

AVALIAÇÃO DE EQUIPAMENTOS MAMOGRÁFICOS POR SIMULAÇÃO DA FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

H. Schiabel¹ e A. F. Frère²

RESUMO -- Este trabalho propõe um método de simulação a fim de simplificar os procedimentos para determinação da Função de Transferência de Modulação (FTM) devida ao ponto focal de equipamentos mamográficos e tornar esse método de controle de qualidade viável à prática de rotina em unidades mamográficas. As FTMs simuladas são comparadas às obtidas através dos procedimentos experimentais convencionais descritos na literatura, com os resultados mostrando boa concordância entre si. A proposta que é aqui apresentada não apenas tem condições de descrever a performance do equipamento mamográfico como faz o método convencional, mas também descarta o aparato experimental necessário na forma tradicional que usa a digitalização da imagem de fenda. O presente método proporciona uma avaliação da influência do ponto focal na performance do sistema, além de permitir determinar a "região ótima" do campo de um modo mais simples, através da resposta em frequência espacial para todas as orientações desejadas. Espera-se, portanto, que essa proposta possa tornar possível a qualquer departamento radiológico (seja em hospitais ou laboratórios de pesquisa) efetuar rotineiramente o controle de qualidade de seus mamógrafos pelo método das funções de transferência, considerado o mais completo e preciso para avaliação de qualidade de sistemas radiográficos.

Palavras-chave: Função de Transferência de Modulação, Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico, Simulação Computacional, Mamografia.

INTRODUÇÃO

O estabelecimento de um programa efetivo de controle de qualidade para equipamentos de radiodiagnóstico é uma necessidade de importância bem reconhecida. Desde principalmente a década de 60, vários métodos e dispositivos foram desenvolvidos para efetuar a avaliação de qualidade desses equipamentos. A técnica mais utilizada pelos departamentos que mantêm algum tipo de programa desse gênero tem sido a exposição radiográfica dos "phantoms" (Muntz *et alii*, 1978; Gannon *et alii*, 1983; Karila, 1988; Caldwell & Yaffe, 1990), em que objetos de teste simulando determinadas estruturas anatômicas são radiografados e a análise da imagem revelada dá a medida da qualidade do equipamento de raios-X. Esse método, no entanto, apresenta sérios problemas na interpretação das imagens, a qual depende muito da subjetividade do observador. Realmente, de acordo com Hessler *et alii* (1985), a resolução espacial do sistema radiográfico não é bem avaliada nesse método porque "o radiologista é incapaz de estimá-la com qualquer grau de precisão, sendo bastante influenciado pelo contraste da imagem".

¹ Professor Associado, Departamento de Engenharia Elétrica, EESC/USP, e IFSC/USP, Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos (SP) - E-mail: homero@sel.eesc.sc.usp.br

² Professora Titular, Departamento de Engenharia Elétrica, EESC/USP, São Carlos (SP) e Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes (SP).

Entretanto, uma outra forma de avaliar a capacidade de sistemas radiológicos apresentarem uma imagem de boa qualidade, proposta ainda no final da década de 60, consiste em investigar suas características de transferência (Rossmann, 1969; Doi & Rossmann, 1975; Doi *et alii*, 1982a); isso significa, em linhas gerais, avaliar a relação entre a entrada (objeto radiografado) e a saída (imagem) proporcionada pelo equipamento. Esse método, conhecido como método das funções de transferência, tem por objetivo determinar a Função de Transferência de Modulação (FTM) a partir da aplicação da Transformada de Fourier à Função de Espalhamento de Linha (FEL), o que proporciona informação sobre a resolução espacial do sistema; a FTM, a rigor, pode ser usada para inferir a saída do sistema a partir de uma dada entrada em termos de sua resposta em frequência espacial (Rossmann, 1969; Metz & Doi, 1979). O método das funções de transferência também é reconhecido como o mais preciso para efetuar a avaliação de performance de sistemas radiográficos, conforme destacado por Doi *et alii* (1982a) e Metz & Doi (1979). Por ser um método de resultados quantitativos, ele tem sido inclusive utilizado em trabalhos sobre desenvolvimento e testes de "phantoms" mamográficos, cuja eficiência é avaliada através da FTM do sistema (Karila, 1988; Caldwell & Yaffe, 1990). Todavia, desde a primeira proposta de aplicação dessa técnica à avaliação da performance de sistemas radiográficos, um grande obstáculo tem-se interposto ao uso do método da FTM na prática de uma unidade radiológica: as dificuldades experimentais do procedimento. Tais dificuldades até hoje têm limitado o uso do método a apenas poucos laboratórios ou departamentos radiológicos bem equipados em todo o mundo. Esse impeditivo, porém, não mudou a posição dos pesquisadores na área quanto às virtudes proporcionadas pela determinação da FTM de um sistema radiográfico na sua avaliação. Ocorre que, apesar de trabalhos como os de Nickoloff *et alii* (1990) ou Kratzat (1988) destacarem a importância de se conhecerem as características do processo de formação de imagens mamográficas relacionadas à FTM do sistema, o método é aplicado de um modo limitado e, muitas vezes, equivocado. Por exemplo, a maioria das avaliações determina uma ou, no máximo, duas FTMs devidas ao ponto focal do equipamento, comumente nas direções paralela e perpendicular ao eixo do tubo. No entanto, se se tratar de um sistema não isotrópico (o que é caracterizado, por exemplo, quando a projeção do ponto focal no centro do campo revela-se não circular), devem-se considerar muitas outras orientações, pois os formatos das FELs (e, conseqüentemente, o correspondente comportamento das FTMs) podem ser bem diferentes desde uma direção paralela até a perpendicular ao eixo do tubo de raios-X (Rossmann, 1969; Schiabel *et alii*, 1993).

Particularmente em mamografia, a avaliação de qualidade pelas FTMs merece uma atenção especial uma vez que, nessa técnica radiográfica, a questão da resolução é de fundamental importância e, portanto, a análise do comportamento do sistema pela avaliação do seu ponto focal é imprescindível. Entretanto, a despeito das virtudes do método da FTM na avaliação de qualidade de sistemas radiográficos em geral e mamográficos em particular, verificamos que a maioria dos radiologistas simplesmente não tem os meios para empregá-lo devido às dificuldades experimentais de sua aplicação na prática mamográfica.

