

Monitoração de doses em radiologia: a calibração de medidores do produto kerma-área (P_{KA})*

Doses monitoring in radiology: calibration of air kerma-area product (P_{KA}) meters

Ricardo Andrade Terini¹, Maria Carolina de Santana Campelo², José Neres de Almeida Jr.³, Silvio Bruni Herdade⁴, Marco Aurélio Guedes Pereira⁵

Resumo **Objetivo:** Neste trabalho buscou-se estudar a calibração de um medidor clínico de P_{KA} (Diamentor E2) e um calibrador para medidores clínicos (PDC) no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes do Instituto de Energia e Ambiente da Universidade de São Paulo. **Materiais e Métodos:** Diferentes qualidades de feixes incidentes e transmitidos foram utilizadas, em condições semelhantes às clínicas, analisando-se a influência do dosímetro de referência, da distância entre medidores, da filtração e da energia média do feixe. Foram feitas calibrações contra uma câmara cilíndrica de 30 cm³ ou uma câmara monitora de placas paralelas, e indiretamente contra o PDC. **Resultados:** Observou-se menor dependência energética para feixes transmitidos; a calibração cruzada entre Diamentor E2 e PDC apresentou as maiores incertezas propagadas. **Conclusão:** O coeficiente de calibração do medidor PDC mostra-se mais estável com a tensão, enquanto o coeficiente para o Diamentor E2 varia mais. O PDC apresentou maior incerteza nas leituras (5,0%) do que quando se utilizou a câmara monitora (3,5%) como referência.

Unitermos: Kerma; Medidores; Calibração; Dosimetria; Radiologia; Raios X.

Abstract **Objective:** The authors have sought to study the calibration of a clinical P_{KA} meter (Diamentor E2) and a calibrator for clinical meters (PDC) in the Laboratory of Ionizing Radiation Metrology at Instituto de Energia e Ambiente – Universidade de São Paulo. **Materials and Methods:** Different qualities of both incident and transmitted beams were utilized in conditions similar to a clinical setting, analyzing the influence from the reference dosimeter, from the distance between meters, from the filtration and from the average beam energy. Calibrations were performed directly against a standard 30 cm³ cylindrical chamber or a parallel-plate monitor chamber, and indirectly against the PDC meter. **Results:** The lowest energy dependence was observed for transmitted beams. The cross calibration between the Diamentor E2 and the PDC meters, and the PDC presented the greatest propagation of uncertainties. **Conclusion:** The calibration coefficient of the PDC meter showed to be more stable with voltage, while the Diamentor E2 calibration coefficient was more variable. On the other hand, the PDC meter presented greater uncertainty in readings (5.0%) than with the use of the monitor chamber (3.5%) as a reference.

Keywords: Kerma; Meters; Calibration; Dosimetry; Radiology; X-rays.

Terini RA, Campelo MCS, Almeida Jr JN, Herdade SB, Pereira MAG. Monitoração de doses em radiologia: a calibração de medidores do produto kerma-área (P_{KA}). Radiol Bras. 2013 Nov/Dez;46(6):358–366.

INTRODUÇÃO

Ao realizar procedimentos de radiocirurgia ou exames radiológicos, é fundamental a utilização da técnica que garanta uma melhor qualidade de imagem, que contribua para o correto diagnóstico ou a precisão das operações cirúrgicas. Em paralelo, no entanto, faz-se necessária a monitoração da dose de radiação no paciente, de modo a evitar-se riscos imediatos ou futuros induzidos pelos procedimentos radiológicos⁽¹⁾. Com um medidor de produto kerma-área (P_{KA}) ou de produto dose-área (DAP)⁽²⁾ é possível efetuar uma avaliação do kerma no ar integrado na área a ser irradiada, assim como estimar, a partir de fa-

tores de conversão adequados^(3,4), as grandezas dose efetiva ou energia transmitida ao paciente, relacionadas ao risco trazido pela radiação.

No Brasil, embora ainda não exista legislação que indique a obrigatoriedade da utilização de tais equipamentos, já é comum a utilização de emissores de raios X importados que já vêm com medidor de P_{KA} acoplado após o colimador do tubo de raios X, de modo fixo ou podendo ser destacado. Tais equipamentos, nos procedimentos realizados, fornecem valores de P_{KA} com os quais os técnicos e médicos têm de lidar. Outros sistemas estimam valores para essa grandeza a partir de parâmetros operacionais do equipamento. Assim, é fundamen-

* Trabalho realizado no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes do Instituto de Energia e Ambiente da Universidade de São Paulo (IEE-USP), São Paulo, SP, Brasil.

1. Doutor em Física, Professor Titular na Pontifícia Universidade Católica de São Paulo (PUC-SP), São Paulo, SP, Brasil.

2. Graduanda em Física, Aluna do Curso de Bacharelado em Física na Pontifícia Universidade Católica de São Paulo (PUC-SP), São Paulo, SP, Brasil.

3. Bacharel em Física, Aluno do Curso de Licenciatura em Física na Pontifícia Universidade Católica de São Paulo (PUC-SP), São Paulo, SP, Brasil.

4. Livre-docente em Física, Consultor do Instituto de Energia e Ambiente da Universidade de São Paulo (IEE-USP), São Paulo, SP, Brasil.

5. Doutor em Ciências (Tecnologia Nuclear – Aplicações), Chefe de Seção no Instituto de Energia e Ambiente da Universidade de São Paulo (IEE-USP), São Paulo, SP, Brasil.

Endereço para correspondência: Dr. Ricardo Andrade Terini, Rua Marquês de Paranaguá, 111, Consolação. São Paulo, SP, Brasil, 01303-050. E-mail: rterini@puccsp.br

Recebido para publicação em 21/2/2013. Aceito, após revisão, em 25/6/2013.

tal a correta avaliação de tais leituras, visando assegurar-se proteção adequada contra a radiação, tanto para pacientes quanto para as equipes técnica e médica, sujeitas à radiação espalhada, ou mesmo direta, durante os procedimentos.

O produto kerma-área

A grandeza P_{KA} , dada em $Gy.m^2$, é definida⁽⁵⁾ como a integral, sobre uma área A , do kerma no ar (K_a) em uma área ($dxdy$) de um plano perpendicular ao eixo central do feixe de raios X, multiplicado pela área A do feixe no mesmo plano (equação 1):

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

Sua vantagem principal é que seu valor, por definição, independe da distância ao foco do tubo (isso porque, para um dado ângulo sólido, o valor de K_a 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. Na prática, isso ocorre dentro da margem de incerteza. Assim, o P_{KA} pode ser medido em qualquer plano entre o colimador e o paciente.

Para a medição 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 na saída do tubo, 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 (em termos de K_a) é integrada sobre a área da câmara atravessada pelo feixe de raios X, obtém-se o valor do P_{KA} .

A calibração de medidores de P_{KA}

Em qualquer mensuração, o medidor deve estar adequadamente calibrado a fim de proporcionar confiabilidade aos resultados das leituras. A calibração dos medidores de P_{KA} pode ser feita em ambiente clínico, na própria unidade de raios X onde é usado, ou em um laboratório padrão de dosimetria⁽¹⁾, quando ele puder ser destacado do equipamento de raios X. Trabalhos recentes mostram que os resultados e incertezas obtidas são fortemente relacionados

às características dos feixes padrões, à geometria de medição e ao método utilizado no processo de calibração. Diferenças significativas entre as qualidades dos feixes clínicos e aquelas usadas na calibração podem reduzir a confiabilidade nos resultados e aumentar as incertezas⁽⁶⁾.

