

Espectros de feixes padrões de radiação X nas qualidades de radiodiagnóstico e mamografia a partir de simulações Monte Carlo

Joel M. Xavier Filho, Iury S. Silveira, Linda V. E. Caldas

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - Comissão Nacional de Energia Nuclear, Av. Prof. Lineu Prestes 2242, CEP 05508-000 - São Paulo - SP, Brasil.

E-mail: joel.xavier@ipen.br

Resumo: Foram simulados os seis feixes RQR 5, 8, M1, M2, M3 e M4 descritos na norma TRS-457 (IAEA) utilizando o código de Monte Carlo *EGSnrc*. Foram realizadas simulações computacionais de um tubo de raios X para a obtenção de seus espectros utilizando o software *BEAMnrc*. As curvas de atenuação para cada espectro foram obtidas com o aplicativo *egs_kerma*. Por meio das 1ª e 2ª camadas semi-redutoras, dos coeficientes de homogeneidade e das energias médias foi possível determinar a qualidade de cada um dos feixes simulados. Todos os parâmetros de qualidade foram próximos aos estabelecidos na norma TRS-457 (IAEA).

Palavras-chave: *EGSnrc*, TRS-457, CSR, espectros.

Abstract: Six standard beams described in the TRS-457 (IAEA): RQR 5, 8, M1, M2, M3, M4 were simulated using the *EGSnrc* Monte Carlo code. Each spectrum was created by an X-ray tube simulated in *BEAMnrc*, and attenuation curves were obtained using the application *egs_kerma*. The quality of each beam was evaluated by the 1st and 2nd half-value layers, the homogeneity coefficients and the mean energies. All beams presented quality parameters compatible with those described in TRS-457 (IAEA).

Keywords: *EGSnrc*, TRS-457, HVL, spectrum.

1. INTRODUÇÃO

A radiação X (RX) está presente em diversos setores da nossa sociedade, desde aplicações industriais e científicas às médicas, e trazem grande potencial para melhoria da qualidade de vida e serviços. Uma aplicação médica importante é a radiologia diagnóstica, na qual são realizados exames que permitem detectar doenças de maneira não-invasiva e, muitas das vezes, precocemente.

Dentre alguns dos exames que utilizam radiação ionizante, as radiografias convencionais, as tomografias computadorizadas e mamografias possuem destaque devido à praticidade e sua capacidade de diagnóstico. Os feixes de mamografia utilizam feixes de RX produzidos a partir de tensões elétricas aplicadas a um tubo de raios X de cerca de 25 a 35 kV; feixes de radiografia convencional e de tomografia computadorizada são produzidos em tensões mais altas, cerca de 40 a 150 kV [1].

Para produzir feixes de radiação que forneçam resultados confiáveis, é necessário que os equipamentos que os produzem passem por testes frequentes de controle de qualidade. Para isso, são utilizados detectores de radiação devidamente calibrados em laboratórios certificados [2]. Os serviços devem enviar periodicamente seus conjuntos de detectores de radiação aos laboratórios para que eles sejam calibrados de acordo com a energia do feixe de radiação no qual são normalmente utilizados.

O TRS-457 [1] é um documento da Agência Internacional de Energia Atômica utilizado como norma para a implementação de feixes de RX nos laboratórios de calibração. Nele são estabelecidas as características das séries de feixes padrões de diversas qualidades, dentre elas a de radiologia convencional (RQR) e a de mamografia (RQR M). Algumas dessas características são: a tensão elétrica aplicada ao tubo de raios X, a camada semi-redutora e o coeficiente de homogeneidade. Cabe ao laboratório calibrar os detectores nos feixes de radiação com as qualidades segundo as normas estabelecidas no TRS-457.

As pesquisas que envolvem feixes padrões para caracterização e o desenvolvimento de detectores de radiação são importantes, pois podem melhorar a qualidade das calibrações realizadas em um laboratório de calibração [3]. Com a utilização de códigos computacionais para transporte de radiação que usam o método de Monte Carlo, é possível que sejam realizadas simulações do funcionamento de tubos de raios X, onde os feixes produzidos podem ser utilizados para estudar o funcionamento dos detectores. Essas simulações com os feixes padrões são importantes pois, antes mesmo do desenvolvimento do detector, o pesquisador pode, por exemplo, avaliar a influência da escolha de materiais em seu projeto [4].

