

09 - ATENUAÇÃO DE RAIOS X COM BLINDAGEM DE POLIMETILMETACRILATO-PMMA E ALUMINIO

<http://gmga.com.br/09-atenuacao-de-raios-x-com-blindagem-de-polimetilmetacrilato-pmma-e-aluminio/>



[10.31419/ISSN.2594-942X.v52018i1a9RPBR](https://doi.org/10.31419/ISSN.2594-942X.v52018i1a9RPBR)

RAMOS, Roberto Paulo Barbosa¹, MALHEIROS, Emiliane Advincula²

¹ Instituto Federal do Pará, IFPA-Campus Belém, PA, Prof. Dr. Curso Técnico Edificações/Engenharia de Materiais, rpbr21@gmail.com

² Instituto Federal do Pará, IFPA-Campus Belém, PA, Profa. Dra. Curso Técnico Eletrotécnica, emiliane.malheiros@ifpa.edu.br

ABSTRACT

In this work, PMMA (polymethyl methacrylate) and aluminum as shielding materials and variations in the spectra emitted by the X-ray equipment through the use of a computer program that determines the photon fluency. The study of the primary beam for power spectra used in the practice of diagnostic radiology allows you to analyze data representative of the average transmission and fluency for the studied materials. So we seek to analyze the transmission curves of PMMA and aluminum, as well as its influence on the thickness of shielding and changing the radiation spectrum characteristics X in the transmission of photons.

Keywords: radiology; materials; characteristic radiation

INTRODUÇÃO

Os raios X são gerados quando elétrons em alta velocidade são desacelerados no material de um alvo, por meio de colisão. A tensão de um aparelho de raios X, dada em kV, refere-se à diferença de potencial entre o ânodo e o cátodo, sendo a corrente contínua gerada no tubo expressa em mA. A maioria dos elétrons que sai do tubo se choca com o alvo e atinge os elétrons dos orbitais dos átomos do alvo, transferindo sua energia. No entanto, a geração de raios X é acompanhada pela produção de grande quantidade de calor, sendo que apenas 1% da energia total dos elétrons que colidem com o alvo é efetivamente utilizada na produção de raios X. Assim sendo, há duas maneiras para aumentar a geração de raios X (Firmino 2010):

- aumentando a corrente do tubo (aumentando o número de elétrons);
- aumentando a tensão do tubo (aumentando o rendimento, ou seja, a porcentagem de elétrons que geram raios X).

Como os raios X são emitidos em todas as direções a partir do alvo, o tubo é envolvido por uma blindagem, denominada blindagem de cabeçote, sendo esta provida de uma pequena janela por onde os fótons podem escapar para fora do tubo, constituindo, assim o feixe útil (Firmino 2018, Potiens 2009).

Por questões de ordem prática aliadas à radioproteção, a blindagem do cabeçote é projetada de modo a não permitir que a radiação de fuga exceda determinado valor a um metro do equipamento. Para raios X diagnóstico, esse valor é 1 mGy/h (CNEN 2014, Portaria Federal nº 453).

Para o cálculo de blindagem, dois tipos de barreiras são consideradas:

Aquela irradiada pelo feixe útil e aquela que recebe a radiação espalhada pela superfície irradiada, somada à radiação de fuga do cabeçote, esta última sempre presente, sendo importantes os seguintes parâmetros:

W: Carga de trabalho (mA.min/semana);

U: fator de uso do equipamento; e

T: fator de ocupação.

A carga de trabalho representa o somatório dos produtos da corrente pelo tempo, na semana. O fator de uso indica a porcentagem de carga de trabalho semanal para uma determinada direção do feixe primário, ou seja, a fração de tempo que o equipamento emite radiação em uma dada direção, e o fator de ocupação indica a fração de tempo que determinados indivíduos permanecem em um dado local (Firmino 2018, Potiens 2009).

