

Variação do Potencial de Pico Prático (PPV) com a Taxa de Aquisição de Dados para um Sistema Clínico de Raios X

Pires, J.S.J.¹, Potiens, M.P.A.¹; Terini, R.A.^{2,3}

¹Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN), São Paulo, Brasil.

²Seção Técnica de Ensaio em Equipamentos Eletromédicos- Instituto de Eletrotécnica e Energia (IEE/USP), São Paulo, Brasil.

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

RESUMO

A grandeza PPV (Practical Peak Voltage), introduzida pela norma IEC 61676 como parâmetro elétrico fortemente relacionado ao contraste de imagem, é determinada a partir da forma de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X durante uma exposição. O presente trabalho analisou a dependência do PPV com a taxa de aquisição de dados para um sistema clínico de raios X.

Os resultados mostram que pode-se calcular o PPV com uma taxa de aquisição de dados de, pelo menos, 100 amostras por segundo e seu valor será praticamente o mesmo comparado com cálculos utilizando uma taxa 2000 vezes maior.

ABSTRACT

The quantity PPV (Practical Peak Voltage) was introduced by the IEC 61676 standard as an electrical parameter strongly related to image contrast, which is determined from the X-ray tube voltage waveform, during the exposure. The purpose of this work was to determine the variation of the quantity PPV (Practical Peak Voltage) with the data acquisition rate for an X ray clinical system.

The results show that we can calculate the quantity PPV with, at least, 100 samples per second and its value will be almost the same comparing with calculations using data acquisition rate about 2000 times greater.

INTRODUÇÃO

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. Nesse caso, é importante a acurácia das medições e a definição da grandeza medida. Diversas definições para o kVp foram criadas visando finalidades diferentes (Ranallo,1993): kVp_{absoluto} (potencial de pico absoluto), kVp_{médio} (potencial de pico médio), kVp_{efetivo} (potencial de pico efetivo), kV_{efetivo} (potencial efetivo), kV_{médio} (potencial médio), etc., algumas visando a 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 sobre a sua utilização correta na prática. Medidores comerciais da tensão de pico produzem leituras de diferentes parâmetros que são usados às vezes indistintamente para, por exemplo, verificar a calibração da tensão do tubo em sistemas emissores clínicos.

A grandeza PPV (Practical Peak Voltage) foi introduzida pela norma IEC 61676 (IEC, 2002) como uma grandeza elétrica univocamente definida e mais fortemente relacionada ao *contraste de imagem* do que outros parâmetros mais freqüentemente utilizados na calibração, manutenção e controle de qualidade de equipamentos de raios X como o kVp_{médio} ou o kVp_{absoluto}. O PPV é equivalente em valor ao chamado Potencial Equivalente em Contraste (PEC), que, por sua vez, é definido 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 constante, para uma determinada configuração de contraste.

A determinação do PPV, conforme publicações de pesquisadores do PTB (Physikalisch Technische Bundesanstalt, Braunschweig, Alemanha), é feita a partir da aquisição da forma de onda da tensão aplicada ao tubo de raios X durante a exposição (Kramer et al., 1998 e Baorong et al., 2000), através da expressão

$$U = \frac{\sum_{i=1}^n U_i \cdot w(U_i)}{\sum_{i=1}^n w(U_i)}$$

onde os U_i são os valores instantâneos da tensão aplicada ao tubo de raios X e $w(U_i)$ são os respectivos fatores de ponderação dados pelas seguintes expressões:

Para $U_i < 20kV$

$$w(U_i) = 0$$

Para faixa de $20kV \leq U_i < 36kV$

$$w(U_i) = e^{(a.U_N^2 + b.U_N + c)}$$

Para faixa de $36kV \leq U_i \leq 150 kV$

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

sendo a, b, c, d, e, f, g e h constantes dadas por:

$$\begin{aligned} a &= -8,646855 \cdot 10^{-3} \\ c &= -2,327793 \cdot 10^1 \\ e &= -1,662009 \cdot 10^{-7} \\ g &= 1,03082 \cdot 10^{-5} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} b &= 8,170361 \cdot 10^{-1} \\ d &= 4,310644 \cdot 10^{-10} \\ f &= 2,30819 \cdot 10^{-5} \\ h &= -1,747153 \cdot 10^{-2} \end{aligned}$$

O objetivo do trabalho é avaliar a influência da variação do Potencial de Pico Prático (PPV) com a taxa de aquisição para um sistema clínico de raios x, ou seja, pretende-se estudar o comportamento do PPV para formas de onda com diferentes definições.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para realização das medidas, utilizamos um transformador trifásico de seis pulsos conectado a um tubo de raios x Rörich de anodo giratório de tungstênio. Um divisor de tensão (Dynalyzer III – Radcal Co.) foi introduzido ao sistema de modo a fornecer a forma de onda de tensão do tubo de raios x. Os sinais eram enviados a uma placa de aquisição (PCI-MIO-16E-4) e, através de um software desenvolvido em LabVIEW, os parâmetros físicos, dentre eles o PPV, associados a forma de onda de tensão do tubo de raios x eram calculados. Um medidor não invasivo de tensão (9095-Radcal Co.) foi exposto ao feixe de raios x de modo a também calcular o PPV.

A placa de aquisição recebe um sinal analógico vindo do divisor de tensão e, antes de enviá-lo para a CPU do computador, este sinal é amplificado e convertido para digital e, utilizando o software LabVIEW, pode-se controlar a taxa com que a placa realiza a aquisição do sinal como também o número de pontos que serão apresentados. Dessa forma, variamos estes dois parâmetros desde 200.000 amostras/s com 100.000 pontos até 200 amostras/s com 100 pontos mantendo constante o intervalo de tempo de aquisição das medidas. A figura abaixo apresenta um esquema da montagem experimental utilizada.

