

# Avaliação do ponto focal e da função de transferência de modulação de equipamentos mamográficos sem necessidade de alinhamento com o feixe central

## Evaluation of the focal spot and MTF of mammographic equipment without alignment with the central beam

Paulo D. Oliveira Jr., Marcelo A. C. Vieira e Homero Schiabel

Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo (EESC/SP) – São Carlos (SP), Brasil

### Resumo

A qualidade de uma imagem mamográfica é diretamente afetada pelo tamanho do ponto focal e por isso sua medida é muito importante em avaliações periódicas de qualidade. A função de transferência de modulação (MTF) é amplamente reconhecida como o melhor descritor para a avaliação da resolução espacial de equipamentos radiológicos. No entanto, para obtenção da medida do ponto focal e da MTF existem várias técnicas e procedimentos considerados experimentalmente complexos, tendo como requisito principal a precisão no alinhamento e a exposição direta ao filme, tornando-se a medida mais difícil, consumindo um maior tempo prático e algumas vezes com baixa precisão. A proposta desse trabalho é apresentar uma nova metodologia para obter a MTF e as medidas do ponto focal a partir de duas projeções do ponto focal, em qualquer região do campo, obtidas utilizando uma câmara de orifício e um sensor CCD de raios X intra-oral. Assim essa metodologia pode permitir que essas medidas em procedimentos de controle de qualidade sejam mais fáceis e rápidas, sem necessidade de alinhamento prévio.

**Palavras-chave:** Função de transferência de modulação, controle de qualidade, ponto focal

### Abstract

The image quality of a mammographic system is directly affected by the size of the focal spot and its measurement is very important for quality assurance evaluations. Modulation Transfer Function (MTF) is widely recognized as the best descriptor for spatial resolution evaluation of radiological equipment. However, focal spot size and MTF measurements have several complex technical procedures, such as the requirement of precise alignment and direct-exposure film, which have been making such measurements more difficult and time-consuming and besides sometimes less accurate. The purpose of this work is to present a new methodology to perform MTF and focal spot measurements from two focal spot projections at any position over the field acquired by using a pinhole camera and a CCD intraoral X-ray imaging device. Thus, it can allow those measurements in quality control procedures to be easier and faster, with no need of previous alignment.

**Keywords:** Modulation transfer function, quality control, focal spot.

### Introdução

O controle de qualidade em sistemas de imagem mamográfica é de fundamental importância para se garantir que as imagens apresentem as características necessárias para o diagnóstico médico preciso. Nesse sentido, diversos parâmetros são considerados na literatura como bons descritores da qualidade da imagem. De acordo com o *ICRU report #54*<sup>1</sup> (*International Commission on Radiation Units*), três parâmetros físicos são importantes para avaliação de um sistema de imagem radiográfica: a resolução espacial, o contraste e o ruído.

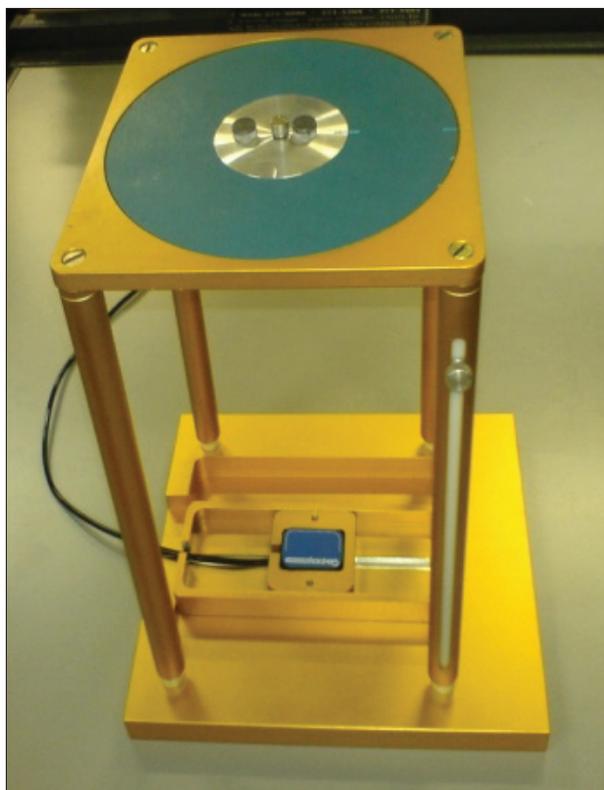
O tamanho do ponto focal é considerado a característica mais importante do tubo de raios X que está diretamente relacionada com a resolução espacial<sup>1-2</sup>. Aliado a isso, a Função de transferência de modulação (MTF) é considerada o melhor parâmetro para avaliar as propriedades de resolução espacial de um sistema de imagens radiográfica<sup>1-3</sup>, principalmente para mamografia, na qual a resolução espacial é extremamente importante para detectar pequenas lesões relacionadas ao câncer de mama<sup>4</sup>.

