

A medição da grandeza *practical peak voltage* na prática radiológica*

Measurement of the quantity practical peak voltage in the radiology practice

Ricardo Andrade Terini¹, Maria da Penha Albuquerque Potiens², Silvio Bruni Herdade³, Marco Aurélio Guedes Pereira⁴, João dos Santos Justo Pires⁵, Heber Simões Videira⁶

Resumo OBJETIVO: O objetivo deste trabalho foi estudar a grandeza *practical peak voltage* (PPV), determinada a partir da forma de onda de tensão aplicada a tubos radiológicos, e compará-la com algumas definições de kVp para diferentes tipos de geradores: monofásico (onda completa, clínico), trifásico (seis pulsos, clínico) e potencial constante (industrial). MATERIAIS E MÉTODOS: O trabalho envolveu a comparação do PPV medido invasivamente (utilizando um divisor de tensão) com a resposta de dois medidores comerciais não invasivos, além dos valores de outras grandezas usadas para medição da tensão de pico aplicada ao tubo de raios X, e a análise da variação do PPV com a ondulação percentual da tensão (*ripple*). RESULTADOS: Verificou-se que a diferença entre o PPV e as definições mais comuns de tensão de pico aumenta com o *ripple*. Os valores de PPV variaram em até 3% e 5%, respectivamente, na comparação entre medições invasivas e não invasivas feitas com os equipamentos trifásico e monofásico. CONCLUSÃO: Os resultados demonstraram que a principal grandeza de influência que afeta o PPV é o *ripple* da tensão. Adicionalmente, valores de PPV obtidos com medidores não invasivos devem ser avaliados considerando que eles dependem da taxa de aquisição e da forma de onda adquirida pelo instrumento.

Unitermos: *Practical peak voltage*; Tubos de raios X; Divisores de tensão; Forma de onda; Tensão de pico; Medidores de kVp.

Abstract OBJECTIVE: The present study was aimed at evaluating the practical peak voltage (PPV) determined from the voltage waveform applied to x-ray tubes and comparing it with some kVp definitions for different types of x-ray equipment: single-phase (full-wave) and three-phase (six-pulse) clinical x-ray generators, and an industrial constant potential apparatus. MATERIALS AND METHODS: The study involved the comparison between invasively measured PPV (with voltage dividers) and values obtained with two commercial non-invasive meters, besides values of other quantities utilized for measuring the x-ray tube peak voltage. The PPV variation with the voltage ripple was also analyzed in the present study. RESULTS: The authors observed that the difference between PPV and the most common peak voltage definitions increases with the ripple. PPV values varied up to 3% and 5%, respectively, in the comparison between invasive and non-invasive measurements with single-phase and three-phase devices. CONCLUSION: The results demonstrated that voltage ripple is the main quantity influencing the invasive or non-invasive PPV determination. Additionally, non-invasively measured PPV values should be evaluated taking into consideration their dependence on the data sample rate and waveform obtained by the device.

Keywords: Practical peak voltage; X-ray tubes; Voltage divider; Voltage waveform; Peak voltage; kVp meters.

Terini RA, Potiens MPA, Herdade SB, Pereira MAG, Pires JSJ, Videira HS. A medição da grandeza *practical peak voltage* na prática radiológica. Radiol Bras. 2009;42(6):389–394.

* Trabalho realizado no Serviço Técnico de Aplicações Médico-Hospitalares do Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (IEE-USP), São Paulo, SP, Brasil. Apoio financeiro: Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

1. Doutor em Física, Professor Titular do Departamento de Física da Pontifícia Universidade Católica de São Paulo (PUC-SP), Pesquisador do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Colaborador do Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (IEE-USP), São Paulo, SP, Brasil.

2. Doutora em Tecnologia Nuclear, Pesquisadora do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Tecnologista Plena III do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/Comissão Nacional de Energia Nuclear (Ipen/CNEN), São Paulo, SP, Brasil.

3. Livre-Docente em Física, Pesquisador do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Colaborador do Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (IEE-USP), São Paulo, SP, Brasil.

4. Doutor em Tecnologia Nuclear, Engenheiro Chefe da Seção Técnica de Desenvolvimento Tecnológico em Saúde do Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (IEE-USP), São Paulo, SP, Brasil.

5. Mestre em Tecnologia Nuclear Aplicada, Professor da Universidade Paulista (Unip), São Paulo, SP, Brasil.

6. Bacharel em Física, Aprimorando em Proteção Radiológica no Centro de Medicina Nuclear do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC-FMUSP), São Paulo, SP, Brasil.

Endereço para correspondência: Dr. Ricardo Andrade Terini, Faculdade de Ciências Exatas e Tecnologia, PUC-SP, Rua Marquês de Paranaguá, 111, Consolação, São Paulo, SP, Brasil, 01303-050. E-mail: rterini@pucsp.br

Recebido para publicação em 9/3/2009. Aceito, após revisão, em 27/8/2009.