Quando os níveis de radiação permanecem altos, mesmo que, dentro do viável, seja mínimo o tempo de permanência em locais que possuam fontes emissoras de radiação e máxima a distância mantida dessa fonte, é necessário introduzir o fator de blindagem, para fins de limitação de dose. Acessórios como colimadores, biombos, aventais e óculos de proteção são exemplos de dispositivos empregados para minimizar a exposição à radiação. A determinação da espessura e material adequado para confecção desses dispositivos depende do tipo (raios X, raios gama, partículas alfa ou beta, nêutrons) e da intensidade da radiação (por exemplo, atividade do material radioativo ou potência do equipamento emissor de raios-X), bem como do valor de Dose aceitável, após a atenuação pela blindagem (Firmino 2018, Tahuata et al. 2013).

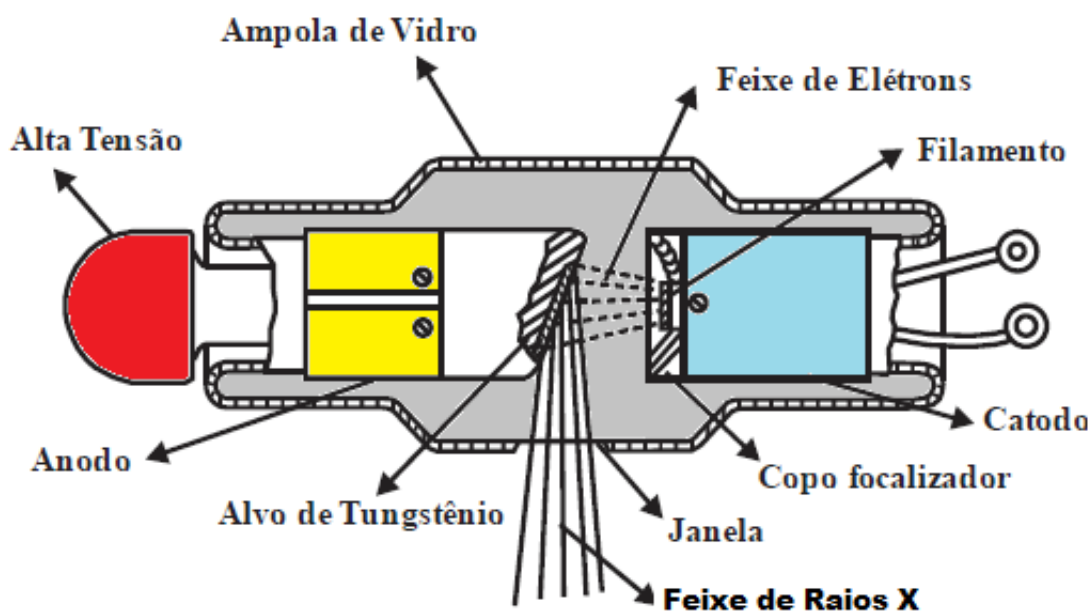
A Proteção Radiológica é o conjunto de medidas que visam proteger o homem, seus descendentes e o meio ambiente de possíveis efeitos danosos das radiações ionizantes, permitindo, desta forma, as atividades que fazem o uso deste tipo de radiação. Assim, a proteção radiológica na medicina se justifica porque a radiologia é a área da saúde que mais contribui para a exposição do indivíduo à radiação, comparando-se com outras aplicações envolvendo fontes de radiação. Na área médica, essa exposição

acontece predominantemente em procedimentos de radiologia intervencionista, em indivíduos submetidos a diagnósticos, rastreamento ou terapia (Potiens 2009, Tahuata et al. 2013, Soares e Ferreira 2002).

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O tubo de raios X gera um feixe de elétrons por emissão termoiônica a partir de um filamento aquecido, isto é obtido através de um campo elétrico de *alta tensão entre* os terminais do tubo, onde o alvo metálico, *anodo*, é polarizado positivamente e o filamento, *catodo*, negativamente. Quanto maior a tensão aplicada ao tubo, maior será a energia dos raios X gerados e maior também o seu poder de penetração. Aumentando-se a corrente, aumenta-se a intensidade do feixe.

