

## Determinação do fator de correção para atenuação no ar para uma câmara de ionização de ar livre

### Determination of the air attenuation correction factor for a free air ionization chamber

Natália F Silva, Felipe B Cintra, Maysa C de Castro e Linda V E Caldas

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP)  
Av. Professor Lineu Prestes, 2242 05508-000 São Paulo, SP

E-mail: [nsilva@ipen.br](mailto:nsilva@ipen.br), [fbelonsi@ipen.br](mailto:fbelonsi@ipen.br), [mcastro@ipen.br](mailto:mcastro@ipen.br), [lcaldas@ipen.br](mailto:lcaldas@ipen.br)

**Resumo:** Este trabalho tem como objetivo apresentar os resultados obtidos experimentalmente e por simulação para o fator de correção da atenuação no ar de uma câmara de ionização de ar livre de cilindros concêntricos Victoreen, modelo 481-5. Este fator de correção foi obtido para as qualidades padronizadas de mamografia, estabelecidas no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do IPEN. Os valores obtidos foram comparados com os resultados do laboratório padrão primário alemão Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), obtendo-se diferenças máximas de 0,40% para o valor experimental e de 0,31% para o valor simulado.

**Palavras-chave:** Fator de correção, atenuação no ar, câmara de ionização de ar livre, feixes de mamografia, raios X, energias baixas.

**Abstract:** The objective of this work is to present the experimental and simulation results for the air attenuation correction factor for a free air ionization chamber with concentric cylinders of Victoreen, model 481-5. This correction factor was obtained for the standard mammography qualities established in the Instrument Calibration Laboratory (LCI) of IPEN. The values were compared with the results from the German primary standard laboratory Physikalisch- Technische Bundesanstalt (PTB), and maximum differences of 0.40% in relation to the experimental value and 0.31% in relation to the simulated value were obtained.

**Keywords:** Correction factor, air attenuation, free air ionization chamber, mammography beams, X-rays, low energies.

#### 1. INTRODUÇÃO

Para estabelecer uma câmara de ar livre como um sistema padrão primário, é necessária a determinação de uma série de fatores de correção a serem aplicados à resposta da câmara. Entre

estes fatores, a atenuação no ar é numericamente a maior correção, sendo, portanto a mais relevante. Isso ocorre, porque a coluna de ar entre o diafragma e o centro do volume sensível, responsável pelo equilíbrio eletrônico, é também responsável por uma atenuação significativa da

1

radiação incidente. Além disso, este fator é especialmente importante para energias baixas, pois a energia do feixe e a atenuação são inversamente proporcionais. Isso quer dizer que quanto menor a energia, maior é a atenuação.

Essa dependência energética implica na necessidade da determinação deste fator de correção para cada qualidade de radiação. Deste modo, o fator de correção para atenuação no ar ( $k_a$ ) é obtida a partir da Equação 1 [BURNS & BÜERMANN, 2009]:

$$k_a = \exp(\bar{\mu}_{ar}a) \quad (1)$$

onde  $a$  é a distância entre a janela de entrada da câmara de ionização de ar livre e o centro de seu volume sensível (11,25 cm, fornecido pelo manual da câmara de ionização) e  $\bar{\mu}_{ar}$  é o coeficiente de atenuação do feixe.

O valor do coeficiente de atenuação pode ser determinado com duas medições, como mostra a equação (2) [BURNS & BÜERMANN, 2009], onde a medição ( $M_1$ ) é obtida numa posição do volume sensível e a segunda medição ( $M_2$ ) a uma distância ( $d$ ) da posição da primeira medição  $M_1$ , sendo  $M_2$  com maior atenuação no ar ( $M_1 > M_2$ ).

$$\bar{\mu}_{ar} = \frac{\ln\left(\frac{M_1}{M_2}\right)}{d} \quad (2)$$

Para uma melhor aproximação, pode-se realizar várias medições com distâncias diferentes, de modo que a equação da reta resultante é representada por

$$\ln E_{dep} = \ln E_{fonte} - \mu x \quad (3)$$

onde  $E_{dep}$  é a energia depositada,  $E_{fonte}$  é a energia da fonte,  $x$  é o incremento na distância e  $\mu$  é o coeficiente de atenuação médio do feixe.