No entanto, na avaliação do tamanho do ponto focal e da MTF é notória a dificuldade em todo o procedimento,

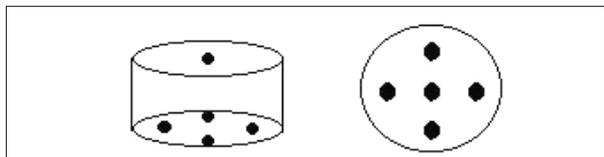
**Correspondência:** Paulo Domingues de Oliveira Junior – Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo – Avenida Trabalhador São-carlense, 400 – Centro – CEP: 13566-590 - São Carlos (SP), Brasil. Telefone: (16) 33739353 Fax: (16) 33739372 – E-mail: poliveira@sc.usp.br

não somente devido ao aparato experimental necessário, como também em função do tempo demandado para cumprir todas as etapas do processo<sup>5-7</sup>. A necessidade de se garantir algumas propriedades, aliadas a complexidade prática e dos equipamentos necessários, tornaram o método inadequado para aplicação nas rotinas de controle de qualidade da grande maioria dos centros radiológicos existentes no país<sup>5-8</sup>.

Assim, o presente trabalho propõe um sistema computacional para permitir a medida do ponto focal e a aplicação prática do método das funções de transferência na avaliação de equipamentos mamográficos. Para isso, foi desenvolvida uma metodologia que é capaz de determinar o tamanho do ponto focal e a MTF no centro do campo, a partir de duas imagens da projeção do ponto focal em uma região qualquer do campo, obtidas com um sensor intra-oral CCD e uma câmara de orifício, sem alinhamento prévio. Dessa forma, o uso dessa metodologia pode



**Figura 1.** Mesa de suporte desenvolvido para obtenção da imagem da projeção do ponto focal em qualquer região do campo com um *pinhole* e uma placa CCD.



**Figura 2.** Dispositivo de verificação de alinhamento (DVA). Quando posicionado no centro do campo, a imagem desse dispositivo mostra a esfera central exatamente no centro do quadrado formado pelas outras quatro esferas inferiores.

economizar uma grande parte do tempo utilizado em rotinas de controle de qualidade, além de permitir que algumas das etapas convencionais para levantamento da MTF sejam eliminadas do processo, contribuindo, portanto, para melhorar a qualidade da imagem mamográfica.

## Material e métodos

Foi construída uma mesa suporte para o posicionamento da câmara de orifício (*pinhole*) e do sensor CCD no campo de radiação (Figura 1). Essa mesa garante que o *pinhole* e o sensor fiquem perfeitamente alinhados e paralelos entre si. Além disso, a distância entre eles pode ser variada utilizando os cilindros móveis de suporte e, dessa forma, pode-se alterar a magnificação sem comprometer o alinhamento e o paralelismo.

A placa CCD utilizada é da marca *Gendex*, modelo *Visualix eHD*. A placa é de aquisição direta via porta USB, possui dimensão de 37,5 x 25,5 mm e 4096 níveis de cinza (12 bits). As imagens possuem matriz de pixel de 1590 x 1024 com resolução espacial (tamanho do pixel) de 19,5  $\mu\text{m}$ .