O objetivo deste trabalho é simular feixes de radiação de qualidades de radiologia convencional e de mamografia, de acordo com o padrão estabelecido no documento de referência TRS-457 [1], a partir do código Monte Carlo *EGSnrc* v2020 [5].

2. MATERIAIS E MÉTODOS

As simulações foram divididas em dois procedimentos realizados em softwares que acompanham o pacote de instalação padrão do *EGSnrc*: primeiro foi realizada a simulação do feixe de radiação utilizando o *BEAMnrc* [6] para a obtenção de cada espectro; em seguida, foi obtida a curva de atenuação do respectivo feixe com o *egs_kerma* [7]. Todas as simulações foram realizadas em um computador Intel® Core™ i3-5005U Dual CPU 2.00Ghz, cada uma com tempos de simulação entre 1 h e 3,5 h.

2.1. Simulação dos espectros de radiação X

O *BEAMnrc* utiliza o código de transporte de radiação *EGSnrc* que permite a criação de tubos de raios X a partir de alguns parâmetros de entrada, como o material do anodo (alvo), sua angulação, filtração adicional, entre outros.

Para a simulação dos feixes com os parâmetros de qualidade do TRS-457 foi criado um tubo de raios X no qual um feixe cilíndrico de elétrons com 0,1 cm de raio foi acelerado, sob vácuo, em direção a um anodo com 11° de angulação para feixes de radiologia e 15° para os de mamografia. Os feixes criados são constituídos por fótons a partir da desaceleração dos elétrons (*Bremsstrahlung*) e da retirada de elétrons de átomos estáveis no anodo (RX característicos).

Foram simulados os seguintes feixes: RQR 5, RQR 8, RQR M1, RQR M2, RQR M3 e RQR M4. Para os feixes RQR 5 e 8 o alvo foi construído com tungstênio metálico, com densidade de $19,3 \text{ g/cm}^3$, e a filtração adicional foi de alumínio metálico, com densidade de $2,6989 \text{ g/cm}^3$. Para os feixes RQR M1, M2, M3 e M4 foram utilizados alvo e filtração adicional de molibdênio, sendo sua densidade de $10,22 \text{ g/cm}^3$. Os filtros utilizados foram colocados a 4 cm do alvo, e todo o espaço fora do tubo de raios X foi preenchido com ar de densidade $0,0012048 \text{ g/cm}^3$. O espectro foi obtido a partir da fluência planar de fótons normalizada por intervalo de energia atravessando uma circunferência de 15 cm de raio, no ar, à distância de 75 cm do alvo. Além disso, não foi considerado o ângulo de entrada de cada fóton no cálculo da fluência.

Cada simulação de espectro foi realizada com 3×10^7 histórias, com fótons e elétrons sendo transportados até o limite mínimo de energia de 1 keV. Além dos padrões do *BEAMnrc*, outros parâmetros de transporte utilizados nas simulações foram: seções de choque para efeito fotoelétrico XCOM e seções de choque para *Bremsstrahlung* NIST. Espalhamentos Compton e Rayleigh, relaxações atômicas, ionização por impacto eletrônico e efeitos de spin foram considerados. Nessas simulações foi utilizado o método de redução de variância *Directional Bremsstrahlung Splitting* (DBS) com um fator de 500, aumentando a eficiência nos cálculos [6].

A partir do espectro gerado para cada feixe foi obtida sua energia média \bar{E} pela equação 1:

$$\bar{E} = \sum_{i=1}^k E_i \Phi_i \quad (1)$$

onde E_i é o valor de um intervalo de energia do espectro e Φ_i sua fluência relativa correspondente.

2.2. Avaliação da qualidade do feixe de radiação X

Para a avaliação dos espectros simulados foi utilizado o aplicativo do *EGSnrc* chamado *egs_kerma*, que tem como objetivo determinar o kerma no ar em um volume definido pelo usuário. Para cada espectro simulado previamente foram determinados parâmetros referentes à sua qualidade, de modo a verificar se estão de acordo com as recomendações estabelecidas no TRS-457 [1]. Essa avaliação foi realizada com a curva de atenuação de cada um dos feixes, e elas foram obtidas a partir da diminuição do valor de kerma medido em um volume detector com o aumento da espessura de um filtro atenuador entre a fonte de radiação e o detector.

