

Artigo Original

Recebido em 19/08/2002 e aceito em 15/02/2004

Avaliação da qualidade de sistemas radiológicos digitais por simulação da função de transferência de modulação

Digital radiologic systems quality evaluation by modulation transfer function simulation

Homero Schiabel

Professor Associado, Departamento de Eng. Elétrica, LAPIMO (Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas) - EESC/USP
Av. Trabalhador São-carlense, 400
13566-590 – São Carlos (SP)
e-mail: homero@sel.eesc.usp.br

Fátima Lourdes dos Santos Nunes

Professora Doutora
Faculdade de Informática de Marília
UNIVEM – Centro Univers
Campus Universitário – 17525-901 – Marília (SP)
e-mail: fátima@fundanet.br

Resumo

O presente trabalho descreve a determinação da função de transferência de modulação (FTM) de sistemas radiológicos digitais, no todo e em suas partes, a partir de procedimentos de simulação computacional desenvolvidos em pesquisas prévias em nosso grupo. Tal metodologia é aplicada aqui para avaliar os diversos componentes de sistemas radiológicos digitais, pela determinação de suas características de transferência. São analisados o digitalizador da imagem – seja externo ou acoplado diretamente à saída do equipamento radiológico –, a técnica de processamento digital utilizada e o sistema de visibilização da imagem processada final. Os resultados da simulação são comparados aos obtidos experimentalmente, a partir da digitalização de imagens de fenda, para comprovação da validade da proposta. As comparações mostraram uma boa concordância entre os dados experimentais e provenientes da simulação, comprovando a validade do procedimento proposto e a possibilidade também de obter a FTM em sistemas digitais por simulação, eliminando as limitações impostas pelos complicados procedimentos experimentais. Algumas observações também proporcionaram uma boa noção dos elementos mais degradantes da qualidade da imagem como, em certos casos, em que o efeito do ponto focal é muito superior ao do digitalizador, por exemplo.

Palavras-chave: Controle de qualidade em radiodiagnóstico, Função de transferência de modulação; Sistemas radiográficos digitais

Abstract

This work describes the determination of the modulation transfer function (MTF) in digital radiological systems, as a whole or in their parts, from computer simulation procedures previously developed in our research group. Such a methodology is applied here in order to evaluate the many digital radiological systems components, by determining their transfer characteristics. The image digitizer – isolated or directly coupled to the radiological system output – is investigated, as well as the digital processing technique used and the display system. The simulation results are compared to those obtained experimentally, from slit images digitization, in order to validate the procedures. The comparisons have shown good agreement between the experimental and simulated data, which proves the proposal validity as well as the possibility of obtaining also the digital systems MTF by simulation, discarding the complex experimental process constraints. The results have also given information about the components which most degrade the image quality, as, in some cases, for example, that the focal spot effect is quite superior than the digitizer influence.

Keywords: Digital radiography systems; Modulation transfer function; Quality assurance in radiology.

Extended Abstract

Introduction

The X-ray source, the X-ray distribution pattern, the image recording system, the digitization system associated to a single processing image scheme and the display are the components affecting the total resolution of a digital radiological imaging system. Thus, in terms of quality assurance by using the transfer function method, the modulation transfer functions (MTFs) due to each one of them should be determined. Previous papers (Rossmann, 1969; Doi et al., 1982; Giger and Doi, 1984; Schiabel et al., 1997) have already determined the conditions for calculating the MTF due to the analogical parts. This MTF will be called as the "analog MTF" in the analysis of the digital radiographic system and it will be the input pattern for this evaluation.

As the purpose here is determining the MTF due to the digital parts of the system by simulating their transfer characteristics, the basic components of such a system must be considered and investigated. The digital stage starts with the digitization system, which can be represented by a regular scanner as well as by a single A/D converter, responsible by the data acquisition from the image recording system. In this particular work, we will consider the digitization as done by a scanner which converts an image recorded in a radiographic film into a pixels matrix recording the image gray levels as binary words. The following parts are an image processing scheme and the display where the final binary image can be viewed.