Ao se posicionar a mesa de suporte em uma região desconhecida do campo, o primeiro procedimento a ser realizado é a determinação de sua posição em relação ao feixe central e a magnificação radiográfica utilizada. Isso é possível obtendo uma imagem digital de um dispositivo de verificação de alinhamento (DVA) da *Nuclear Associates (Cardinal Health, Cleveland, EUA)* pertencente ao kit de avaliação de ponto focal modelo *Multipurpose Focal Spot/HVL Test Stand 07-622*. Esse dispositivo é composto por uma peça cilíndrica de acrílico que em seu interior contém cinco esferas de tungstênio. A disposição das esferas é ilustrada na Figura 2.

A magnificação  $m$  pode ser medida através da relação entre a distância real ( $d_r$ ), entre as quatro esferas inferiores, do dispositivo de alinhamento e a distância de suas projeções obtidas com a imagem digital ( $d_i$ ). Pelo fato da esfera central do dispositivo não estar no mesmo plano que as outras quatro esferas (estão separadas por uma altura de 12 mm), existe a necessidade de se calcular a magnificação radiográfica referente a essa esfera, que é ligeiramente diferente da calculada considerando as quatro esferas inferiores. Essa magnificação, expressa como  $m'$ , pode ser calculada a partir da Equação 1:

$$m' = \frac{m}{1 - \left[ \frac{h \cdot (m - 1)}{DOI} \right]} \quad (1)$$

onde  $m$  é a magnificação radiográfica calculada,  $h$  refere-se à altura do dispositivo (12mm) e  $DOI$  expressa a distância do objeto ao plano imagem.

A localização do sensor CCD (e de todo o conjunto) no campo de radiação, em relação ao raio central do feixe, pode ser calculada a partir da imagem obtida com o

dispositivo de alinhamento. A posição da esfera central, na imagem, em relação às outras quatro esferas inferiores depende da posição, em relação ao raio central do feixe, que o dispositivo foi posicionado. A Figura 3 ilustra a geometria de exposição no processo de formação da imagem do DVA.

O esquema da Figura 3 representa a disposição geométrica de todos os parâmetros necessários para o cálculo da distância  $Un$  do dispositivo ao centro do campo. As medidas representadas por  $(d_1)$  e  $(h)$  são referentes ao DVA (3 e 12 mm respectivamente). As distâncias  $d_1$  e  $d_2$  representam a distância, na imagem radiográfica obtida com a placa CCD, da esfera central em relação às suas esferas adjacentes.

As distâncias  $d_1$  e  $d_2$  podem ser aferidas na imagem projetada do dispositivo a partir da detecção do centro das esferas e do cálculo da distância (em *pixels*) entre elas na imagem digital. Multiplicando-se a distância em *pixels* pelo tamanho do pixel do sensor ( $19,5 \mu\text{m}$ ), é possível determinar  $d_1$  e  $d_2$ . Nesse trabalho cada uma das distâncias foram calculadas considerando o centro das funções de espalhamento de linha (LSF de *Line Spread Function*) de cada imagem da esfera, determinada pelo método da largura à meia altura (FWHM). Assim, obtendo todas essas informações anteriores é possível determinar a distância  $Un$  que o sistema de medida está do raio central do feixe, utilizando a Equação 2:

$$Un = \frac{d_2 - \left(\frac{m \cdot d_r}{2}\right)}{m' - m} \quad (2)$$

De acordo com as equações de geometria de exposição e característica de campo<sup>9</sup> é possível calcular a dimensão das projeções do ponto focal em qualquer posição ao longo do campo, a partir da medida da projeção no centro e do ângulo de inclinação do anodo. Baseado nessas equações, esse trabalho propõe uma metodologia inversa em que a dimensão do ponto focal no centro do campo é obtida a partir de duas projeções obtidas em qualquer outra posição do campo. Essa posição é previamente determinada a partir da imagem do DVA e utilizando a Equação 2.