A simulação é uma ferramenta frequentemente utilizada, para minimizar as incertezas relacionadas com os fatores de correção. Para isso, são necessários alguns parâmetros de entrada, como a geometria, os materiais que compõem a câmara de ionização, o

arranjo experimental e a fonte de radiação, corretamente especificados.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho foi estudada a câmara de ionização de ar livre do tipo cilíndrica, da marca Victoreen, modelo 481-5, número de série 117, que é recomendada para uso em feixes de raios X com tensões de até 50 kV. Esta câmara de ionização passou pelos testes de estabilidade [SILVA et al., 2015(a)] e testes de caracterização [SILVA et al., 2015(b)], mostrando o seu funcionamento adequado, com os resultados obtidos em todos os testes dentro das recomendações internacionais.

A tabela 1 apresenta as principais dimensões da câmara de ionização de ar livre. Alguns desses valores foram informados pelo manual da câmara de ionização, outros foram obtidos utilizando um paquímetro digital da marca Mitutoyo Sul Americana LTDA®, com certificado de calibração (número 43964), emitido em setembro de 2011 pela própria empresa. O raio de abertura do diafragma foi obtido por meio de calibração (Certificado de Calibração 05473/13, emitido em maio de 2013, também pela Mitutoyo Sul Americana LTDA®) [LIMA, 2014].

**Tabela 1** Principais dimensões da câmara de ionização de ar livre [LIMA, 2014]

Dimensões	mm
Espessura da blindagem (Pb)	2,0
Espessura da blindagem frontal (Al)	10,0
Espessura da blindagem lateral (Al)	2,0
Abertura do diafragma	4,00072
Espessura do diafragma	3,0
Distância entre o diafragma e o centro do volume sensível	112,5
Espessura do cilindro e do pistão	2,0
Diâmetro do cilindro	9,5
Diâmetro de abertura do cilindro	36,2
Raio interno do cilindro	36,2
Raio interno do pistão	34,5
Distância entre o eixo central e o eletrodo coletor	15,0

Para a determinação do fator de correção para atenuação no ar, a câmara de ionização de ar livre foi acoplada a um eletrômetro, da marca Keithley, modelo 6517A, utilizado também como fonte de alta tensão que permite a operação entre -1000 V e 1000 V. Durante as medições utilizou-se uma tensão de 600 V.

O equipamento de raios X da marca Pantak/Seifert, modelo ISO-VOLT 160HS, que permite operar entre 5 kV e 160 kV e que possui um anodo de tungstênio, foi utilizado como sistema de radiação. A tabela 2 apresenta os parâmetros utilizados nas qualidades de radiação de referência estabelecidas no sistema Pantak/Seifert do LCI.

**Tabela 2** Qualidades padronizadas de mamografia estabelecidas no sistema Pantak/Seifert do LCI. Em cada qualidade foi utilizada uma corrente no tubo de 10 mA; CSR é a camada semirredutora e  $\dot{K}$  é a taxa de kerma no ar.

Qualidade de Radiação	Tensão do Tubo (kV)	Filtração Adicional (mm)	CSR (mm)	$\dot{K}$ (mGy/min)
WMV28	28	0,07 Mo	0,37	11,2(2)
WMV35	35	0,07 Mo	0,41	16,7(3)
WMH28	28	0,07Mo+2,0Al	0,61	0,69(1)
WMH35	35	0,07Mo+2,0Al	0,93	1,55(3)

Utilizando o protocolo de posicionamento da câmara de ionização descrito em [SILVA et al., 2015(a)], à uma distância de 100 cm do ponto focal do sistema de radiação, foram obtidas dez medições numa posição do volume sensível e mais dez posições a uma distância de 1 cm da posição da primeira medição. Todas as medições foram corrigidas para as condições ambientais de referência. Utilizando as equações (1) e (2), foram determinados experimentalmente os fatores de correção para atenuação no ar para as quatro qualidades de mamografia estabelecidas no LCI.

O código de transporte de radiação utilizado neste trabalho é o MCNP5 (Monte Carlo N-Particle) desenvolvido pelo Laboratório Nacional de Los Alamos (LANL) [LOS ALAMOS LABORATORY, 2008].