The digital MTF will be formed basically by four single factors: (1) the MTF due to the digitizer sampling aperture, which will be named here as $MTF_{aa'}$; (2) the function referent to the sampling distance; (3) the function corresponding to the image processing (when it exists); and (4) the MTF due to the display aperture, named here as MTF_d . We must also stress that the MTF_{aa} is different from the pre-sampling MTF, which considers the product between sampling aperture MTF and the analog MTF; this one will be named here simply as MTF_A .

Methodology

From the equations defining each of those four parameters, an algorithm was performed to simulate the transfer functions of the digital parts of a radiographic system. This algorithm has consisted in implementing the mathematical functions relative to those modules as following: (1) determination of the $MTF_{aa'}$ from the digitizer sampling aperture value (a), which leads to a normalized gate function with that width a , followed by its Fourier transform calculation; (2) determination of the comb function, by using as parameter the displacement Dx of the digitizer sensor; (3) sampling MTF calculation; (4) implementation of a processing function (filter function) at the spatial domain and subsequent Fourier transform calculation in order to obtain the $MTF_{process}$; (5) determination of the MTF_d (the linear pixel size in the ending output system), by the same calculation procedure described in (1) above.

All the procedures have taken into account the one-dimensional case simply because, for a two-dimensional analysis, in practice only the calculations should be made for another dimension. The final value of each MTF is only

the product between each function determined by the same way for each direction (x and y). Indeed they can have the same characteristics since the sampling and the display apertures be squared. Thus, the simulated final MTF can be obtained by introducing the analog MTF determined from the conventional radiographic system and by multiplying it by the MTF_{aa} in order to obtain the pre-sampling MTF. The convolution between this function by the comb function – calculated from the Dx value – will produce the sampling MTF, characteristic of the digitization system. Then, this result should be multiplied by the MTF due to the image processing and by the MTF_d – obtained from the information about the display spatial resolution. In this work, all the implementations were made in MATLAB.

Results

A slit image, obtained by X-ray exposure in a Philips Mammodiagnost unit, was digitized in a UMAX Powerlook II scanner with 600 dpi and its evaluation was performed according to the conventional method for obtaining the corresponding MTF, yielding the actual sampling MTF. The analog MTF was also used as input to the digital MTF determination according to the procedures previously described. Then, the simulated and actual MTFs were compared, showing a good agreement between both of them. Only the part corresponding to the high frequency range has registered some shift (simulated MTF first minimum is about 2.2 c/mm while for the experimental one this value is about 2.6 c/mm). Nevertheless, both curves show good agreement in the range below 2.0 c/mm, where the signal attenuation is smaller.

Conclusions

The procedures described here are suitable to any digital radiographic system. Once the spatial relationship between each new parameter with the corresponding input is established, determining its effect in the frequency domain and introducing its corresponding MTF in the cascade system which leads to the complete MTF is very simple. For example, considering a detector system formed by a sensors linear array, the sampling aperture will be the sensible area of each sensor, and the sampling distance will be the distance between the center of two adjacent sensors. If the sensors size is very small, the corresponding MTF can be considered as unity, since the effects of other system parameters will be more significant for the image degradation. Some radiation detectors used in digital radiography systems use scintillation process, converting X-rays into visible light before it can be detected by the photo-sensible detectors, and then the signal is digitized. In this case, the main degradation cause is the light diffusion which, however, can be evaluated in terms of thickness and optical properties regarding the conventional intensifying screens. Furthermore, when systems composed by image intensifiers and TV cameras are used as X-ray receivers, the sampling distance and the sampling aperture MTF can be estimated by the field size and the number of image pixels. Therefore, although applied here specifically to the system formed by the conventional radiographic equipment plus the film digitizer coupled to a micro-computer and a video monitor, this study can be extended to any other digital radiographic system.