Os tubos de raios X, embora funcionem com o mesmo princípio físico, sofrem variações no formato, tipo de alvo do anodo, faixa da tensão (kV) e corrente aplicadas e sistema de refrigeração. As máquinas utilizadas para radiologia oral apresentam a tensão na faixa de 60 a 80 kV; para mamografia entre 30 e 40 kV; para radiodiagnóstico, de 100 kV a 150 kV e as utilizadas em radiografia industrial, de 150 a 500 kV. Os alvos são constituídos por tungstênio ou molibdênio. A figura 01, mostra o esquema de um aparelho de raios X (Tauhata et al,2013).



Figura

01-Esquema de máquina geradora de raios X. Fonte: Adaptado de Tauhata et al. 2013.

Devido ao fato de fótons X e γ atravessarem o material absorvedor, sua redução é determinada pela energia da radiação, pela natureza do material absorvedor e a sua espessura. Pode-se então determinar a espessura de material necessário para se atenuar feixes de fótons X e γ , utilizando em primeira

aproximação, a lei de atenuação exponencial conforme equação (1).

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

Onde I intensidade de fótons transmitidos na distância x , I_0 intensidade inicial de fótons, μ é o coeficiente de atenuação total do material para a energia E , μ/ρ é o coeficiente de atenuação total em massa (ou “mássico”), ρ é a densidade do material e x é a espessura da blindagem.

A filtração do material com espessuras fixas considera a filtração total em sua descrição, reduzindo o tempo de simulação sem alterar significativamente os resultados é dado pela equação (2).

$$\Phi = \Phi_0 e^{\left(d_{AR} \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{AR} \rho_{AR} - d \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \rho \right)} \quad (2)$$

Onde Φ é a fluência, d_{AR} é a distância da posição do ponto focal a blindagem no ar, e d é a distância da posição do ponto focal à posição do filtro.

$\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{AR}$ é o coeficiente mássico de transmissão no ar, e $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_M$

é o coeficiente mássico no material em estudo, ρ_{AR} é a densidade do ar e ρ é a densidade do material em estudo. Quando um material é constituído de uma mistura ou composição de diversos elementos químicos, pode-se obter o seu coeficiente de atenuação linear pela média ponderada, dada por pela equação (3):

$$\mu/\rho = \sum_i (\mu_i/\rho_i) w_i \quad (3)$$

O coeficiente de atenuação total μ depende do material atenuador e da energia do feixe incidente. No caso de uma fonte que emite fótons de várias energias, deve-se utilizar diferentes valores de μ , correspondentes às diversas energias do feixe e às diversas taxas de emissão de cada radiação. Como a intensidade de um feixe de fótons não pode ser totalmente atenuada pela blindagem, utiliza-se um parâmetro experimental, denominado de *camada semi-redutora* ($HVL = Half Value Layer$), definido como sendo a espessura de material que atenua à metade a intensidade do feixe de fótons. A relação entre μ e HVL é expressa pela equação (4):

$$\mu = \frac{0,693}{HVL}$$

(4)

Assim, a lei de atenuação exponencial pode ser escrita pela equação (5):

$$I = I_0 \cdot e^{-\frac{0,693}{HVL}x}$$

(5)

Da mesma forma que o HVL , outro parâmetro muito utilizado no cálculo de espessura de blindagem é a *camada deci-redutora* ($TVL = Tenth Value Layer$) definido como sendo a espessura de material que atenua de um fator de 10 a intensidade do feixe de fótons (Tauhata et al,2013).

METODOLOGIA

Inicialmente foi realizado um estudo das normas, das regulamentações nacionais e internacionais sobre curvas de transmissão. Além disso, para realização deste trabalho foi utilizado o programa ESPECTROS um código de livre acesso para simulação computacional (Nowotny 1988).

O programa simula a carga transportada pelo tubo de raios X através da mudança dos seguintes parâmetros:

-Tensão no tubo de raios X ;

-Distância da fonte de radiação;

-Materiais testados PMMA e Alumínio;

A figura 2, mostra o esquema da simulação adotado.

