

Estudo da calibração indireta de medidores clínicos do produto kerma-área

Study of the indirect calibration of clinical air kerma-area meters

José N. Almeida Jr.¹, Márcia C. Silva², Ricardo A. Terini³, Silvio B. Herdade⁴, Marco A. G. Pereira⁴

¹Curso de Física Médica /Pontifícia Universidade Católica de São Paulo, São Paulo (SP), Brasil

²Hospital Israelita Albert Einstein (HIAE), São Paulo (SP), Brasil

³Departamento de Física, Pontifícia Universidade Católica de São Paulo, São Paulo (SP), Brasil

⁴Seção Técnica de Desenvolvimento Tecnológico em Saúde (STDTS), Instituto de Eletrotécnica e Energia/ Universidade de São Paulo, São Paulo (SP), Brasil

Resumo

A grandeza produto kerma-área (P_{KA}) depende da distância ao foco do tubo de raios X e pode ser usada na avaliação da dose efetiva em pacientes. Medidores clínicos de P_{KA} são usualmente calibrados no local, através da medição do kerma no ar com câmara de ionização e da avaliação da área irradiada por meio de um filme radiográfico. O presente trabalho faz uma avaliação metrológica preliminar da calibração de um dispositivo comercializado recentemente (PDC, *Patient Dose Calibrator*, Radcal), projetado para a calibração de medidores clínicos de P_{KA} . São mostrados também resultados obtidos com o PDC aplicado à calibração cruzada (indireta) de um medidor fixo de P_{KA} de um equipamento clínico de radiologia. Os resultados confirmam menor dependência energética do PDC em relação ao medidor clínico testado.

Palavras-chave: Produto kerma-área, dosimetria, calibração, radiologia, câmaras de ionização.

Abstract

Kerma-area product (P_{KA}) is a quantity which is independent of the distance to the X-ray tube focal spot and that can be used to assess the effective dose in patients. Clinical P_{KA} meters are usually calibrated on-site by measuring the air kerma with an ion chamber and evaluating the irradiated area by means of a radiographic image. This work presents a preliminary metrological evaluation of the calibration of a device marketed recently (PDC, *Patient Dose Calibrator*, Radcal), designed for calibrating clinical P_{KA} meters. Results are also shown of applying the PDC to the cross calibration of a clinical P_{KA} meter from a radiology equipment. Results confirm a lower energy dependence of the PDC relative to the tested clinical meter.

Keywords: Air kerma-area product, dosimetry, calibration, radiology, ionization chambers.

Introdução

A grandeza Produto Kerma-Área (P_{KA} – em Gy.m²) é definida como a integral, sobre uma área A, do produto do *kerma no ar* (K_a) em uma área elementar ($dx dy$) de um plano perpendicular ao eixo central do feixe de raios X, pela *área* do feixe no mesmo plano (Equação 1):

$$P_{KA} = \int_A K_a(x,y) dx dy \quad (1)$$

Sua vantagem principal é que seu valor independe da distância ao foco do tubo de raios X (isso porque, para um dado ângulo sólido, o kerma no ar é proporcional ao inverso do quadrado da distância e a área do feixe varia com o quadrado da distância), se a atenuação do ar for desconsiderada. Assim, o P_{KA} pode ser medido em

qualquer plano entre o colimador e o paciente. Usando fatores de conversão apropriados, o valor medido do produto kerma-área pode, então, ser usado para determinar, as grandezas de proteção radiológica *dose efetiva* (E)¹, ou a *energia transmitida ao paciente* (ϵ)², ambas relacionadas ao risco trazido pela radiação.

Para a medição clínica do P_{KA} , uma câmara de ionização de transmissão de placas paralelas com área suficiente para abranger todo o feixe de raios X, é colocada à saída do feixe, após o colimador, para monitorar a exposição total do paciente. A câmara é transparente à luz visível e sua resposta é proporcional à quantidade total de energia dirigida ao paciente durante o procedimento radiológico.

A área irradiada é delimitada pelo colimador anterior à câmara. Se a intensidade do feixe é integrada sobre a área

da câmara atravessada pelo feixe de raios X, obtém-se o produto kerma-área.

Um medidor de P_{KA} pode ser calibrado tanto em um laboratório de calibração como em ambiente clínico, na própria unidade de raios X onde é usado³. Entretanto, como, em geral, a câmara do medidor de P_{KA} é fixada ao colimador do tubo de raios X, fazendo parte do arranjo mecânico do equipamento radiológico, o sistema câmara-eletrômetro, na maioria das vezes, não pode ser calibrado em um laboratório de calibração, mas apenas *in loco*.