Introdução

Os sistemas de imagem radiológica podem ser entendidos como pertencentes a duas categorias: os “analógicos”, ou convencionais, e os “digitais”. Nos primeiros, o sinal de entrada é o padrão de raios-X proveniente do objeto a partir de uma determinada fonte (ponto focal), enquanto a saída é uma informação analógica relacionada à imagem que se forma no filme pela interação dos fótons com os grãos de prata da emulsão. Uma variação desse padrão de formação da imagem pode fazer com que a imagem final seja representada num *écran* fluoroscópico ou num monitor de TV, cuja diferença básica em relação ao caso anterior, para efeito de estudo das funções de transferência, é o fato de que, nessa última condição, a saída pode ser considerada linear, em vez de logarítmica, como no caso do filme convencional. Já os chamados equipamentos radiográficos digitais, por sua vez, embora tenham como entrada também o padrão de raios-X incidindo num sistema de registro como o filme ou outro sistema de sensoriamento eletrônico (uma tela de fósforo acoplada a um intensificador de imagens, uma matriz de semicondutores, ou ainda uma CCD apropriada, por exemplo), apresentam como saída uma informação digital que, a rigor, vai ser mostrada numa tela de um monitor de vídeo. Em outras palavras, a análise de transferência em sistemas de radiografia digital é uma composição entre a análise clássica de sistemas convencionais (os “analógicos”) e uma análise específica da parte exclusivamente digital, composta pelo digitalizador, sistema digital de processamento e sistema de apresenta-

ção da imagem que, por simplicidade, chamaremos a partir daqui de *display*.

Atualmente, as técnicas para controle de qualidade dos sistemas radiográficos cuja saída é o filme radiográfico são bem conhecidas (Burgess, 1979; Gannon *et al.*, 1983; Karila, 1988; Rossmann, 1969; Haus *et al.*, 1977; Doi *et al.*, 1982; Schiabel *et al.*, 1997). O modelo que usa as funções de transferência é considerado o mais preciso e completo pela literatura especializada, consistindo em obter a função de transferência de modulação (FTM), que expressa, no domínio da frequência espacial, a relação entre entrada e saída do sistema (Rossmann, 1969; Metz e Doi, 1979). Em outras palavras, a FTM de um sistema radiográfico permite identificar qual o nível de degradação que tal sistema introduz na formação da imagem de um particular tipo de objeto.

Portanto, em síntese, a análise de transferência para sistemas radiográficos digitais deve focalizar os componentes elementares presentes nesses sistemas, levando à determinação das FTMs devidas a cada um. Assim, conhecido o comportamento individual de cada componente, é possível verificar qual(is) é(são) o(s) principal(is) responsável(is) pela degradação da imagem, além de identificar o efeito do módulo digital na qualidade geral daquele sistema. A Figura 1 ilustra os blocos que compõem o sistema como um todo.

Como determinar experimentalmente todas as respostas de cada bloco desse sistema é custoso e complicado, desenvolveu-se aqui um procedimento para a determinação da FTM de sistemas radiológicos digitais, no todo e em suas partes, a partir de procedi-

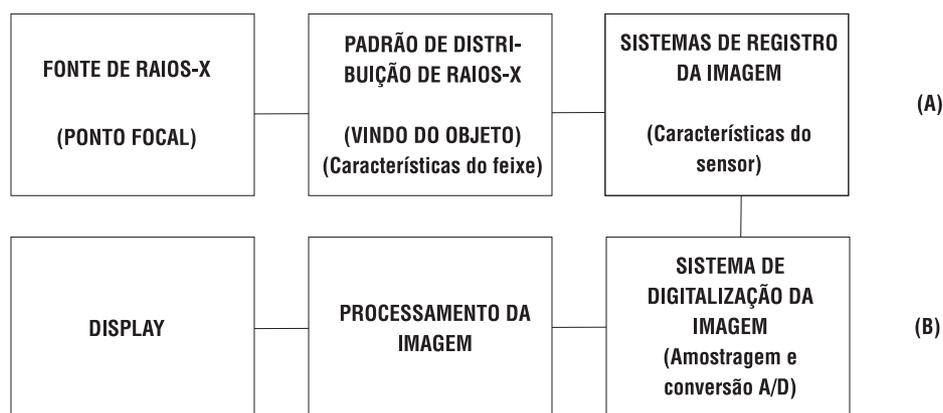


Figura 1 - Diagrama em blocos dos componentes fundamentais em um sistema de radiografia digital: (A) parte analógica (convencional); (B) parte digital. **Figure 1** - Diagram showing the main components of a digital radiography system: (A) analog (conventional); (B) digital.

mentos de simulação computacional desenvolvidos em pesquisas prévias (Schiabel *et al.*, 1997; Schiabel, 2000). Tal metodologia é aplicada aqui para avaliar os diversos componentes de sistemas radiológicos digitais, pela determinação de suas características de transferência, com a finalidade de viabilizar sua aplicação na rotina do controle de qualidade em radiodiagnóstico e eliminar as limitações dos procedimentos experimentais tradicionais.

