

SIMULAÇÃO E AVALIAÇÃO DAS QUALIDADES DE MAMOGRAFIA DO EQUIPAMENTO DE RAIOS-X DE UM LABORATÓRIO DE CALIBRAÇÃO DE INSTRUMENTOS

Natália F. da Silva; Maysa C. de Castro e Linda V. E. Caldas

¹Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN-SP)
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242,
05508-000 São Paulo - SP - Brazil.
na.fiorini@gmail.com
maysadecastro@gmail.com
lcaldas@ipen.br

RESUMO

O Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP) vem desenvolvendo alguns trabalhos com o objetivo de estabelecer um sistema padrão primário para raios X de energias baixas empregando uma câmara de ionização de ar livre. Para isso, uma das etapas mais importantes é a determinação dos fatores de correção de sua resposta. A simulação é uma ferramenta frequentemente utilizada para isso, pois alguns fatores de correção não podem ser determinados experimentalmente. Para a simulação correta destes fatores de correção é necessário que alguns parâmetros de entrada como a geometria, os materiais que compõem o dosímetro, o arranjo experimental e a fonte de radiação sejam corretamente especificados. Para a câmara de ionização disponível no LCI, a geometria, os materiais componentes e o arranjo experimental podem ser obtidos facilmente. Por outro lado, o espectro de energias da fonte de radiação, que deve ser inserida no código computacional, não foi obtido. Sendo assim, neste trabalho pretende-se determinar este espectro de radiação, possibilitando assim a caracterização do novo padrão primário para radiação X de baixas energias do LCI.

1. INTRODUÇÃO

Para garantir a qualidade de uma medição, é necessário estabelecer uma relação/comparação com um padrão primário de medição. Se for possível determinar toda a cadeia de comparações em um sistema hierárquico, que conduz em última instância ao padrão primário da grandeza de interesse, pode-se dizer que o instrumento é “rastreado” [1].

Calibração é o procedimento que compreende a comparação entre os valores indicados por um instrumento de medição e os indicados por um padrão (ou equipamento de classe superior). No topo dessa cadeia de comparações estão as definições das grandezas e das unidades de medição do Sistema Internacional de Unidades (SI) e logo a seguir o Bureau International des Poids et Mesures (BIPM) [1]. A calibração de detectores é definida como uma determinação quantitativa; por meio deste procedimento é possível obter um valor estimado próximo ao valor real do que se pretende medir, levando à confiança nos resultados medidos. O valor real da grandeza é aquele obtido por meio de um instrumento padrão primário [2].

É importante ressaltar que na América Latina não há laboratórios padrões primários, mas no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI), localizado no Instituto de Radioproteção e Dosimetria/ CNEN, há um sistema padrão primário, uma câmara de ar livre, para feixes de raios X de energias médias. As câmaras de ionização de ar livre são utilizadas por quase todos os laboratórios ao redor do mundo como sistemas padrões primários da grandeza exposição [3]. São dosímetros absolutos, pois medem grandezas físicas básicas e assim diretamente a grandeza radiológica sem a necessidade de calibração em um feixe padrão de radiação sendo, portanto, utilizada para medição da exposição e do kerma de feixes de raios X e gama.

As câmaras de ar livre são assim chamadas pela ausência de um material na janela de entrada da câmara, fazendo com que os fótons primários e os elétrons secundários interajam somente com o ar do volume sensível [4].

Existem diversos tipos de câmaras de ionização de ar livre; as mais utilizadas são a câmara de ionização de ar livre com placas paralelas (modelo convencional) e a câmara de ionização de ar livre com cilindros concêntricos (de volume variável) [5].