INTRODUÇÃO

Justificativas para o PPV

Quando se desenvolve um procedimento de controle de qualidade, em radiologia diagnóstica, a determinação da tensão de pico (kVp) aplicada ao tubo de raios X tem papel fundamental na avaliação da calibração e do desempenho do sistema.

Como é bem conhecido, pequenas variações no valor do kVp podem produzir significativas elevações da dose absorvida pelo paciente, em razão da dependência

aproximadamente quadrática entre kerma no ar e kVp. A relação entre variação no potencial do tubo e variação na dose absorvida dependerá da parte do corpo sob irradiação e da faixa de kVp utilizado. Martin et al.⁽¹⁾, por exemplo, estudaram radiografias em incidência ântero-posterior do abdome e reportaram uma variação média na dose equivalente absorvida pelo fígado de 3,5% por unidade de kVp na faixa entre 60 e 120 kV, sendo 1%/kV de 90 a 100 kV, e 13%/kV entre 60 e 70 kV. Outro trabalho⁽²⁾ mostrou que uma variação na tensão aplicada ao tubo produz também uma contribuição significativa à dose absorvida pelo paciente devida ao feixe espalhado.

Dessa forma, torna-se importante a *exatidão* das medições da tensão de pico e a *definição* da grandeza medida. Diversas definições para o kVp foram criadas para atender finalidades diferentes⁽³⁾: kVp_{absoluto} ou kVp_{máximo} (potencial de pico absoluto: o máximo valor de tensão durante a exposição), kVp_{médio} (potencial de pico médio: média dos máximos de todos os ciclos de tensão durante a exposição), kVp_{efetivo} (potencial de pico efetivo), kV_{efetivo} (potencial efetivo), kV_{médio} (potencial médio), etc., algumas visando à avaliação do desempenho técnico do sistema, outras mais relacionadas à qualidade das imagens produzidas. Tais definições nem sempre são muito claras, e nem há completo consenso entre usuários (físicos, engenheiros biomédicos, médicos, técnicos) sobre seu significado e sua utilização correta na prática. Além disso, a Portaria MS 453⁽⁴⁾, de 1998, não deixa claro também a que definição se refere ao mencionar várias vezes a tensão do tubo e ao definir valores e limites em termos de kVp. Medidores comerciais da tensão de pico produzem leituras de diferentes parâmetros, que são usados às vezes indistintamente, por exemplo, para verificar a calibração da tensão do tubo em sistemas emissores clínicos.

A determinação do kVp pode também ser feita *eletricamente*, por intermédio de um divisor de tensão calibrado acoplado ao circuito do tubo de raios X, ou *espectralmente*⁽⁵⁾, e requer elevado grau de precisão. Tais métodos são normalmente utilizados em laboratórios de calibração de instrumentos de medição para radiações ionizantes, como o do Instituto de Eletrotécnica e

Energia da Universidade de São Paulo (IEE-USP), onde projetos recentes⁽⁶⁾ permitiram o desenvolvimento de procedimentos para calibração de sistemas invasivos de medição de kVp por meio dos espectros dos feixes de raios X.

A grandeza *practical peak voltage* (PPV) foi definida em artigos de pesquisadores do Physikalisch Technische Bundesanstalt (PTB)^(7,8) e introduzida ao uso prático pela norma IEC 61676⁽⁹⁾ 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⁾ e International Atomic Energy Agency (IAEA)⁽¹¹⁾ 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 International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), no seu Report 74⁽¹²⁾, inclui o PPV ao conceituar grandezas e unidades envolvidas com a dosimetria dos métodos que utilizam os raios X para obter imagens médicas.

A utilização de feixes padronizados permite a intercomparação entre resultados de diferentes laboratórios, a análise da reprodutibilidade e uma maior confiabilidade nos resultados das calibrações. O IEE-USP é credenciado pelo Inmetro para ensaios de calibração de medidores de kVp e tem realizado vários trabalhos sobre a medição do PPV⁽¹³⁻¹⁵⁾.

Definição do PPV: relação com o CEV

A grandeza PPV é equivalente, em valor, à chamada tensão equivalente em contraste (CEV – *contrast equivalent voltage*)^(7,8), que, por sua vez, é definida como o valor de tensão que faz com que o contraste de baixo nível, obtido em uma exposição feita com um tubo de raios X conectado a um gerador que produz uma forma de onda qualquer, seja igual ao contraste produzido pelo mesmo tubo de raios X conectado a um gerador de potencial cons-

tante, usando um objeto simulador com uma determinada configuração de contraste (10 cm de polimetilmetacrilato + 1 mm de alumínio, para radiologia convencional). O CEV é, assim, uma grandeza obtida a partir da razão de medições feitas com câmara de ionização dos valores de kerma no ar após o simulador de polimetilmetacrilato com e sem uma folha pequena de 1 mm de alumínio, adicionada como objeto de contraste, para o tubo radiológico sob ensaio e para o sistema padrão de potencial constante⁽¹⁶⁾.