A função de transferência de modulação em sistemas radiográficos

Os componentes apresentados no esquema da Figura 1 afetam a resolução total do sistema de imagem digital e, portanto, as FTMs correspondentes ao comportamento de cada um deles devem ser determinadas. Trabalhos anteriores (Rossmann, 1969; Doi *et al.*, 1982; Giger e Doi, 1984; Schiabel *et al.*, 1997) já estabeleceram condições de determinação da FTM relativa aos estágios analógicos, representados pelos blocos na parte (A) da Figura 1. Na prática, uma fenda é utilizada como objeto para a análise, que considera o efeito da geometria de exposição e degradações por ela causada, e também do tamanho e formato do ponto focal, além do fator de magnificação utilizado. A resposta do detector de raios-X, no sistema de registro, pode acrescentar uma dispersão adicional da resposta espacial em função de processos tais como o espalhamento de raios-X e a difusão de luz, no caso da presença de *écrans* intensificadores. Essencialmente, a resposta desses detectores, sejam eles filmes, intensificadores de imagem, câmera de TV, telas fosfóricas acopladas a fotodiodos, cristais cintiladores acoplados a fotomultiplicadoras, sensores semicondutores, sensores CCD, ou qualquer outro tipo desenvolvido ou sob testes para a formação da imagem radiográfica, pode ser avaliada pela relação entre a entrada (padrão de raios-X, isto é, uma distribuição de intensidade ao longo de uma área) e a correspondente saída (que pode corresponder desde a um grau de escurecimento variável, no caso de filmes, até variações de luminância em intensificadores de imagem ou câmeras de TV). A curva sensitométrica, determinada para cada tipo de sensor, estabelece perfeitamente essa característica de transferência e, desse modo, faz parte do levantamento daquela que passará a ser chamada aqui de "FTM analógica", obtida considerando-se todos os parâmetros da parte analógica do sistema: ponto focal, fatores de magnificação, sistema de registro. Na análise final do sistema radiográfico digital, ela será o padrão de en-

trada, que proporcionará a FTM final, após passar pelos blocos do estágio digital e *display*.

A FTM analógica pode ser obtida seguindo o modelo experimental clássico (Doi *et al.*, 1982), ou o modelo mais recentemente proposto de simulação computacional (Schiabel *et al.*, 1997). Pela praticidade, esse segundo modelo foi utilizado aqui para levantamento das FTMs analógicas que serão consideradas na parte final da apresentação de resultados. O esquema apresentado na Figura 2 mostra a seqüência dos procedimentos adotados no modelo.

Uma vez obtidas as FTMs devidas ao ponto focal, pode-se determinar a FTM devida ao sistema de registro simplesmente por exposição de uma fenda muito estreita, diretamente em contato com aquele sistema. No caso particular de um filme radiográfico, a fenda é colocada em contato com o chassi dentro do qual o filme se encontra e, após a revelação, determina-se a resposta densitométrica da imagem juntamente com a curva sensitométrica do filme (Haus *et al.*, 1977). Isso permite converter os valores da curva *densidade ótica x distância de varredura* lidos no filme em uma relação *exposição efetiva x distância*, definida como a função de espalhamento de linha (FEL), no domínio espacial. A FTM correspondente é a transformada de Fourier de tal função e, desse modo, a FTM analógica final é dada pelo simples produto da FTM devida ao ponto focal - calculada anteriormente, pelo esquema da Figura 2 - e da FTM do sistema de registro.

Para compor a FTM relativa à parte digital do sistema radiológico, temos que considerar seus componentes básicos. O módulo digital tem início com o sistema digitalizador, responsável pela aquisição de dados. Vamos considerar neste trabalho, para facilitar o entendimento, que o sistema radiológico a ser analisado é composto de um módulo convencional com saída correspondendo à imagem registrada em filme radiográfico, e de um módulo digital, formado por um digitalizador de filme ("scanner"), um sistema de processamento e um *display* para visibilização da imagem, cujos efeitos individuais devem ser considerados no cálculo das respectivas FTMs.