Assim, a calibração do conjunto câmara de ionização de transmissão + eletrômetro é feita, usualmente, no local, com base no valor do P_{KA} obtido a partir das medidas de kerma no ar com uma câmara de ionização de referência, e da área irradiada em um filme exposto à mesma distância que a câmara. O produto desses valores é comparado à leitura do medidor de P_{KA} , e um fator de calibração pode, então, ser calculado⁴.

Uma alternativa recente é o dispositivo PDC – *Patient Dose Calibrator* (Radcal Co.), equipamento comercial portátil que pode ser calibrado nas grandezas K_a e P_{KA} em laboratório e levado a campo para verificação da calibração de medidores clínicos de P_{KA} .

Trabalho recente reporta para o PDC uma dependência em energia menor do que em medidores convencionais de P_{KA} ⁵. Além disso, a superfície de entrada do equipamento possui marcações que facilitam a delimitação da área de incidência do feixe de radiação, a partir do feixe de luz de colimadores de equipamentos clínicos.

No presente trabalho, a resposta desse novo calibrador de P_{KA} foi investigada metrologicamente no IEE-USP para qualidades padrão de feixes diretos de radiação (RQR)⁶. Em seguida, o equipamento foi aplicado à calibração indireta e a testes com um medidor clínico de P_{KA} , instalado em um equipamento clínico de um hospital de São Paulo.

Material e Métodos

A Tabela 1 mostra algumas características nominais dos medidores do produto kerma-área, utilizados neste trabalho.

Calibração do PDC

O detector PDC foi calibrado preliminarmente com base nas orientações do documento TRS 457 da IAEA [3], utilizando banco ótico, colimadores de chumbo e feixes Laser do sistema de alinhamento do Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI) do STDTS do IEE-USP. Foi utilizada uma câmara de ionização de referência PTW de 30 cm³ e uma câmara monitora PTW, ambas conectadas

Tabela 1. Características nominais dos medidores PDC (Radcal) e Scanditronix-IBA do HIAE para as medições de P_{KA} .

Medidor	Acurácia (k=2)	Resolução
PDC (Radcal)	10 %	1 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{min}$ 0,01 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$
Scanditronix-IBA	7 %	0,1 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$

a eletrômetros PTW UNIDOS, previamente calibrados. Um colimador de Pb com orifício de 10,8 cm de diâmetro e espessura 4,5 mm foi posicionado a 8,5 cm do ponto de teste dos detectores, como referência de área A a ser irradiada (Figura 1). Os feixes de raios X eram produzidos por um equipamento industrial Philips de potencial constante, com tubo cerâmico modelo MCN 323 de janela de berílio.

A calibração do PDC foi feita pelo método de substituição, utilizando feixes padrões diretos RQR, previamente caracterizados no LMRI de acordo com a norma IEC 61267⁶. Em tais feixes, o parâmetro de tensão é a grandeza *Practical Peak Voltage* (PPV), definido na diretriz IEC 61676⁷. O medidor PDC e a câmara de referência foram posicionados, alternadamente, a 100 cm do foco do tubo de raios X. Para calibração em termos do kerma no ar, os valores médios de K_a lidos nos dois detectores, depois de corrigidos para densidade normal do ar, foram comparados para cada feixe.

Em seguida, para calibração do produto kerma-área, os valores de P_{KA} exibidos pelo PDC foram comparados com o produto dos valores médios de kerma no ar, obtidos com a câmara de referência, pela área A do