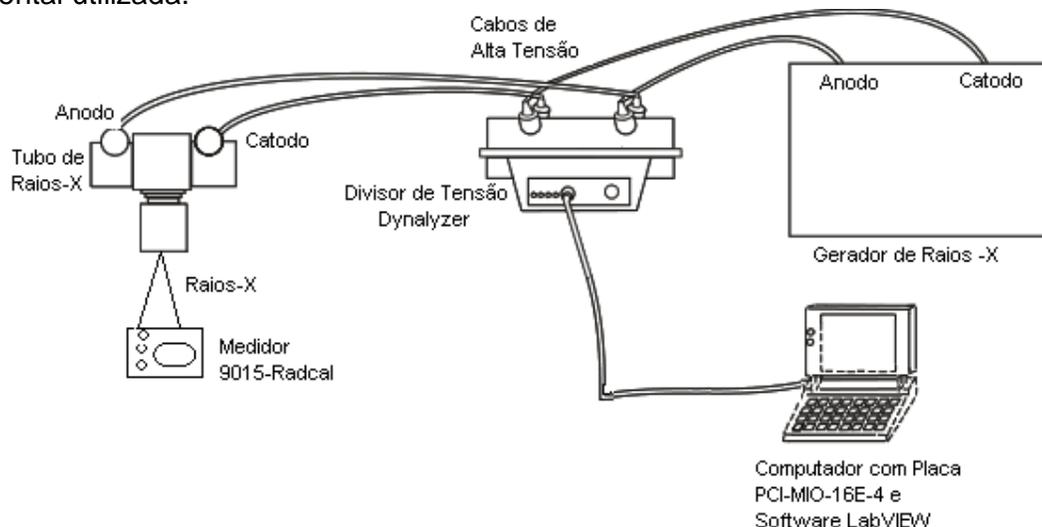


Figura 1: Esquema da montagem experimental utilizada.

RESULTADOS

A tabela abaixo apresenta o valor médio encontrado, a partir de três exposições, para o PPV obtido invasivamente e não invasivamente, para taxa de amostragem desde 200.000 amostras/s (com 100.000 pontos) até 100 amostras/s (com 50 pontos) mantendo constante o intervalo de tempo de aquisição.

Tabela 1: Resultados obtidos para o cálculo invasivo e não invasivo do PPV para diferentes taxas de aquisição.

Taxa (Amostras/s)	PPV (kV)		
	<i>Dynalyzer</i>	<i>Radcal</i>	<i>Diferença</i>
200000	48,07 (0,05)	50,83 (0,04)	2,76
100000	48,17 (0,10)	50,93 (0,11)	2,76
50000	48,49 (0,03)	51,27 (0,04)	2,78
40000	49,16 (0,23)	52,11 (0,09)	2,95
25000	49,18 (0,11)	52,01 (0,11)	2,83
10000	48,94 (0,03)	51,76 (0,04)	2,82
5000	49,29 (0,09)	52,14 (0,09)	2,84
1000	49,25 (0,13)	52,09 (0,14)	2,83
100	49,24 (0,03)	52,08 (0,01)	2,84

CONCLUSÃO

Para o caso de um equipamento clínico trifásico, podemos reparar que a diferença entre os valores do PPV calculados invasivamente e não invasivamente, a partir da forma de onda, se mantém entre 2,76kV e 2,95kV. Considerando os desvios estatísticos obtidos para o cálculo do PPV, podemos afirmar que esta grandeza poderá ser obtida com uma taxa de aquisição de, pelo menos, 100 amostras/s e sua diferença se manterá semelhante a diferenças encontradas utilizando taxas 2000 vezes maiores.

REFERÊNCIAS

Baorong, Y., Kramer, H-M., Selbach, H-J. and Lange, B. (2000), *Experimental determination of practical peak voltage*, Brit. J. Radiol., 73, p. 641-649.

International Electrotechnical Commission (1994). IEC 61267:1994 *Medical diagnostic X-ray equipment - Radiation conditions for use in determination of characteristics*. Geneva, International Electrotechnical Commission.

International Eletrotechnical Comission (2002). IEC 61676: *Medical electrical equipment – Dosimetric instruments used for non-invasive measurements of X-ray tube voltage in diagnostic radiology*, Geneva.

Kramer et , H-M., Selbach, H-J., Iles, W.J. (1998), “*The practical peak voltage of diagnostic X-ray generators*”, Brit. J. Radiol., 71, p. 200-209.

National Instruments, *Full-Featured E Series Multifunction DAQ 12 or 16-Bit, up to 1.25 MS/s, up to 64 Analog Inputs, Family NI 6040E*, disponível no site:
<http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/10795>

Radcal, Co., *Dynalyzer III HV Divider User Manual*, 1989.

Ranallo, F. N. (1993), Doctor Thesis, *The Non invasive Measurement of X-Ray Tube Potencial*, University of Wisconsin-Madison, Madison, USA.

Terini, R.A., Bottaro, M., Herdade, S. B., Pires, J.S.J. (2004), *Dependência do Potencial de Pico Prático (PPV) com o "ripple" da tensão aplicada ao tubo de raios X de um sistema clínico*, in IX Congresso Brasileiro de Física Médica e III Congresso Ibero Latino Americano e do Caribe de Física Médica, Rio de Janeiro, RJ.