

ESTUDO DAS INCERTEZAS ASSOCIADAS À CALIBRAÇÃO DE UMA CÂMARA DE IONIZAÇÃO TIPO LÁPIS

Ana Figueiredo Maia, Linda V. E. Caldas

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Comissão Nacional de Energia Nuclear,
São Paulo, Brasil

Resumo: A calibração de uma câmara de CT foi realizada em diversos feixes de radiação, já implementados no Laboratório de Calibração de Instrumentos, no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), e foram estudadas as incertezas associadas aos coeficientes de calibração obtidos. Foram realizadas calibrações em feixes de radiodiagnóstico convencional, de mamografia e de radioterapia. As incertezas expandidas foram calculadas considerando-se incertezas do tipo A e B e um nível de confiança de 95%. O valor obtido para essa incerteza expandida, em termos percentuais, foi menor do que 5,3% para as qualidades de radiodiagnóstico convencional, menor do que 3,9% para as qualidades de mamografia e menor do que 1,5% para as qualidades de radioterapia.

Palavras chave: câmara de ionização tipo lápis, coeficientes de calibração, radiação X.

1. INTRODUÇÃO

Todos os instrumentos utilizados para medição de radiações ionizantes precisam ser freqüentemente calibrados, visto que muitos são os malefícios que podem ser causados pelo uso inadequado desse tipo de radiação. Na área médica, radiações ionizantes vêm sendo utilizadas há muito tanto para fins diagnósticos como para fins terapêuticos. Atualmente, dentre os procedimentos com fins diagnósticos, os exames de tomografia computadorizada (CT) são os maiores responsáveis pela dose coletiva total. O instrumento mais utilizado para dosimetria em feixes de CT é a câmara de ionização tipo lápis (1,2). A calibração desse tipo de câmara, em feixes próprios de CT, ainda não é oferecida no Brasil, mas um projeto em desenvolvimento no IPEN pretende implementar esse serviço em breve.

Nesse trabalho, foi feito um estudo com uma câmara de ionização tipo lápis, calibrando-a em diversos feixes padrões de radiação X, já implementados no Laboratório de Calibração de Instrumentos (3-5), no IPEN. As incertezas associadas a cada procedimento de calibração foram detalhadamente estudadas (6-8).

2. MATERIAIS E MÉTODOS

A câmara de ionização utilizada neste trabalho é da marca Victoreen, modelo 660-6, série 140, e foi utilizada acoplada

a um eletrômetro também Victoreen, modelo 660, série 854. A câmara não é selada e tem 3,2 cm³ de volume sensível e 10 cm de comprimento sensível. A medida da câmara é dada em R.cm ou em R.cm/min e o intervalo de leitura, determinado pelo mostrador do eletrômetro, é de 0,01 R.cm/min (0,001 R.cm) até 999 R.cm/min (99,9 R.cm).

Essa câmara foi calibrada em diversos feixes de radiação X. As principais características de cada um desses feixes estão mostradas na Tabela 1. As qualidades de radiodiagnóstico convencional (3), definidas pela publicação IEC 61267 (9), estão implantadas no equipamento de radiação X da marca *Medicor Mövek Röntgengyara*, modelo *Neo-Diagnomax*. As qualidades de mamografia (4), baseadas nas qualidades implantadas no *National Institute of Standards and Technology* (NIST) (10), estão implantadas no equipamento de radiação X de energias baixas, formado por um gerador *Rigaku Denki Co. Ltd.*, tipo *Geigerflex*, e um tubo *Phillips*, modelo PW 2184/00. As qualidades de radioterapia (5), baseadas nas qualidades implantadas no *Bureau International des Poids et Mesures* (BIPM) (11), estão implantadas no equipamento de radiação X da *Pantak*, modelo HF320.

Tabela 1. Parâmetros dos feixes padrões utilizados.