Para a obtenção das curvas de atenuação, deve-se reproduzir a chamada “boa geometria”, isto é, o feixe deve ser colimado o suficiente para que somente o volume sensível do detector de radiação seja irradiado, e que seja produzido o mínimo de radiação espalhada [1]. Para isso, foram simulados um volume de ar de $0,6 \text{ cm}^3$ utilizado como detector de radiação, filtros atenuadores de alumínio de diversas espessuras e um colimador de chumbo de densidade $11,35 \text{ g/cm}^3$.

A fonte de radiação foi criada a partir do espectro gerado na etapa 2.1 de Materiais e Métodos, de modo que ficasse a 100 cm do detector de radiação. Os filtros atenuadores de alumínio foram colocados a 5 cm da fonte, entre o detector e a fonte. O colimador foi colocado entre os filtros e o detector, a 10 cm

da fonte, de modo que o feixe espalhado após passar pelo filtro seja colimado, e assim, seja detectado o máximo possível do feixe direto com o mínimo de radiação espalhada.

Para cada feixe foram realizadas irradiações com diversas espessuras de filtros de alumínio. Assim, foi possível determinar a espessura necessária para que a intensidade máxima de radiação chegando no detector fosse reduzida à metade, sendo essa a primeira camada semi-redutora, 1ª CSR; e a um quarto, a segunda camada semi-redutora, 2ª CSR. Com o kerma relativo por espessura de filtro medido no detector, a curva de atenuação foi criada no software GNUPLOT a partir de um ajuste não-linear.

Como se trata de um feixe de RX polienergético, fótons de mais baixa energia são atenuados mais rapidamente que os de energias mais altas. Logo, a equação de ajuste não-linear da intensidade do feixe em função da espessura do filtro atenuador nesse caso deve ser mais complexa e diferente da equação 2, conhecida como Lei de Beer-Lambert, sobre a atenuação exponencial de feixes monoenergéticos:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (2)$$

onde I_0 é a intensidade inicial do feixe, $I(x)$ é a intensidade do feixe em função da espessura x do filtro atenuador e μ é o coeficiente de atenuação linear do feixe.

Para feixes polienergéticos, foi proposto por Yu et al. [8] em 1997 a equação 3 de atenuação:

$$I(x) = I_0 e^{\left(\frac{a_1 x}{1 + a_2 x}\right)} \quad (3)$$

sendo que a_1 e a_2 são constantes calculadas numericamente na tentativa de reproduzir a atenuação de fótons com diferentes energias no feixe. A equação 3 foi o modelo que melhor se ajustou aos dados obtidos nesse trabalho.

Foram utilizadas 5×10^7 histórias em cada simulação da curva de atenuação; elétrons e fótons foram transportados até o limite mínimo de energia de 10 keV. As seções de choque XCOM para efeito fotoelétrico seguiram os modelos do *BEAMnrc*. Não foram utilizados métodos de redução de variância nesta etapa.

3. RESULTADOS

3.1. Simulação dos espectros de radiação x

Os espectros foram obtidos com filtrações adicionais que permitiram alcançar os parâmetros de qualidade descritos na norma TRS-457 [1], descritos em detalhes na seção 3.2 de Resultados. Os espectros RQR 5 e RQR 8 foram obtidos, respectivamente, com filtrações adicionais de 3,0 mm e 3,9 mm de alumínio; os espectros RQR M1 e M2 foram obtidos com filtração adicional de 0,02 mm de molibdênio; e os espectros RQR M3 e M4 tiveram filtração adicional de 0,03 mm de molibdênio.

Na figura 1 estão apresentados os espectros de qualidades de radiologia RQR 5 e RQR 8. Pode-se verificar que no espectro RQR 8 estão presentes os picos de raios X característicos do anodo de tungstênio localizados em 57, 59, 66 e 69 keV, e para o RQR 5 o formato esperado do feixe foi obtido, assim como para o RQR 8.