Para aplicações práticas do método proposto, foi necessário o desenvolvimento de um dispositivo para permitir a obtenção da imagem de duas projeções do ponto focal com o *pinhole*. Assim, foi criada uma peça em alumínio recoberta por chumbo (Pb), o qual possui dimensões similares ao do DVA. Essa peça permite o encaixe de um *pinhole* da Nuclear Associates, modelo *pinhole assembly 07-617*, em diversas posições, de modo a projetar mais de uma imagem do ponto focal em locais distintos e conhecidos do campo. O *pinhole* utilizado possui um diâmetro de  $(75 \pm 0,5) \mu\text{m}$ .

A partir da obtenção com o *pinhole* de, pelo menos, duas projeções do ponto focal ao longo da mesma

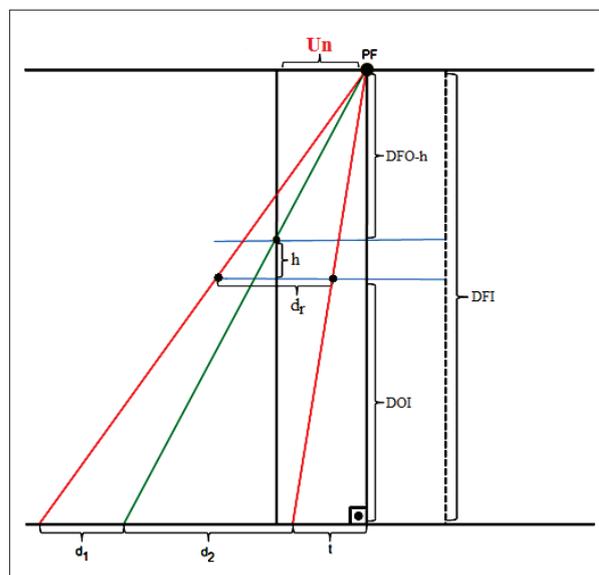


Figura 3. Demonstração do cálculo geométrico proposto para aferir o desalinhamento do conjunto (mesa, *pinhole* e sensor) em relação ao eixo central do campo.

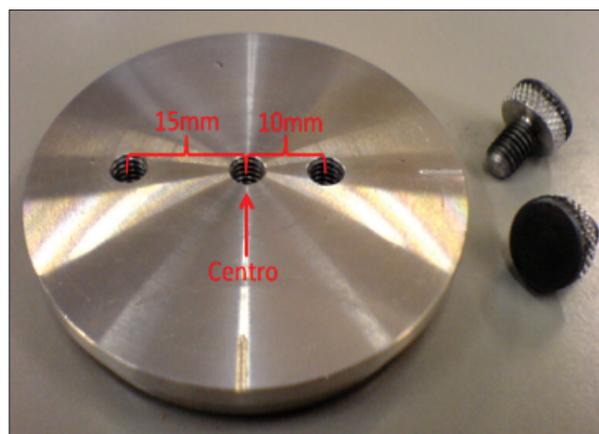


Figura 4. Dispositivo criado para obtenção das projeções do ponto focal em áreas diferentes do campo.

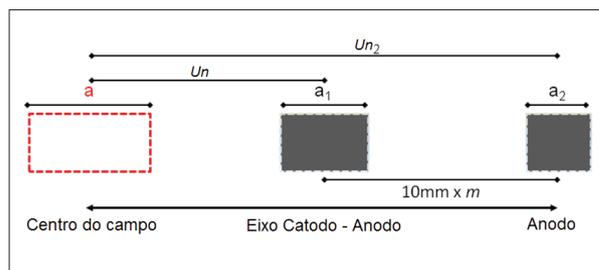


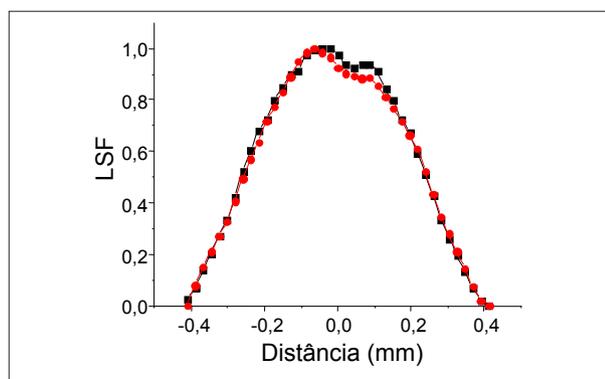
Figura 5. Esboço das projeções do ponto focal ( $a_1$  e  $a_2$ ) obtidas com o *pinhole* utilizando a peça mostrada na figura 4.

direção no campo ( $a_1$  e  $a_2$ ), pode-se calcular a dimensão do ponto focal no centro do campo ( $a$ ), como demonstra a figura 5.