O digitalizador introduz três efeitos que podem degradar a imagem: (a) a abertura de amostragem; (b) o nível (ou distância) de amostragem; e (c) o nível de quantizações na conversão A/D. Na prática, pode-se considerar que a *abertura de amostragem* corresponde ao tamanho da área de amostragem do sensor do sistema de digitalização, enquanto que a *distância de amostragem* está associada à velocidade do deslocamento daquela área durante a varredura. O tamanho

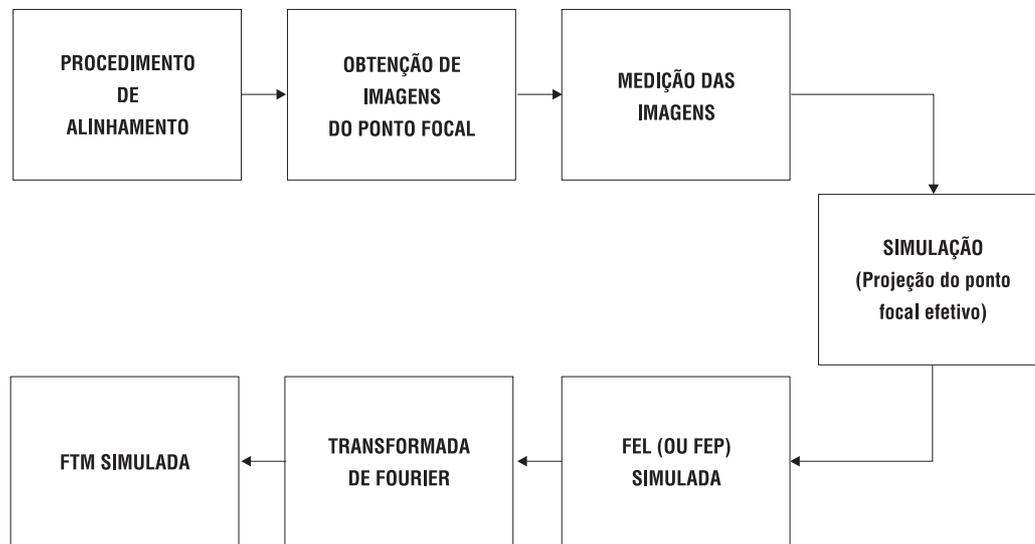


Figura 2 - Esquema para determinação das FTM simuladas (parte analógica). **Figure 2** - Scheme for calculating simulated MTFs (analog section).

do elemento de imagem (ou pixel) na imagem digitalizada final depende desses dois parâmetros. O nível de quantizações está associado à quantidade de bits utilizada na digitalização; corresponde ao número de estados discretos em que as variações de densidade ótica no filme vão ser convertidas (em termos, portanto, de níveis de cinza). De acordo com alguns trabalhos (Giger e Doi, 1984; Ohara *et al.*, 1989; Fujita *et al.*, 1992), nível suficiente de estados, como, por exemplo, os obtidos por digitalizações em 10 bits, tornam desprezível o efeito desse parâmetro na FTM do sistema, o que, portanto, faz com que não consideremos a FTM devida a esse fator na avaliação.

O segundo componente da parte digital é o sistema de processamento. Normalmente, um sistema particular de processamento introduz a aplicação de técnicas que modificam a imagem digitalizada e armazenada, procurando realçar algum aspecto. Entretanto, os tipos de processamento podem ser os mais variados possíveis e, para avaliar seu efeito, necessário se faz conhecer sua função espacial específica. Finalmente, o efeito do *display* se faz sentir em termos da FTM final através do tamanho do seu pixel de saída.

Desse modo, a FTM digital será composta basicamente de quatro fatores singulares: (1) a FTM devida à abertura de amostragem do digitalizador, que será chamada aqui de FTM_{aa} - deve-se ressaltar que essa FTM é diferente da chamada "FTM pré-amostrada", que considera o produto desse resultado pela FTM analógica anterior, que aqui chamaremos simplesmente de FTM_A ; (2) a função referente à distância de

amostragem; (3) a função referente ao processamento (quando existir); e (4) a FTM devida ao tamanho da abertura do *display*, aqui chamada de FTM_d .