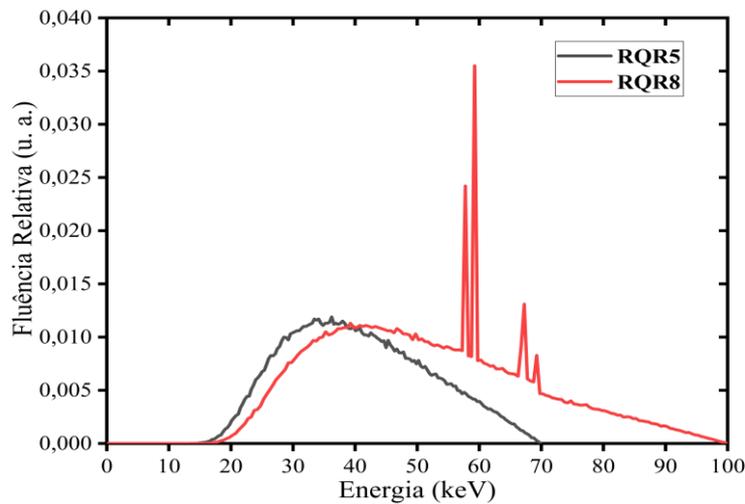


Figura 1. Espectros dos feixes RQR 5 e RQR 8 simulados no *BEAMnrc*.

Na figura 2 estão os espectros de qualidades de mamografia RQR M1, M2, M3 e M4. Nos feixes de mamografia os picos de radiação X característica são de 17 e 19 keV, referentes ao anodo de molibdênio, e os formatos esperados dos feixes para as tensões simuladas no tubo de raios X também foram alcançados.

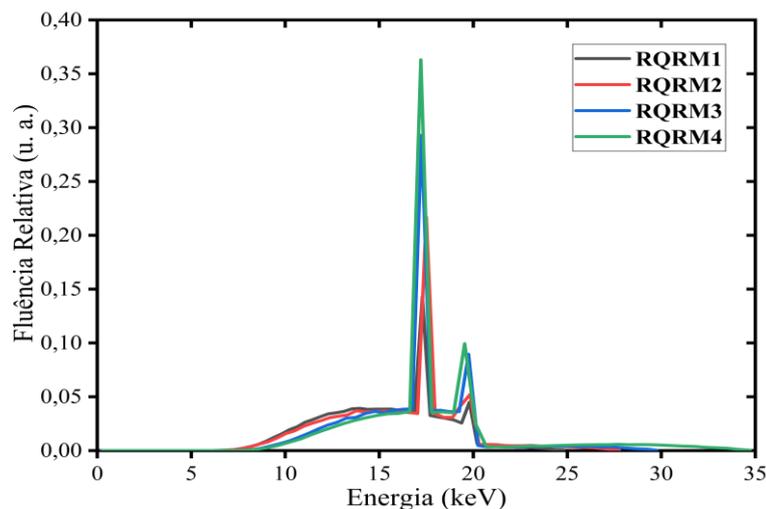


Figura 2. Espectros dos feixes RQR M1, M2, M3 e M4 simulados no *BEAMnrc*.

3.2. Avaliação da qualidade do feixe de radiação X

A seguir estão as curvas de atenuação obtidas para cada um dos feixes simulados. Na figura 3 estão as curvas referentes às qualidades de radiologia, e na figura 4 são apresentadas as curvas dos feixes de qualidades de mamografia. Foi possível realizar um ajuste da equação 3, de modo a reproduzir o comportamento dos dados experimentais da diminuição exponencial do kerma relativo ao aumento da espessura do filtro atenuador de alumínio.

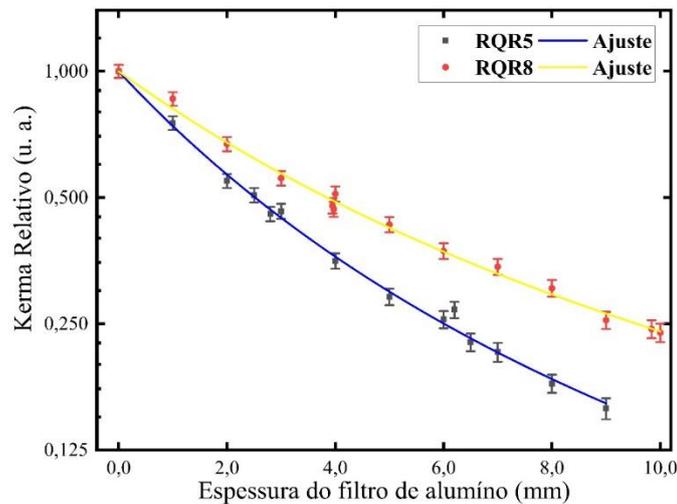


Figura 3. Curvas de atenuação para os feixes RQR 5 e RQR 8 simuladas no *egs_kerma*.