O tamanho  $a_1$  refere-se à medida da projeção do ponto focal obtida quando o *pinhole* é conectado no orifício central da peça desenvolvida (Figura 4). O tamanho

**Tabela 1.** Resultados para o tamanho do ponto focal e o primeiro mínimo da MTF obtidos a partir do método proposto sem alinhamento\* e utilizando a metodologia convencional com o alinhamento com o feixe central\*\*.

Equipamento	Orientação	Tamanho do ponto focal (mm) (*)	1º Mínimo da MTF (*)	Tamanho do ponto focal (mm) (**)	1º Mínimo da MTF (**)	Desvio (%)
1	Paral	0,69±0,008	1,43	0,67±0,058	1,48	3,14
	Perp	0,32±0,006	3,03	0,34±0,057	2,86	5,75
2	Paral	0,54±0,007	1,82	0,56±0,058	1,75	3,71
	Perp	0,15±0,006	6,38	0,14±0,057	7,14	6,77
3	Paral	0,48±0,007	2,07	0,49±0,058	2,03	1,99
	Perp	0,33±0,007	3,04	0,33±0,057	2,94	1,64
Desvio Médio (%)						3,83

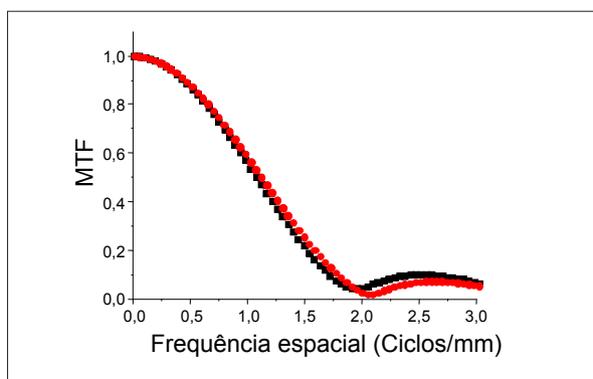
**Figura 6.** Comparação entre a LSF calculada pelo método proposto (●) e a LSF obtida experimentalmente no centro do campo (□) para o equipamento 1.

$a_2$  refere-se à projeção do ponto focal obtida com o *pinhole* conectado no orifício que está a 10 mm do centro (Figura 4).  $Un$  expressa a distância que  $a_1$  está do centro do campo, calculada previamente pela Equação 2, e  $Un_2$  é dado pela soma  $Un + (10 \text{ mm} \times m)$ , onde  $m$  é a magnificação calculada anteriormente. A dimensão da projeção do ponto focal ( $a$ ) no centro do campo (em linhas pontilhadas na Figura 5) pode ser calculado a partir da imagem das duas projeções, obtidas em uma posição qualquer (portanto, sem a necessidade de um alinhamento prévio com o feixe central) utilizando a Equação 3.

$$a = \frac{a_1 \cdot Un_2 - a_2 \cdot Un}{Un_2 - Un} \quad (3)$$

A LSF no centro do campo pode ser calculada utilizando um fator de escala obtido pela relação entre as dimensões do ponto focal calculado no centro do campo ( $a$ ) e em outra posição ( $a_1$  ou  $a_2$ ). Assim, a MTF do equipamento mamográfico é determinada aplicando a transformada discreta de Fourier à LSF. Pode-se, dessa forma, simular computacionalmente o tamanho do ponto focal no centro e sua MTF no centro do campo.

