

Metodologia de Determinação das Dimensões de Ponto Focal de Tubos de Raios X Médicos - Exemplo de uma Aplicação Prática

Denise Yanikian Nersissian^{1,2}, Paulo R. Costa¹, Linda V. E. Caldas²

¹Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (IEE/USP)

²Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - Comissão Nacional de Energia Nuclear (IPEN/CNEN)

Resumo - Este trabalho tem como objetivo a determinação das dimensões do ponto focal de tubos de raios X médico, utilizando um sensor digital em substituição ao filme de exposição direta. Seguindo as recomendações das normas IEC 60336, NEMA XR5 e ICRU 41, as dimensões do ponto focal devem ser determinadas utilizando-se câmeras de abertura à micro-orifício, câmeras de abertura à fenda (10 μ m de espessura) ou padrão mira estelar. Esta determinação deve ser realizada no feixe central de raios X, com variação máxima de 0,5°. Neste trabalho optou-se por avaliar as dimensões do ponto focal utilizando-se o padrão de abertura à fenda. Por meio das imagens obtidas em duas posições desta fenda em relação ao eixo anodo-catodo, calculou-se a Função de Espalhamento de Linha (FEL), que melhor represente o sistema sob análise, em cada imagem. Calculou-se as dimensões do ponto focal pela largura à meia altura (FWHM), partir da FEL. Com a imagem da câmera de abertura à fenda paralela ao eixo anodo-catodo, obteve-se a largura do ponto focal; da imagem com fenda perpendicular ao eixo anodo-catodo, obteve-se o comprimento do ponto focal. Os resultados foram comparados com os limites estabelecidos pelas normas.

Palavras-chave: Ponto focal, processamento de imagens, funções de transferência

Abstract - This paper presents the determination of the medical X-ray tube focal spot size, using a digital sensor instead of direct exposure film. Following IEC 60336, NEMA XR 5 and ICRU 41 recommendations, the focal spot dimensions should be obtained using pinhole cameras, slit cameras or star patterns. This determination must be done in the central X-ray field with a maximum misalignment of 0.5°. In this paper the slit camera was chose to evaluate the focal spot size. With the images obtained in two positions of the slit in relation to the anode-cathode axis, the Line Spread Function (LSF) which better adjusted the analyzed system was calculated. Focal spot dimensions have been measured at the full width at half maximum (FWHM), using the LSF. Using the slit image parallel to the anode-cathode axis of the X-ray tube, the width of focal spot is measured. Using the slit image perpendicular to the tube axis, the focal spot length is measured. Results were compared to the limits established by the standards.

Key-words: Focal spot, image processing, transfer functions

Introdução

Os métodos usuais para avaliação das dimensões do ponto focal de tubos de raios X utilizam imagens obtidas a partir de câmaras de micro-orifício (pinhole), câmaras de abertura à fenda (slit) e padrões de mira estelar (star pattern)[i-iii]. A segunda edição da Norma IEC 336 (International Electrotechnical Commission) [iv] de 1994 e a Norma NEMA XR-5 (National Electrical Manufactures Association) [v] de 1986 propõem o uso de uma câmara de abertura à fenda e de um filme de exposição direta para a determinação do tamanho do ponto focal, bem como para a avaliação da Função de Transferência de Modulação (FTM) definida no Relatório 41 do ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) [vi].

Tang, Barnes e Tanner [vii] propuseram a determinação das dimensões do ponto focal a partir da largura à meia altura (FWHM) de um perfil de densidades ópticas da imagem da câmara de abertura à fenda em filmes de exposição direta e sistemas écran-filme.

Em trabalhos anteriores [viii,ix], realizados pela equipe do Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo, IEE-USP, verificou-se que

a utilização de um dispositivo digitalizador de imagens, como um método alternativo em lugar do filme de exposição direta, permite a obtenção de resultados satisfatórios.

Um detector do tipo CCD (charge-coupled-device), desenvolvido para digitalização direta de radiografias intra-oral [x], foi utilizado no processo de alinhamento do sistema sob avaliação e nas aquisições das imagens, que posteriormente serão analisadas por meio de uma planilha computacional desenvolvida.

Metodologia

Para garantir o alinhamento exigido nas normas, foi desenvolvido um sistema mecânico para suporte do padrão fenda e do sensor digital. Este sistema foi baseado num modelo comercial (Nuclear Associates), utilizado em trabalhos anteriores [ix].

O sistema é composto por uma base de 32 cm x 32 cm x 2 cm confeccionado em alumínio, que possui um corte de forma cilíndrica. Uma segunda base, também confeccionada em alumínio, é encaixada no cilindro da primeira base, permitindo rotação de 360°. A segunda base é composta por dois blocos que deslizam um sobre o outro, um na direção x e outro na direção y .