Entre esses dois tipos de câmaras, a convencional é a mais utilizada em laboratórios de calibração. Os elementos principais desse tipo de câmara são: a abertura de entrada no diafragma e um par de eletrodos separados por uma distância d . Um potencial elétrico é aplicado entre os dois eletrodos, e os anéis de guarda são utilizados para limitar o volume sensível da câmara [6]. Deste modo, a taxa de kerma no ar (\dot{K}) é dada pela equação [7]:

$$\dot{K} = \frac{I}{\rho_{\text{air}} V} \frac{W}{e} \frac{1}{(1 - g)} \Pi k_i$$

onde:

I é a corrente de ionização;

V é o volume sensível;

ρ_{air} é a densidade do ar sob condições de referência;

W é energia média gasta por um elétron de carga e e para produzir um par de íons no ar seco;

g é a fração da energia inicial de um elétron perdida na produção de Bremsstrahlung; e

Πk_i é o produto dos fatores de correção a serem aplicados à resposta do sistema padrão.

A câmara de ionização com cilindros foi proposta por Attix em 1961 [8]. A diferença principal em relação ao modelo convencional é que na câmara cilíndrica é possível variar o comprimento do volume sensível. As suas principais vantagens em relação ao modelo convencional são [9]:

(a) Independência da resposta com a uniformidade do campo elétrico no interior do volume sensível, eliminando a necessidade de anéis de guarda;

(b) Uma vez que o eletrodo coletor se estende por todo o volume sensível, a região de coleta é todo o volume interno dos cilindros;

(c) A movimentação dos cilindros é realizada com um equipamento de alta precisão que permite a determinação precisa da massa de ar e conseqüentemente das grandezas exposição e kerma no ar.

Para a determinação absoluta da grandeza medida, é necessária a minimização das incertezas de todo o sistema, inclusive a propagação das incertezas oriundas do gerador de potencial, tubo de raios-X, filtros e eletrômetros. No caso da câmara de ar livre, para que se possa defini-la como um padrão primário, além da preocupação com a manutenção das condições ambientais, é necessária a minimização das incertezas relacionadas aos fatores de correção a serem aplicados à resposta obtida do sistema.

Os fatores de correção a serem aplicados à resposta das câmaras de ionização de ar livre utilizadas como padrões primários, de acordo com os laboratórios internacionais de maior exatidão, são [10]: radiação espalhada, perda eletrônica, perdas por recombinação, atenuação do ar, distorção do campo (já contém os efeitos de polarização), transmissão através dos limites do diafragma, transmissão através das paredes do padrão e umidade.

Os laboratórios BIPM e National Institute of Standards and Technology (NIST) aplicam ainda explicitamente um fator de correção para efeitos de fluorescência [11].

A simulação é uma ferramenta frequentemente utilizada para isso, pois alguns fatores de correção não podem ser determinados experimentalmente. Para a simulação correta destes fatores de correção é necessário que alguns parâmetros de entrada, como a geometria, os materiais que compõem o dosímetro, o arranjo experimental e a fonte de radiação sejam corretamente especificados. Para a câmara de ionização disponível no LCI, a geometria, os materiais componentes e o arranjo experimental podem ser obtidos facilmente. Por outro lado, o espectro de energias da fonte de radiação, que deve ser inserida no código computacional, não foi obtido.

Sendo assim, neste trabalho o objetivo foi determinar este espectro de radiação, possibilitando a caracterização do novo padrão primário para radiação X de baixas energias do LCI.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Existem várias formas de se inferir o espectro da fonte de radiação. Neste trabalho optou-se pela utilização de um modelo semi-empírico desenvolvido para gerar esses espectros de tubos de raios-X dos feixes mamográficos (18 kV a 40 kV). Com esse modelo pode-se obter os espectros dos sistemas de raios-X com anodo de molibdênio, ródio e tungstênio utilizando interpolação de polinômios. Em cada energia no espectro pode-se obter a fluência de fótons de raios-X, usando um polinômio de ordem 3 na tensão aplicada ao tubo, cujos coeficientes dependem da energia do fóton [12].

Sendo $\Phi(E, V)$ a fluência de fótons ($fótons/mm^2$) na energia E, quando a tensão V é aplicada ao tubo de raio-X, tem-se:

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

Os coeficientes $a_0[E], a_1[E], a_2[E]$ e $a_3[E]$, que definem o polinômio para cada material do anodo (molibdênio, ródio ou tungstênio), foram determinados para oitenta e cinco valores de energia entre 0,0 e 42,5 keV, incluindo números não inteiros [12].