Por outro lado, o PPV, de acordo com a norma IEC 61676⁽⁹⁾, é determinado *eletricamente* a partir da aquisição (feita preferivelmente com um medidor invasivo ou, alternativamente, com um não invasivo) da forma de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X durante a exposição, pela expressão (1) abaixo, em que \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 $w_i(U_i)$ representam os valores de polinômios definidos, para a faixa de *radiodiagnóstico*, nos citados trabalhos⁽⁷⁻⁹⁾, que ponderam cada valor instantâneo do potencial aplicado U_i .

$$\hat{U} = \frac{\sum_{i=1}^N w_i \cdot U_i}{\sum_{i=1}^N w_i} \quad (1)$$

– para $U_i < 20$ kV:

$$w(U_i) = 0;$$

– para $20 \text{ kV} \leq U_i < 36 \text{ kV}$:

$$w(U_i) = e^{(a \cdot U_i^2 + b \cdot U_i + c)};$$

– para faixa de $36 \text{ kV} \leq U_i \leq 150 \text{ kV}$:

$$w(U_i) = d \cdot U_i^4 + e \cdot U_i^3 + f \cdot U_i^2 + g \cdot U_i + h;$$

sendo a, b, c, d, e, f, g e h constantes dadas por: $a = -8,646855 \cdot 10^{-3}$;

$$b = 8,170361 \cdot 10^{-1};$$

$$c = -2,327793 \cdot 10^1;$$

$$d = 4,310644 \cdot 10^{-10};$$

$$e = -1,662009 \cdot 10^{-7};$$

$$f = 2,30819 \cdot 10^{-5};$$

$$g = 1,03082 \cdot 10^{-5};$$

$$h = -1,747153 \cdot 10^{-2}.$$

Objetivos

O presente trabalho teve por objetivo a análise do comportamento do PPV na ra-

diologia convencional, em medições invasivas (em laboratório) e não invasivas e com emissores clínicos e não clínicos, focalizando sua dependência com o *ripple* da tensão aplicada ao tubo de raios X.

Visando também a uma maior familiarização com o PPV por parte dos usuários dos resultados de programas de controle de qualidade, procurou-se comparar o comportamento do PPV com o de outras definições da tensão de pico utilizadas na prática da radiologia.

MATERIAIS E MÉTODOS

Equipamentos utilizados

Para as medições realizadas na faixa de radiodiagnóstico clínico (40–150 kV), utilizaram-se: a) um tubo Rörlix com tensão máxima de 124 kV, anodo giratório com alvo de tungstênio e ângulo de 12° (foco grosso), ligado alternativamente a dois geradores de alta tensão Siemens: um monofásico, modelo Heliophos 4B, ou um trifásico de seis pulsos; b) 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, e controlador MGC40.

A determinação do PPV exige a aquisição da forma de onda de tensão. Para isso, um divisor de tensão invasivo calibrado Radcal modelo Dynalyzer III (Radcal Corp.; Monrovia, EUA), com razão de tensão de 1:20.000, foi conectado no circuito dos sistemas trifásico e monofásico. Nos equipamentos de potencial constante e de mamografia, os valores de tensão foram adquiridos diretamente do divisor interno de tensão, calibrado anteriormente por comparação com o valor do ponto final (*end point*) dos espectros dos raios X produzidos em cada sistema, medidos com um detector de telureto de cádmio Amptek (Amptek, Inc.; Bedford, EUA), conforme método descrito por Terini et al.⁽⁵⁾

Para a leitura dos valores de tensão foram utilizadas duas placas de aquisição de dados modelos PCI MIO-16E-4 (16 bit, 8 entradas analógicas, taxa máxima de 250 kpps) e NI 5911 (21 bit, 1 entrada analógica, taxa máxima de 1 Mpps) (ambas da National Instruments Corp.; Austin,

EUA), e um computador pessoal. Um programa desenvolvido utilizando o *software* LabVIEW (National Instruments Corp.; Austin, EUA) permitia a aquisição dos dados provenientes dos divisores e o cálculo das grandezas associadas à forma de onda de tensão: $kV_{p_{absoluto}}$, $kV_{p_{medio}}$, PPV, tempo de exposição e taxa de variação percentual da tensão (*ripple*)⁽¹⁷⁾.

As medições não invasivas da tensão dos tubos de raios X foram realizadas utilizando dois instrumentos: um medidor PTW modelo Diavolt (PTW; Freiburg, Alemanha) e um medidor Radcal modelo 9095 (Radcal Corp., Monrovia, EUA), cujas características técnicas de interesse são:

a) PTW, Diavolt – grandezas medidas: $kV_{p_{maximo}}$, $kV_{p_{medio}}$, PPV, mAs e tempo de exposição; resolução em tensão: 0,1 kV; exatidão de tensão: $\pm 1\%$.

b) Radcal, 9095 – grandezas medidas (a partir de uma planilha): $kV_{p_{medio}}$, PPV e tempo de exposição; resolução em tensão: 0,1 kV; exatidão de tensão: $\pm 1\%$.