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 emissor, 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 usualmente feita na própria sala de exames do local (clínica, hospital), com base no valor do P_{KA} obtido a partir de medidas de K_a , com uma câmara de ionização de referência, e da área A irradiada em um filme exposto à mesma distância que a câmara. O produto desses valores é comparado à leitura do medidor clínico de P_{KA} , em determinadas condições, e os coeficientes de calibração podem, então, ser calculados⁽⁷⁾. Desse modo, a leitura dos valores de referência não é imediata, pois os filmes devem ser revelados.

Para esses casos, uma alternativa recente é o *patient dose calibrator* (PDC) (Radcal Co.), equipamento comercial portátil que fornece leituras de valores de P_{KA} e de K_a , e pode, além disso, ser calibrado em laboratório e levado a campo para verificação da calibração de medidores clínicos de P_{KA} . Trabalhos recentes reportam para o PDC uma dependência em energia menor do que em medidores clínicos convencionais de P_{KA} ^(8,9). 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 dos colimadores de equipamentos clínicos, dispensando os filmes.

Objetivos

O presente trabalho teve o objetivo de analisar o comportamento de medidores de P_{KA} em diferentes condições de calibração, bem como as grandezas de influência em sua exatidão e nas incertezas, com vistas à implantação desse tipo de serviços no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI) do Instituto de Energia e

Ambiente da Universidade de São Paulo (IEE-USP), visando dar suporte às instituições clínicas e aos profissionais que utilizam esse tipo de equipamento. O artigo relata as medições realizadas e a análise dos respectivos resultados obtidos abrangendo testes de calibração em laboratório de um medidor de P_{KA} clínico e de um calibrador PDC em feixes padrões previamente caracterizados, de qualidades semelhantes às utilizadas clinicamente. Inclui-se também a aplicação do medidor PDC calibrado à verificação da calibração de medidores clínicos em ambiente hospitalar.

MATERIAIS E MÉTODOS

Equipamentos utilizados

Como fonte emissora de radiação foi utilizado um equipamento industrial de raios X Philips (Yxlon International X-Ray GmbH) de potencial constante (tensão máxima de 320 kV), com tubo MCN 323 de anodo fixo de tungstênio (ângulo de 22°) e janela de berílio, com controlador MGC40, divisor de tensão interno e *display* digital, juntamente com um conjunto de definidores de campo de radiação de chumbo e aço. A tensão foi monitorada por meio de um osciloscópio digital Tektronix TDS 5104, com *software* LabVIEW (National Instruments). Para a monitoração das condições do ambiente, utilizaram-se medidores Fluke de temperatura, modelo 1529, e de pressão, modelo RPM4. Para a caracterização dos feixes padrões de raios X, utilizaram-se colimadores de chumbo (Pb) de área conhecida e filtros de alumínio (Al) (99,99% de pureza) e cobre (Cu) (99,5% de pureza).

Nas medições efetuadas no LMRI do IEE-USP, analisou-se a calibração de dois medidores de P_{KA} : 1) um clínico de marca PTW modelo Diamentor E2 (DE2); 2) um Radcal modelo PDC. Ambos foram calibrados contra uma câmara de ionização cilíndrica padrão PTW modelo 23361 de 30 cm^3 , calibrada no Instituto de Radioproteção e Dosimetria/Comissão Nacional de Energia Nuclear (IRD/CNEN), ou uma câmara monitora de transmissão PTW modelo TN 34014, cada uma conectada a um eletrômetro PTW UNIDOS, usando também um colimador de chumbo como abertura de referência para a determinação do P_{KA} . As medições foram feitas com fei-

xes padrões da série RQR⁽¹⁰⁾, além de outros com filtração fixa de Al ou Al + Cu, semelhantes a qualidades usadas clinicamente⁽¹¹⁾, usando tensões no tubo determinadas em termos do parâmetro *practical peak voltage* (PPV)⁽¹²⁻¹⁵⁾.

O medidor PDC é projetado como calibrador de medidores clínicos de P_{KA} . Assim, também efetuaram-se calibrações cruzadas do medidor clínico DE2 com referência ao PDC⁽¹⁶⁾, bem como testes de calibração com medidores clínicos em equipamentos do Hospital Israelita Albert Einstein (HIAE), São Paulo, SP.

A medição da grandeza PPV

A grandeza PPV foi definida em artigos de pesquisadores do Physikalisch Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, Alemanha⁽¹²⁾, e introduzida ao uso prático pela norma IEC 61676⁽¹³⁾ como uma grandeza elétrica univocamente definida e mais fortemente relacionada ao contraste de imagem do que outros parâmetros mais frequentemente utilizados na calibração, manutenção e controle de qualidade de equipamentos de raios X, como o $kVp_{médio}$ ou o $kVp_{absoluto}$. Atualmente, o PPV é recomendado pelos organismos internacionais International Electrotechnical Commission (IEC)⁽¹⁰⁾, International Atomic Energy Agency (IAEA)⁽¹⁾ e International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)⁽¹⁴⁾ como padrão de tensão aplicada a tubos de radiodiagnóstico, na caracterização de feixes de raios X a serem utilizados na calibração de medidores de dose e medidores não invasivos da tensão aplicada a tais tubos.

A utilização de feixes padronizados permite intercomparação entre resultados de diferentes laboratórios, análise da reprodutibilidade e maior confiabilidade nos resultados das calibrações. O IEE-USP é credenciado pelo Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia (Inmetro) para ensaios de calibração de medidores de kVp e de dosímetros.

O PPV é determinado eletricamente^(1,13) a partir da aquisição (feita preferivelmente com um medidor invasivo) da forma de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X durante a exposição, por intermédio da equação 2:

$$\hat{U} = \frac{\sum_1^N \omega_i U_i}{\sum_1^N \omega_i} \quad (2)$$

onde: \hat{U} é o valor do PPV, os U_i representam os valores instantâneos da tensão aplicada ao tubo, adquiridos em N amostragens que compõem a forma de onda, e ω_i (U_i) representam os valores de polinômios definidos nas referências^(11,12), que ponderam cada valor de U_i . Terini et al.⁽¹⁵⁾ analisam, em outro número deste periódico, a medição do PPV na prática radiológica.

A definição do PPV exige a aquisição da forma de onda de tensão. No equipamento de potencial constante utilizado no LMRI, os valores de tensão foram adquiridos diretamente do divisor interno de tensão. Esse divisor era calibrado anteriormente por comparação com o valor do ponto final (*end point*) dos espectros dos raios X produzidos pelo sistema, medidos, por sua vez, com detector de telureto de cádmio Amptek, conforme método experimental e estatístico descrito por Terini et al.⁽¹⁷⁾. Um programa computacional desenvolvido utilizando o *software* LabVIEW permitia a aquisição dos dados provenientes dos divisores e o cálculo das grandezas de referência associadas à forma de onda de tensão: $kVp_{absoluto}$, $kVp_{médio}$, PPV, tempo de exposição e taxa de variação percentual da tensão (*ripple*).

Calibração do medidor PTW DE2

As condições de medição (qualidades de feixe e dosímetros padrões) usadas na calibração do medidor DE2 estão expostas na Tabela 1⁽¹⁸⁾.

