados de Z_{eff} para a matriz de GEL, PVA, água e tecido biológico foram: 8,83; 8,89; 7,42 e 7,22 respectivamente. Além do método analítico, a partir do *software* Phy-X/ZeXTRa [9], uma relação entre o valor de Z_{eff} em função da energia para cada material foi avaliada e indicada na Fig. 4.

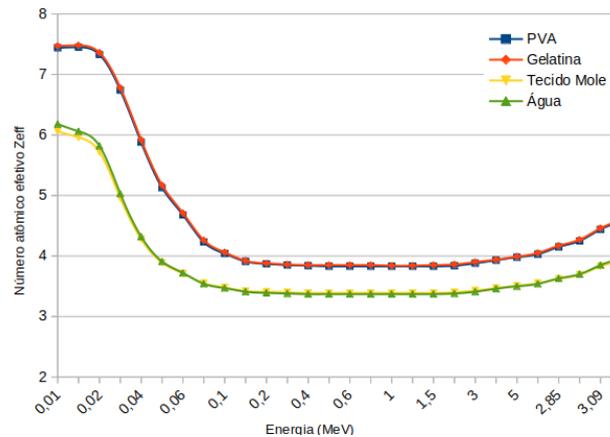


Fig. 4. Gráfico do Z_{eff} em função da energia para os diferentes materiais.

O cálculo do número atômico efetivo Z_{eff} , a partir do método analítico, demonstrou uma variação inferior a 20% para as duas matrizes de Fricke gel estudadas quando comparadas ao material de referência. Essa variação está relacionada à faixa de energia atribuída que é de domínio do efeito fotoelétrico, região energética totalmente dependente do número atômico mais elevado da constituição do material.

4. CONCLUSÃO

O estudo dos coeficientes de atenuação linear (μ) e dos números atômicos efetivos (Z_{effs}) das diferentes formulações do Fricke gel permitiu avaliar a resposta desses materiais em relação a diferentes faixas de energia da radiação ionizante. Idealmente, um material equivalente deve exibir as mesmas propriedades de absorção e dispersão da radiação em relação ao material de referência (água e tecido biológico). O Fricke gel, por se tratar de um dispositivo de análise dosimétrica (medida da dose), torna-se extremamente atrativo devido a alternativas favoráveis. Afinal, sistemas de dosimetria baseados diretamente em medidas na água podem evitar ou minimizar as incertezas derivadas das conversões de dose absorvida entre diferentes materiais. Logo, o dosímetro de Fricke preparado tanto na matriz de PVA quanto na matriz de GEL pode ser aplicado como substituto aos tecidos biológicos, exibindo capacidade de simular a resposta a dose a nível volumétrico.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao Laboratório de Dosimetria Interna do Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear (LDI/CDTN) pelo uso das instalações e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pela bolsa de iniciação científica. Prof. T. C. F. Fonseca agradece pelo suporte financeiro fornecido pelo CNPq (424734/2018-4 e 302990/2021-6) e pela FAPEMIG (Projeto APQ-01388-21). Os autores agradecem o apoio da FAPEMIG pelo projeto Rede Mineira de Pesquisa Translacional em Oncologia RED00059-23.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] A. K. Jones *et al.*, Tissue-equivalent materials for construction of tomographic dosimetry phantoms in pediatric radiology, *Med Phys*, v. 30, n. 8, p. 2072-2081 (2003).
- [2] R. Kienbock. On the quantimetric method, *Archives of the Roentgen Ray*, v. 11, n. 1, p. 17-20 (1906).



- [3] D. F. Jackson, D. J. Hawkes, X-ray Attenuation Coefficients of Elements and Mixtures, *Physics Reports Review Section of Physics Letters*, v. 70, n.3, p. 169-233 (1981).
- [4] A. Hemmingsson, B. Jung, Linear attenuation coefficients for phantom materials simulating soft tissue, *Acta Radiologica Diagnosis*, Vol. 14, n. 3, pp. 333-336 (1973).
- [5] J. H. HUBBELL., Review of photon interaction cross section data in the medical and biological context, *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 44, n. 1, pp. R1-22 (1999).
- [6] R. Eisberg e R. Resnick, *Física quântica: átomos, moléculas, sólidos, núcleos e partículas*, 1ª ed., Rio de Janeiro, Ed. Campus (1988).
- [7] W. Mayneord, The significance of the Röntgen, *Acta Int Union Against Cancer*, Vol. 2, pp. 271-282 (1937).
- [8] F. Kahn, *The physics of radiation therapy*, 3ª ed., Filadelfia, Ed. Lippincott Williams and Wilkins (2003).
- [9] Ö. F. Özpolat *et al.*, Phy-X/ZeXTRa: a software for robust calculation of effective atomic numbers for photon, electron, proton, alpha particle, and carbon ion interactions, *Radiation and Environmental Biophysics*, Vol. 59, n. 2, pp. 321–329 (2020).
- [10] B. MIJNHEER, Introduction and overview of the contents of the book, In: *Clinical 3D dosimetry in modern radiation therapy (Imaging in medical diagnosis and therapy)*. 1ª ed., Ed. CRC Press, Capt. 1, pp. 142-673 (2019).
- [11] Y. De Deene, *Radiation Dosimetry by Use of Radiosensitive Hydrogels and Polymers: Mechanisms, State-of-the-Art and Perspective from 3D to 4D, Gels*, Vol. 8, n. 9, (2022).
- [12] P. ANDREO *et al.*, F.H. *Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry*, Ed. John Wiley & Sons, Capt.13, pp. 863-867 (2017).
- [13] M. A. Bero *et al.*, An optical method for three-dimensional dosimetry, *Journal of Radiological Protection*, Vol. 20, n.3, pp. 287-294 (2001).
- [14] A. M. M. dos Santos *et al.*, Feasibility of new polymeric matrices in the production of ferrous sulphate dosimeters, *International Symposium on Solid State Dosimetry*, Colombia (2023).
- [15] J. H. Hubbell and S. M. Seltzer, X-Ray Mass Attenuation Coefficients, Technical Report NISTIR 5632, National Institute of Standards and Technology (2004).
- [16] E. Şakar *et al.*, Phy-X/PSD: Development of a user friendly online software for calculation of parameters relevant to radiation shielding and dosimetry, *Radiation Physics and Chemistry*, Vol. 166 (2020).
- [17] ICRU, Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement, International Commission on Radiation Units and Measurements (1989).