Método

As medições realizadas consistiram basicamente em:

a) determinar invasivamente o valor do PPV e de algumas outras definições de tensão de pico aplicada ao tubo de raios X para três tipos de forma de onda: monofásico (dois pulsos), trifásico (seis pulsos) e potencial constante, para diferentes valores de $kV_{p_{medio}}$ de referência. Nesse caso, a taxa de aquisição de dados foi mantida em 200.000 pps;

b) determinar invasivamente e não invasivamente o valor do PPV para formas de onda de alguns valores de *ripple* de tensão (obtidos variando a corrente no tubo), para diferentes valores de $kV_{p_{medio}}$ com os sistemas monofásico e trifásico.

A Figura 1 apresenta um esquema do arranjo experimental utilizado nas medições com os sistemas monofásico e trifásico. Com os outros sistemas, a diferença consistiu apenas em que a aquisição dos dados era feita a partir do divisor de tensão interno ao equipamento de raios X.

Todos os valores apresentados a seguir são médias de três medições. As incertezas do PPV e das demais grandezas foram obtidas segundo as orientações do “Guia para expressão da incerteza de medição” da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT)⁽¹⁸⁾. Para as incertezas tipo B consideraram-se as informações dadas nos manuais técnicos do divisor de tensão e da placa de aquisição de dados, bem como os dados das calibrações efetuadas.

Dessa forma, a incerteza dos valores do PPV foi calculada por meio da expressão (2) a seguir, onde u_c é a incerteza combinada do PPV, $u(U_i)$ é a incerteza de cada valor instantâneo de tensão U_i e $\partial f/\partial U_i$ é o chamado coeficiente de sensibilidade para cada U_i , entre os N valores da amostragem, e seu valor é dado logo abaixo. Consideraram-se as incertezas correlacionadas.

$$u_c^2(PPV) = \sum_1^N \left[\left(\frac{\partial f}{\partial U_i} \right) (u(U_i)) \right]^2 \quad (2)$$

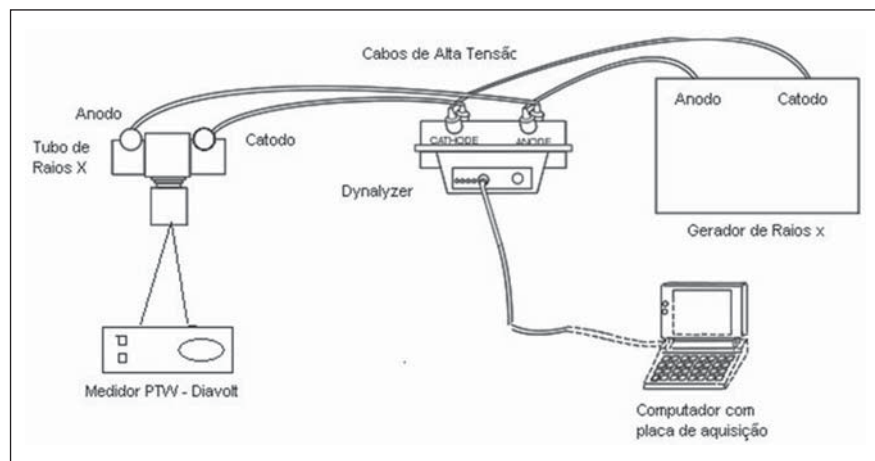


Figura 1. Esquema ilustrativo do arranjo experimental básico utilizado nas medições invasivas e não invasivas do PPV, com os sistemas monofásico e trifásico.

onde:

$$\frac{\partial f}{\partial U_i} = \frac{[\dot{w}(U_i)U_i + w(U_i)] \sum_{i=1}^N w(U_i) - \sum_{i=1}^N U_i \cdot w(U_i) \cdot \sum_{i=1}^N \dot{w}(U_i)}{\left(\sum_{i=1}^N w(U_i)\right)^2}$$

$$\dot{w}(U_i) = \begin{cases} 0 & \text{para } U_i < 20kV \\ (2.aU_i + b) \exp(aU_i^2 + bU_i + c) & \text{para } 20kV \leq U_i < 36kV \\ 4dU_i^3 + 3.e.U_i^2 + 2.f.U_i + g & \text{para } 36kV \leq U_i \leq 150kV \end{cases}$$

tendo os parâmetros *a, b, c, d, e, f e g* os mesmos valores referidos na página 390.

RESULTADOS

As Figuras 2, 3 e 4 mostram exemplos das formas de onda adquiridas com o sistema descrito no item anterior, para cada equipamento emissor utilizado, bem como os respectivos valores determinados em

cada caso para o PPV e as outras grandezas analisadas.