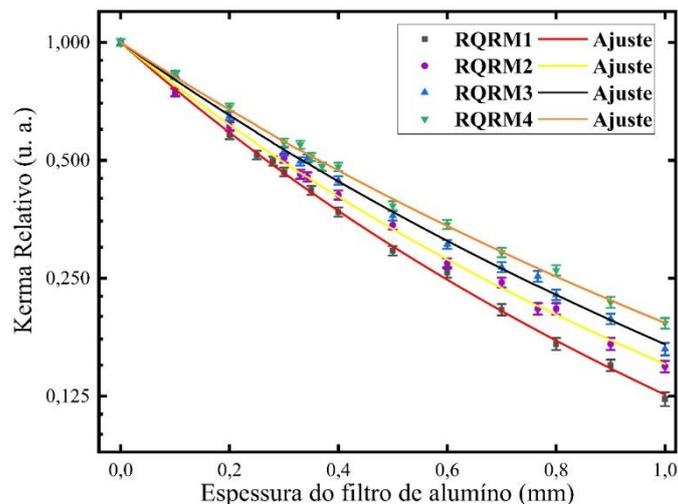


Figura 4. Curvas de atenuação para os feixes RQR M1, M2, M3 e M4 simuladas no *egs_kerma*.

A tabela 1 contém as informações analisadas referentes às qualidades dos feixes, de modo que é possível verificar que os valores da 1ª CSR, da razão kerma - que verifica a atenuação da 1ª CSR e dos coeficientes de homogeneidade obtidos para os feixes simulados estão de acordo com as recomendações propostas pelo TRS-457 [1]. Os coeficientes de homogeneidade dos feixes RQR M1, M2, M3 e M4 não foram apresentados pois não existem valores de referência na norma TRS-457 para eles.

Tabela 1. Parâmetros de qualidade dos feixes de radiologia e de mamografia simulados. 1ª CSR = Primeira camada semi-redutora. Razão kerma = Razão entre o kerma obtido com a espessura da 1ª CSR e o obtido sem atenuador.

Qualidade de radiação	Tensão (kV)	Energia média (keV)	1ª CSR (mm Al)		Razão kerma (%)		Coeficiente de homogeneidade	
			MC	TRS-457	MC	TRS-457	MC	TRS-457
RQR M1	25	15,3	(0,268±0,006)	(0,28±0,02)	(51,5±1,8)	(48,5 - 51,5)	-	-
RQR M2	28	16,1	(0,297±0,010)	(0,31±0,02)	(50,7±1,8)	(48,5 - 51,5)	-	-
RQR M3	30	16,8	(0,335±0,012)	(0,33±0,02)	(51,5±1,7)	(48,5 - 51,5)	-	-
RQR M4	35	17,7	(0,365±0,012)	(0,36±0,02)	(51,2±1,7)	(48,5 - 51,5)	-	-
RQR 5	70	40,5	(2,51±0,24)	(2,58±0,08)	(51,2±2,0)	(48,5 - 51,5)	(0,72±0,07)	(0,71±0,02)
RQR 8	100	51,6	(3,9±0,5)	(3,97±0,12)	(50,4±2,0)	(48,5 - 51,5)	(0,67±0,11)	(0,68±0,02)

Os valores de incerteza da primeira camada semi-redutora obtidos para os feixes simulados RQR 5 e 8 foram maiores que os valores de referência presentes no TRS-457. Isso pode ter acontecido por duas razões: o número de histórias escolhido para a realização das simulações das curvas de atenuação pode não ter sido o suficiente para fornecer incertezas menores nesses feixes ou as incertezas foram maiores devido ao modelo de ajuste não-linear escolhido.