Frequentemente, são adicionados filtros aos sistemas de raios-X de uso clínico. No caso da mamografia são normalmente utilizados filtros de molibdênio e alumínio. Desta forma, com os coeficientes de atenuação obtidos nas referências [13,14], foi possível adicionar ao modelo a capacidade de se adicionar as atenuações dos filtros pela lei de Lambert-Beer, que relaciona a transmissão da radiação com a espessura da camada de um meio absorvente [12].

Foi utilizado como fonte de radiação um equipamento de raios-X da marca Pantak/Seifert, modelo ISO – VOLT 160 HS, operando entre 5kV e 160 kV, com anodo de molibdênio.

As qualidades de radiação escolhidas foram as de mamografia, estabelecidas no LCI. As Tabelas 1 e 2 mostram os parâmetros utilizados para as qualidades de radiação com filtros de alumínio e molibdênio, respectivamente.

**Tabela 1- Parâmetros técnicos de qualidade de mamografia com filtros de alumínio.
Corrente no tubo de raios X: 10 mA**

Qualidade	Tensão aplicada (kV)	Filtração adicional (mmAl)	Camada semirredutora (mmAl)	Taxa de kerma no ar (mGy/min)
WAV 25	25	0,57	0,35	22,72 ± 0,02
WAV 28	28	0,57	0,40	30,40 ± 0,01
WAV 30	30	0,58	0,43	34,79 ± 0,02
WAV 35	35	0,62	0,51	44,56 ± 0,02

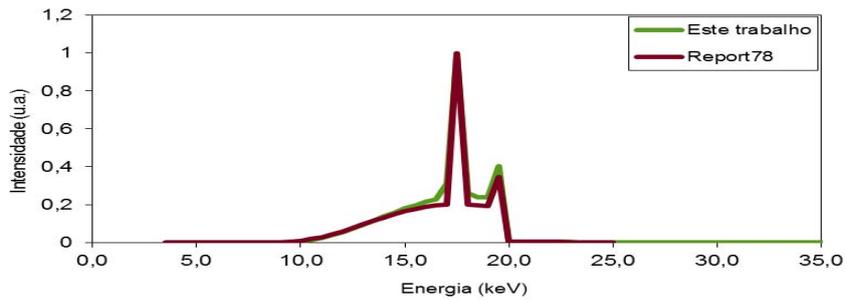
**Tabela 2- Parâmetros técnicos de qualidade de mamografia com filtros de molibdênio.
Corrente no tubo de raios X: 10 mA**

Qualidade	Tensão aplicada (kV)	Filtração adicional (mmMo)	Camada semirredutora (mmMo)	Taxa de kerma no ar (mGy/min)
WMV 25	25	0,06	0,36	9,71 ± 0,01
WMV 28	28	0,06	0,37	12,14 ± 0,01
WMV 30	30	0,06	0,38	13,74 ± 0,02
WMV 35	35	0,06	0,41	17,86 ± 0,01

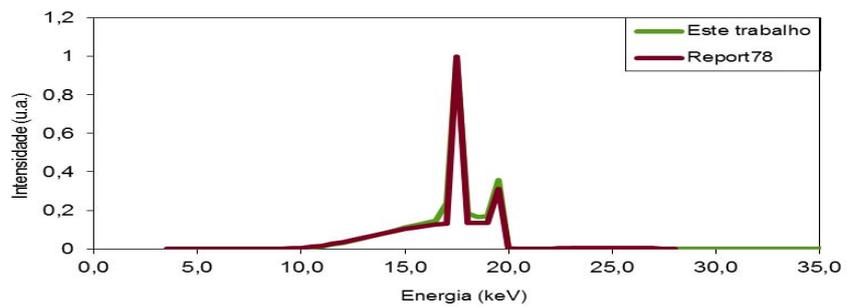
3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Figura 1 mostra a boa concordância entre os espectros obtidos pela metodologia semi-empírica para o filtro de Molibdênio em 25 keV, 28 keV e 30 keV, em comparação com os dados encontrados na literatura [15].