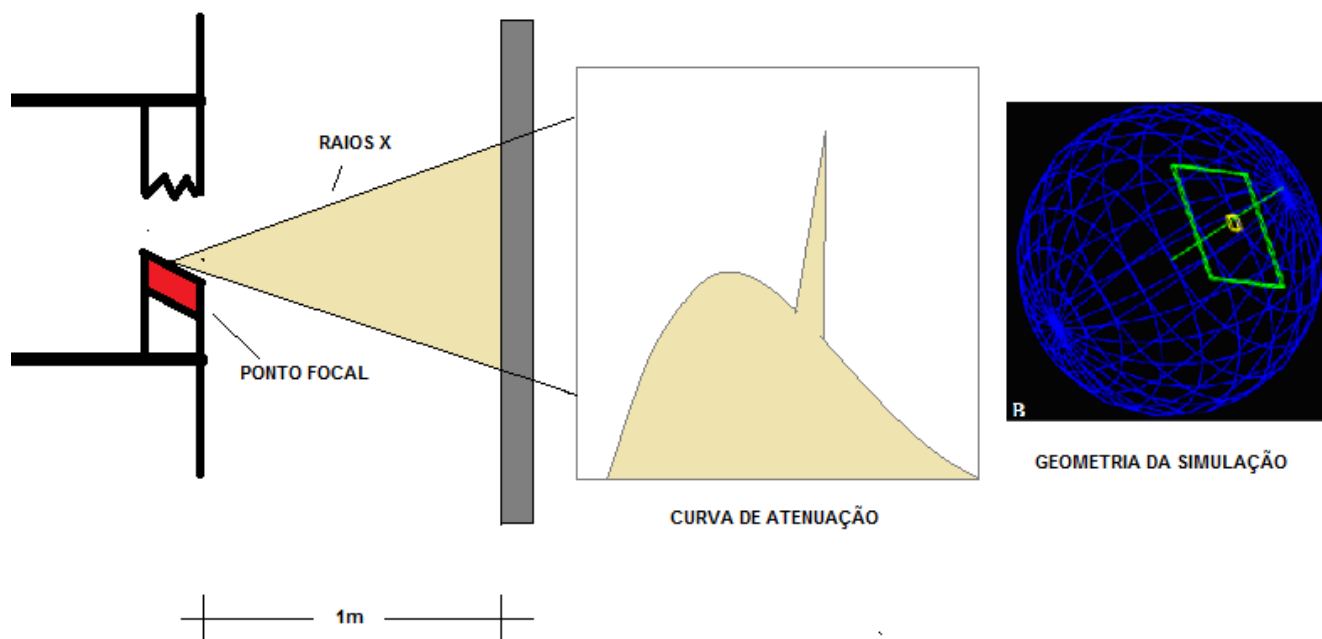


Figura 02: Geometria de simulação. Fonte: Adaptado de Firmino, 2010.

RESULTADOS E DISCUSSÕES

A mudança no potencial de aceleração do tubo de raios X também muda o espectro do feixe. O aumento da tensão de aceleração dos elétrons implica num aumento do número de fótons de maior energia e o aumento de camada semiredutora, mantido constante outros fatores, como corrente de tubo, e o tempo de exposição (t), a exposição, a energia (E) cresce aproximadamente com o quadrado da tensão (KV) aplicado ao tubo. Os motivos que explicam a variação do espectro podem ser atribuídos a variação na tensão aplicada no tubo altera a qualidade da radiação já que energia máxima é maior, então a conversão da energia dos elétrons em raios X torna-se mais eficiente e segundo, com o aumento da tensão no tubo de raios X os elétrons tem mais energia para converter em radiação X quando atingem o alvo, sofrendo em média número de colisões com o material do alvo no processo de perda da energia cinética. A energia das linhas características varia com o aumento da tensão aceleradora do tubo como se observam nas figuras 3 a 7, onde se conservou a tensão de 40KVp e variou a espessura de blindagem dos materiais (PMMA e alumínio) de 1mm e 5mm com distância focal de 1000mm mostrando uma maior eficiência de

blindagem com aumento da espessura tendo maior eficiência de blindagem o alumínio com 5mm de espessura.