O método de Yu, descrito na equação 3, foi baseado inicialmente em feixes de alta energia, na faixa de MeV, porém até os dias de hoje é utilizado para o ajuste não-linear de feixes na faixa de keV [9,10,11]. Como é possível verificar na literatura, esse método ainda produz resíduos distribuídos de maneira não totalmente uniforme [11], o que pode indicar a necessidade de pesquisa e desenvolvimento de melhores métodos de ajustes às curvas de atenuação para a faixa de energia em questão, de maneira que forneçam incertezas menores aos seus parâmetros e, consequentemente, resultados de 1ª CSR com incertezas menores.

4. DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

A partir dos resultados das simulações dos espectros e das curvas de atenuação, pode-se verificar que o objetivo de se conseguir espectros de radiação X com parâmetros de qualidade comparáveis aos estabelecidos na norma TRS-457 [1] foi alcançado.

Em todos os espectros obtidos pelas simulações foi verificado o comportamento esperado para a diferença de tensão utilizada da simulação, com os picos de raios X característicos e aumento da energia média do espectro com o aumento da tensão.

Por meio das curvas de atenuação de cada feixe foi verificado que as espessuras da primeira e segunda camadas semi-redutoras dos feixes RQR estão em acordo com o relatado pela norma TRS-457 [1], e pôde-se obter um coeficiente de homogeneidade compatível ao descrito no documento.

Esses resultados são importantes, pois comprovam a capacidade do tubo de raios X simulado de gerar feixes de raios X com qualidades padrões comparáveis às descritas no TRS-457 [1], assim como mostra a boa funcionalidade do sistema de “boa geometria” simulado para a obtenção das curvas de atenuação.

Com esses feixes padrões simulados computacionalmente, projetos de detectores de radiação podem ser testados em simulações sendo submetidos a feixes de qualidades comparáveis aos que serão utilizados, fazendo com que as simulações se aproximem cada vez mais do que se encontra em um laboratório.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem às agências de fomento CNEN (Edital IPEN nº 09/2019 e Edital CNEN nº 01/2020), CNPq (Projeto nº 301335/2016-8) e FAPESP (Projeto nº 2018/05982-0).

REFERÊNCIAS

- [1] IAEA - International Atomic Energy Agency. **Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice**. Technical Reports Series No. 457. Viena; TRS-457, 2007.
- [2] Nazário, M; Khoury, H. J; Hazin, C. Calibração de equipamentos de radioproteção com radiação gama no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes - DEN/UFPE. **Metrologia** **2003**. Pernambuco, 2003.
- [3] IAEA - International Atomic Energy Agency. **Calibration of radiation protection monitoring instruments**. Safety Reports Series No. 16. Viena, 2000.
- [4] Perini, A. P; Neves, L. P; Santos, W. S; Caldas, L. V. E. Experimental and Monte Carlo evaluation of an ionization chamber in a ^{60}Co beam. **Journal of Physics: Conference Series** **733** **012081**, 2016.
- [5] Kawrakow, I; Rogers, D. W. O. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. National Research Council of Canada, NRCC. **Report PIRS-701**, 2003.
- [6] Rogers, D. W. O; Walters, B; Kawrakow, I. BEAMnrc User’s Manual. National Research Council of Canada, NRCC. **Report PIRS-0509(A)revL**, 2010.
- [7] Kawrakow, I; Mainegra-Hing, E; Tessier, F; Townson, R; Walters, B. EGSnrc C++ class library. **Report PIRS-898**, 2019.
- [8] Yu, M. K; Sloboda, R. S; Murray, B. Linear accelerator photon beam quality at off-axis points. **Medical Physics**. 24(2), p. 233–239, 1997.

- [9] Mathieu, K. B; Kappadath S. C; White R. A; Atkinson E. N; Cody D. D. An empirical model of diagnostic x-ray attenuation under narrow-beam geometry. **Medical Physics**. 38(8), p. 4546-4555, 2011.
- [10] Arns, A. M. **Towards clinical implementation of ultrafast combined kV-MV cone-beam CT for IGRT of lung tumors within breath-hold: evaluation of dosimetry and registration accuracy based on phantom studies**. Tese de Doutorado – Universidade de Heidelberg, Heidelberg, 2016.
- [11] Baur, M; Uhlmann, N; Pöschel, T; Schröter, M. Correction of beam hardening in X-ray radiograms. **Review of Scientific Instruments**. **90**. 025108, 2019.