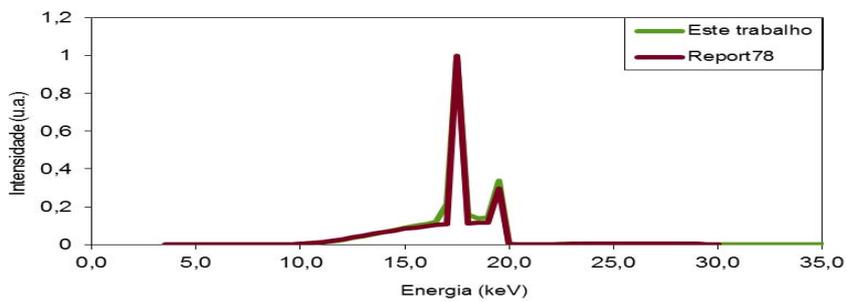
Pode-se também observar na Figura 2 a boa concordância entre o espectro obtido pela abordagem semi-empírica para o filtro de Alumínio em 25 keV, 28 keV e 30 keV, comparado com os dados encontrados na literatura [15].



(a)

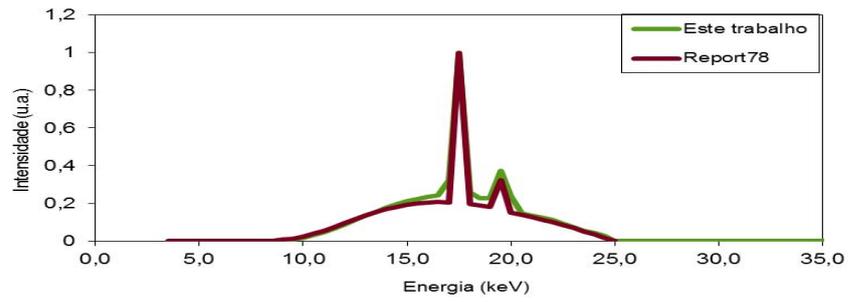


(b)

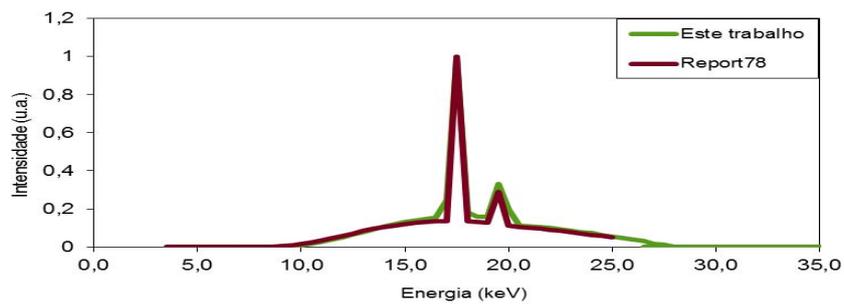


(c)

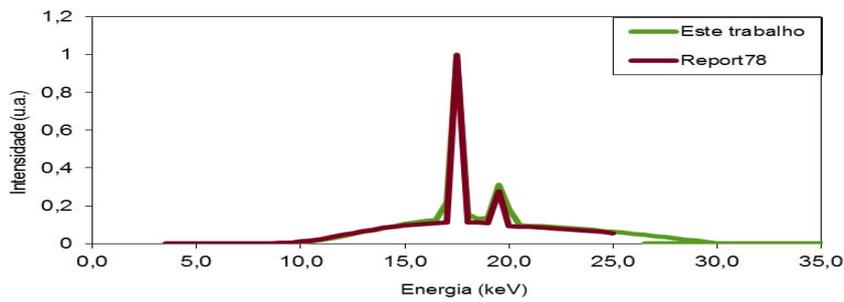
Figura 1 – Espectros obtidos com o filtro de molibdênio em (a) 25 keV (b) 28keV e (c) 30keV, comparados com os dados encontrados na literatura [15]. Os dados foram normalizados pela intensidade do pico mais intenso.