As Tabelas 1, 2 e 3 mostram os resultados da comparação entre o PPV e as outras definições de tensão de pico aplicada ao tubo de raios X para três tipos de forma de onda: monofásico (dois pulsos), trifásico (seis pulsos) e potencial constante.

Ao observar as Tabelas 1 e 2, repara-se que a diferença (Δ), em kV, entre o PPV e

as outras grandezas passa a ser maior à medida que a tensão também aumenta. Já a Tabela 3 mostra que a diferença entre o PPV e as outras grandezas permanece praticamente a mesma para os diferentes valores de tensão do tubo de raios X de potencial constante.

A Tabela 4 compara os valores de PPV obtidos invasivamente e não invasivamente (usando o medidor PTW) para o sistema trifásico. Resultados semelhantes foram obtidos com o medidor não invasivo da Radcal.

A Tabela 5 apresenta os valores de PPV determinados invasivamente e não invasivamente (utilizando o medidor Radcal) para o sistema monofásico. Resultados semelhantes foram obtidos com o medidor não invasivo da PTW.

Segundo a norma IEC 61676⁽⁹⁾, os resultados para o PPV não devem ultrapassar o máximo erro intrínseco relativo *I*, calculado de acordo com a equação (3) e apresentado nas Tabelas 4 e 5 como “Erro”.

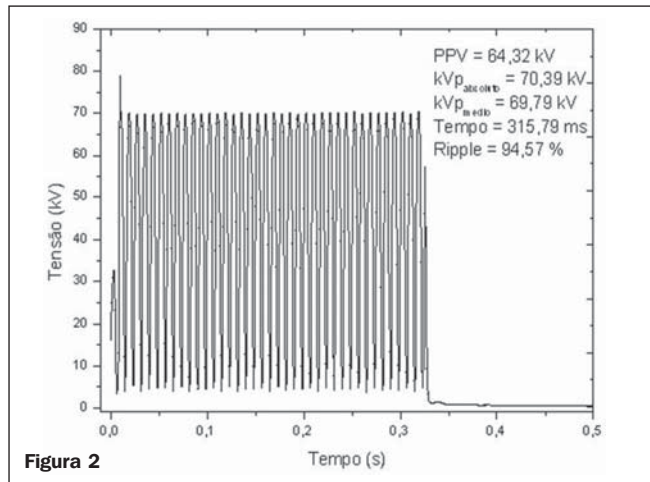


Figura 2

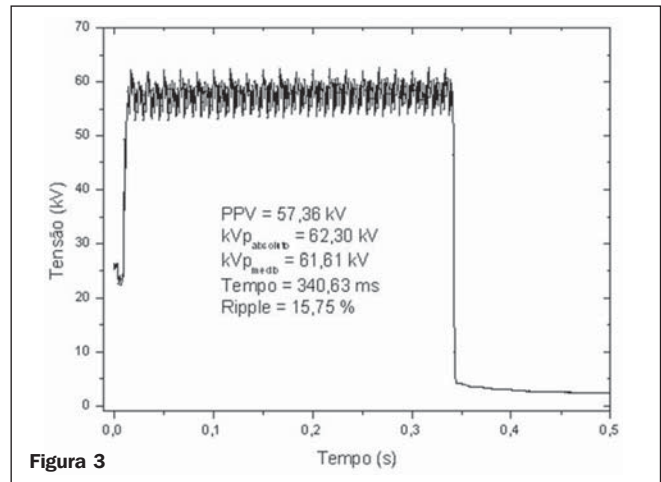


Figura 3

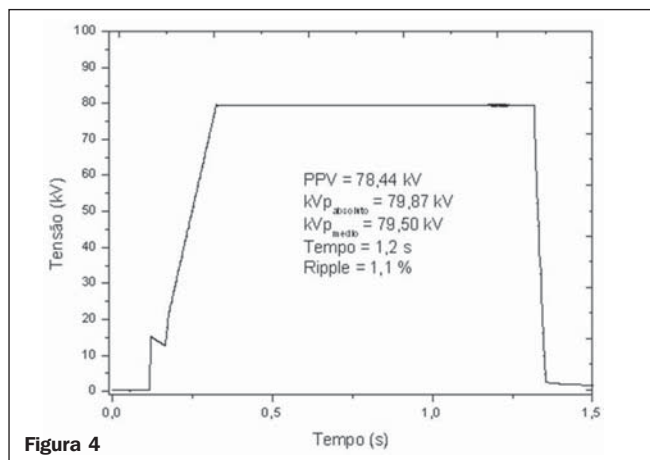


Figura 4

Figura 2. Forma de onda de tensão do tubo de raios X para o equipamento monofásico com retificação de onda completa e valores de alguns parâmetros físicos relacionados.