Por isso, estamos propondo nesse artigo uma maneira diversa de determinar a FTM, utilizando um dispositivo de medição do ponto focal e um microcomputador convencional, e descartando os principais equipamentos experimentais necessários no método tradicional, como sensitômetros e microdensitômetros ou digitalizadores. Essa técnica baseia-se em obter a FEL em qualquer orientação no campo por meio de simulação computacional, utilizando as dimensões do ponto focal a partir de sua imagem obtida no centro do campo de radiação. Embora essa proposta possa aplicar-se a qualquer equipamento radiográfico, estamos direcionando nossa abordagem aqui aos mamógrafos, em razão da importância do controle de qualidade em mamografia. A finalidade é

que, com a simplificação prática proposta, os departamentos radiológicos possam usar o método das funções de transferência em programas de controle de qualidade de equipamentos mamográficos sem os percalços associados à complexidade dos procedimentos experimentais clássicos.

AValiação DE SISTEMAS RADIOGRÁFICOS PELAS FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIA

Conforme descrito por Rossmann (1969), métodos da teoria de comunicação são usados para determinar a performance de um sistema físico em converter uma dada entrada na correspondente saída, sendo aquele sistema, então, representado por essas características de transferência. Analogamente, foram definidas algumas particulares funções de transferência para sistemas radiográficos, já que a análise de sistemas formadores de imagem com base nas funções de transferência tem a vantagem de prever a degradação a ser introduzida na imagem de qualquer tipo de objeto. Essas funções são:

1. a Função de Espalhamento de Ponto (FEP), definida como a distribuição de intensidade de radiação na imagem de uma abertura infinitamente pequena (fonte puntiforme) irradiando com intensidade unitária; as imperfeições dos sistemas reais resultam numa imagem borrada da fonte puntiforme, cujas distorções são medidas pela FEP;
2. a Função de Espalhamento de Linha (FEL), definida como a distribuição de intensidade de radiação na imagem de uma fonte-linha irradiando com intensidade unitária; experimentalmente, trabalhar com entrada unidimensional, como a fonte-linha, é mais conveniente porque a correspondente imagem pode ser medida, fazendo uma varredura com uma abertura estreita, o que, na prática radiográfica, pode ser obtido a partir da varredura da imagem de uma fenda infinitamente longa e estreita localizada no plano-objeto;
3. a Função de Transferência Ótica (FTO) que, por ser uma função complexa, pode ser desmembrada em seu valor absoluto - a Função de Transferência de Modulação (FTM) - e sua fase - a Função de Transferência de Fase (FTF); essa função mede as reduções na amplitude da imagem e avalia eventuais desvios laterais na sua distribuição, causados ambos pelas imperfeições do sistema.

O que diferencia essencialmente FEP, FEL e FTO é o fato de que, enquanto a FEP e a FEL expressam as características de transferência do sistema no domínio espacial (isto é, elas avaliam quanto houve de distorção em função da distância de varredura da imagem), a FTO expressa-as no domínio da *freqüência* espacial. Em suma, a FTO mede as distorções introduzidas pelas imperfeições dos sistemas reais na imagem de um objeto com distribuição de intensidade senoidal: a relação entre as modulações de entrada e de saída (ou, simplesmente, a redução de amplitude, que causa perda de resolução), expressa em função da freqüência espacial, é a FTM do sistema. Na verdade, a FTM descreve a capacidade do sistema em formar a imagem de distribuições de intensidade senoidais, como podemos considerar as distribuições de raios-X (Rossmann, 1969). Como o desvio de fase é nulo em sistemas isotrópicos, geralmente a FTF não é considerada nas avaliações e a FTM descreve a performance global do sistema.

A avaliação da performance de sistemas radiográficos pelo método da FTM, na prática, porém, depende de procedimentos experimentais relativamente complexos (Metz & Doi, 1979). O procedimento utilizado no método convencional de se determinar a FTM de um sistema radiográfico implica, primeiramente, a elaboração de um dispositivo que possibilite alocar

adequadamente uma fenda ou uma câmara de orifício ("pinhole") no feixe de raios-X; tal dispositivo deve permitir que o centro da fenda ou do orifício possa ser alinhado com o raio central do feixe, através da movimentação de uma placa-suporte. Esse alinhamento é crucial para se obter o requisito de invariância espacial (Rossmann, 1969; Doi & Rossmann, 1975; Metz & Doi, 1979). No trabalho de Doi *et alii* (1975), reconheceram-se bem as dificuldades envolvidas nesse processo, e foi desenvolvido um dispositivo preciso para tal alinhamento e aquisição de imagens de fenda e de "pinhole". No modo tradicional, uma fenda é, então, posicionada numa direção paralela ao eixo do tubo para que seja efetuada uma primeira exposição. É conveniente obter um adequado contraste no filme de modo que a densidade ótica da imagem seja superior ao nível de véu ("fog") e inferior ao nível de saturação. Geralmente, uma segunda exposição, utilizando-se o mesmo filme, sem uso de ecrãs reforçadores, é feita com a fenda posicionada perpendicularmente ao eixo do tubo.

Após a revelação dos radiogramas, as imagens de fenda devem ser digitalizadas com um microdensitômetro. São obtidas, então, curvas relacionando a densidade ótica com a distância percorrida na digitalização, bem como é determinada a curva sensitométrica (ou curva H&D) do filme, utilizando-se um processo de sensitometria (Haus *et alii*, 1977; Frère, Slaets & Doi, 1982) a partir da qual as curvas das imagens de fenda digitalizadas são convertidas nas correspondentes Funções de Espalhamento de Linha (FELs). Haus *et alii* (1977) desenvolveram um sensitômetro para determinar essa curva. Alternativamente, Frère, Slaets & Doi (1982) descreveram um modo mais simples para calcular a curva H&D, usando um método computacional. De outro lado, Burgess (1977) propôs uma forma para resolver o problema da não linearidade de sistemas de raios-X usando um filme odontológico para obter imagens de ponto focal baseado no método da câmara de orifício; de acordo com ele, verificou-se uma relação linear entre a densidade ótica difusa e a exposição de raios-X neste tipo de filme, ao menos até um nível de densidade de 1,5.

A Função de Espalhamento de Linha (FEL) pode ser obtida convertendo-se os valores de densidade nas curvas de imagens de fenda digitalizadas em valores de exposição através da curva sensitométrica - obtida por um dos métodos mencionados acima. Alternativamente, a FEL pode ser determinada pela técnica usada no trabalho de Burgess (1977). Os valores da FEL são normalizados de modo a expressar a exposição relativa que atingiu a superfície do filme em função da distância de varredura. O último passo necessário ao processamento é a aplicação da transformada digital de Fourier à curva da FEL para calcular a correspondente Função de Transferência de Modulação (FTM) naquela particular direção de fenda. A figura 1 ilustra o esquema em blocos desse método convencional.