Fixado acima da segunda base e no centro desta, está o suporte para o sensor digital. Quatro hastes, confeccionadas em aço inox, estão fixadas nesta base e permitem a variação da altura entre o sensor e o suporte do padrão fenda. Assim, várias magnificações podem ser implementadas de acordo com os tamanhos de pontos focais a serem avaliados conforme exigências das normas. A Figura 1 ilustra o sistema desenvolvido.

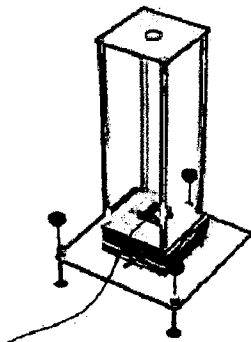


Figura 1 - Sistema mecânico para execução do alinhamento e posterior avaliação das dimensões do ponto focal

Conforme vários trabalhos [ix,] o tempo dedicado ao alinhamento é grande e tedioso, principalmente se for utilizado o filme como receptor de imagem, pois deve-se ainda agregar o tempo de revelação dele. Para o alinhamento, foi utilizado um dispositivo de acrílico, formado por cinco esferas de tungstênio, quatro delas posicionadas como vértices de um quadrado em uma das faces e a quinta, na outra face, centralizada em relação a elas (Figura 2).



Figura 2 - Dispositivo de alinhamento e respectiva imagem obtida com sensor digital

A imagem do dispositivo de alinhamento foi analisada utilizando-se a planilha desenvolvida por Pelegrini [xi]. Nesta planilha a imagem das cinco esferas é segmentada extraíndo-se apenas as regiões das esferas. O centro de cada uma é localizado em relação ao número de linha e coluna da matriz e, em seguida, as distâncias entre os centros das esferas são calculadas por geometria.

O cálculo das distâncias entre as quatro esferas externas verifica se elas são equidistantes, conforme diz o fabricante. As distâncias entre as quatro esferas externas e a quinta central são as quais quantificam o grau de desalinhamento do sistema. A planilha indica o

deslocamento que deve ser ajustado na segunda base do sistema mecânico na direção X e Y.

Uma nova imagem do dispositivo de alinhamento deve ser obtida e analisada; o sistema é considerado alinhado quando as distâncias entre as quatro esferas externas e a quinta central forem equidistantes, dentro de uma precisão de $\pm 0,5^\circ$ de acordo com a norma NEMA XR 5 [v].

O dispositivo de alinhamento é então substituído pela fenda (Europin-ii, 10 μ m de largura) que é posicionada paralelamente ao eixo anodo-catodo do tubo de raios X. Uma imagem da fenda é adquirida nesta posição e então rotaciona-se o conjunto formado pela segunda base, hastes e suporte do padrão fenda em 90° , deixando a fenda perpendicular ao eixo anodo-catodo. Adquiri-se nova imagem (Figura 3).

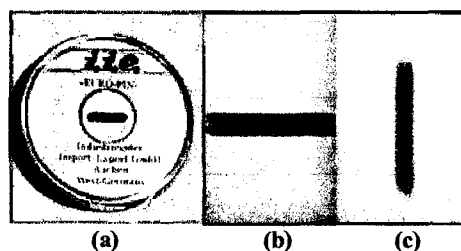


Figura 3 - Dispositivo de abertura à fenda (a), imagens na posição paralela (b) e perpendicular (c) em relação ao eixo anodo-catodo

O sensor digital Sens-a-Ray (Figura 4), da Regam Medical Systems AB (Sundsvall, Suécia), foi desenvolvido para aplicações odontológicas. Pode ser acoplado num computador pessoal, permitindo ao dentista visualizar as radiografias em tempo real.

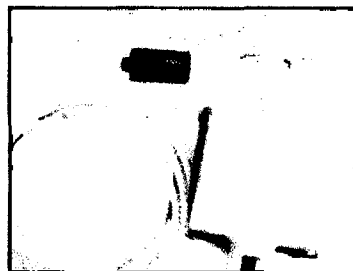


Figura 4 - Sensor digital Sens-a-Ray, Regam Medical Systems AB, Sundsvall, Suécia

Este sistema é formado por um dispositivo de carga acoplada (CCD) conectado a um computador. O programa controla a exposição, a captura, o armazenamento e a manipulação das imagens, permitindo ao usuário exportá-las no formato BMP.

As imagens da fenda nas duas posições são importadas para uma planilha computacional com a finalidade de determinar as dimensões do ponto focal sob avaliação.

Resultados

Determinam-se as posições centrais de linha e coluna em cada imagem. É traçado um perfil, no sentido da largura da imagem da fenda em cada imagem; assim, na imagem paralela o perfil é traçado no sentido das linhas e na imagem perpendicular, no sentido das colunas.