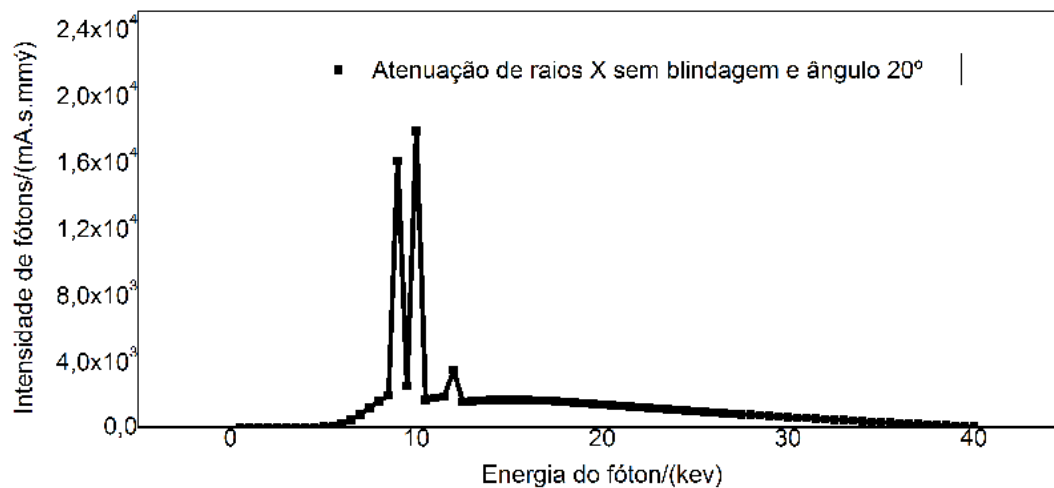


Figura 03-Espectro de emissão raios X do tungstênio, devido a tensão do tubo aplicada(40KVp) a 1000mm do ponto focal sem blindagem.

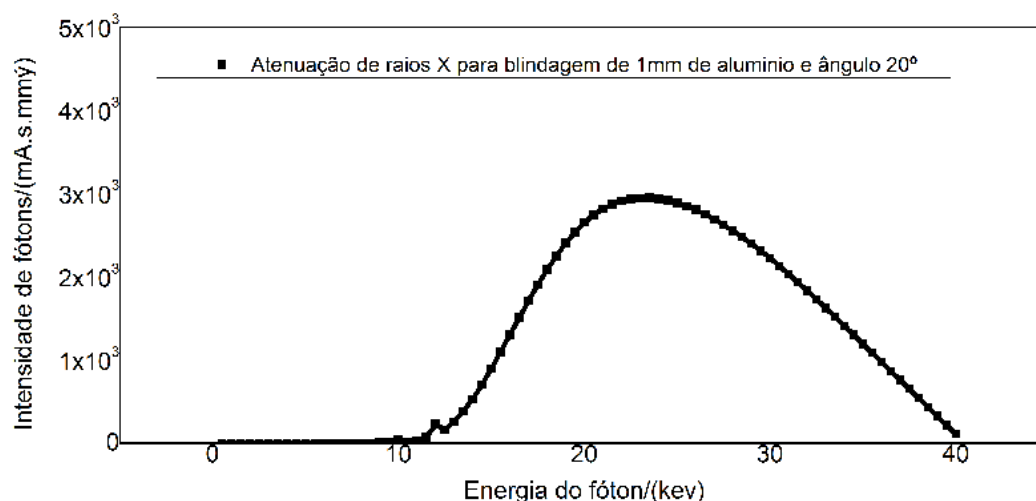


Figura 04-Espectro de emissão raios X do tungstênio, devido a tensão do tubo aplicada(40KVp) a 1000mm do ponto focal com espessura de blindagem de 1mm de alumínio.