Uma vez que o cálculo da curva H&D pode ser simplificado, seja utilizando um filme odontológico, seja usando o método de superposição, há, portanto, duas dificuldades práticas na determinação da FTM: a aquisição das imagens de fenda, por causa das dificuldades na centralização e alinhamento do dispositivo experimental, e sua subsequente digitalização, porque requer um microdensitômetro para fazer a varredura das imagens.

Além disso, se o sistema não for isotrópico, é necessário determinar a FTM bidimensional (Rossmann, 1969). Burgess (1977) discutiu que a dificuldade introduzida por uma função bidimensional para descrever distribuições do ponto focal pode ser simplificada se aquela função for separável em um produto de duas funções unidimensionais e as distribuições do ponto focal puderem ser tratadas como sendo separáveis, o que não introduzirá erro significativo. O conceito de funções unidimensionais separáveis para a análise da distribuição do ponto focal pode ser estendido ao estudo das FTM's em sistemas não isotrópicos. Mas a variação nas FTM's intermediárias às

direções paralela e perpendicular em relação à distribuição do ponto focal não é linear em sistemas radiográficos não isotrópicos, de modo que há geralmente uma faixa de orientação onde esses sistemas produzem FTMs mais largas do que em regiões adjacentes no campo, como pôde ser verificado numa pesquisa prévia (Schiabel *et alii*, 1993). Isso deveria recomendar, portanto, a determinação de imagens de fenda em várias outras direções no campo de radiação a fim de encontrar a chamada "Região Ótima" da performance do sistema (Schiabel *et alii*, 1993), isto é, a faixa de orientação no campo onde imagens mais nítidas podem ser obtidas.

Contudo, tal aspecto representaria um novo fator limitante à aplicação prática ou rotineira do método das funções de transferência na avaliação da performance de sistemas mamográficos, pois obter imagens de fenda em diversas orientações no campo é muito difícil de se conseguir.

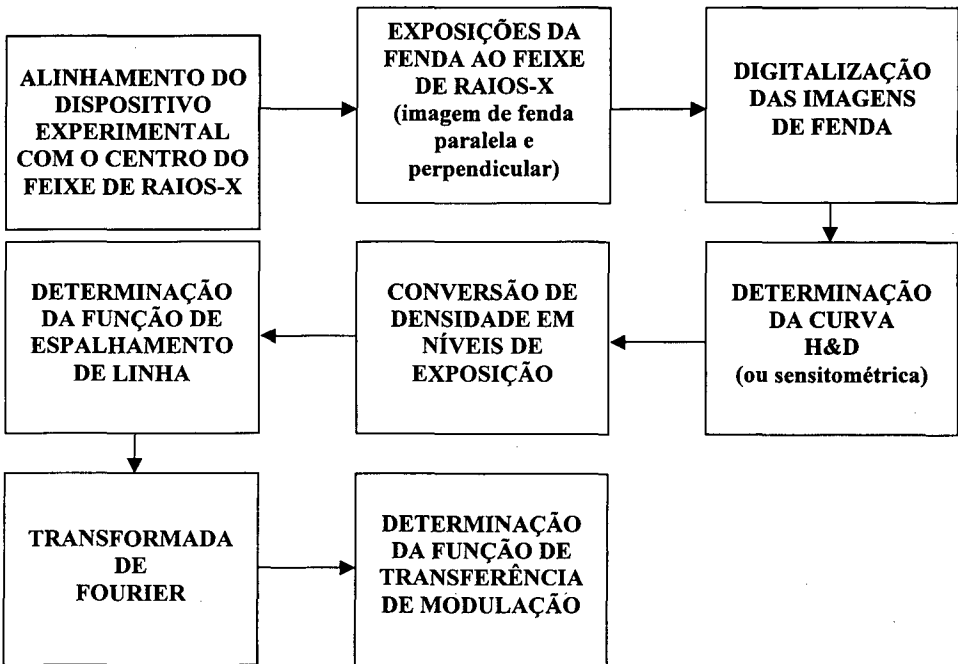


Figura 1. Resumo esquemático do método convencional para obtenção da FTM de um sistema radiográfico.

METODOLOGIA PARA SIMULAÇÃO DA FTM

Tendo em vista a necessidade de eliminar a maioria das dificuldades experimentais no método convencional das funções de transferência, a fim de torná-lo mais acessível ao controle de qualidade de rotina dos serviços de radiodiagnóstico, foi desenvolvida uma simulação computacional para determinar FTMs devidas ao ponto focal de equipamentos mamográficos em todas as direções desejadas. Esse procedimento se baseia em obter FELs simuladas a partir de projeções geométricas do ponto focal através de uma fenda ideal posicionada em todas as direções desejadas no centro do campo de radiação.

O processo básico parte, inicialmente, da determinação do tamanho do ponto focal do equipamento mamográfico, utilizando uma das técnicas convencionais (Doi & Rossmann, 1974; Doi *et alii*, 1982b; Everson & Gray, 1987; Law, 1993) cujos erros introduzidos são bem conhecidos. Escolheu-se medir as dimensões do ponto focal numa imagem do tipo câmara de orifício ou, alternativamente, medir as larguras de imagens de fenda perpendicular e paralela. Essa última forma de medição das dimensões do ponto focal foi discutida por Everson & Gray (1987), considerando os padrões NEMA (1984). Everson & Gray compararam a câmara de fenda para medir tamanho do ponto focal com as técnicas de câmara de orifício e do padrão estrela, e concluíram que todas as três podem ser usadas com níveis de precisão semelhantes.

Burgess (1977) estudou ainda diferentes modelos de caracterizar a distribuição do ponto focal e concluiu que o modelo do retângulo pode ser considerado como base para especificar tamanhos de ponto focal assim como para descrever suas propriedades em termos de FTMs. Doi & Rossmann (1974) usaram o modelo do retângulo uniforme equivalente para estudar distribuições do ponto focal, e propuseram definir o tamanho da FEL de um ponto focal pela FEL uniforme equivalente que possui o mesmo valor RMQ (raiz média quadrática) da FEL real. Portanto, em nosso estudo, foi utilizado o modelo do retângulo como aproximação para a FEL real nas direções paralela e perpendicular ao eixo do tubo.