Com isso, pode-se aplicar o método das funções de transferência aos equipamentos mamográficos

**Figura 7.** Comparação entre a MTF calculada pelo método proposto (●) e a MTF obtida experimentalmente no centro do campo (□) para o equipamento 1.

utilizando o algoritmo proposto, de forma mais simples e rápida, obtendo-se assim uma avaliação completa da resolução espacial do sistema de imagem radiográfica.

## Resultados

Foram utilizados três equipamentos mamográficos para a validação da metodologia proposta: um *Lorad Mill* (Equipamento 1), um *Philips MD4000* (Equipamento 2) e um *GE DMR Senographe* (Equipamento 3). Para cada um dos equipamentos foram levantadas as medidas do ponto focal nas duas direções (paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo) e as respectivas MTF. A Tabela 1 permite visualizar os resultados obtidos pela nova metodologia proposta nesse trabalho (\*), comparadas com as medidas obtidas pelo método regular de análise do ponto focal e da MTF, com a imagem da projeção do ponto focal obtida alinhando-se previamente todo o sistema com o centro do campo (\*\*).

As Figuras 6 e 7 comparam graficamente a LSF e a MTF, respectivamente, calculadas para o equipamento 1 utilizando os dois métodos: o método proposto nesse trabalho, sem alinhamento (●) e o método experimental convencional, com alinhamento prévio (□).

## Discussão e conclusões

Os resultados obtidos com o método proposto confirmam a possibilidade de se efetuar a avaliação de qualidade de unidades mamográficas calculando as dimensões do ponto focal e também utilizando o método das funções de transferência. A proposta mostra um procedimento prático, simples e rápido, no qual os parâmetros são determinados a partir da obtenção de apenas duas imagens da projeção do ponto focal em qualquer região do campo, sem a necessidade de um alinhamento prévio.

Trabalhos anteriores que utilizaram placas CCD odontológicas para realizar medidas das dimensões do ponto focal alcançaram resultados muito satisfatórios<sup>7</sup>. A vantagem na utilização de dispositivos de aquisição direta de imagens radiográficas é a possibilidade de eliminar várias tarefas complexas do procedimento convencional de avaliação: a revelação de filmes, varredura densitométrica, conversão de densidades ópticas em unidades de exposição (linearização), reduzindo significativamente o tempo consumido nessa tarefa.

Assim, a metodologia proposta nesse trabalho pode proporcionar uma análise completa da qualidade do equipamento mamográfico em termos da resolução espacial através de um processo ágil e simples, tornando possível a aplicação das rotinas de controle de qualidade em mais centros de diagnóstico por imagem.

## Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer à FAPESP pelo apoio financeiro.

## Referências

1. ICRU: International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 54: Medical imaging: the assessment of image quality, 2005.
2. Barret HH, Swindell W. Radiological imaging: the theory of image formation, detection and processing. London: Academic Press; 1981.
3. Samei E, Ranger NT, Dobbins JT 3rd, Chen Y. Intercomparison of methods for image quality characterization. I. Modulation transfer function. *Med Phys.* 2006;33(5):1454-65.
4. Kratzat M. Evaluating the importance of focal spot sizes in mammography. *Medicamundi.* 1988;33:74-80.
5. Vieira MAC, Schiabel H, Escarpinati MC. Using a film scanner as a microdensitometer for optical transfer function and focal spot measurements In: SPIE MI2003: Physics of Medical Imaging, 2003;5030:1061-7.
6. Carton AK, Vandenbroucke D, Struye L, Maidment AD, Kao YH, Albert M *et al.* Validation of MTF measurement for digital mammography quality control. *Med Phys.* 2005;32(6):1684-11.
7. Rong XJ, Krugh KT, Shepard SJ, Geiser WR. Measurement of focal spot size with slit camera using computed radiography and flat-panel based digital detectors. *Med Phys.* 2003;30(7):1768-7.
8. National Electrical Manufacturers Association (NEMA). Standards Publication XR 5. Measurement of dimensions and properties of focal spots of diagnostic x-ray tubes. Washington, DC: NEMA; 1992.
9. Doi K. Field characteristics of geometric unsharpness due to X-ray tube focal spot. *Med Phys.* 1977;4(1):15-5.