Figura 3. Forma de onda de tensão do tubo de raios X para o equipamento trifásico de seis pulsos e valores de alguns parâmetros físicos relacionados.

Figura 4. Forma de onda de tensão do tubo de raios X para o equipamento potencial constante e valores determinados para alguns parâmetros físicos de interesse.

Tabela 1 Comportamento do PPV em relação ao $kVp_{médio}$ e $kVp_{absoluto}$ para o equipamento monofásico em medições invasivas.

PPV (kV)	$kVp_{médio}$ (kV)	$kVp_{absoluto}$ (kV)	$\Delta_{PPV-médio}$ (kV)	$\Delta_{PPV-absoluto}$ (kV)
51,1 ± 0,6	54,6 ± 0,4	54,9 ± 0,7	3,5	3,9
55,2 ± 0,5	59,3 ± 0,4	59,9 ± 0,7	4,1	4,7
59,7 ± 0,5	64,7 ± 0,5	65,2 ± 0,7	5,0	5,5
64,3 ± 0,6	69,9 ± 0,5	70,4 ± 0,7	5,6	6,1
70,4 ± 0,5	76,9 ± 0,4	77,4 ± 0,8	6,5	7,1
77,5 ± 0,6	85,4 ± 0,6	85,9 ± 0,9	7,9	8,4
84,2 ± 0,6	93,5 ± 0,6	94,0 ± 1,0	9,3	9,8
89,2 ± 0,6	98,2 ± 0,6	99,6 ± 1,0	9,0	10,3

Tabela 2 Comportamento do PPV em relação ao $kVp_{médio}$ e $kVp_{absoluto}$ para o equipamento trifásico em medições invasivas.

PPV (kV)	$kVp_{médio}$ (kV)	$kVp_{absoluto}$ (kV)	$\Delta_{PPV-médio}$ (kV)	$\Delta_{PPV-absoluto}$ (kV)
57,4 ± 0,4	61,6 ± 0,4	62,3 ± 0,7	4,3	4,9
63,3 ± 0,4	68,3 ± 0,3	69,0 ± 0,8	4,9	5,7
71,8 ± 0,5	77,2 ± 0,4	78,1 ± 0,8	5,5	6,3
78,6 ± 0,5	84,5 ± 0,5	85,4 ± 0,9	6,0	6,8
85,1 ± 0,5	92,7 ± 0,5	93,7 ± 1,0	7,6	8,6
91,8 ± 0,5	99,2 ± 0,5	99,9 ± 1,0	7,4	8,2

Tabela 3 Comportamento do PPV em relação ao $kVp_{médio}$ e $kVp_{absoluto}$ para o equipamento de potencial constante em medições invasivas.

PPV (kV)	$kVp_{médio}$ (kV)	$kVp_{absoluto}$ (kV)	$\Delta_{PPV-médio}$ (kV)	$\Delta_{PPV-absoluto}$ (kV)
49,2 ± 0,3	49,4 ± 0,3	49,7 ± 0,6	0,22	0,49
59,6 ± 0,4	59,9 ± 0,3	60,1 ± 0,7	0,23	0,50
69,5 ± 0,3	69,6 ± 0,4	69,8 ± 0,7	0,12	0,36
79,9 ± 0,3	80,0 ± 0,4	80,3 ± 0,8	0,14	0,39
89,4 ± 0,3	89,5 ± 0,4	90,1 ± 0,9	0,12	0,73
99,6 ± 0,3	99,7 ± 0,4	99,9 ± 1,0	0,12	0,39

Tabela 4 Comparação entre valores de PPV medidos invasivamente (Dynalyzer) e não invasivamente (Diavolt) para o gerador trifásico. O *ripple* foi variado por meio da variação da corrente no tubo. A tensão de referência é o $kVp_{médio}$.

Tensão de referência (kV)	<i>Ripple</i> (%)	Medidor invasivo	Medidor não invasivo	Erro
		PPV (kV)	PPV (kV)	
60,3 ± 0,6	16,9	56,0 ± 0,4	56,7 ± 0,8	0,01
	19,7	53,5 ± 0,4	54,6 ± 0,8	0,02
	23,6	51,2 ± 0,5	52,6 ± 0,8	0,03
70,2 ± 0,6	11,3	65,7 ± 0,6	66,5 ± 0,8	0,01
	17,0	63,8 ± 0,6	64,3 ± 0,9	0,01
	25,4	58,1 ± 0,5	59,8 ± 0,9	0,03
79,4 ± 0,7	9,7	73,7 ± 0,6	74,8 ± 0,9	0,01
	14,2	74,0 ± 0,6	75,0 ± 0,9	0,01
	18,5	72,2 ± 0,6	73,0 ± 0,9	0,01
90,4 ± 0,7	8,4	84,8 ± 0,7	86,4 ± 1,0	0,02
	14,3	83,0 ± 0,7	85,2 ± 1,0	0,03
	20,3	79,4 ± 0,7	81,7 ± 1,0	0,03
99,4 ± 0,8	14,9	91,4 ± 0,8	92,6 ± 1,0	0,01
	23,1	85,8 ± 0,7	87,4 ± 1,1	0,02
	27,7	82,8 ± 0,7	84,8 ± 1,1	0,02

$$|I| = \left| \frac{\hat{U}_{meas} - \hat{U}_{true}}{\hat{U}_{true}} \right| \leq 0,02 \quad (3)$$

onde: \hat{U}_{meas} é o valor medido pelo medidor não invasivo; \hat{U}_{true} é o valor verdadeiro convencional, medido pelo sistema de referência (no caso, o sistema invasivo).