Nossos procedimentos consistiram em obter imagens de ponto focal a partir de exposições de uma placa com câmara de orifício (ou fenda) sendo a distância entre o ponto focal e a placa igual à distância entre a placa e o plano-imagem, evitando distorções devidas a outros fatores que não apenas ao ponto focal (Haus *et alii*, 1978). A partir das dimensões de foco medidas, foi feita a projeção para obter a FEL para cada direção desejada de fenda, conforme mostrado na figura 2. Para cada FEL projetada em cada ângulo de interesse, é calculada, então, a transformada de Fourier e obtida a correspondente FTM.

Para determinar as FELs em qualquer direção (variando-se o ângulo α) foi desenvolvido um programa usando esses conceitos. Os dados correspondentes às projeções resultantes são armazenados num arquivo que é a entrada dos cálculos da transformada de Fourier, a partir dos quais é determinada a FTM. Para o desenvolvimento do procedimento computacional foram feitas as seguintes considerações básicas:

1. a absorção do ar é desprezível;
2. a intensidade de raios-X é uniforme sobre uma pequena área no centro do campo de radiação;
3. a fonte de raios-X tem uma distribuição uniforme - seguindo o modelo do retângulo (Doi & Rossmann, 1974; Burgess, 1977).

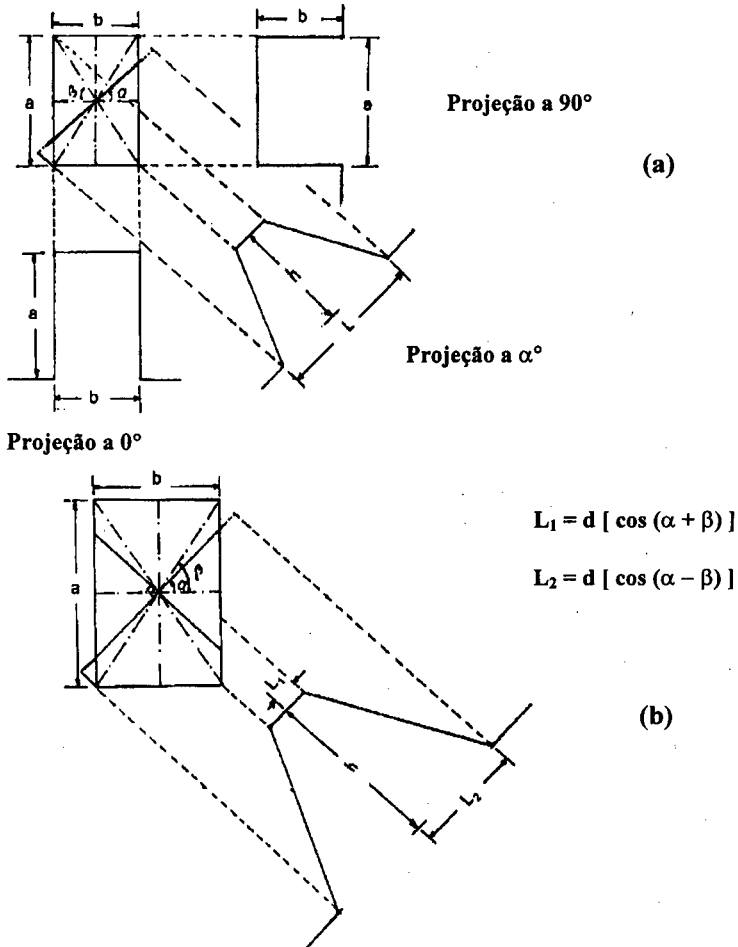


Figura 2. Projeções do ponto focal para determinar a FEL simulada: (a) projeções a 0°, α e 90°; (b) simulação da FEL para a projeção num ângulo α (detalhe).

PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Para verificar a eficiência do método de simulação proposto na determinação das FTMs com precisão, os resultados da simulação foram comparados com as FTMs obtidas pelo método convencional (resumido na figura 1), usando equipamentos mamográficos. Os procedimentos

experimentais que utilizamos para obtenção das FTMs pelo método convencional são descritos a seguir.

Inicialmente, para obtenção das imagens, foi usado um dispositivo experimental elaborado em nosso laboratório, compreendendo uma mesa portátil que sustenta os suportes de fenda e de "pinhole"; a placa da fenda (ou do "pinhole") foi colocada no suporte (de altura fixa) de modo que a distância entre ela e o ponto focal fosse a mesma que entre ela e o plano-imagem. A identificação do centro do campo foi obtida por meio do suporte de fenda e uma placa com écran. A técnica desenvolvida para encontrar o centro do campo usa a fonte de luz disponível em equipamentos mamográficos, e uma pré-exposição de raios-X como referências. Conforme ressaltado anteriormente, é imprescindível a determinação correta do centro do feixe de radiação, onde serão obtidas as imagens do ponto focal. Isso é essencial para garantir as condições de invariância espacial, necessárias à aplicação do método das funções de transferência (Rossmann, 1969), já que a projeção do ponto focal varia em tamanho e forma ao longo do campo (Kratz, 1988; Oliveira *et alii*, 1996; Marques *et alii*, 1996).

Assim, uma vez definido o centro do feixe, foi feita uma primeira exposição para obter a imagem do foco. Então, foram feitas exposições de fenda orientada em diversas direções em relação ao eixo do tubo - desde 0° até 90° , variando-se a orientação de 10 em 10° , levando à obtenção de 10 imagens de fenda em 10 diferentes orientações no campo. Os testes foram feitos com equipamentos mamográficos em uso em hospitais do Estado de São Paulo. O filme radiográfico utilizado em todos os testes foi o DuPont Cronex MRF 33 Blue, sem écran no interior do chassi radiográfico. As imagens de fenda foram, então, digitalizadas com um microdensitômetro Optronics; as curvas resultantes (para todas as imagens de fenda, correspondendo a diferentes direções) foram plotadas como a relação entre densidade ótica e distância de varredura. O método de superposição (Frère *et alii*, 1982) foi aplicado para determinar a curva sensitométrica, o que permitiu converter os valores de densidade em exposição relativa, produzindo as FELs para as 10 direções consideradas.

O passo final dessa seqüência de procedimentos foi o cálculo da FTM por aplicação computacional da transformada discreta de Fourier às FELs. Foi determinada a FTM correspondente a cada direção de fenda, e o grupo todo de FTMs proporciona, pois, informação sobre a performance do sistema em todas as orientações de campo desejadas.