A geometria adotada na calibração do medidor DE2 para feixes incidentes está apresentada na Figura 1A. Para a determi-

nação do valor padrão de P_{KA} , o valor medido de taxa de kerma no ar (K_a) da câmara padrão foi multiplicado pela área (A) de abertura do colimador de referência (de 8,32 cm de diâmetro), efetuando-se a correção da distância foco-colimador (93,5 cm) com relação à distância foco-detector (99,5 cm). Neste caso, a coleta de dados foi feita para os feixes da série RQR⁽¹⁰⁾ (Tabela 1, item 1), substituindo-se depois a câmara de 30 cm³ pelo medidor clínico DE2 (Figura 1A).

Foram efetuadas, também, correções para as condições ambientais (temperatura e pressão medidas) (k_{TP}), para variações da intensidade do feixe, por comparação com as leituras da câmara monitora. O cálculo dos coeficientes de calibração (N_{PKA}) foi efetuado conforme a equação 3 abaixo, por meio da razão entre o valor calculado de P_{KA} de referência ($P_{KA,ref}$) e o valor lido no medidor de P_{KA} sob ensaio ($P_{KA,DE2}$):

$$N_{PKA} = \frac{P_{KA,ref}}{P_{KA,DE2}} = \frac{K_{ar,ref} \cdot A}{P_{KA,DE2}} = \frac{M_{ref} \cdot k_{TP} \cdot f_c \cdot k_Q \cdot (D_{fd})^2}{P_{KA,DE2} \cdot (D_{fc})^2} \quad (3)$$

onde: $M_{ref} \cdot f_c$ e k_Q são, respectivamente, a leitura (já corrigida para as variações do feixe), o fator de calibração e o fator de correção para a qualidade do feixe da câmara de referência.

Em seguida, utilizando-se o método *tandem*^(19,20) para feixes transmitidos, colocouse o medidor DE2 à distância de 33,5 cm e a câmara padrão a 99,5 cm do foco (Figura 1B). Nesta geometria, a leitura dos medidores era simultânea. Além da série RQR, realizaram-se medições para feixes transmitidos com filtração fixa de 3 mmAl (Tabela 1, itens 2.a e 2.b).

Em outra série, o medidor DE2 também foi calibrado utilizando-se a câmara monitora PTW como nova referência (Tabela 1,

Tabela 1 Condições de calibração usadas com o medidor PTW DE2.

1	Feixe <i>incidente</i> , série RQR, contra câmara de 30 cm ³
2	Feixe <i>transmitido</i> através do próprio medidor DE2
2.a	Série RQR, contra a câmara de 30 cm ³
2.b	Com filtração fixa de 3 mmAl, contra câmara de 30 cm ³
2.c	Com filtração fixa de 3 mmAl, contra câmara monitora
2.d	Com filtração fixa de 3 mmAl, contra medidor PDC
2.e	Com filtração fixa de 3 mmAl + 0,1 mmCu, contra PDC
2.f	Com filtração fixa de 4 mmAl + 0,2 mmCu, contra PDC
2.g	Com filtração fixa de 1,5 mmAl + 0,9 mmCu, contra PDC
2.h	Série RQR, contra PDC
3	Feixes <i>transmitidos</i> , com filtração fixa de 3 mmAl, para duas distâncias entre câmara e medidor

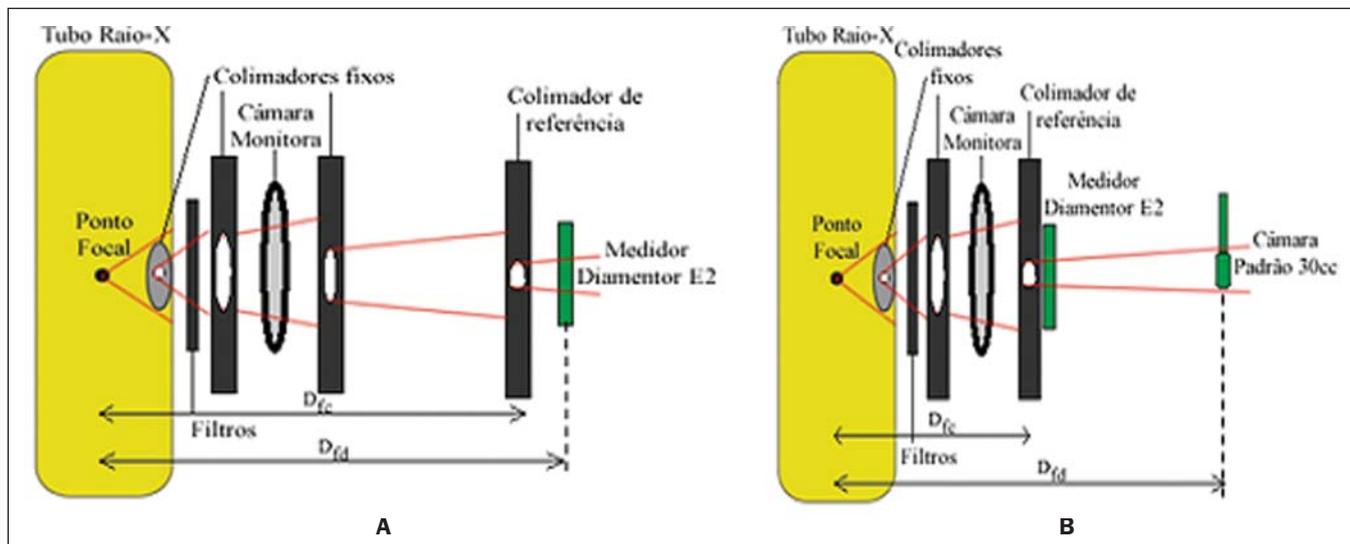


Figura 1. Geometria utilizada para calibração do medidor PTW DE2 (A) pelo método da substituição contra a câmara padrão de 30 cm³, para feixes incidentes, e (B) por um método tipo *tandem*, para feixes transmitidos pelo medidor. A filtração adicional para a série RQR foi determinada anteriormente. D_{fc} é a distância foco-colimador (93,5 cm em A e 33,5 cm em B) e D_{fd} é a distância foco-detector (99,5 cm).

item 2.c), após ser calibrada previamente contra a câmara padrão de 30 cm³. Neste caso, a geometria foi escolhida de forma que o mesmo feixe atravessasse integralmente o medidor DE2 e também a câmara monitora, colocada a 99,5 cm do foco⁽²¹⁾.

As mesmas correções citadas anteriormente foram feitas em todas as medições.

Calibração do medidor PDC

O detector PDC foi calibrado preliminarmente com base nas orientações do documento TRS 457 da IAEA⁽¹⁾, contra a câmara de ionização de referência PTW de 30 cm³, utilizando o mesmo *setup* anterior, com o colimador de Pb de área de referência conhecida a 8,5 cm do ponto de teste dos detectores (Figura 2A).

A calibração do PDC foi feita pelo método de substituição, utilizando feixes padrões incidentes da série RQR e feixes com filtração fixa de Al e Cu (Tabela 1, itens 2.d a 2.h), previamente caracterizados. O PDC e a câmara de referência foram posicionados, alternadamente, a 100 cm do foco do tubo de raios X, como mostrado nas Figuras 1A e 1B. Para a medição do K_a, os valores médios de K_a lidos na câmara de referência foram corrigidos para densidade normal do ar.