Qualidade da Radiação	Tensão (kV)	Filtração Total (mm)	Camada Semi-Redutora (mm)	Energia Efetiva (keV)
Radiodiagnóstico Convencional				
RQR3	52	2,5 Al	1,82 Al	32,0
RQR5	70	2,5 Al	2,45 Al	39,2
RQR7	90	2,5 Al	3,10 Al	46,0
Mamografia – Feixes de Entrada				
RXM20	20	0,06 Mo	0,28 Al	13,6
RXM25	25	0,06 Mo	0,33 Al	15,1
RXM30	30	0,06 Mo	0,35 Al	15,6
RXM35	35	0,06 Mo	0,38 Al	16,2
Mamografia – Feixes de Saída				
RXM20x	20	0,06 Mo + 2 Al	0,52 Al	18,5
RXM25x	25	0,06 Mo + 2 Al	0,58 Al	18,8
RXM30x	30	0,06 Mo + 2 Al	0,67 Al	19,5
RXM35x	35	0,06 Mo + 2 Al	0,86 Al	21,6
Radioterapia				
BIPM	100	1,204 Al	4,027 Al	37,9
BIPM	135	0,232 Cu	0,494 Cu	66,0
BIPM	180	0,484 Cu	0,990 Cu	82,2
BIPM	250	1,570 Cu	2,500 Cu	143,2

10299

Os sistemas padrões utilizados são constituídos por câmaras de ionização, devidamente calibradas, e seus respectivos eletrômetros. No caso dos feixes de radiodiagnóstico, o sistema padrão é constituído por uma câmara de ionização de placas paralelas, da Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW), tipo 77334, com volume de 1cm³, e um eletrômetro, também PTW, modelo UNIDOS 10001. Esta câmara possui certificado de calibração da PTW, Alemanha, com rastreabilidade ao laboratório primário Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Alemanha.

Para os feixes de mamografia, o sistema padrão é constituído por uma câmara de ionização específica para mamografia, da marca *Radcal Corporation*, modelo 10x5-6M, com volume de 6cm³, e um eletrômetro *Radcal Corporation*, modelo 9015. Esta câmara possui certificado de calibração do Center for Devices and Radiological Health (CDRH), Food and Drug Administration (FDA), EUA, com rastreabilidade ao laboratório primário NIST, EUA.

Para os feixes de radioterapia, o sistema padrão é constituído por uma câmara de ionização cilíndrica, da marca NE, modelo 2505/3, que tem 0,6 cm³ de volume sensível, e um eletrômetro UNIDOS, modelo 10002, da PTW. Esta câmara possui certificado de calibração do Laboratório Nacional de Radiações Ionizantes (LNMRI), Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN).

Como resultado da calibração em cada um dos feixes, obtêm-se coeficientes de calibração (N). Esses coeficientes foram determinados utilizando-se a técnica da substituição, pela comparação das medidas realizadas com a câmara sob calibração e com o sistema padrão em condições semelhantes, como mostra a Equação 1.

$$N = L \times \frac{M^* \times k_T^* \times k_p^* \times k_c^*}{M \times k_T \times k_p \times k_d} \quad (1)$$

onde L é o comprimento irradiado da câmara de ionização tipo lápis; M é a média entre as medidas realizadas; k_T é o fator de correção para temperatura; k_p é o fator de correção para pressão; k_c é o coeficiente de calibração da câmara padrão; k_d é o fator de correção para variações entre as distâncias de posicionamento da câmara padrão e da câmara sob calibração. O símbolo * indica que o termo refere-se ao sistema padrão. Para os feixes de radiodiagnóstico convencional e de mamografia, foram feitas medidas com o sistema padrão antes e depois das medidas com a câmara de CT. Portanto, foram calculados dois coeficientes de calibração e o resultado final foi obtido pela média entre esses dois valores. Neste estudo, o coeficiente de calibração obtido foi adimensional, pois foram feitas as conversões necessárias para se obter as medidas do sistema padrão e da câmara de CT nas mesmas unidades.