De forma a otimizar o tempo de processamento, segmenta-se as regiões dos picos das imagens, como ilustra a Figura 5. Verifica-se que a imagem da fenda na posição paralela segue uma distribuição regida por uma função de gaussiana dupla; a imagem na posição ortogonal segue uma gaussiana simples.

Poder-se-ia exportar os dados desta planilha de análise para outro programa de computador que já possui, em sua programação, as rotinas de ajustes de gaussianas simples ou múltiplas. Porém, optou-se por desenvolver estas rotinas na própria planilha em Mathcad 2000 Professional[®], de forma a otimizar o tempo e minimizar a interação do usuário com esta rotina de análise.

Esta otimização ocorre em duas etapas. Na primeira, considerada como ajuste grosseiro, procura-se nas matrizes das imagens segmentadas os parâmetros de ajustes das gaussianas. Para isto, sub-rotinas de cálculo procuram nas matrizes os valores de mínimo, a posição central da distribuição, a largura à meia altura e a área sob a distribuição.

Estes parâmetros servem de valores iniciais para a segunda etapa de ajuste das gaussianas. Utilizando-se a função "genfit", definida no Mathcad, realiza-se o refinamento do primeiro ajuste, pois esta segue o método dos mínimos quadrados. Obtém-se os novos valores dos parâmetros de ajuste das gaussianas.

A partir das gaussianas ajustadas, calcula-se as respectivas larguras à meia altura (FWHM) em número de pixels e multiplica-se pelo tamanho do pixel das imagens avaliadas. O resultado é a dimensão da largura da imagem da fenda ($I_{p,o}$). Esta imagem está magnificada em relação à espessura real da fenda; assim, para se determinar as dimensões do ponto focal corretamente é necessário seguir a Equação (1), que prevê as correções devido à magnificação da imagem (M) e da largura da fenda radiografada (s).

$$f_{w,l} = \frac{I_{p,o} - sM}{M - 1} \quad (1)$$

Da largura da imagem da fenda na posição paralela ao eixo anodo-catodo (I_p), determina-se a largura (f_w) do ponto focal. Da largura da imagem da fenda na posição ortogonal ao eixo anodo-catodo (I_o), determina-se o comprimento (f_l) do ponto focal.

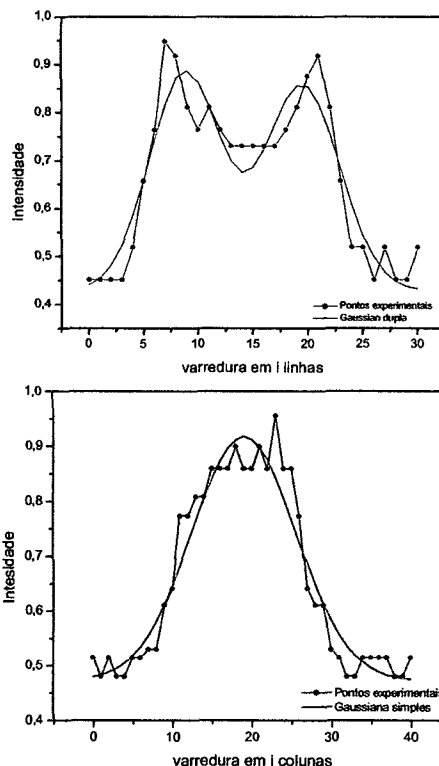


Figura 5 – Perfis das imagens da fenda na posição paralela (acima) e perpendicular (abaixo) – Foco grosso.

A incerteza associada a determinação das dimensões do ponto focal foi calculada pela Equação 2, a seguir:

$$\sigma_{w,l} = \sqrt{\left(\frac{1}{M-1}\right)^2 \cdot \sigma_{I_{p,o}}^2 + \left(\frac{-M}{M-1}\right)^2 \cdot \sigma_s^2 + \left(\frac{I_{p,o} - s}{M-1}\right)^2 \cdot \sigma_M^2} \quad (2)$$

Nesta avaliação verificou-se que a incerteza associada à magnificação (M) foi menor que 2%; a determinação da FWHM dos perfis de intensidade avaliados contribuíram com menos de 3%. Apesar da incerteza da fenda ser da ordem de 10% do valor de espessura dela, o fator associado à fenda na avaliação da incerteza geral é o que contribui menos, 0,1%. Assim, a incerteza geral foi obtida com acurácia de 5%.

A Tabela 1 apresenta o resultado da aplicação desta metodologia para o foco grosso de um tubo de raios X, que possui valor declarado de 2,0mm x 2,0mm.