Para efetuar a simulação, foram usadas as dimensões do ponto focal como dados de entrada. As dimensões focais foram medidas a partir de imagens de câmara de orifício, usando um Comparador Ótico Mitutoyo (mod. PV 350), com precisão de $\pm 0,002$ mm (a imagem era projetada numa tela e medida ao longo tanto da direção paralela como perpendicular ao eixo do tubo). Para cada imagem, os valores considerados como as dimensões a e b para a entrada do programa foram as médias de um mínimo de 6 medições ao longo de cada direção.

A partir das dimensões do ponto focal, foram computadas suas correspondentes projeções para cada direção desejada (conforme representado na figura 2). A aplicação da transformada de Fourier aos dados correspondentes a essas projeções resultou nas curvas das FTMs. A fim de estabelecer a comparação com os resultados experimentais, foram também calculadas por simulação FTMs correspondentes a 10 diferentes direções no campo, desde 0° até 90° em relação ao eixo catodo-anodo.

RESULTADOS

Entre os equipamentos mamográficos investigados, dois que apresentaram pontos focais com características peculiares relacionadas a seu formato e dimensões foram escolhidos para ilustrar os resultados obtidos. Para comparação, ambos os grupos de curvas da FTM (reais e simuladas) são plotados simultaneamente nas figuras 3 e 4. Essas figuras correspondem, respectivamente, a uma unidade mamográfica com ponto focal de $2,14 \times 0,66 \text{ mm}^2$ e uma outra com ponto focal de $1,20 \times 0,75 \text{ mm}$, medidos no centro do campo. Ambos os pontos focais são similares em formato, embora suas dimensões sejam bem diferentes. A forma retangular é o padrão predominante em ambas as imagens.

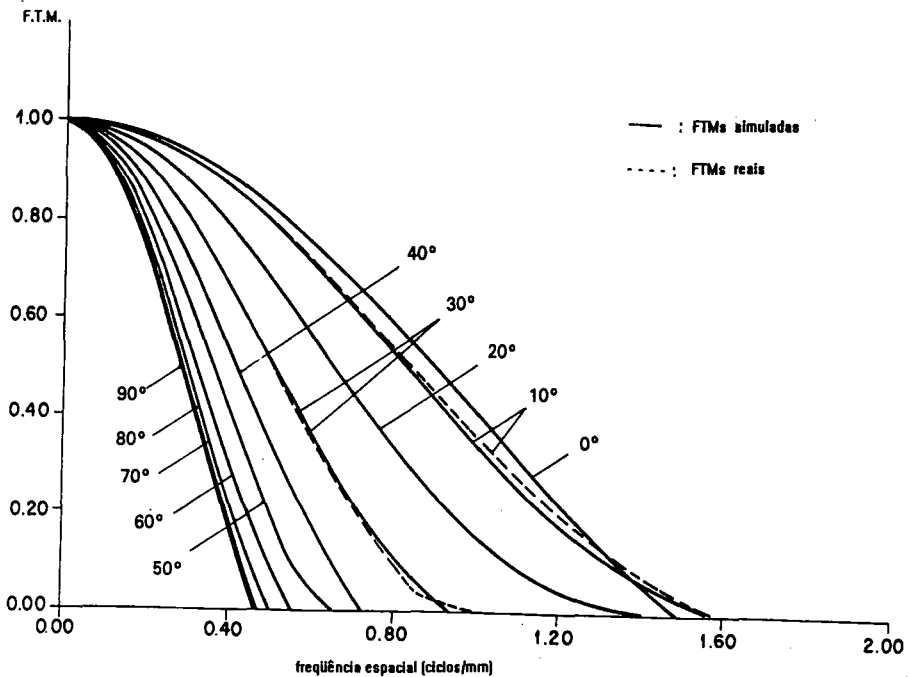


Figura 3. Dois grupos de F.T.M.s determinadas pelo método convencional (linhas tracejadas) e pelos procedimentos de simulação (linhas cheias) para um mamógrafo com ponto focal de $2,14 \times 0,66 \text{ mm}$. (os ângulos marcados indicam a direção da projeção do foco efetivo).

* Deve-se destacar que, apesar de dimensões tão discrepantes e de se tratar de um ponto focal grande para mamógrafo, esse equipamento está em uso rotineiro num setor de mamografia visitado pelos autores.

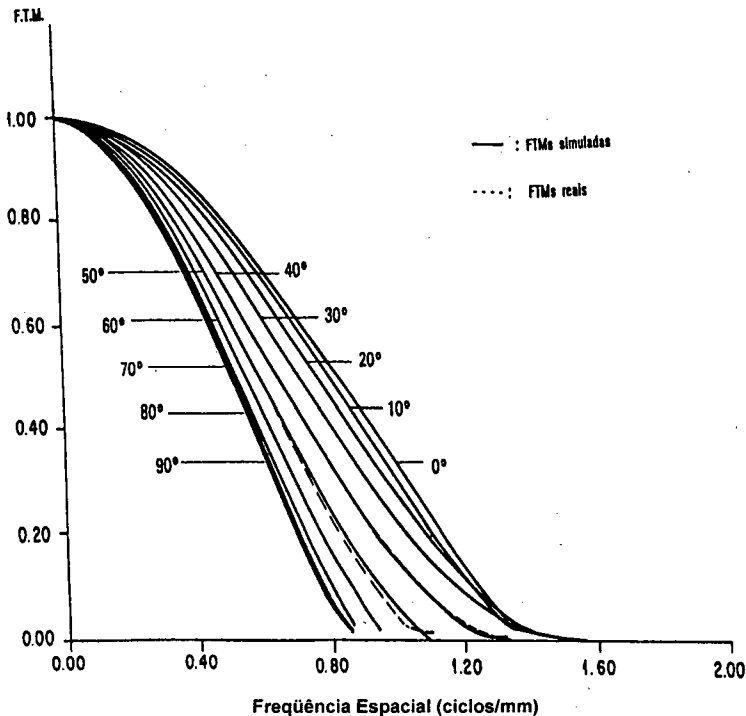


Figura 4. Dois grupos de FTMs determinadas pelo método convencional (linhas tracejadas) e pelos procedimentos de simulação (linhas cheias) para um mamógrafo com ponto focal de 1,20 x 0,75 mm. (os ângulos marcados indicam a direção da projeção do foco efetivo).