(a)



(b)



(c)

Figura 2 – Espectros obtidos com o filtro de alumínio em (a) 25 keV (b) 28keV e (c) 30keV, comparados com os dados encontrados na literatura [15]. Os dados foram normalizados pela intensidade do pico mais intenso.

4. CONCLUSÕES

Neste trabalho foi apresentada uma abordagem semi-empírica para a determinação do espectro de tubos de raios X com anodo de molibdênio. Nesta abordagem foram inseridas correções devido ao uso de filtros de absorção de raios-X compostos de molibdênio e alumínio. A boa concordância com os dados de referência apontados [15] pode ser observada nas Figuras 1 e 2.

Os resultados podem ser melhorados na região do espectro próximo aos raios X característicos de molibdênio, utilizando um método de interpolação mais eficaz para o cálculo de absorção dos raios X nos dados encontrados na literatura [13, 14].

Nas próximas etapas do trabalho, serão realizadas simulações para a determinação dos fatores de correção para se determinar a curva de resposta da câmara de ar livre do LCI, utilizando como entrada os espectros obtidos neste trabalho.

AGRADECIMENTOS

As autoras deste trabalho receberam suporte das seguintes agências de fomento: CNEN, FAPESP (Proc. n° 2013/15669-3), CNPq e MCT: INCT (Projeto INCT-Metrologia das Radiações em Medicina).

REFERÊNCIAS

1. A. Iwahara, *Restreabilidade e Garantia da Qualidade em Medições de Radionuclídeos utilizados na Medicina Nuclear*, Tese de Doutorado, Universidade Federal do Rio de Janeiro (2001).
2. IAEA, International Atomic Energy Agency. *Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments*. IAEA, Vienna (IAEA Safety Report Series No.16)(2000).
3. M. Boutillon; W.H. Henry; P.J. Lamperti, “Comparison of exposure standard in the 10-50 kV region”, *Metrologia*, **v.5**, pp.1-11 (1969).
4. D. T. Burns; L. Büermann, “Free-air ionization chambers”, *Metrologia*, **v. 46**, pp. 9-23 (2009).
5. F.H. Attix, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, Willey-VCH Verlag, Wisconsin (2004).
6. R. F. Laitano; M. P. Toni, *The Primary Exposure Standard of ENEA for Medium Energy X-rays: Characteristics and Measurement Procedures*. ENEA-RT/PROT(83)27, ENEA (1984).
7. M. Boutillon; D. T. Burns; C. J. Moretti; T. T. Williams, *Comparison of the Air Kerma Standards of the NPL and the BIPM in the Low and Medium-Energy X-Ray Ranges*, Rapport BIPM-02/08 (2002).
8. F. H. Attix, *Electronic Equilibrium in Free-air Chambers and a proposed New Chamber Design*. NRL Report 5646, US Naval Research Laboratory, Washington (1961).
9. W. L. Chen; S. H. Su; L.L. Su; W. S. Hwang, “Improved free-air ionization chamber for the measurement of X-rays”, *Metrologia*, **v. 36**, pp. 19-24 (1999).

10. M. Boutillon; P. J. Allisy-Roberts; D. T. Burns, *Measuring Conditions used for Calibration of Ionizing Chambers at the BIPM*, BIPM, Rapport BIPM -01/04, 2001
11. D. T. Burns, *Degrees of Equivalence for the Key Comparison BIPM.RI(I)-K3 between National Primary Standards for Low-Energy X-Rays*, Summary Report for BIPM.RI(I)-K3 (2003).
12. J. M. Boone; T. R. Fewell; R. J. Jennings, “Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography”, *Medical Physics*, v. **24**, 1863 (1997)
13. M. J. Berger; J. H. Hubbell; S. M. Seltzer; J. Chang; J. S. Coursey; R. Sukumar; D. S. Zucker; K. Olsen, *XCOM: Photon Cross Sections Database*, NIST Standard Reference Database 8 (XGAM) (1998).
14. E. B. Saloman; J. H. Hubbell, *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).
15. K. Cranley; B. J. Gilmore; G. W. A. Fogarty; L. Deponds, *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and other Data*, IPEM, Report No. 78, The Institute of Physics and Engineering in Medicine, York (1997).