FTM devida à parte digital do sistema

O conceito da abertura de amostragem do sistema digitalizador corresponde ao tamanho da área do sensor de varredura, e, portanto, ao menor tamanho físico de um elemento de imagem. Como essa abertura pode ser considerada como tendo um formato quadrado de tamanho linear a , sua correspondente FTM é a transformada de Fourier de uma função quadrada de largura a e amplitude normalizada em 1,0, o que equivale a calcular a função *sinc* para essa largura (Giger e Doi, 1984). A distância de amostragem, referida aqui simplesmente como Δx , é definida como o intervalo espacial no qual a imagem é discretamente amostrada. Está, na verdade, associada ao conceito da frequência de amostragem, ou frequência de Nyquist. Em analogia ao Teorema da Amostragem para sinais periódicos no domínio do tempo, no domínio espacial essa frequência deve ser igual a , pelo menos, o dobro da maior frequência relativa ao sinal amostrado, o que, na prática, determina que deve ser o inverso do dobro de Δx . Também a partir da Teoria de Amostragem, sabe-se que o efeito de "aliasing" (que poderia ser grosseiramente traduzido como um efeito de superposição de sinais digitalizados) está centrado em $2n$ vezes a frequência de Nyquist ($n =$ inteiro), podendo ocorrer em ambas direções para um sistema bidimensional de imagem. Pode-se, po-

rém, numa análise simplificada, considerar que a mesma distância de amostragem Δx seja utilizada em ambas as direções de varredura, de modo que a FTM do digitalizador pode ser dada pela convolução entre a FTM_{aa} e a função *pente* no domínio da frequência, conforme representado na equação (1).

$$FTM_{digitalizador} = FTM_{aa} * III(u, v; \frac{1}{\Delta x}, \frac{1}{\Delta x}) \quad (1)$$

A função *pente* é também conhecida em amostragem digital como função de chaveamento. A justificativa do resultado mostrado na equação (1) vem do próprio Teorema da Amostragem, que especifica a frequência mínima de amostragem como sendo igual a 2 vezes f_m (a máxima frequência do sinal amostrado):

- a definição da função *pente*, ou de chaveamento, no domínio temporal é:

$$III(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(t - n) \quad (2)$$

- pelas propriedades inerentes dessa função, o seu espaçamento será dado por $(1/2 f_m)$, de modo que:

$$\begin{aligned} III(1/2 f_m t) &= \frac{1}{1/2 f_m} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(t - \frac{n}{1/2 f_m}) = \\ &= 2 f_m \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(t - n 2 f_m) \end{aligned} \quad (3)$$

- no domínio espacial, a equação (2) será representada por:

$$III(u; \frac{1}{\Delta x}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(u - \frac{n}{\Delta x}) \quad (4)$$

para o caso unidimensional (o produto de duas funções como acima, uma para Δx e outra para Δy , especifica a função do caso bidimensional);

- uma vez, então, definida a função de chaveamento acima, a função de amostragem será dada pela multiplicação desta pela função de entrada (correspondente ao sinal amostrado); enquanto esse resultado é obtido no domínio do tempo ou do espaço, no domínio da frequência é necessário calcular a transformada de Fourier da função de amostragem, que produzirá o resultado especificado na equação (1) anterior.

O fenômeno de *aliasing* corresponde a uma superposição de imagem, que ocorre a partir do sinal original dessa mesma imagem como consequência de amostragem feita abaixo do limite da frequência de Nyquist, resultando num sinal indistinguível de suas imagens. Quando a frequência f_m do sinal é exatamente

te metade da frequência de amostragem, ela é definida como a frequência de Nyquist. Para evitar o efeito de *aliasing*, deve-se considerar o uso de um filtro “*anti-aliasing*” cuja frequência de corte deve ser maior que duas vezes esse valor.