DISCUSSÃO

No presente trabalho utilizaram-se equipamentos emissores de raios X com geradores de tensão de diferentes gerações, produzindo diversos valores de *ripple* de tensão. Essa diversidade de sistemas ainda é encontrada em operação em muitas regiões do Brasil e de alguns outros países, situação diferente daquela da Europa, por exemplo, em que a maioria dos equipamentos é de alta frequência e potencial constante.

Como se pode reparar na Tabela 4, o valor de PPV, medido invasivamente para a tensão trifásica nominal de 100 kV, varia de 91,4 a 82,8 kV, enquanto o *ripple* varia entre 15% e 28%. A variação observada no valor do PPV corresponde aos diferentes contrastes que seriam esperados em imagens obtidas com essas formas de onda, para um mesmo $kVp_{médio}$ (tensão de referência). Quando se analisam os resultados, observa-se que, à parte os desvios atribuídos a problemas de calibração do medidor, há uma tendência do erro intrínseco em aumentar à medida que a ondulação percentual também aumenta.

Para o equipamento monofásico, não é possível estudar a variação do *ripple* para a mesma tensão de referência, mas nota-se, na Tabela 5, que a diferença entre os PPVs calculados invasivamente e não invasivamente aumenta mais significativamente do que no caso anterior, conforme o valor da tensão de referência também aumenta. Portanto, os resultados das medições aqui mostrados indicam a necessidade de correção dos valores de PPV obtidos com o medidor não invasivo utilizado, na caracterização de sistemas clínicos. A causa das diferenças com os valores obtidos invasivamente parece se dever ao fato de que a forma de onda lida pelo medidor não invasivo não é completa, isto é, só são levados em conta, no cálculo da tensão do tubo, valores instantâneos maiores que um mínimo, por exemplo, 40 kV. Isto não afeta a determinação

Tabela 5 Comparação entre valores de PPV medidos invasivamente (Dynalyzer) e não invasivamente (9095) para o gerador monofásico. A tensão de referência é o kV_{p,médio}.

Tensão de referência (kV)	Ripple (%)	Medidor invasivo	Medidor não invasivo	Erro
		PPV (kV)	PPV (kV)	
51,2 ± 0,6	97,5	48,8 ± 0,4	50,5 ± 0,5	0,03
60,8 ± 0,6	97,6	55,0 ± 0,4	56,9 ± 0,6	0,03
69,3 ± 0,6	93,1	62,0 ± 0,5	63,8 ± 0,7	0,03
80,7 ± 0,7	94,6	71,7 ± 0,5	74,8 ± 0,8	0,04
92,4 ± 0,7	94,6	81,1 ± 0,5	84,9 ± 0,9	0,05

dos valores de tensão de pico, mas interfere na determinação do PPV, que leva em conta toda a forma de onda.

CONCLUSÃO

Na Europa, a grandeza PPV tem sido utilizada desde o início da presente década, graças ao desenvolvimento dos primeiros medidores habilitados a medi-la. No Brasil, a discussão tem permanecido mais no campo acadêmico, pouco atingindo ainda a prática radiológica. Nos últimos anos, a aquisição de novos modelos de medidores não invasivos por empresas e profissionais brasileiros aumentou a demanda por esclarecimento que caracterize e diferencie o PPV das outras definições de tensão de tubo conhecidas.

Hoje, são encontrados no mercado pelo menos quatro modelos de equipamentos não invasivos que fazem a medição do PPV, além de outras grandezas. O presente estudo teve por objetivo avaliar a resposta de dois destes equipamentos não invasivos com relação a diferentes ondulações percentuais. Os resultados mostraram que ambos os medidores ficaram, em muitos pontos, fora do limite de erro intrínseco recomendado pela norma IEC 61676 (equação 3), o que pode levar a erros de avaliação, principalmente em sistemas clínicos de maior *ripple*. Isto mostra a necessidade do desenvolvimento de medidores adequados à realidade do parque de equipamentos do Brasil, bem como de se calibrar os medidores não invasivos disponíveis não só para as definições mais comuns de tensão de pico, mas também em termos de PPV, para várias tensões e formas de onda de tensão, de maior e menor *ripple*.