Calibração do medidor DE2 vs. medidor PDC

Com o medidor PDC, as calibrações do medidor DE2 passaram a ser semelhantes a calibrações *cruzadas*, pois o PDC é pro-

jetado para ser calibrado antes em laboratório e utilizado, depois, na calibração de medidores clínicos, como é o caso do medidor DE2. Assim, foram realizadas medições de calibração do medidor DE2 contra o PDC, para feixes RQR e com outras filtrações fixas recomendadas pelo projeto EURAMET⁽¹¹⁾ (Tabela 1, itens 2.e a 2.g) de intercomparação. Em todos os casos, fazia-se a leitura simultânea de ambos os medidores (Figura 2B), aplicando-se as correções adequadas, e determinavam-se os coeficientes de calibração do medidor DE2 em função do PDC, conforme a equação 2.

Para verificar a influência da distância nos valores obtidos de P_{KA}, outras medições foram feitas para duas separações distintas entre foco e colimador (65,5 cm e 42,3 cm).

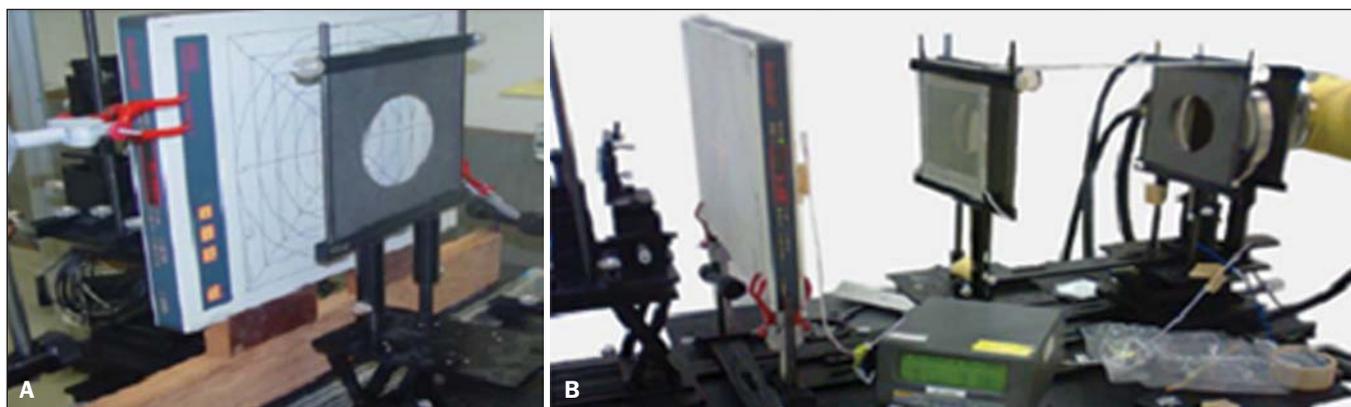


Figura 2. A: Montagem experimental em laboratório para calibração do medidor PDC para feixes incidentes, usando como referência a câmara de 30 cm³. **B:** Montagem para calibração do medidor DE2 contra o medidor PDC previamente calibrado, para feixes transmitidos através do DE2.

Em todos os casos, as incertezas-padrão combinadas foram determinadas, procurando-se identificar a contribuição de cada fator na incerteza total. Com base nos dados coletados, também foi possível analisar a variação dos resultados com a tensão aplicada ao tubo e com os valores de *half value layer* (HVL) ou camada semirredutora, bem como a eficácia do método *tandem*⁽¹⁸⁾.

Verificação da calibração de um medidor de P_{KA} em ambiente clínico

Para comparação, e como aplicação do detector PDC calibrado em ambiente clínico, foi feita uma verificação da calibração de um medidor de P_{KA} (Scanditronix-IBA) fixo em um equipamento de raios X Philips modelo Omni, do HIAE⁽⁹⁾. O PDC, apoiado na mesa da sala de exames, foi posicionado à distância de 80,5 cm do foco do tubo de raios X. Note-se que, embora essa distância não coincida com a de calibração do PDC, o produto P_{KA}, nesse limite, independe da distância citada.

Todas as medições foram feitas para tempo 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:

- 1) 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 (15 × 15, 20 × 20 e 25 × 25 cm²);
- 2) variando o produto corrente-tempo na faixa de 2 até 100 mAs, com tensão no tubo de 81 kV fixa e tamanho de campo 20 × 20 cm², para verificar a linearidade das medidas.

Coefficientes de calibração com as respectivas incertezas foram definidos para o medidor de P_{KA} clínico, levando-se em conta a calibração do PDC feita em laboratório.

Algumas características nominais dos medidores do P_{KA} utilizados neste trabalho são: exatidão nominal (k = 2) (DE2: 0,01%; PDC: 10%; IBA: 7%), resolução (DE2: 0,01 μGy.m² e 0,01 μGy.m²/s; PDC: 1 μGy.m²/min e 0,01 μGy.m²; IBA: 0,1 μGy.m²).

RESULTADOS

Resultados da calibração do medidor PTW Diamentor E2

A Tabela 2 detalha o resultado da caracterização prévia dos feixes padrões RQR⁽¹⁰⁾

utilizados durante as calibrações, por meio da indicação dos valores de PPV e 1° HVL (HVL₁), coeficiente de homogeneidade (h = HVL₁/HVL₂), além da filtração adicional determinada.

Os resultados a seguir referem-se às calibrações efetuadas do medidor DE2, tendo como referência: 1) a câmara PTW de 30 cm³, para feixes incidentes e transmitidos

através do medidor com feixes RQR (Tabela 3 e Figura 3) ou com filtração fixa (Tabela 4); 2) a câmara monitora PTW, previamente calibrada contra a câmara padrão de 30 cm³ (Figura 4), para feixes com filtração fixa de 3 mmAl; 3) o medidor Radcal PDC, calibrado antes contra a mesma câmara padrão (Tabela 5)⁽²²⁾. As linhas, nos gráficos, são apenas para guiar os olhos.

Tabela 2 Resultado da caracterização dos feixes padrões da série RQR⁽¹⁰⁾, indicando os valores de tensão e corrente ajustados, a filtração adicional determinada, bem como os valores de taxa de kerma (M_{c,ref}), HVL₁ e coeficiente h determinados para cada feixe. As incertezas (para k = 1) dos valores determinados são mostradas entre parênteses, afetando o(s) último(s) algarismo(s) significativo(s) à direita.

RQR	kVp _{médio} (kV)	PPV (kV)	Corrente (mA)	M _{c,ref} (Gy/h)	HVL ₁ (mmAl)	h	Filtração adicional (mmAl)
2	39,2(3)	40,0(1)	14,3	0,89(2)	1,4(1)	0,81(7)	2,176(5)
3	49,4(3)	50,0(1)	12,0	1,41(4)	1,8(1)	0,75(7)	2,174(5)
4	59,6(4)	60,0(1)	11,5	1,91(4)	2,2(1)	0,72(7)	2,334(5)
5	69,4(4)	70,0(1)	13,2	2,71(6)	2,6(1)	0,71(5)	2,583(5)
6	79,6(5)	80,0(2)	11,5	2,99(6)	3,0(1)	0,67(5)	2,684(5)
7	89,8(5)	90,1(2)	10,2	3,27(7)	3,5(2)	0,68(5)	2,792(5)
8	99,6(6)	99,9(2)	11,5	4,25(9)	4,0(2)	0,67(5)	2,967(5)
9	119,6(7)	119,9(3)	12,5	6,03(13)	5,1(2)	0,68(5)	3,353(5)
10	150,2(9)	149,9(2)	11,0	7,64(17)	6,5(3)	0,70(5)	3,695(5)

Tabela 3 Valores de P_{KA} determinados e coeficientes de calibração do medidor DE2 (N_{PKA,DE2}) com relação à câmara PTW de 30 cm³, para feixes incidentes e transmitidos da série RQR. As incertezas apresentadas entre parênteses, para os valores medidos com o detector E2, são apenas do tipo A.