Uma outra comparação foi feita para verificar quanto a distribuição do ponto focal afeta os resultados. Assim, determinaram-se FTMs pelo método convencional para algumas imagens de fenda digitalizadas fornecidas por antigos testes no *Kurt Rossmann Laboratories for Radiologic Image Research* na Universidade de Chicago. A figura 5 mostra duas das curvas obtidas após digitalização de tais imagens de fenda; o nível de exposição utilizado nesse caso foi 17,0 R. Nota-se da figura 5, a qual ilustra o nível de densidade em função da distância de varredura, que as distribuições do ponto focal são bem diferentes: para a fenda colocada paralelamente ao eixo do tubo, a distribuição é quase Gaussiana, e para a direção perpendicular a esse eixo, ela adquire formato de pico duplo.

A partir dessas curvas, foi determinada a curva sensitométrica pelo método de superposição (Frère-et alii, 1982) a fim de converter a relação densidade x distância em exposição x distância, isto é, a FEL para cada direção. Finalmente, a partir das FELs para as imagens de fenda paralela e perpendicular, foram determinadas as correspondentes FTMs. Os tamanhos do ponto focal que produziu aquelas distribuições foram determinados a partir das FELs como sendo 1,95 x 1,80 mm.

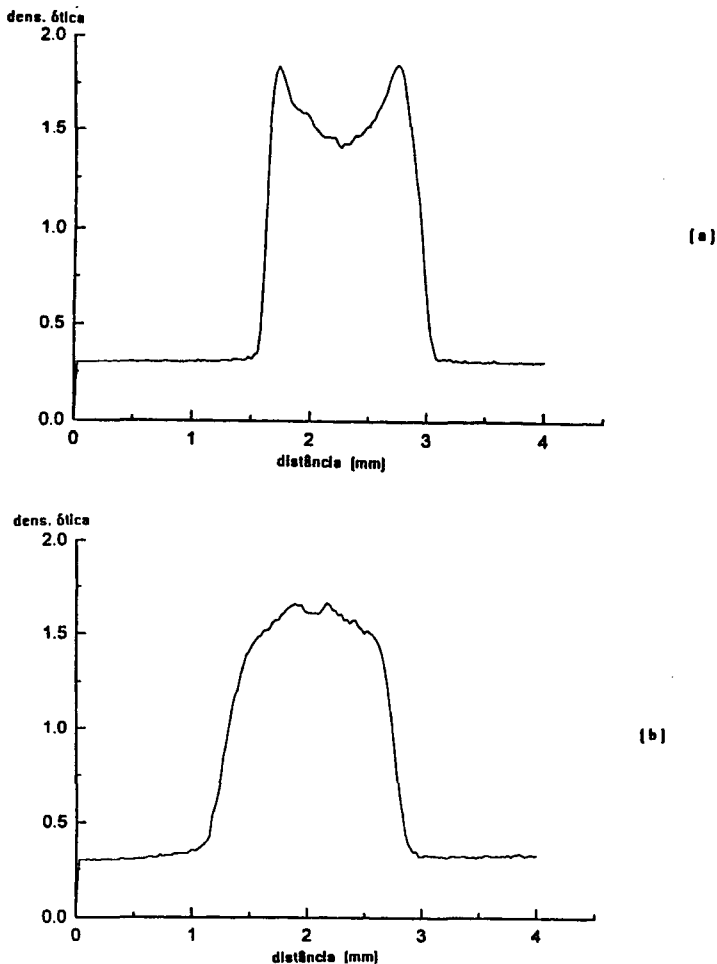


Figura 5. Curvas obtidas a partir da digitalização de imagens de fenda fornecidas pelo *Kurt Rossmann Laboratories* da Universidade de Chicago (EUA): (a) fenda paralela ao eixo do tubo; (b) fenda perpendicular ao eixo do tubo.

Assim, usando nossos procedimentos de simulação, e com base naquelas dimensões de ponto focal, foram determinadas as correspondentes FTMs para $\alpha = 0^\circ$ e $\alpha = 90^\circ$, sendo comparadas com as obtidas pela metodologia convencional. O resultado dessa comparação é mostrado na figura 6, onde as FTMs obtidas pela simulação e pelo método convencional são plotadas simultaneamente. A figura 6(a) corresponde à fenda paralela ao eixo do tubo, e a figura 6(b) à fenda perpendicular.

Pode-se notar que ambas figuras mostram uma boa concordância entre as FTMs, sendo que na figura 6(a) há uma pequena diferença somente na parte correspondente às frequências espaciais mais altas.

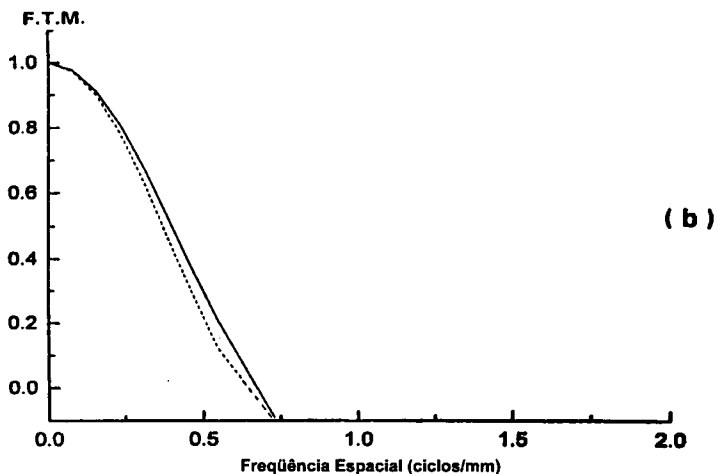
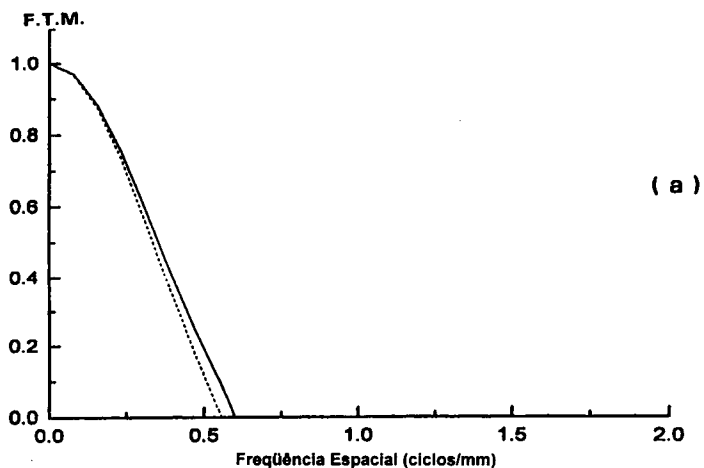


Figura 6. FTMs obtidas pelo método convencional (linhas cheias) e por simulação (linhas tracejadas), a partir das correspondentes dimensões de ponto focal (1,95 x 1,80 mm) das imagens fornecidas pelo *Kurt Rossmann Laboratories* da Universidade de Chicago: (a) orientação correspondente à fenda paralela ao eixo do tubo; (b) orientação perpendicular ao eixo do tubo.