Em um momento em que se estuda já a extensão do conceito do PPV para uma

faixa maior de tensões⁽¹⁹⁾, visando a outras aplicações, a inclusão da grandeza PPV, entre outras coisas, numa próxima revisão da Portaria MS 453/98⁽⁴⁾ seria de grande valia para consolidar sua utilização prática.

Em outro trabalho serão apresentados os resultados do estudo da medição do PPV em mamografia e de sua variação com a taxa de aquisição de dados.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Physikalisch Technische Bundesanstalt (PTB), pelo empréstimo do medidor não invasivo PTW utilizado neste trabalho e pelas valiosas sugestões; ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria/Comissão Nacional de Energia Nuclear (IRD/CNEN), pela cessão da placa de aquisição de dados; e ao Serviço Técnico de Aplicações Médico-Hospitalares do Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (IEE-USP) e seu *staff*, pelo auxílio e a possibilidade de utilização de sua infraestrutura.

REFERÊNCIAS

- Martin CJ, Sutton DG, Sharp PF. Balancing patient dose and image quality. *Appl Radiat Isot*. 1999;50:1-19.
- Fung KKL, Gilboy WB. The effect of beam tube potential variation on gonad dose to patients during chest radiography investigated using high sensitivity LiF: Mg, Cu, P thermoluminescent dosimeters. *Br J Radiol*. 2001;74:358-67.
- Ranallo FN. The non invasive measurement of X-ray tube potential [thesis]. Madison: University of Wisconsin-Madison; 1993.
- Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria nº 453/98, de 1/6/1998. Diário Oficial da União, Brasília; 2 de junho de 1998.
- Terini RA, Pereira MAG, Künzel 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.

- Piedade PA. Desenvolvimento de um procedimento metrológico para calibração de medidores invasivos da tensão aplicada a tubos radiológicos através do espectro dos raios X medido com detectores semicondutores. Trabalho de conclusão de curso (graduação em Física). São Paulo: PUC-SP; 2005.
- Kramer HM, Selbach HJ, Iles WJ. The practical peak voltage of diagnostic X-ray generators. *Br J Radiol*. 1998;71:200-9.
- Baorong Y, Kramer HM, Selbach HJ, et al. Experimental determination of practical peak voltage. *Br J Radiol*. 2000;73:641-9.
- International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment – Dosimetric instruments used for non-invasive measurement of X-ray tube voltage in diagnostic radiology (IEC 61676:2002). Geneva: International Electrotechnical Commission; 2002.
- International Electrotechnical Commission. Medical diagnostic X-ray equipment – Radiation conditions for use in determination of characteristics (IEC 61267:2005). Geneva: International Electrotechnical Commission; 2005.
- International Atomic Energy Agency. Dosimetry in diagnostic radiology – an international code of practice. Viena: TRS 457; 2007.
- International Commission on Radiation Units and Measurements. Patient dosimetry for X-rays used in medical imaging. ICRU Report 74. Oxford: University Press; 2005.
- Pires JSJ, Terini RA, Bottaro M, et al. Dependência do potencial de pico prático (PPV) com o “ripple” da forma de onda de tensão aplicada ao tubo de raios X. In: III Iberian Latin American and Caribbean Congress of Medical Physics and IX Brazilian Congress of Medical Physics; 2004 Set 26-29; Rio de Janeiro, RJ. Proceedings in CD. São Paulo: Associação Brasileira de Física Médica; 2004.
- Pires JSJ, Terini RA, Herdade SB. Determinação da incerteza combinada para o cálculo do potencial de pico prático. In: X Congresso Brasileiro de Física Médica; 2005 Mai 26-29; Salvador, BA. Anais em CD. São Paulo: Associação Brasileira de Física Médica; 2005.
- Pires JSJ, Terini RA, Potiens MPA, et al. Variation of the practical peak voltage with the sample rate for a mammography waveform generator. In: International Nuclear Atlantic Conference (INAC 2007); 2007 Set 30-Out 5; Santos, SP. Proceedings in CD. Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Energia Nuclear; 2007.
- Videira HS, Terini RA, Herdade SB, et al. A comparison between the contrast equivalent voltage (CEV) and the practical peak voltage (PPV) for clinical X-ray systems. In: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006; 2006 Aug 27-Sep 01; Seoul, Korea. Proceedings in CD. Berlin: Springer-Verlag; 2006.
- Pires JSJ. Avaliação da grandeza tensão de pico prática em equipamentos clínicos utilizados em radiodiagnóstico [dissertação de mestrado]. São Paulo: IPEN/CNEN-SP; 2007.
- Associação Brasileira de Normas Técnicas. Guia para expressão da incerteza de medição. 3ª ed. Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Normas Técnicas; 2003.
- Kramer HM, Selbach HJ. Extension of the range of definition of the practical peak voltage up to 300 kV. *Br J Radiol*. 2008;81:693-8.