O fator de correção para a temperatura (T) é dado pela Equação 2.

$$k_T = \frac{T(^{\circ}C) + 273,15}{293,15} \quad (2)$$

O fator de correção para a pressão (p) é dado pela Equação 3.

$$k_p = \frac{101,325}{p(kPa)} \quad (3)$$

O coeficiente de calibração da câmara padrão, assim com a incerteza associada a ele, é fornecido no certificado de calibração da câmara.

O fator de correção para variações entre as distâncias de posicionamento da câmara padrão e da câmara sob calibração é dado pela Equação 4. O fator varia com d², porque a variação na taxa de dose obedece à lei do inverso do quadrado da distância.

$$k_d = \frac{d_{CT}^2}{d_{padr\tilde{a}o}^2} \quad (4)$$

As incertezas associadas aos coeficientes de calibração foram determinadas pela propagação das incertezas associadas a cada um dos termos da Equação 1, como mostra a Equação 5.

$$\frac{u(N)}{N} = \sqrt{\sum_i \frac{u(t_i)}{t_i}} \quad (5)$$

onde t_i representa cada um dos termos da Equação 1.

As incertezas associadas aos termos descritos pelas Equações 2, 3 e 4 são descritos a seguir:

$$u(k_T) = \frac{u(T)}{293,15} \quad (6)$$

$$u(k_p) = \frac{k_p}{p} \times u(p) \quad (7)$$

$$u(k_d) = 2 \times k_d \times \sqrt{\left(\frac{u(d_{CT})}{d_{CT}}\right)^2 + \left(\frac{u(d_{padr\tilde{a}o})}{d_{padr\tilde{a}o}}\right)^2} \quad (8)$$

Para os termos M(*), k_T(*) e k_p(*) foram consideradas incertezas do tipo A (estatísticas), já que foram feitas mais de uma medida durante o experimento, e incertezas do tipo B (sistemáticas), onde foram consideradas as incertezas associadas aos instrumentos de medida utilizados. Nos demais termos, foram consideradas apenas incertezas do tipo B. A câmara de CT foi irradiada por completo em todos os campos utilizados, portanto o comprimento irradiado (L) foi igual ao comprimento sensível total da câmara e a incerteza associada a este termo foi considerada desprezível.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os valores obtidos nos cálculos das incertezas, as incertezas totais expandidas e os coeficientes de calibração estão mostrados nas Tabelas 2, 3, 4 e 5.

Tabela 2. Sumário das incertezas percentuais relativas aos coeficientes de calibração (N) obtidos nos feixes de radiodiagnóstico convencional. Foram realizadas medidas com o sistema padrão antes e depois das medidas com a câmara de CT.

RQR3 (N = 1,04)						
Termo	Sistema Padrão				Câmara de CT	
	Antes		Depois		Tipo A	Tipo B
	Tipo A	Tipo B	Tipo A	Tipo B		
M	0,60	0,12	0,55	0,12	0,34	0,02
k_T	0,12	0,01	0,12	0,01	0,00	0,01
k_p	0,02	0,06	0,00	0,06	0,04	0,06
k_c^*	-	2,50	-	2,50	-	-
k_d	-	-	-	-	-	0,28
Total:					2,61 %	
Incerteza Expandida (P = 95%):					5,22 %	
RQR5 (N = 1,06)						
Termo	Sistema Padrão				Câmara de CT	
	Antes		Depois		Tipo A	Tipo B
	Tipo A	Tipo B	Tipo A	Tipo B		
M	0,65	0,13	0,60	0,13	0,40	0,01
k_T	0,12	0,01	0,12	0,01	0,00	0,01
k_p	0,02	0,06	0,00	0,06	0,04	0,06
k_c^*	-	2,50	-	2,50	-	-
k_d	-	-	-	-	-	0,28
Total:					2,63 %	
Incerteza Expandida (P = 95%):					5,26 %	
RQR7 (N = 1,05)						
Termo	Sistema Padrão				Câmara de CT	
	Antes		Depois		Tipo A	Tipo B
	Tipo A	Tipo B	Tipo A	Tipo B		
M	0,32	0,13	0,36	0,13	0,43	0,01
k_T	0,12	0,01	0,12	0,01	0,00	0,01
k_p	0,02	0,06	0,00	0,06	0,04	0,06
k_c^*	-	2,50	-	2,50	-	-
k_d	-	-	-	-	-	0,28
Total:					2,58 %	
Incerteza Expandida (P = 95%):					5,17 %	

Tabela 3. Sumário das incertezas percentuais relativas aos coeficientes de calibração (N) obtidos nos feixes de mamografia, feixes de entrada. Foram realizadas medidas com o sistema padrão antes e depois das medidas com a câmara de CT.