DISCUSSÃO ACERCA DOS PROCEDIMENTOS

Os resultados registrados na seção anterior confirmam a possibilidade de se efetuar a avaliação de qualidade em unidades mamográficas utilizando-se as FTMs de um modo mais prático e mais fácil, do que até aqui, utilizando os procedimentos tradicionais. Isso porque a forma proposta nesse trabalho substitui a maioria dos procedimentos experimentais (e, portanto, dispositivos) necessários à determinação das FTMs pelo método convencional (Doi *et alii*, 1982; Metz & Doi, 1979; Doi *et alii*, 1975; Haus *et alii*, 1977), como o sensitômetro e o microdensitômetro. O único procedimento experimental necessário aqui - a obtenção da imagem do ponto focal - pode ser atualmente feito de maneira simples. Foi escolhida a técnica de câmara de orifício para isso porque a imagem assim obtida é uma referência clara da real configuração do ponto focal efetivo no centro do campo.

O centro do campo pode ser facilmente encontrado com o uso da placa com écran, conforme mencionado na seção correspondente aos "Procedimentos Experimentais". A placa é acoplada a uma matriz especialmente montada para determinar o centro do campo de equipamentos de radiodiagnóstico. O feixe de raios-X atinge a fenda e, em seguida, o écran. Então, a fluorescência do écran é utilizada como referência, junto com a matriz, para que se possa determinar visualmente a posição onde é registrada a "imagem" mais nítida da fenda. Caso seja necessário um ajuste mais fino, adota-se um procedimento interativo de movimentação das placas para confirmar a localização do centro do feixe.

Conforme demonstrado por Doi (1977) e por Nickoloff *et alii* (1990), o tamanho do ponto focal ao longo da direção perpendicular ao eixo catodo-anodo é o mesmo que no centro do campo. Isso é particularmente útil pois pequenos desvios do dispositivo da câmara de orifício (ou da fenda) em relação ao centro não afetarão a medida nesta direção. Assim, é preciso tomar cuidado maior no alinhamento com o eixo paralelo. Em unidades mamográficas, isso pode ser obtido com mais facilidade porque a radiação é suprimida do lado mais próximo ao tórax da paciente (em direção, portanto, ao lado do catodo) de modo que o centro geralmente fica próximo do final do campo (do lado da paciente). Portanto, pode-se determinar facilmente o centro do campo e efetuar a exposição em sistemas mamográficos.

As limitações impostas pelos níveis de exposição para cada tubo usado em nossos testes não constituem um problema porque tensões de aproximadamente 30-35 kVp, a cerca de 100 mAs, que não representam sobrecarga ao tubo de raios-X, são suficientes para proporcionar densidade ótica adequada em filmes radiográficos comumente utilizados. Por conseguinte, não há restrições de ordem prática em obter e medir as imagens de ponto focal a partir de exposições da câmara de orifício no centro do campo. De outro lado, o método de simulação proposto pode descartar o procedimento mais complexo na determinação prática da FTM devida ao ponto focal, que é a digitalização da imagem, a qual necessita de um microdensitômetro, não disponível na maioria das unidades radiológicas. Além disso, como ele permite determinar FTMs a partir de diferentes formatos de FELs entre as direções de 0° e 90°, também pode facilitar a avaliação de mamógrafos em termos de sua capacidade de realçar imagens de microcalcificações através da análise do formato da FTM em frequências mais baixas, como discutido por Nickoloff *et alii* (1990).

CONCLUSÕES

A concordância mostrada nas figuras 3, 4 e 6 na comparação entre as FTM's determinadas por nossa simulação e as determinadas pela técnica convencional mostra que a simulação proposta aqui pode descrever a performance de equipamentos mamográficos reais do mesmo modo que o método convencional. Como, porém, nosso procedimento descarta o sofisticado aparato experimental necessário à técnica tradicional, espera-se que, utilizando a simulação aqui proposta, o método da FTM possa ser aplicado na prática por qualquer departamento radiológico (seja em hospitais ou laboratórios de pesquisa) a fim de proceder ao controle de qualidade de rotina ou mesmo em testes de aceitação de equipamentos.

Além disso, a avaliação da performance de um mamógrafo se torna possível na prática em razão da facilidade introduzida pela proposta. De fato, a determinação da resposta em frequência espacial para qualquer direção desejada no campo não tem sido possível na avaliação de qualidade de rotina de equipamentos mamográficos até hoje. Acrescente-se a isso que a identificação da "Região Ótima" para sistemas mamográficos não isotrópicos pode ser obtida de modo mais fácil pela simulação da FTM do que pelos procedimentos experimentais convencionais. Isso é importante pois pode permitir ao radiologista conhecer com mais facilidade a faixa de orientações no campo onde poderá obter imagens mais nítidas.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à FAPESP o apoio financeiro.

REFERÊNCIAS

- BURGESS, A. E. (1977). "Focal Spots: I. MTF Separability", *Invest. Radiol.* v. 12, p. 36-43.
- CALDWELL, C. D. and YAFFE, M. J. (1990). "Development of an Anthropomorphic Breast Phantom", *Med. Phys.* v. 17, p. 273-280.
- DOI, K. (1977). "Field Characteristics of Geometric Unsharpness Due to the X-Ray Tube Focal Spot", *Med. Phys.* v. 4, p. 15-20.
- DOI, K. and ROSSMANN, K. (1974). "Evaluation of Focal Spot Distribution by RMS Value and its Effect on Blood Vessel Imaging in Angiography", *Proc. SPIE - Appl. Opt. Instrum. Med. III.* v. 47, p. 207-213.
- DOI, K. and ROSSMANN, K. (1975). "Measurement of Optical and Noise Properties of Screen-Film Systems in Radiography", *Proc. SPIE: Med. X-ray photo-opt. Systems eval.* v. 56, p. 45-53.
- DOI, K., FROMES, B. and ROSSMANN, K. (1975). "New Device for Accurate Measurement of X-Ray Intensity Distribution of X-Ray Tube Focal Spots", *Med. Phys.* v. 2, p. 268-273.