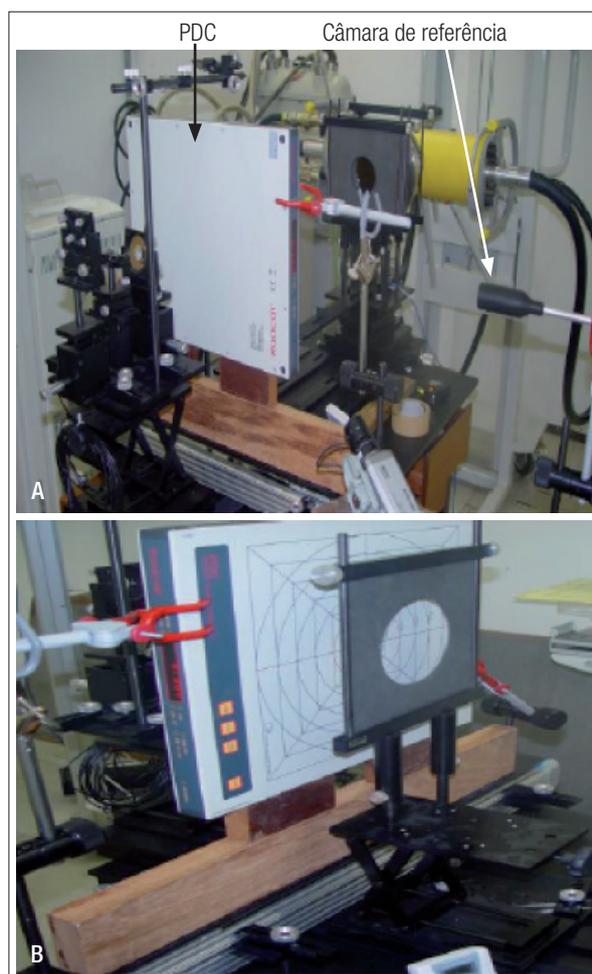


Figura 1. Geometria utilizada neste trabalho para calibração do medidor PDC (Radcal), em termos de kerma no ar e de P_{KA} , com relação à câmara de ionização de referência. (a) Vista posterior. (b) Vista frontal, mostrando o colimador de referência.

colimador de referência, corrigida para a posição da câmara. Determinaram-se, então, fatores de calibração do PDC para as grandezas K_a e P_{KA} .

Verificação da Calibração de um Medidor Clínico de P_{KA}

Como aplicação do detector PDC calibrado, foi feita uma verificação da calibração de um medidor de P_{KA} Scanditronix-IBA de um equipamento de raios X clínico Philips modelo Omni, do Hospital Israelita Albert Einstein (HIAE), de São Paulo. O PDC, apoiado na mesa de exames, foi posicionado à distância de 80,5 cm do foco do tubo de raios X. Deve-se lembrar que, embora essa distância não coincida com a de calibração do PDC, o produto P_{KA} , por definição, independe da mesma.

Todas as medições foram feitas para tempos de exposição de 200 ms, em modo radiográfico. Valores de P_{KA} foram determinados com ambos os medidores irradiados simultaneamente, em duas séries de medidas: (I) variando a tensão do tubo de 50 a 120 kV, com produto corrente-tempo fixo de 50 mAs, para três tamanhos de campo de radiação (15x15, 20x20 e 25x25 cm²) e (II) variando o produto corrente-tempo na faixa de 2 até 100 mAs, com tensão no tubo de 81 kV fixa e tamanho de campo 20x20cm², para verificar a linearidade das medidas.

Fatores de calibração com as respectivas incertezas foram determinados para o medidor de P_{KA} clínico, a partir dos dados da calibração do PDC feita em laboratório.

Resultados

A Figura 2 mostra a dependência energética determinada com referência ao padrão desenvolvido no LMRI do IEE-USP, a partir da calibração preliminar feita com o PDC, tanto em termos de kerma no ar, como de produto kerma-área.

A Tabela 2 a seguir mostra os resultados obtidos a partir das medições feitas no HIAE. Os valores de P_{KA} mostrados para os dois medidores, obtidos em ambiente clínico,

não foram corrigidos para a densidade do ar, visto que não foram monitoradas a temperatura e a pressão no local.

Para analisar a linearidade de resposta do PDC em relação ao medidor clínico, construiu-se o gráfico de P_{KA} x mAs (Figura 3), ajustando-se uma reta aos dados pelo método

Tabela 2. Valores de P_{KA} lidos no medidor clínico do HIAE e determinados com o PDC (após calibração). São apresentados também, para comparação, os fatores de calibração do medidor ($f_{CAL-med}$) e do PDC ($f_{CAL-PDC}$), conforme a Figura 2), ambos em relação à câmara de ionização de referência do LMRI do IEE-USP.