Para a determinação do fator de correção utilizando o MCNP5 é necessário primeiramente obter o espectro de energia da fonte de radiação. Existem várias formas de se obter o espectro do feixe de radiação. Neste trabalho optou-se pela utilização de um modelo semi-empírico, de modo que, para cada energia no espectro pode-se obter a fluência de fótons de raios X usando um polinômio de ordem 3, com a respectiva tensão aplicada ao tubo, cujos coeficientes dependem da energia do fóton. Assim tem-se [BOONE et al., 1997]:

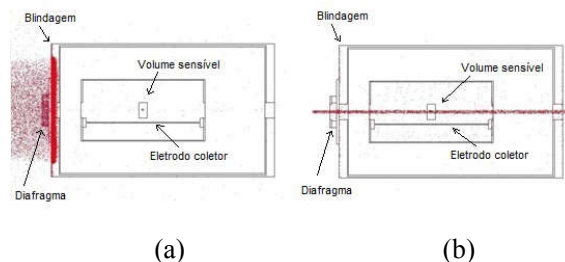
$$\phi(E, V) = a_0[E] + a_1[E]V + a_2[E]V^2 + a_3[E]V^3 \quad (4)$$

onde  $\phi$  é a fluência de fótons com energia  $E$ , quando a tensão  $V$  é aplicada ao tubo de raios X, e  $a_0, a_1, a_2$  e  $a_3$  são os coeficientes que definem o polinômio para cada material do anodo, que pode ser molibdênio, ródio ou tungstênio. Nas simulações foram utilizados os coeficientes referentes ao anodo de tungstênio disponível em Boone et al [1997]. Para adicionar ao modelo as atenuações referentes aos filtros é utilizada a lei de Lambert-Beer e os coeficientes de atenuação referentes aos filtros foram obtidos por Berger et al. [1998]; e Saloman e Hubbell [1986].

Esse modelo já foi utilizado por Silva et al. [2014] com o objetivo de obtenção do espectro das qualidades de mamografia, considerando o anodo do raio X composto de molibdênio, mostrando-se um método simples e otimizado para obtenção de espectros.

Para otimizar as simulações, foi utilizado um feixe artificialmente colimado. A figura 1 mostra a diferença entre o feixe com as características do feixe experimental (denominado neste trabalho de feixe original) e do feixe colimado. É possível observar que a blindagem elimina muitas partículas oriundas da fonte, de modo que, com o feixe original, o MCNP transporta partículas que

não contribuem para o resultado final, diminuindo a eficiência da simulação. Colimando artificialmente o feixe, considera-se que a blindagem é ideal e que apenas partículas que saem da fonte com ângulo sólido máximo limitado pelo obturador de fato chegam ao volume sensível da câmara de ionização, diminuindo a incerteza do *tally*.



**Figura 1** Desenho esquemático da geometria utilizada para o feixe de radiação. Os pontos vermelhos representam os fótons gerados pelo MCNP no caso do feixe (a) original e (b) colimado.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados obtidos experimentalmente para o fator de correção para atenuação no ar estão apresentados na tabela 3.

**Tabela 3** Fatores de correção para atenuação no ar obtidos experimentalmente

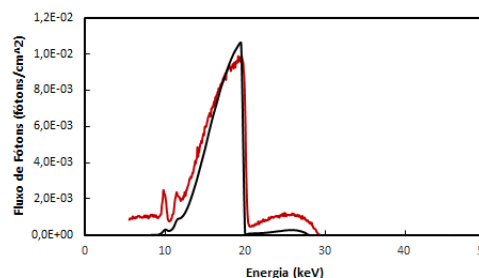
Qualidade de Radiação	Fator de Correção $k_a$
WMV28	$1,015 \pm 0,003$
WMV35	$1,015 \pm 0,003$
WMH28	$1,019 \pm 0,004$
WMH35	$1,017 \pm 0,004$

Para se verificar o método utilizado, os valores obtidos para as qualidades WMV28 e WMV35 foram comparados com os resultados do laboratório padrão primário alemão Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) [KESSLER et al., 2011], mostrando uma diferença máxima de 0,40% (tabela 4).

**Tabela 4** Valores obtidos experimentalmente para o fator de correção para atenuação no ar neste trabalho, para as qualidades WMV28 e WMV35, em comparação com os valores obtidos no PTB [KESSLER et al., 2011].

Qualidade de Radiação	Fator de correção $k_a$		Diferença (%)
	Este trabalho	PTB	
WMV28	1,0149	1,0190	0,40%
WMV35	1,0145	1,0182	0,36%

Para a simulação, foram obtidos primeiramente os espectros referentes às qualidades estabelecidas no LCI. Na figura 2 o espectro obtido neste trabalho para a qualidade WMV28 foi comparado com o espectro obtido experimentalmente por Corrêa [2012], a fim de validar o método.