RQR	Feixes incidentes			Feixes transmitidos		
	P _{KA,DE2} (μGy.m ² /s)	P _{KA,ref} (μGy.m ² /s)	N _{PKA,DE2}	P _{KA,DE2} (μGy.m ² /s)	P _{KA,ref} (μGy.m ² /s)	N _{PKA,DE2}
2	1,01(6)	1,48(5)	1,46(9)	8,04(8)	9,16(25)	1,14(4)
3	1,88(6)	2,51(8)	1,34(6)	15,39(7)	16,52(44)	1,07(4)
4	2,63(6)	3,24(10)	1,23(5)	20,66(7)	21,09(25)	1,02(3)
5	3,93(5)	4,60(14)	1,17(4)	30,54(9)	30,51(81)	1,00(3)
6	4,43(6)	5,09(15)	1,15(4)	34,20(8)	34,01(88)	0,99(3)
7	4,91(7)	5,55(17)	1,13(4)	37,60(12)	37,44(97)	1,00(3)
8	6,19(3)	6,90(21)	1,11(4)	46,88(11)	47,0(13)	1,00(3)
9	9,22(9)	10,22(31)	1,11(4)	72,63(13)	74,2(19)	1,02(3)
10	11,47(9)	12,94(40)	1,13(4)	86,22(14)	91,7(24)	1,06(4)

Tabela 4 Coeficientes de calibração do medidor DE2 (N_{PKA,DE2}) contra a câmara de 30 cm³, para feixes incidentes e transmitidos da série RQR, e feixes transmitidos com filtração fixa de 3 mmAl, para comparação.

PPV (kV)	N _{PKA,DE2} incidentes RQR	N _{PKA,DE2} transmitidos RQR	N _{PKA,DE2} transmitidos 3 mmAl
40	1,46(9)	1,14(4)	1,13(4)
50	1,34(6)	1,07(4)	1,06(4)
60	1,23(5)	1,02(3)	1,01(3)
70	1,17(4)	1,00(3)	0,99(3)
80	1,15(4)	0,99(3)	0,99(3)
90	1,13(4)	1,00(3)	0,99(3)
100	1,11(3)	1,00(3)	1,00(3)
120	1,11(4)	1,02(3)	1,02(3)
150	1,13(4)	1,06(4)	1,06(4)

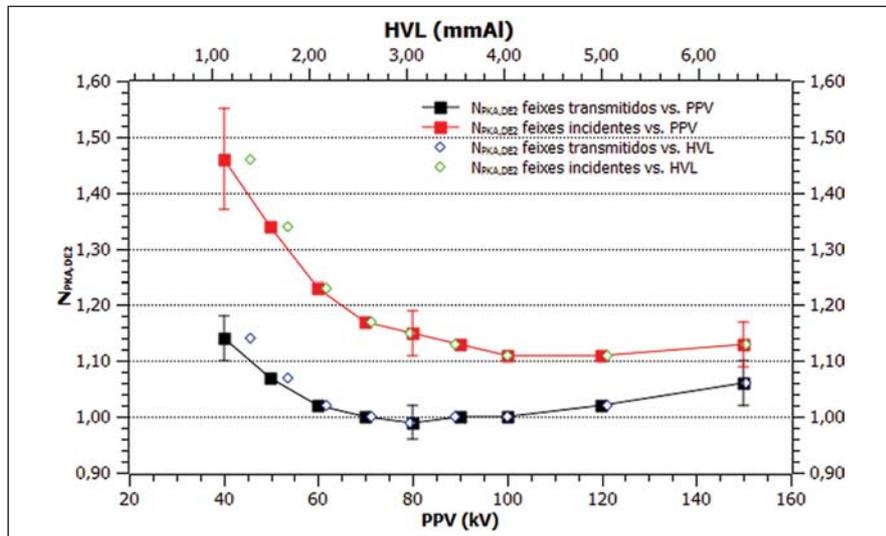


Figura 3. Dependência energética da calibração do medidor DE2 para feixes incidentes e transmitidos da série RQR (Tabela 4), medida contra a câmara padrão de 30 cm³, em função dos valores de PPV e 1^o HVL.

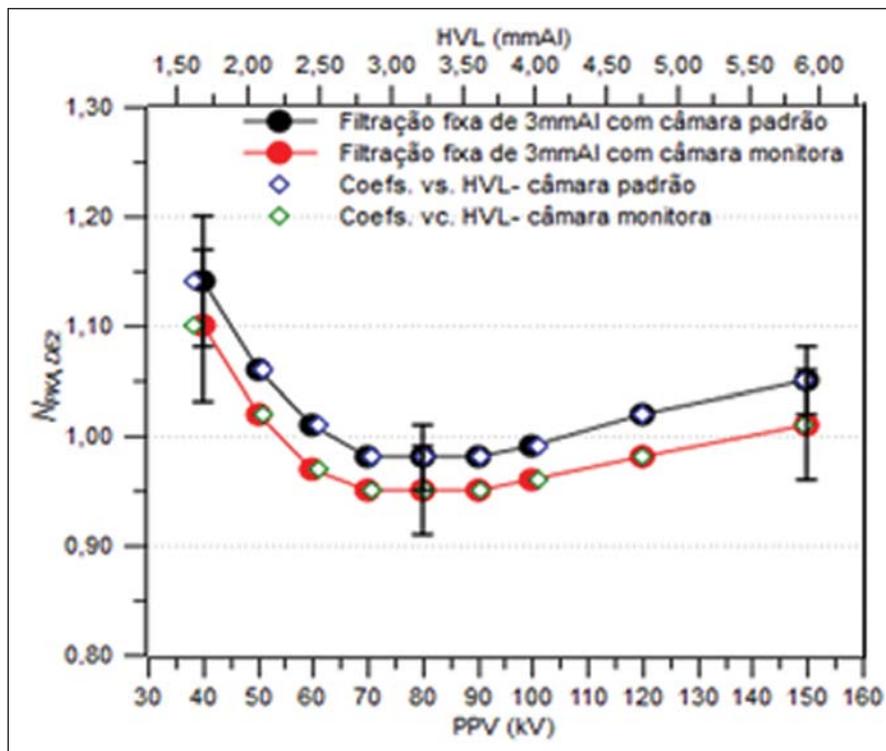


Figura 4. Coeficientes de calibração do medidor DE2 para feixes com filtração fixa de 3 mmAl, usando como referência a câmara PTW de 30 cm³ (círculos pretos) ou a câmara monitora PTW (círculos vermelhos), tanto em função dos valores de PPV como de HVL.

Resultados da calibração usando o medidor PDC

A Tabela 5 apresenta os resultados da calibração do medidor Radcal PDC, contra a câmara padrão de 30 cm³, para feixes *transmitidos* através da câmara do medidor DE2, assim como os coeficientes de cali-

bração do medidor DE2 contra o PDC já calibrado, para feixes da série RQR e feixes com algumas filtrações fixas de Al e Cu.

Na Tabela 6 expõe-se um exemplo das fontes (em valores percentuais) que participam da incerteza dos coeficientes de calibração. As incertezas são sempre apresentadas para $k = 1$.

Dependência da calibração do medidor DE2 com a distância

A Figura 5 apresenta os resultados da análise da variação dos coeficientes de calibração do medidor DE2 para duas distâncias à câmara de referência.