Tabela 1 Determinação das dimensões do ponto focal grosso avaliado

	Largura (mm)	Comprimento (mm)
Límites*	2,00..2,60	2,90..3,70
Declarado	2,0	2,0
Experimental	2,6 ± 0,2	2,5 ± 0,2

* NEMA XR 5, IEC 60336

Discussão e Conclusões

O resultado obtido indica boa aproximação entre o valor declarado e o calculado pelo método da FWHM. As diferenças se devem à grande utilização do tubo de raios X, pois com o constante bombardeio de elétrons, a pista focal do tubo de raios X tende a se alargar; com isso o tamanho do ponto focal aumenta. Isto leva à perda de resolução do sistema, o que pode comprometer o diagnóstico clínico.

Como o equipamento de raios X avaliado é utilizado para ensaios de laboratório em calibração de instrumentos, este fato não é muito importante. Porém, a continuidade deste trabalho prevê a avaliação de equipamentos radiológicos utilizados em diagnóstico.

Para quantificar a perda de resolução, é necessário calcular a Função de Transferência de Modulação (FTM), obtida a partir da FEL. Porém, só a

FTM não representa o melhor parâmetro de avaliação dos sistemas radiológicos; assim, serão determinados também a Razão Sinal-Ruído (RSR) e Eficiência Quântica Detectável (*Detective Quantum Efficiency - DQE*).

No desenvolvimento da planilha de análise das imagens ainda é necessário melhorar as rotinas de cálculo, pois exigem que o usuário intervenha na escolha dos intervalos de procura dos parâmetros desejados. Com a implementação desta metodologia em mais equipamentos, espera-se reformular esta parte da planilha.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Instituto de Eletrotécnica e Energia (IEE/USP) pelo apoio e incentivo ao desenvolvimento deste trabalho e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pelo apoio financeiro parcial.

Contato

Fís. Denise Yanikian Nersissian
 Instituto de Eletrotécnica e Energia – USP
 Av. Prof. Luciano Gualberto, 1289
 Cidade Universitária – São Paulo – SP
 CEP: 05508-010
 Tel: (11) 3091 – 2614
 Email: yanikian@iee.usp.br

Referências

- ⁱ BURGESS, A. E. *Focal Spots: I MTF separability. II Models. III Field characteristics. Investigative Radiology*, v. 12, p. 36-61, 1977.
- ⁱⁱ OLIVEIRA, H.J.Q.; FRÈRE, A.F.; SCHIABEL, H.; MARQUES, M. A.; FERRARI, R. J.; MARQUES, P.M.A. *Investigating the effect of focal spot size changes on the radiological images quality. Abstracts of the 1994 World Congress of Medical Physics and Biomedical Engineering*, 1994.
- ⁱⁱⁱ EVERSON, J. D. and GRAY, J.E. *Focal spot measurement: Comparison of slit, pinhole and star pattern resolution techniques. Radiology*, v. 165, p. 261-264, 1987.
- ^{iv} INTERNATIONAL ELEKTROTECHNICAL COMMISSION, *X-ray assemblies for medical diagnosis – Characteristics of focal spots*; 3rd edition; Genève, 1993. (IEC 336)
- ^v NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURES ASSOCIATION, *Measurement of Dimensions and Properties of Focal Spots of Diagnostic X-Ray Tubes*, Publications n^oXR5; 1992.
- ^{vi} INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, *Modulation Transfer Function of Screen-Film Systems*; Report 41, Bethesda; Maryland; USA; 1986.
- ^{vii} TANG; S., BARNES; G. T., TANNER, R. L. *Slit camera focal spot measurement errors in mammography. Medical Physics*, v. 22, n. 11, p. 1803-1814; 1995
- ^{viii} FURQUIM, T. A. C., YANIKIAN, D., COSTA, P. R. *Determinação do tamanho do ponto focal de tubos de raios-X: digitalização direta versus avaliação óptica, Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, v. 1: 407 - 408, 1996.
- ^{ix} COSTA, P. R., YANIKIAN, D., FURQUIM, T. A. C. *Evaluation of X-ray tube focal spot dimensions using a digital sensor, Annals of the 1997 World Congress of Medical Physics and Biomedical Engineering*, Nice - France, 1997.
- ^x WELANDER, U., NELVIG, P., TRONJE, G., McDAVID, W. D., DOVE, S. B., MÖRNER, A., CEDERLUNG, T. *Basic technical properties of a system for direct acquisition of digital intraoral radiographs, Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, p. 506-516 April 1993.
- ^{xi} PELEGRINI, F. R., "Construção e Avaliação de um Sistema Mecânico de Alinhamento para Utilização na Avaliação das Dimensões do Ponto Focal de Tubos de Raios X de Equipamentos Convencionais", Projeto de Conclusão de Curso de Bacharelado em Física Médica, PUC-SP, Dezembro, 2002.