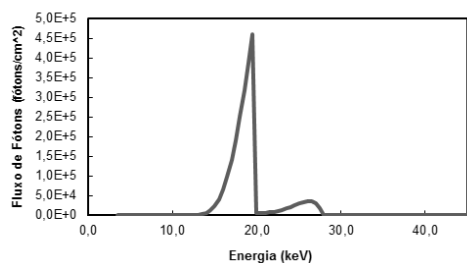


**Figura 2** Comparação entre o espectro obtido neste trabalho (representado pela linha azul) e o obtido experimentalmente por Corrêa (representado pela linha vermelha), para a qualidade WMV28 [CORRÊA, 2012].

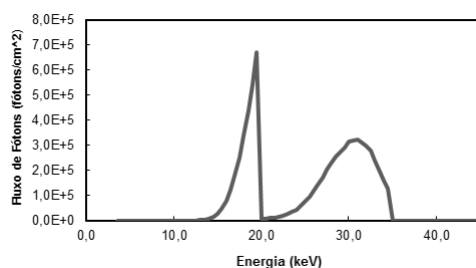
A figura 3 mostra os espectros obtidos para as qualidades padronizadas de mamografia WMV35, WMH28 e WMH35.

Para se obter o fator de correção de atenuação no ar utilizando o código MCNP5, para cada qualidade de radiação foram realizadas uma série de sete simulações, cada uma com  $10^9$  histórias e com interesse na energia depositada (*tally* \*F8), utilizando somente o feixe colimado. Em cada simulação afastou-se o volume sensível 1 cm a

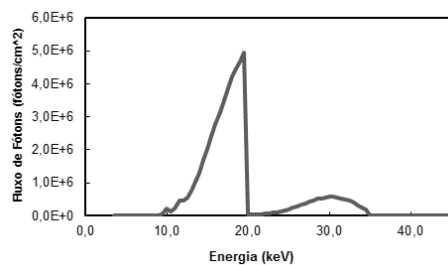
mais em relação à posição anterior do ponto focal da radiação, que está localizado a uma distância de 100 cm do diafragma da câmara de ionização. A figura 4 mostra as curvas de atenuação para cada qualidade de mamografia estabelecida no LCI.



(a)



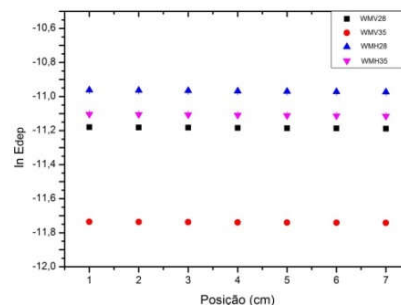
(b)



(c)

**Figura 3** Espectros das qualidades padronizadas de mamografia: (a) WMH28; (b) WMH35 e (c) WMV35.

A partir dos coeficientes angulares das curvas da figura 4, foram obtidos os valores para o fator de correção de atenuação no ar (tabela 5).



**Figura 4** Curvas de atenuação para cada qualidade de mamografia estabelecida no LCI, sendo  $E_{dep}$  a energia depositada simulada.

**Tabela 5** Fatores de correção estimados a partir dos resultados obtidos nas simulações.

Qualidade de Radiação	Fator de Correção $k_a$
WMV28	1,0222 ± 0,0001
WMV35	1,0211 ± 0,0001
WMH28	1,0152 ± 0,0001
WMH35	1,0125 ± 0,0001

Para validar o método, os fatores de correção para as qualidades padronizadas WMV28 e WMV35 foram comparados com os resultados apresentados pelo PTB, como mostra a tabela 6. Pode-se observar que os resultados obtidos por simulação neste trabalho, em comparação com os resultados obtidos pelo laboratório padrão primário alemão PTB [KESSLER et al., 2011], mostram uma diferença máxima de apenas 0,31%.

**Tabela 6** Comparação entre os resultados obtidos neste trabalho por simulação e os resultados obtidos pelo laboratório alemão PTB.