Série	Tensão (kV)	$f_{CAL-PDC}$ (para P_{KA})	P_{KA} (medidor) ($\mu Gy.m^2$)	P_{KA} (PDC) ($\mu Gy.m^2$)	$f_{CAL-med}$ (para P_{KA})
1 (Campo 25 x 25 cm ²)	50	1,13(8)	48(2)	55(5)	1,15(11)
	60	1,12(6)	79(3)	81(6)	1,03(8)
	70	1,13(6)	111(4)	117(9)	1,06(9)
	80	1,14(6)	145(5)	160(12)	1,10(9)
	90	1,15(6)	184(6)	207(15)	1,13(9)
	100	1,15(6)	223(8)	261(19)	1,17(10)
2 (Campo 20 x 20 cm ²)	50	1,13(8)	23,3(8)	23(2)	0,99(10)
	60	1,12(6)	38(1)	40(3)	1,07(9)
	70	1,13(6)	54(2)	57(4)	1,07(9)
	80	1,14(6)	71(3)	79(6)	1,12(9)
	90	1,15(6)	89(3)	103(8)	1,15(10)
	100	1,15(6)	108(4)	128(10)	1,19(10)
3 (Campo 15 x 15 cm ²)	50	1,13(8)	13,1(5)	14(2)	1,10(13)
	60	1,12(6)	21,1(7)	22(2)	1,03(10)
	70	1,13(6)	30(1)	32(3)	1,08(10)
	80	1,14(6)	40(1)	45(4)	1,10(9)
	90	1,15(6)	51(2)	58(4)	1,15(10)
	100	1,15(6)	61(2)	73(6)	1,19(10)
	110	1,12(6)	72(3)	87(7)	1,20(10)
	120	1,09(6)	84(3)	101(8)	1,20(10)

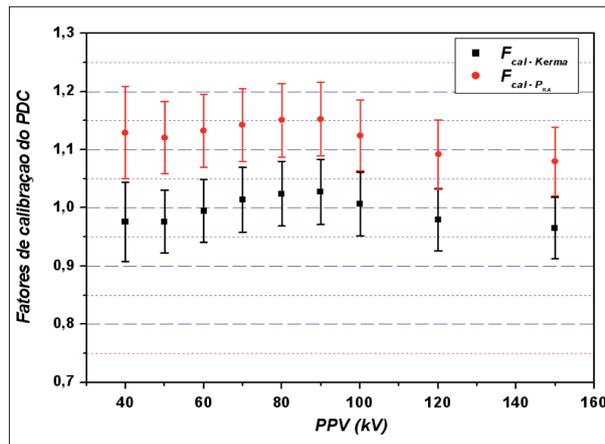


Figura 2. Comparação entre os fatores de calibração do PDC em termos de kerma no ar ($f_{CAL-Kerma}$) e em termos de P_{KA} ($f_{CAL-PKA}$), em função do PPV usado em cada feixe padrão.

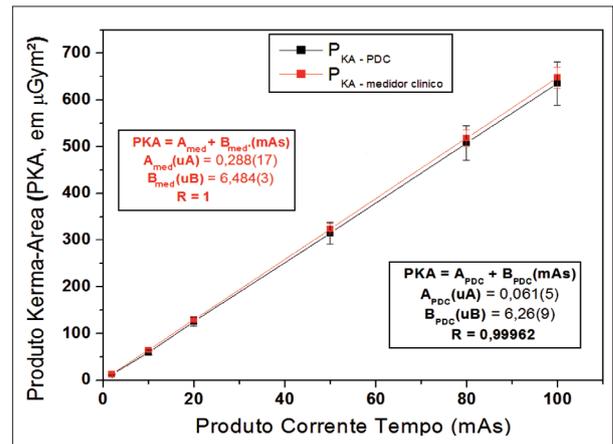


Figura 3. Comparação entre as variações de P_{KA} em função de mAs para o PDC e o medidor clínico, para 81 kV e campo de irradiação de 20x20 cm².

dos mínimos quadrados. As incertezas de todos os resultados são mostradas para fator de abrangência $k = 1$.

Discussão e Conclusões

Neste trabalho, são apresentados resultados referentes à calibração em laboratório do dispositivo PDC (Radcal), pelo método de substituição, por comparação com uma câmara de ionização de referência. Além disso, são também apresentados resultados da calibração indireta de um medidor clínico de P_{KA} , utilizando o PDC calibrado.

Os valores obtidos do fator de calibração em P_{KA} do dispositivo PDC mostram uma diferença positiva em relação à unidade, sistematicamente maior do que a obtida para o fator de calibração em kerma no ar (Figura 2).