RXM20 (N = 1,05)						
Termo	Sistema Padrão				Câmara de CT	
	Antes		Depois		Tipo A	Tipo B
	Tipo A	Tipo B	Tipo A	Tipo B		
M	0,27	0,64	0,27	0,64	0,29	0,09
k_T	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
k_p	0,00	0,06	0,00	0,06	0,00	0,06
k_c^*	-	1,50	-	1,50	-	-
k_d	-	-	-	-	-	0,14
Total:					1,69 %	
Incerteza Expandida (P = 95%):					3,38 %	
RXM25 (N = 1,03)						
Termo	Sistema Padrão				Câmara de CT	
	Antes		Depois		Tipo A	Tipo B
	Tipo A	Tipo B	Tipo A	Tipo B		
M	0,19	0,64	0,16	0,64	0,13	0,05
k_T	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
k_p	0,00	0,06	0,00	0,06	0,00	0,06
k_c^*	-	1,50	-	1,50	-	-
k_d	-	-	-	-	-	0,14
Total:					1,65 %	
Incerteza Expandida (P = 95%):					3,31 %	
RXM30 (N = 1,02)						
Termo	Sistema Padrão				Câmara de CT	
	Antes		Depois		Tipo A	Tipo B
	Tipo A	Tipo B	Tipo A	Tipo B		
M	0,11	0,64	0,13	0,64	0,09	0,03
k_T	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
k_p	0,00	0,06	0,00	0,06	0,00	0,06
k_c^*	-	1,50	-	1,50	-	-
k_d	-	-	-	-	-	0,14
Total:					1,64 %	
Incerteza Expandida (P = 95%):					3,29 %	
RXM35 (N = 1,01)						
Termo	Sistema Padrão				Câmara de CT	
	Antes		Depois		Tipo A	Tipo B
	Tipo A	Tipo B	Tipo A	Tipo B		
M	0,07	0,64	0,11	0,64	0,10	0,03
k_T	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
k_p	0,00	0,06	0,00	0,06	0,00	0,06
k_c^*	-	1,50	-	1,50	-	-
k_d	-	-	-	-	-	0,14
Total:					1,64 %	
Incerteza Expandida (P = 95%):					3,29 %	

Tabela 4. Sumário das incertezas percentuais relativas aos coeficientes de calibração (N) obtidos nos feixes de mamografia, feixes de saída. Foram realizadas medidas com o sistema padrão antes e depois das medidas com a câmara de CT.