Resultados da calibração de um medidor de P_{KA} em ambiente clínico contra o medidor PDC

A Tabela 7 mostra os resultados obtidos a partir das medições feitas no HIAE, para verificação da calibração (calibração “cruzada”) de um medidor Scanditronix-IBA⁽⁹⁾, por comparação com o medidor PDC calibrado previamente. Os valores de P_{KA} mostrados nesta tabela para o medidor clínico não foram corrigidos para densidade do ar, visto que a temperatura e a pressão não foram monitoradas no local.

Além disso, para analisar a linearidade de resposta do PDC e compará-la à do medidor clínico, construiu-se o gráfico de P_{KA} × mAs (Figura 6), ajustando-se uma reta a cada conjunto de dados, pelo método dos mínimos quadrados. As incertezas de todos os resultados são mostradas para fator de abrangência $k = 1$.

DISCUSSÃO

Com base na Tabela 3 e na Figura 3, verifica-se que o medidor PTW DE2 apresenta menor dependência energética para feixes transmitidos através dele do que para feixes incidentes, o que é coerente com a geometria em que é utilizado clinicamente. Além disso, conforme mostra a Tabela 4, a dependência energética do medidor para feixes padrões RQR transmitidos é semelhante à obtida para feixes com filtração fixa de 3 mmAl, usados na prática.

Por outro lado, a Figura 4 mostra que os coeficientes de calibração obtidos para esse medidor, tendo a câmara monitora como referência, foram sistematicamente menores do que com a câmara de 30 cm³. Isso parece indicar que, nesses casos, os feixes que atingem os medidores de referência são diferentes. De fato, verifica-se que só a porção central do feixe de raios X atinge a câmara cilíndrica, ao passo que, na outra geometria selecionada, o mesmo feixe que atravessa o medidor DE2 atinge também a câmara monitora.

Tabela 5 Coeficientes de calibração do PDC contra a câmara de referência de 30 cm³, para (parte superior da Tabela) feixes da série RQR e feixes com filtrações fixas recomendadas pelo projeto EURAMET⁽¹⁴⁾ (ver Tabela 1), transmitidos através da câmara do medidor DE2, e (parte inferior da Tabela) coeficientes de calibração “cruzada” do medidor DE2 contra o medidor PDC já calibrado.

PPV (kV)	$N_{PKA,PDC-ref}$ RQR	$N_{PKA,PDC-ref}$ 1,5 mmAl + 0,9 mmCu	$N_{PKA,PDC-ref}$ 4 mmAl + 0,2 mmCu	$N_{PKA,PDC-ref}$ 3 mmAl + 0,1 mmCu
50	1,03(6)	1,36(8)	1,15(7)	1,09(7)
80	1,01(6)	0,99(6)	1,04(6)	1,06(6)
100	0,99(6)	0,95(6)	1,01(6)	1,04(6)
120	0,98(6)	0,93(5)	1,00(6)	1,04(6)
PPV (kV)	$N_{PKA,DE2-PDC}$ RQR	$N_{PKA,DE2-PDC}$ 1,5 mmAl + 0,9 mmCu	$N_{PKA,DE2-PDC}$ 4 mmAl + 0,2 mmCu	$N_{PKA,DE2-PDC}$ 3 mmAl + 0,1 mmCu
50	1,08(6)	0,86(6)	1,00(6)	1,01(6)
80	1,01(6)	0,94(6)	0,93(6)	0,96(6)
100	1,00(6)	1,04(6)	0,98(6)	1,00(6)
120	1,03(6)	1,12(7)	1,03(6)	1,05(6)

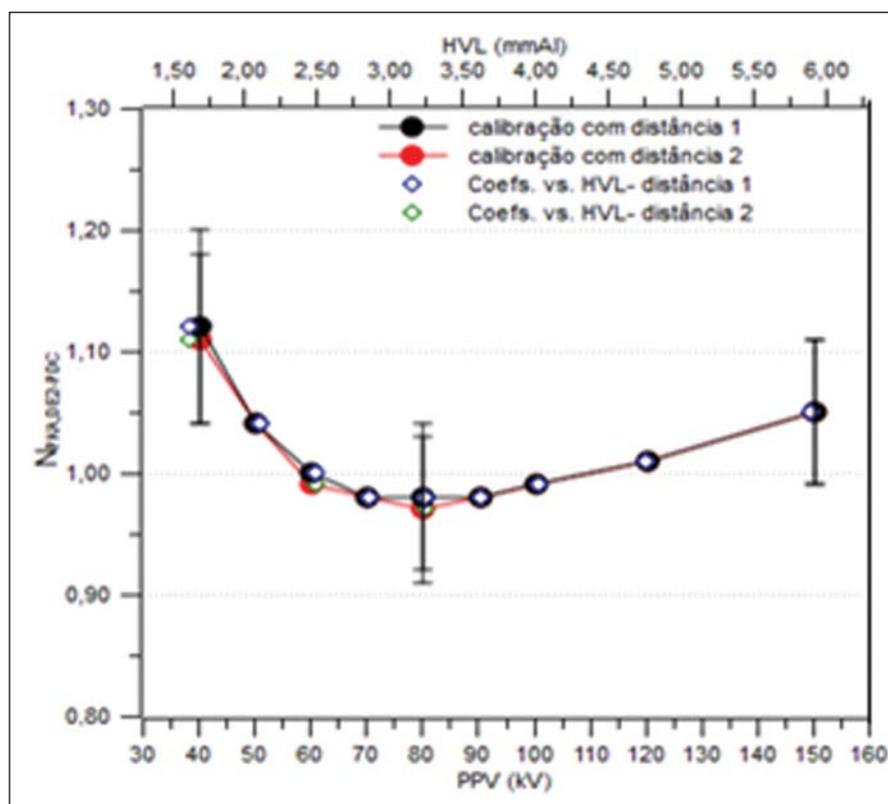


Figura 5. Resultados dos coeficientes de calibração do medidor DE2 contra o medidor PDC calibrado, para feixes com filtração fixa de 3 mmAl, em duas distâncias distintas (65,5 cm e 42,3 cm) entre foco e medidor de P_{KA} , ($N_{PKA,DE2-PDC}$ vs. PPV, HVL).

Além disso, com base na Figura 5, verifica-se que, dentro da faixa de distâncias testada, não houve variação significativa dos coeficientes de calibração do medidor.

Em situação clínica, na análise da calibração “cruzada” para diferentes tamanhos de campo, pode-se verificar (Tabela 7) que o medidor analisado apresentou variações

de -6% a +16% em relação ao padrão (PDC) para todos os campos. Para o campo maior, o medidor apresentou dependência energética levemente menor.

Finalmente, a Figura 6 demonstra o grau de linearidade de ambos os medidores (PDC e medidor clínico IBA) dentro da faixa analisada na situação clínica.

CONCLUSÃO

As medições realizadas nos diversos modos de calibração dos medidores de P_{KA} abrangem boa parte das aplicações clínicas desses equipamentos e visam comparar seu comportamento para feixes incidentes e para feixes transmitidos que alcançam o paciente, além de analisar calibrações cruzadas (como se realiza nos hospitais) e diretas em laboratório.