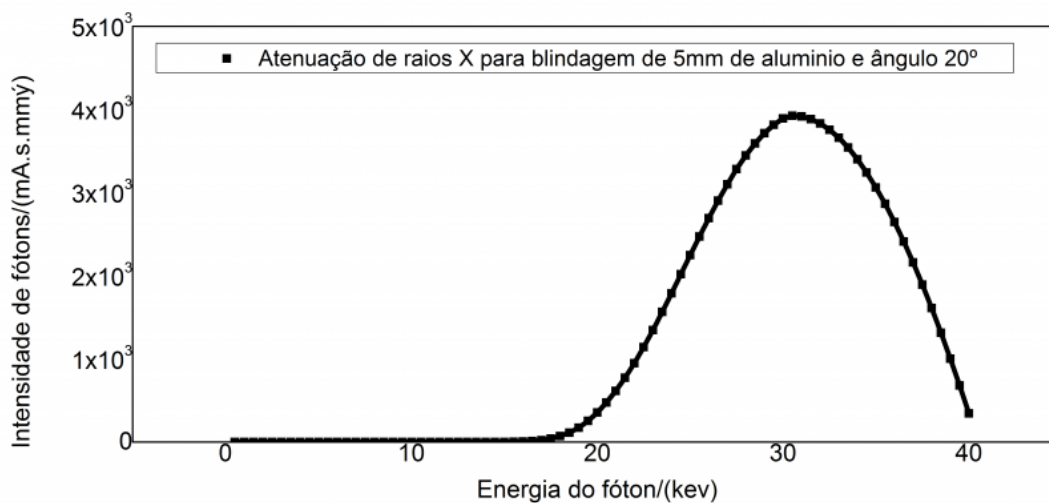


Figura 05-Espectro de emissão raios X do tungstênio, devido a tensão do tubo aplicada(40KVp) a 1000mm do ponto focal com espessura de blindagem de 5mm do alumínio.

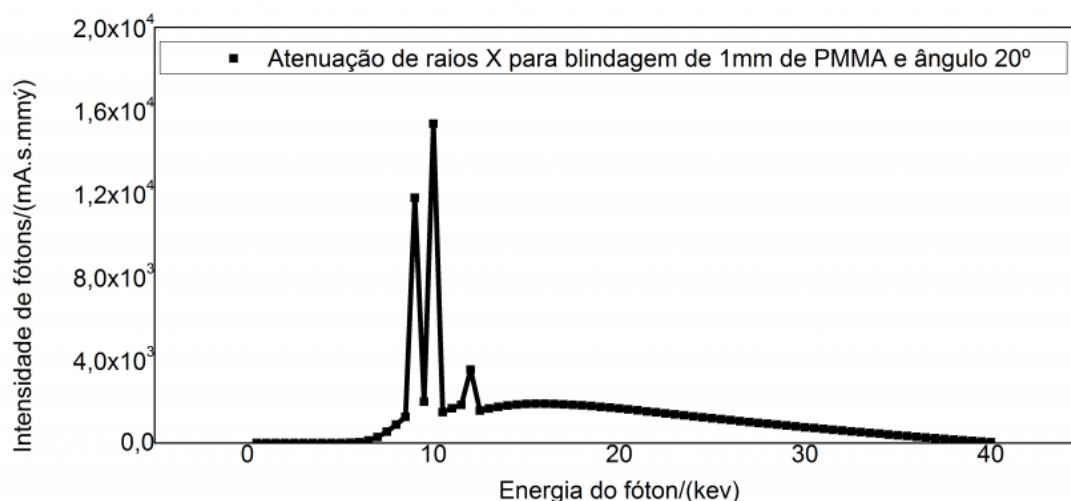


Figura 06-Espectro de emissão raios X do tungstênio, devido a tensão do tubo aplicada (40KVp) a 1000mm do ponto focal com espessura de blindagem de 1mm de PMMA.