Essa diferença pode ser entendida como segue. O PDC é composto de duas câmaras de ionização concêntricas, sendo a menor, de 100 cm^2 , a responsável pelas leituras de kerma no ar. No método de calibração utilizando a câmara de referência de 30 cm^3 , os valores de referência de K_a são mais próximos aos valores lidos pelo PDC (já que o fator de calibração ≈ 1), pelo fato da câmara receberá somente a parte central do feixe, como ocorre com o PDC para a medição de K_a . Por outro lado, o P_{KA} apresenta maior diferença, pois enquanto com a câmara de 30 cm^3 o $P_{KA} = K_a \cdot A$, (sendo A a área do colimador de referência) no PDC o P_{KA} é obtido pela leitura conjunta de suas duas câmaras de ionização internas, que detectam todo o feixe que atravessa o colimador, o que introduz diferenças no ângulo sólido do feixe incidente no medidor em relação àquele do feixe que alcança a câmara de 30 cm^3 . Assim, o fator de calibração em P_{KA} , dado pela razão entre as leituras da câmara de 30 cm^3 e do PDC, apresenta valores com maior diferença em relação ao valor unitário.

Pelos dados mostrados na Tabela 2, verifica-se, uma dependência energética menor do PDC (9 a 15 %) do que a do medidor clínico de P_{KA} (-1 a 20 %) investigado, já que os fatores de calibração deste último apresentam tendência crescente com a tensão do tubo em todas as áreas de campo avaliadas. O resultado está de acordo com as conclusões de Toroi e Kosunen [5].

A resposta em energia do calibrador PDC-Radcal, muito menos sensível, pode ser atribuída ao fato de que sua superfície opaca é feita de um plástico com baixo número atômico, de modo que sua dependência energética não é tão acentuada como a do medidor Scanditronix, que necessita ser transparente à luz.

Por outro lado, tanto o PDC quanto o medidor clínico de P_{KA} analisado apresentam excelente linearidade dentro da faixa de intensidades investigada (até $700 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$, com $R \approx 1$) (Figura 3).

A avaliação da área do feixe incidente, nas medições clínicas com o PDC, embora mais rápida do que através de filmes, não teve a exatidão desejada pela dificuldade

de se definir, na marcação da superfície do dispositivo, o contorno do campo luminoso, nesse caso, de formato hexagonal.

As incertezas inerentes à calibração de medidores da grandeza P_{KA} são caracteristicamente elevadas, porém a exatidão do método convencional de calibração pode, de fato, ser melhorada usando um calibrador de medidores de P_{KA} do tipo do PDC como referência clínica, desde que previamente calibrado em laboratório, de modo a poder ser utilizado na calibração cruzada do medidor de P_{KA} .

Na Comunidade Européia, o uso de medidores de P_{KA} é compulsório⁸. No Brasil, não há ainda legislação a respeito e, no momento, são poucas as instituições que possuem esse tipo de equipamento instalado em seus sistemas de raios X e há poucos trabalhos a respeito do assunto. A utilização dos medidores de P_{KA} , no entanto, é uma ótima alternativa para a monitoração das doses nos pacientes em procedimentos clínicos; entretanto, tais medidores devem ser periodicamente calibrados. Um dos objetivos deste trabalho foi estudar a calibração cruzada desse tipo de instrumento, através de um instrumento calibrado em laboratório, com vistas à implantação futura desse tipo de serviço no LMRI do IEE-USP.

Agradecimentos

Agradecemos ao Hospital Israelita Albert Einstein que tornou possível as medições clínicas; à Nuclear Tech e à Radcal Co. pelo empréstimo do PDC para os testes; à FAPESP e ao CNPq pelo suporte financeiro; e ao LMRI-STDTs-STAMH (IEE-USP) pelo auxílio de seu *staff* e pela utilização de sua infraestrutura.

Referências

1. International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the international commission on radiological protection, ICRP Publication 103, ICRP, Oxford: Pergamon Press; 2007.
2. International Commission on Radiation Units and Measurements. Radiation quantities and units, ICRU Report 33; ICRU, Bethesda, MD; 1980.
3. International Atomic Energy Agency. Dosimetry in Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series n° 457; IAEA, Vienna; 2007.
4. Canevaro LV. Aspectos Físicos e Técnicos da Radiologia Intervencionista. Rev Bras Fis Med 2009; 3(1): 101-15.
5. Toroi P, Kosunen A. The energy dependence of the response of a patient dose calibrator. Phys. Med. Biol. 2009; 54(9): N151-6.
6. International Electrotechnical Commission. Medical Diagnostic X-rays Equipment – Radiation Conditions for Use in the Determination of Characteristics, IEC 61267; IEC, Geneva; 2005.
7. International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment – Dosimetric instruments used for non-invasive measurements of X-ray tube voltage in diagnostic radiology, IEC 61676; IEC, Geneva; 2002.
8. European Commission. Council directive of June 30, 1997 (97/43/Euratom) on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure and repealing Directive 84/466/Euratom.. Official J. Eur. Commun. No. L180/22.