Qualidade de Radiação	Fator de correção $k_a$		Diferença (%)
	Este trabalho	PTB	
WMV28	1,0222	1,0190	0,31%
WMV35	1,0211	1,0182	0,30%

A tabela 7 apresenta os valores obtidos neste trabalho para as qualidades WMV28 e WMV35, em comparação com os valores obtidos também por simulação por Lima [2014], onde também foi utilizado o código MCNP5, mas utilizando o feixe original. É possível observar que os resultados obtidos neste trabalho por simulação, em comparação com os resultados obtidos por Lima [2014], apresentam uma diferença máxima de apenas 0,30%. A utilização do feixe artificialmente colimado mostrou-se um método eficaz para diminuir a incerteza do fator de correção.

**Tabela 7** Comparação entre os fatores de correção para atenuação no ar obtidos neste trabalho e os obtidos por Lima [2014].

Qualidade de Radiação	Fator de correção $k_a$		Diferença (%)
	Este trabalho	Lima	
WMV28	1,0222(1)	1,0221(2)	0,01%
WMV35	1,0211(1)	1,0180(2)	0,30%

#### 4. CONCLUSÃO

Os valores obtidos foram comparados com os resultados do laboratório padrão primário alemão Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), obtendo-se diferenças máximas de 0,40% para o valor experimental e de 0,31% para o valor simulado. A utilização do feixe colimado mostrou-se um método eficaz para diminuir a incerteza do fator de correção mantendo-se o mesmo número de partículas por segundo. Além disso, é possível observar que os valores simulados possuem incertezas menores em comparação com os resultados obtidos experimentalmente.

#### AGRADECIMENTOS

Os autores deste trabalho agradecem à CNEN, pela bolsa de estudos, à FAPESP, CAPES, CNPq

e MCTI, no projeto INCT em Metrologia das Radiações na Medicina, pelo auxílio financeiro, e ao Sr. Marcos Xavier, pelo apoio técnico indispensável em toda parte experimental do trabalho.

#### REFERÊNCIAS

BERGER, M. J.; HUBBELL, J. H.; SELTZER, S. M.; CHANG, J.; COURSEY, J. S.; SUKUMAR, R.; ZUCKER, D. S.; OLSEN, K. XCOM: **Photon Cross Sections Database**, NIST Standard Reference Database 8 (XGAM) (1998).

BOONE, J. M.; FEWELL, T. R.; JENNINGS, R. J. Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography, **Medical Physics**, v. 24, p. 1-12 1863 (1997).

BURNS, D. T.; BÜERMANN, L. Free-air ionization chambers, **Metrologia**, v. 46, p. 9-23, 2009.

CORRÊA, E. L.; VIVOLO, V.; POTIENS, M. P. A. Quality control methodology and implementation of X-radiation standard beams, mammography level, following the standard IEC 61267. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 70, n.7, p. 1396-1399, 2012.

KESSLER, C.; BURNS, D.T.; BÜERMANN, L. Key comparison BIPM.RI(i)-K7 of the air-kerma standard of the PTB, Germany, and the BIPM in mammography X rays. **Metrologia**, v.48, pp. 1-13, 2011.

LIMA, M.H. **Caracterização de uma Câmara de Ionização de Ar-Livre em Feixes de Raios X utilizados em Mamografia**, Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 2014.

LOS ALAMOS LABORATORY, **MCNP – A General Monte Carlo Nparticle Transport**

**Code.** Version 5, LA-UR-03-1987. Los Alamos National Laboratory, 2008.

SALOMAN, E. B.; HUBBELL, J. H. **X-ray Attenuation Coefficients (Total Cross Sections): Comparison of the Experimental Data Base with Recommended Values of Henke and the Theoretical Values of Scofield for Energies between 0.1-100 keV**, National Bureau of Standards, Report NBSIR 86-3431 (1986).

SILVA, N. F.; CASTRO, M. C; CALDAS, L. V. E. **Simulação e avaliação das qualidades de mamografia do equipamento de raios-x de um laboratório de calibração de instrumentos,**

Anais do International Joint Conference RADIO, Gramado, 2014.

SILVA, N. F.; XAVIER, M.; VIVOLO, V.; CALDAS, L. V. E. **Stability results of a free air ionization chamber in standard mammography beams**, Anais do International Nuclear Atlantic Conference, São Paulo, 2015(a)

SILVA, N. F.; XAVIER, M.; VIVOLO, V.; CALDAS, L. V. E. **Characterization of a free air ionization chamber for low energies**, Anais do Congresso Brasileiro de Metrologia das Radiações Ionizantes, Bento Gonçalves, 2015(b).