Inicialmente, visando analisar o efeito dos feixes que incidem no dispositivo, o medidor DE2 foi calibrado em laboratório pelo método da substituição contra a câmara de 30 cm³. Os resultados da Tabela 4 mostram que a dependência energética do coeficiente de calibração ($N_{PKA,DE2}$) é maior para as tensões iniciais (40 a 60 kV). Ao analisarmos os feixes transmitidos através do medidor, tanto a partir da série RQR quanto para feixes com filtração fixa (Tabela 4), observamos que o coeficiente de calibração $N_{PKA,DE2}$ apresentou valores mais estáveis do que para feixes incidentes (sendo praticamente constante de 60 a 120 kV). Além disso, nesses casos, os coeficientes do medidor DE2 para feixes RQR e com filtração fixa de 3 mmAl foram semelhantes. Por exemplo, para tensão de 60 kV para feixes incidentes, o resultado foi 1,23(5), enquanto em feixes transmitidos foi 1,02(3) (série RQR) e 1,01(3) (filtração de 3 mmAl).

Por outro lado, a Figura 4 mostra que, ao modificarmos a referência de calibração, podemos obter diferentes coeficientes de calibração em função da diferença entre o feixe que atravessa o medidor de P_{KA} e aquele que atravessa a câmara de ionização padrão. Assim, é necessário verificar-se qual a situação mais próxima àquela utilizada na prática clínica.

Na investigação das grandezas de influência nos resultados da calibração, a Figura 5 mostra os valores obtidos para distâncias diferentes entre foco, medidor de P_{KA} e colimador de referência. Em cada distância, modifica-se a área do feixe que estará incidindo na câmara de referência. Na faixa investigada, porém, as áreas diferentes não tiveram impacto significativo no resultado da calibração, de modo que o medidor pode ser usado, pelo menos dentro dos limites de afastamento investigados.

Tabela 6 Componentes de incerteza ($k = 1$) dos coeficientes de calibração do medidor de P_{KA} DE2, para a tensão de 80 kV. Códigos dos feixes conforme Tabela 1.

Componente*	1	2.h	2.c	2.b	2.g
1	0,5%	–	–	0,5%	–
2	3,0%	–	–	3,0%	–
3	–	5,0%	5,0%	–	5,0%
4	–	6,0%	–	–	6,0%
5	0,01%	0,01%	0,01%	0,01%	0,01%
6	2,0%	2,0%	2,0%	2,0%	2,0%
7	1,3%	1,3%	1,3%	1,3%	1,3%
8	0,15%	–	0,07%	0,15%	–
9	0,15%	0,07%	0,07%	0,15%	0,07%
10	–	–	3,5%	–	–
Incerteza total relativa	3,9%	8,2%	6,2%	3,9%	8,2%

* Componentes da incerteza padrão: 1. coeficiente de calibração da câmara de ionização padrão; 2. leitura do medidor de kerma no ar; 3. leitura do medidor de P_{KA} PDC; 4. coeficiente de calibração do PDC contra a câmara padrão de 30 cm³; 5. leitura do medidor de P_{KA} DE2; 6. correção para o inverso do quadrado das distâncias; 7. área de abertura do colimador de referência; 8. fator de correção para a densidade do ar da câmara de referência ($k_{TP,ref.}$); 9. fator de correção para a densidade do ar do medidor de P_{KA} DE2 ($k_{TP,DE2.}$); 10. coeficiente de calibração da câmara monitora contra a câmara padrão de 30 cm³ ($N_{mon-ref}$).

Tabela 7 Valores de P_{KA} lidos no medidor clínico do HIAE e os determinados com o PDC (após calibração), para três campos de irradiação e alguns valores de tensão. São apresentados também os coeficientes de calibração do medidor IBA ($N_{P_{KA},med-PDC}$), rastreáveis à câmara de ionização de referência do LMRI-IEE-USP.

Série	Tensão (kV)	$P_{KA,IBA}$ ($\mu Gy.m^2$)	$P_{KA,PDC}$ ($\mu Gy.m^2$)	$N_{P_{KA},med-PDC}$ (para P_{KA})
1 (campo 25 × 25 cm ²)	50	48,0(17)	52,6(46)	1,10(10)
	60	78,5(27)	77,5(58)	0,99(8)
	70	111,2(39)	112,2(83)	1,01(8)
	80	145,0(51)	152(11)	1,05(9)
	90	183,6(64)	198(14)	1,08(9)
	100	222,5(78)	250(18)	1,12(9)
	110	262,8(92)	296(21)	1,13(9)
2 (campo 20 × 20 cm ²)	50	23,3(8)	22,0(22)	0,94(10)
	60	37,6(13)	38,3(30)	1,02(9)
	70	70,7(25)	54,8(41)	1,02(9)
	80	70,7(25)	75,5(56)	1,07(9)
	90	89,1(31)	97,9(72)	1,10(9)
	100	108,0(38)	123(90)	1,14(9)
	110	128,1(45)	147(11)	1,15(9)
3 (campo 15 × 15 cm ²)	50	13,1(5)	13,8(16)	1,05(13)
	60	21,1(7)	20,7(19)	0,98(9)
	70	30,0(11)	31,0(25)	1,03(9)
	80	39,9(14)	42,7(33)	1,07(9)
	90	50,6(18)	55,5(42)	1,10(9)
	100	61,2(21)	69,7(52)	1,14(9)
	110	72,0(25)	82,9(61)	1,16(9)
120	84,0(29)	96,2(71)	1,15(9)	

Nas medições com o PDC empregaram-se feixes com filtrações fixas diferentes e, após sua calibração prévia, procedeu-se à calibração cruzada do medidor DE2 contra o medidor PDC, e pode-se perceber a característica de ambos os medidores. O coe-

ficiente de calibração do PDC (Tabela 5) tende a ser mais estável com a tensão (acima de 80 kV), mas os coeficientes de calibração do DE2 flutuam mais, principalmente para maiores tensões. Isso parece ocorrer devido à composição da câmara de

ionização dos medidores clínicos, que admite alguns componentes de maior número atômico para atingir a desejada transparência.

A importância de se conformar os feixes de radiação utilizados nas calibrações àqueles aplicados na prática clínica fica evidente a partir dos dados da Tabela 5. Feixes com filtrações diferentes, utilizados em diferentes procedimentos radiológicos, produzem coeficientes de calibração significativamente diferentes para o detector DE2, a diferença aumentando com a espessura da filtração adicional.

A Tabela 6, em paralelo, permite verificar que o componente que mais afeta a incerteza de calibração é o referente à própria leitura dos instrumentos calibrados e também aos coeficientes de calibração da câmara de referência. Com relação a temperatura e pressão, nas primeiras medições se utilizava um medidor Oregon, que apresentava uma participação em 0,15%, diminuindo esta participação para 0,07% com sua substituição pelo medidor Fluke. O dispositivo PDC apresentava uma incerteza nominal maior nas leituras (5,0%) do que quando se utilizava a câmara monitora (3,5%). A participação dessa parcela, ao fazer uma calibração cruzada DE2-PDC, é maior, uma vez que as incertezas se propagam.

Pelos dados das Tabelas 5 e 7, verifica-se uma dependência energética menor do PDC (+4% a -3%) em comparação ao medidor DE2 (+14% a -2%) e ao medidor clínico de P_{KA} testado (-2% a +16%), sendo que os fatores de calibração deste último apresentam tendência crescente com a tensão do tubo, em todas as áreas de campo avaliadas.

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 $\mu Gy.m^2$, com $R \approx 1$) (Figura 6).