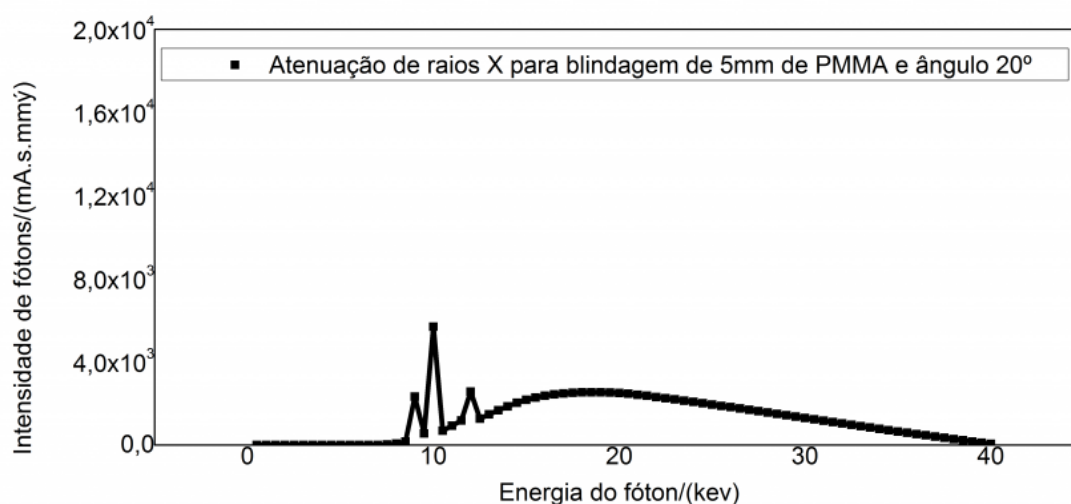


Figura 07-Espectro de emissão raios X do tungstênio, devido a tensão do tubo aplicada (40KVp) a 1000mm do ponto focal com espessura de blindagem de 5mm de PMMA.

CONCLUSÃO

A variação no potencial de aceleração do tubo de raios X gera mudança no espectro do feixe e por consequência a aceleração dos elétrons que implica num aumento do número de fótons de maior energia e no aumento de camada semiredutora se mantido constante outros fatores, como corrente de tubo, (mA), e o tempo de exposição (t), a exposição, a energia (E) cresce aproximadamente com o quadrado da tensão (KV) aplicado ao tubo. Os motivos que explicam a variação do espectro podem ser atribuídos à variação

na tensão aplicada no tubo altera a qualidade da radiação já que energia máxima é maior, então a conversão da energia dos elétrons em raios X torna-se mais eficiente e segundo, com o aumento da tensão no tubo de raios X os elétrons tem mais energia para converter em radiação X quando atingem o alvo. Verificou-se também que nas curvas de atenuação estudadas que aumento da espessura de blindagem do Al e PMMA gerou aumentou na atenuação dos raios X e que o material que demonstrou maior eficiência foi o Al para 5mm de espessura.

AGRADECIMENTOS

Ao IFPA pelo suporte financeiro.

REFERÊNCIAS

Brasil. Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde. "Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico". Portaria n° 453, de 1 de junho de 1998. Diário Oficial da União da República Federativa do Brasil, Brasília, 1998. Disponível em:

http://www.anvisa.gov.br/legis/portarias/453_98.htm. Acesso em janeiro 2018.

Firmino, S. F. 2010. Transmissão e fluência de fótons para na área de radiodiagnóstico para diferentes configurações de feixe e blindagens. MS Dissertação (UFRGS) Porto Alegre, março de 2010.


Norma CNEN NN 3.01, Resolução 164/14, Março/2014. Diretrizes básicas de proteção radiológica.

Nowotny, R. 1988. XmuDat: Photon Attenuation Data On PC; Version 1.0.1 Of August 1998. V.G. Pronyaev (Ed.) INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. NUCLEAR DATA SERVICES. DOCUMENTATION SERIES OF THE IAEA NUCLEAR DATA SECTION. Disponível em: <https://www-nds.iaea.org/publications/iaea-nds/iaea-nds-0195.htm>. Acesso em janeiro 2018.

Potiens, M. P. A. 1999. Metodologia dosimétrica e sistema de referência para radiação X nível diagnóstico. São Paulo 1999. Universidade de São Paulo, Instituto de física, Laboratório de estrutura da matéria. Física 5 FNC 313.

Soares, M.C.; Ferreira, C.A. 2002. A importância do conhecimento sobre radioproteção pelos profissionais da radiologia. CEFET/SC Núcleo de Tecnologia Clínica. Florianópolis, Brasil.

Tauhata, L., Salati, I. P. A., Di Prinzio, R., Di Prinzio, M. A. R. R.. 2013. Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos - 9ª revisão novembro/2013 - . Rio de Janeiro - IRD/CNEN. 345p.

 [10.31419/ISSN.2594-942X.v52018i1a9RPBR](https://doi.org/10.31419/ISSN.2594-942X.v52018i1a9RPBR)

PDF generated by Kalin's PDF Creation Station