RXM20x (N = 0,99)						
Termo	Sistema Padrão				Câmara de CT	
	Antes		Depois		Tipo A	Tipo B
	Tipo A	Tipo B	Tipo A	Tipo B		
M	0,49	0,66	0,40	0,66	0,89	0,20
k_T	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
k_p	0,00	0,06	0,00	0,06	0,00	0,06
K^*_c	-	1,50	-	1,50	-	-
k_d	-	-	-	-	-	0,14
Total:					1,93 %	
Incerteza Expandida (P = 95%):					3,87 %	
RXM25x (N = 0,99)						
Termo	Sistema Padrão				Câmara de CT	
	Antes		Depois		Tipo A	Tipo B
	Tipo A	Tipo B	Tipo A	Tipo B		
M	0,26	0,64	0,23	0,64	0,43	0,10
k_T	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
k_p	0,00	0,06	0,00	0,06	0,00	0,06
K^*_c	-	1,50	-	1,50	-	-
k_d	-	-	-	-	-	0,14
Total:					1,71 %	
Incerteza Expandida (P = 95%):					3,43 %	
RXM30x (N = 1,00)						
Termo	Sistema Padrão				Câmara de CT	
	Antes		Depois		Tipo A	Tipo B
	Tipo A	Tipo B	Tipo A	Tipo B		
M	0,40	0,64	0,37	0,64	0,38	0,06
k_T	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
k_p	0,00	0,06	0,00	0,06	0,00	0,06
K^*_c	-	1,50	-	1,50	-	-
k_d	-	-	-	-	-	0,14
Total:					1,73 %	
Incerteza Expandida (P = 95%):					3,45 %	
RXM35 (N = 1,01)						
Termo	Sistema Padrão				Câmara de CT	
	Antes		Depois		Tipo A	Tipo B
	Tipo A	Tipo B	Tipo A	Tipo B		
M	0,32	0,64	0,44	0,64	0,27	0,03
k_T	0,00	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01
k_p	0,00	0,06	0,00	0,06	0,00	0,06
K^*_c	-	1,50	-	1,50	-	-
k_d	-	-	-	-	-	0,14
Total:					1,70 %	
Incerteza Expandida (P = 95%):					3,41 %	

Tabela 5. Sumário das incertezas percentuais relativas aos coeficientes de calibração (N) obtidos nos feixes de radioterapia.

BIPM (100kV) (N = 1,12)				
Termo	Sistema Padrão		Câmara de CT	
	Tipo A	Tipo B	Tipo A	Tipo B
M	0,03	0,12	0,07	0,02
k_T	0,00	0,01	0,00	0,01
k_p	0,00	0,03	0,00	0,03
k^*_c	-	0,70	-	-
k_d	-	-	-	0,14
Total:				0,73 %
Incerteza Expandida (P = 95%):				1,46 %
BIPM (135kV) (N = 1,09)				
Termo	Sistema Padrão		Câmara de CT	
	Tipo A	Tipo B	Tipo A	Tipo B
M	0,00	0,12	0,07	0,02
k_T	0,00	0,01	0,00	0,01
k_p	0,00	0,03	0,00	0,03
k^*_c	-	0,70	-	-
k_d	-	-	-	0,14
Total:				0,73 %
Incerteza Expandida (P = 95%):				1,46 %
BIPM (180kV) (N = 1,07)				
Termo	Sistema Padrão		Câmara de CT	
	Tipo A	Tipo B	Tipo A	Tipo B
M	0,03	0,12	0,00	0,01
k_T	0,00	0,01	0,00	0,01
k_p	0,00	0,03	0,00	0,03
k^*_c	-	0,70	-	-
k_d	-	-	-	0,14
Total:				0,73 %
Incerteza Expandida (P = 95%):				1,45 %
BIPM (250kV) (N = 1,04)				
Termo	Sistema Padrão		Câmara de CT	
	Tipo A	Tipo B	Tipo A	Tipo B
M	0,04	0,12	0,00	0,01
k_T	0,00	0,01	0,00	0,01
k_p	0,00	0,03	0,00	0,03
k^*_c	-	0,70	-	-
k_d	-	-	-	0,14
Total:				0,73 %
Incerteza Expandida (P = 95%):				1,45 %

Em todos os casos, a incerteza associada ao coeficiente de calibração da câmara padrão foi o fator que mais influenciou na incerteza total.

No caso do radiodiagnóstico convencional, as incertezas estatísticas relativas às medidas realizadas foram bem maiores do que no outros feixes. Isto se deve ao fato do equipamento de radiação X onde estão implementadas essas qualidades ser muito mais instável do que os outros equipamentos citados. A incerteza associada ao fator de correção k_d também é maior para os feixes de radiodiagnóstico convencional, pois para esses feixes a distância de calibração utilizada (0,5m) foi metade da distância para os feixes de mamografia e de radioterapia (1m), vide Equação 8.