- DOI, K., HOLJE, G., LOO, L.-N., CHAN, H.-P., SANDRICK, J. M., JENNINGS, R. J. and WAGNER, R. F. (1982a). "MTF's and Wiener Spectra of Radiographic Screen-Film Systems -Part I: Interlaboratory Comparison of Measurements", *HHS Publ. FDA 82-8187*, p. 6-38.
- DOI, K., LOO, L.-N. and CHAN, H.-P. (1982b). "X-Ray Tube Focal Spot Sizes: Comprehensive Studies of their Measurement and Effect of Measured Size in Angiography", *Radiology*. v. 144, p. 383-393.
- EVERSON, J. D. and GRAY, J. E. (1987). "Focal Spot Measurement: Comparison of Slit, Pinhole and Star Resolution Pattern Techniques", *Radiology*. v. 165, p. 261-264.
- FRÈRE, A. F., SLAETS, J. F. W. and DOI, K. (1982). "New Method of Determining the MTF of X-Ray Tube Focal Spot without a Conventional Sensitometric Measurement", *Proc. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Hamburg (Germany), p. 5-11.
- GANNON, F. E., FIELDS, T., GRIFFITH, C. R., HUBBARD, L. B., BROADBENT, L.V. and STANTON, L. (1983). "Breast Radiography: Phantom, Equipment Performance, and Radiation Dosage Comparisons for 28 Major Mammography Centers in the Midwest", *Radiology*. v. 149, p. 579-582.
- HAUS, A. G., ROSSMANN, K., VYBORNÝ, C. J., HOFFER, P. B. and DOI, K. (1977). "Sensitometry in Diagnostic Radiology, Radiation Therapy and Nuclear Medicine", *J. Appl. Photo. Eng.* v. 3, p. 114-124.
- HAUS, A. G., COWART, R. W., DODD, G. D. and BENCOMO, J. (1978). "A Method of Evaluating and Minimizing Geometric Unsharpness for Mammographic X-Ray Units", *Radiology*. v. 128, p. 775-778.
- HESSLER, C., DEPEURSINGE, C., GRECESCU, M., POCHON, Y., RAIMONDI, S. and VALLEY, J. F. (1985). "Objective Assessment of Mammography Systems - Part I: Method; Part II: Implementation", *Radiology*. v. 156, p. 215-225.
- KARILA, K. T. K. (1988). "Quality Control of Mammographic Equipment: a 5-Year Follow-Up", *Brit. J. Radiol.* v. 61, p. 1155-1167.
- KRATZAT, M. (1988). "Evaluating the Importance of Focal Spot Sizes in Mammography", *Medicamundi*. v. 33, p. 74-80.
- LAW, J. (1993). "Measurement of Focal Spot Size in Mammography X-Ray Tubes", *Brit. J. Radiol.* v. 66, p. 44-50.
- MARQUES, M. A., FRÈRE, A. F., OLIVEIRA, H. J. Q., SCHIABEL, H., AZEVEDO MARQUES, P. M., FERRARI, R. J. and PEREIRA, A. S. (1996). "Computer Simulation of the Geometric Unsharpness Effect on Radiologic Images", *Proc. SPIE 96: Internat. Symposium on Optical Science, Eng. and Instrum.* v. 2847, p. 609-617, 1996.
- METZ, C. E. and DOI, K. (1979). "Transfer Function Analysis of Radiographic Imaging Systems", *Phys. Med. Biol.* v. 24, p. 1079-1106.

- MUNTZ, E. P., WELKOWSKY, M., KAEGI, E., MORSELL, L., WILKINSON, E. and JACOBSON, G. (1978). "Optimization of Electrostatic Imaging Systems for Minimum Patient Dose or Minimum Exposure in Mammography", *Radiology*. v. 127, p. 517-523.
- NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS' ASSOCIATION (1984). *Measurement of Dimensions and Properties of Focal Spots of Diagnostic X-Ray Tubes. Standards Publication n. XR5-1984*. NEMA.
- NICKOLOFF, E. L., DONNELLY, E., EVE, L., ATHERTON, J. V. and ASCH, T. (1990). "Mammographic Resolution: Influence of Focal Spot Intensity Distribution and Geometry", *Med. Phys.*. v. 17, p. 436-447.
- OLIVEIRA, H. J. Q., FRÈRE, A. F., SCHIABEL, H., AZEVEDO MARQUES, P. M., MARQUES, M. A. and PEREIRA, A. S. (1996). "Evaluating the Radiologic Images Quality by a Simulation of Objects Sharpness", *Proc. SPIE 96: Internat. Symposium on Optical Science, Eng. and Instrum.*. v. 2847, p. 618-627, 1996.
- ROSSMANN, K. (1969). "Point Spread Function, Line Spread Function and Modulation Transfer Function", *Radiology*. v. 12, p. 65-77.
- SCHIABEL, H., FRÈRE, A. F. and AZEVEDO MARQUES, P. M. (1993). "The Need for Investigating the Optical Transfer Functions in Several Field Orientations for Nonisotropic Radiographic Systems", *Med. Phys.*. v. 20, p. 909-1005.

EVALUATION OF MAMMOGRAPHIC EQUIPMENT BY SIMULATION OF THE MODULATION TRANSFER FUNCTION

H. Schiabel¹ and A. F. Frère²

ABSTRACT -- In order to simplify the procedures of determining the Modulation Transfer Function (MTF) due to the focal spot of mammographic systems and making this quality evaluation method applicable to the routine practice in mammography units, a simulation method is proposed here. The simulated MTFs are compared to those obtained using the conventional experimental procedures described in the literature and the results show good agreement. The form proposed here not only describes the performance of a mammographic system as conventional method does, but also discards the experimental equipment required in the traditional method using slit image digitization. The simulation method also provides the complete system performance evaluation regarding the focal spot and the "optimum region" determination in a simpler way, which is obtained from its spatial frequency response for all desired directions in the field. It is therefore hoped that this new method may make it possible for any radiological department (either in hospitals or research laboratories) to perform quality control routinely by the transfer functions method, considered the most complete and accurate for evaluating radiographic systems quality.

Keywords: Modulation Transfer Function, Quality Evaluation in Radiography, Computer Simulation, Mammography.

¹ Associate Professor, Department of Electrical Engineering, EESC/USP, and IFSC/USP, Av. Dr. Carlos Botelho, 1465 - 13560-250 - São Carlos (SP) - E-mail: homero@sel.eesc.sc.usp.br

² Full Professor, Department of Electrical Engineering, EESC/USP, São Carlos (SP), and University of Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes (SP).