As incertezas inerentes à calibração de medidores da grandeza P_{KA} são caracteristicamente elevadas, porém a exatidão do método convencional de calibração (que utiliza câmara de ionização + filme) pode, de fato, ser melhorada usando um calibrador de medidores de P_{KA} , como o PDC como referência clínica, desde que previamente calibrado em laboratório, de modo

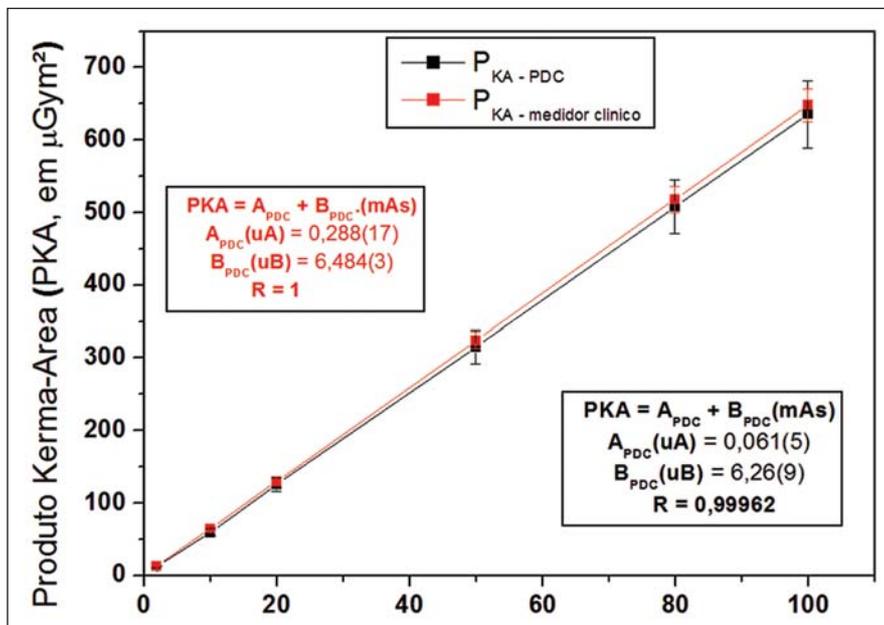


Figura 6. Variação dos valores de P_{KA} em função do produto corrente-tempo (mAs), para o PDC e o medidor clínico IBA (curva de linearidade).

a poder ser utilizado em calibrações cruzadas dos medidores de P_{KA} . É claro que, sendo possível a calibração do medidor clínico diretamente em laboratório, a exatidão tenderá a ser maior.

Na Comunidade Européia, o uso de medidores de P_{KA} é compulsório há vários anos⁽²³⁾. No Brasil, não há ainda legislação a respeito e, no momento, é limitado o número de instituições que possuem esse tipo de equipamento instalado em seus sistemas de raios X. Além disso, há poucos trabalhos a respeito sobre o assunto. Tem havido, por outro lado, uma ênfase por parte da IAEA na divulgação da grandeza P_{KA} para melhorar o monitoramento de doses, já que um número significativo de acidentes radiológicos tem sido reportado por procedimentos inadequados.

A utilização dos medidores de P_{KA} é uma ótima alternativa para a monitoração, por parte do corpo clínico e técnico, das doses nos pacientes em procedimentos clínicos; entretanto, tais medidores precisam ser periodicamente calibrados, o que normalmente é papel do físico médico. Um dos objetivos deste trabalho foi estudar a calibração desse tipo de instrumento, em testes feitos em laboratório e em ambiente clínico, com vistas à sua maior divulgação no País e à implantação desse tipo de serviço no LMRI do IEE-USP.

Agradecimentos

Agradecemos ao Hospital Israelita Albert Einstein e à mestre em física Marcia Carvalho Silva, que tornaram possível as medições clínicas; à Nuclear Tech e à Radcal Co., pelo empréstimo do dispositivo PDC para os testes; 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; e ao LMRI-STDTs-STAMH (IEE-USP), pelo auxílio de seu *staff* e pela utilização de sua infraestrutura.

REFERÊNCIAS

1. International Atomic Energy Agency. Dosimetry in radiology: an international code of practice. Technical Reports Series n° 457. Vienna: IAEA; 2007.
2. International Electrotechnical Commission. Dose area product meters. 2nd ed. Geneva: IEC; 2000.
3. International Commission on Radiation Protection. The 2007 Recommendation of the International Commission Radiological Protection. Ann ICRP. 2007;37(2-4).
4. Hart D, Jones DG, Wall BF. Estimation of effective dose in diagnostic radiology from entrance surface dose and dose-area product measurements. Report NRPB-R262. London: HMSO; 1994.
5. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 33. Radiation quantities and units. Bethesda: ICRU; 1980.
6. Toroi P, Komppa T, Kosunen A, et al. Effects of radiation quality on the calibration of kerma-area product meters in x-ray beams. Phys Med Biol. 2008;53:5207-21.

7. Canevaro LV. Aspectos físicos e técnicos da radiologia intervencionista. Rev Bras Fis Méd. 2009;3:101-15.
8. Toroi P, Kosunen A. The energy dependence of the response of a patient dose calibrator. Phys Med Biol. 2009;54:151-6.
9. Almeida Jr JN, Silva MC, Terini RA, et al. Estudo da calibração indireta de medidores clínicos do produto kerma-área. Rev Bras Fis Méd. 2011;4: 75-8.
10. International Electrotechnical Commission. Medical diagnostic x-ray equipment: radiation conditions for use in the determination of characteristics, IEC 61267. Geneva: IEC; 2005.
11. EURAMET (European Association of National Metrology Institutes). Comparison of calibration of KAP meters in terms of air Kerma area product, ref. 1177, (EURAMET Project), 2011.
12. Kramer HM, Selbach HJ, Iles WJ. The practical peak voltage of diagnostic x-ray generators. Br J Radiol. 1998;71:200-9.
13. International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment – Dosimetric instruments used for non-invasive measurement of x-ray tube voltage in diagnostic radiology. IEC 61676 Standard. Geneva: IEC; 2002.
14. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 74. Patient dosimetry for x-rays used in medical imaging. Oxford: University Press; 2005.
15. Terini RA, Potiens MPA, Herdade SB, et al. A medição da grandeza *practical peak voltage* na prática radiológica. Radiol Bras. 2009;42:389-94.
16. Hetland PO, et al. Calibration of reference KAP-meters at SSDL and cross calibration of clinical KAP-meters. Acta Oncol. 2009;48:289-94.
17. Terini RA, Pereira MAG, Kunzel R, et al. Comprehensive analysis of the spectrometric determination of voltage applied to X-ray tubes in the radiography and mammography energy ranges using a silicon PIN photodiode. Br J Radiol. 2004;77:395-404.
18. Campelo MCS, Terini RA, Herdade SB, et al. Analysis of different methods for calibration of P_{KA} meters on laboratory. In: IFMBE Proceedings. 2012;39:1160-3. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering (WC2012, Beijing).
19. Toroi P, Komppa T, Kosunen A. A tandem calibration method for kerma-area product meters. Phys Med Biol. 2008;53:4941-58.
20. Malusek A, Carlsson GA. Analysis of the tandem calibration method for kerma-area product meters via Monte Carlo simulations. Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IAEA), 2010;129-36.
21. Almeida Jr JN, Terini RA, Pereira MAG, et al. Calibration of P_{KA} meters against ion chambers of two geometries. Rev Bras Fis Méd. 2011;5:15-20.
22. Campelo MCS, Terini RA, Pereira MAG. Análise da calibração de medidores de P_{KA} em um laboratório padrão. In: XVII Congresso Brasileiro de Física Médica, Salvador. Anais do XVII CBFM; 2012.
23. 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. Official J Eur Commun No. L180/22; 1997.