No caso dos feixes de mamografia, o que chama a atenção é a incerteza do tipo B associada às medidas realizadas com o sistema padrão. Nesse caso, o que acontece é que o eletrômetro utilizado tem incerteza relativamente alta, \pm (4% da leitura + 1 dígito) com nível de confiança de 95%, se comparada com a incerteza associada aos eletrômetros utilizados com os sistemas padrões de radiodiagnóstico convencional e radioterapia, \pm (0,5 % da leitura + 1 dígito) com nível de confiança de 95%.

A incerteza associada ao coeficiente de calibração do sistema padrão de radioterapia é bem mais baixa do que as incertezas associadas aos outros padrões devido às exigências práticas relacionadas ao uso desses dosímetros. Pelas recomendações internacionais, aceita-se uma incerteza bem maior nas medidas de doses relacionadas a fins diagnósticos do que nas medidas de doses relacionadas a fins terapêuticos.

3. CONCLUSÃO

Muito embora os resultados apresentados neste trabalho sejam específicos para câmaras de ionização tipo lápis, os cálculos descritos podem servir de guia em diversas outras situações. Além disso, esses cálculos podem ser facilmente adaptados a outros tipos de instrumentos utilizados para medição de radiações ionizantes e também para outros tipos de feixes.

AGRADECIMENTOS

As autoras agradecem à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo suporte financeiro parcial.

REFERÊNCIAS

- [1] F.O. Bochud, M. Grecescu, J.F. Valley. Calibration of ionization chambers in air kerma length. *Phys. Med. Biol.*, vol. 46, pp. 2477-2487, 2001.
- [2] A.F. Maia, L.V.E. Caldas. Performance of a pencil ionization chamber in various radiation beams. *Appl. Radiat. Isot.*, vol. 58, n. 5, pp. 595-601, 2003.
- [3] M.P.A. Potiens. *Metodologia dosimétrica e sistemas de referência para radiação X nível diagnóstico*. 1999. Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- [4] A.B. Guerra. *Estabelecimento e controle de qualidade de feixes padrões de radiação X para calibração de instrumentos, nível mamografia*. 2001. Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- [5] V. Dias, M. Xavier, L.V.E. Caldas. Caracterização de campos padrões de radiação X de energias intermediárias, nível terapia. In: V REGIONAL CONGRESS ON RADIATION PROTECTION SAFETY, de 29/04 a 04/05/2001, 2001, Recife. *Anais ...* Recife: 2001.
- [6] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *Guide to the expression of uncertainty in*

measurement. Geneva, 1993. (BIPM/IEC/IFCC/ISO/IUPAC/IUPAP/OIML)

[7] J.H. Vuolo. *Fundamentos da teoria de erros*. 2ª ed., São Paulo, Brasil: Editora Edgard Blücher Ltda., 1996.

[8] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Calibration of radiation protection monitoring instruments*. Vienna, 2000. (Safety Reports Series 16).

[9] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *Medical diagnostic X-ray equipment - Radiation conditions for use in determination of characteristics*. Genève, 1994. (IEC 61267)

[10] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *The use of plane parallel ionization chambers in high energy electron and photon beams*. Technical Reports Series 381. Vienna, 1997. (IAEA TRS 381)

[11] BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES. *Measuring conditions used for the calibration of ionization chambers at the BIPM*. Sèvres, 2001. (BIPM-01/04)

Autoras: MSc. Ana Figueiredo Maia, Divisão CMRD, Instituto de Pesquisas Energética e Nucleares, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Av. Prof. Lineu Prestes 2242, 05508-000, São Paulo, SP, Brasil. telephone: 11 3816-9211, fax: 11 3816-9209, e-mail: almaia@ipen.br.

Dra. Linda V. E. Caldas. Diretoria de Segurança Nuclear, Instituto de Pesquisas Energética e Nucleares, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Av. Prof. Lineu Prestes 2242, 05508-000, São Paulo, SP, Brasil. telephone: 11 3816-9118, fax: 11 3816-9117, e-mail: lcaldas@ipen.br.