Se algum processamento de imagem é realizado sobre os dados digitais, o efeito do(s) filtro(s) de processamento deve ser considerado na resposta do sistema. Isso é feito através da determinação da FTM devida ao filtro, que pode ser obtida pela conversão da função espacial do filtro para o domínio da frequência. Na verdade, embora estejamos chamando de FTM digital aquela correspondente a todo o processo de transferência da informação correspondente à imagem, desde a digitalização até a amostragem final no *display*, esse último estágio não é necessariamente digital. Assim, considerando que a magnificação entre o plano detector e o plano do *display* seja unitária e, portanto, que o incremento de distância para o *display* se iguale a sua distância de amostragem, a FTM_d será dada pela resposta da abertura d do *display* no domínio da frequência, isto é, a transformada de Fourier de uma função quadrada agora de largura d , analogamente ao cálculo da FTM_{aa} .

Desse modo, a FTM do que está sendo chamado de “*parte digital*” do nosso sistema radiológico será dada pelo produto entre a FTM do digitalizador, a FTM devida ao processamento e a FTM do *display*. A FTM geral do sistema como um todo considera ainda a FTM analógica, de modo que será dada por:

$$FTM_{total} = FTM_A \cdot FTM_{digitalizador} \cdot FTM_{process} \cdot FTM_d \quad (5)$$

onde: FTM_A = FTM obtida após o sistema de registro (produto entre a FTM devida ao ponto focal e devida ao sistema de registro) e $FTM_{digitalizador}$ foi apresentada na equação (1). O produto entre a FTM_A e a FTM_{aa} é chamado de FTM de pré-amostragem, enquanto o produto dos dois primeiros termos à direita do sinal de igual na equação (5) é a “*FTM amostrada*”. Deve-se lembrar ainda que, nesse trabalho, em analogia ao estudo da FTM analógica, todas as FTMs foram normalizadas, de modo que apresentam amplitude 1,0 na frequência espacial zero.

Simulação das FTMs da parte digital

A partir dos conceitos anteriores, foi elaborado um algoritmo para simular as características de transferência dos módulos referentes à parte digital de sistemas radiográficos. Esse algoritmo consistiu basicamente na implementação das funções matemáticas

anteriormente mencionadas relativas àqueles módulos na seqüência seguinte:

- (1) determinação da FTM devida à abertura de amostragem (FTM_{aa}) - a partir do conhecimento do valor da abertura de amostragem a do digitalizador, conduzindo a uma função quadrada normalizada com aquela largura a , e subsequente cálculo da sua transformada de Fourier;
- (2) determinação da função pente, ou função de chaveamento, utilizando como parâmetro o valor do deslocamento Δx do sensor do sistema digitalizador; para ambos os casos, considerou-se que os valores dos parâmetros são idênticos em ambas as direções do plano da imagem digitalizada;
- (3) cálculo da FTM de amostragem, a partir da equação (1);
- (4) implementação de uma função de processamento (função filtro) no domínio espacial, e subsequente cálculo de sua transformada de Fourier para obtenção da FTM_{proces} ;
- (5) determinação da FTM devida à "abertura do display" d (o tamanho linear do pixel do sistema de saída final), através do mesmo procedimento de cálculo descrito em 1) acima; também nesse caso, foi feita a consideração de que essa abertura tenha o mesmo valor em ambas as direções.

Deve-se ressaltar que todos os procedimentos aqui levaram em consideração o caso unidimensional simplesmente porque, para uma análise bidimensional, deve-se, na prática, apenas ampliar os cálculos para mais uma dimensão. O valor final de cada FTM nada mais é que o produto de cada função determinada do

mesmo modo para cada direção (x e y), e que podem ter a mesma característica, desde que a abertura de amostragem e a abertura do *display* sejam fisicamente quadradas; e a função de chaveamento bidimensional passa a ter sua definição ampliada para:

$$III(u, v; \frac{1}{\Delta x}, \frac{1}{\Delta y}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \sum_{m=-\infty}^{\infty} \delta(u - \frac{n}{\Delta x}, v - \frac{m}{\Delta y}) \quad (6)$$

que, por sua vez, pode ser apenas um duplo somatório, desde que a distância de amostragem seja a mesma em ambas as direções de varredura.

Desse modo, para obtenção da FTM simulada final, o procedimento consiste em, inicialmente, introduzir a FTM analógica obtida a partir do equipamento radiográfico convencional (até a saída considerada no sistema de registro) e multiplicá-la pela FTM devida à abertura de amostragem (FTM_{aa}), a fim de produzir a chamada FTM pré-amostrada. A convolução desta última com a função de chaveamento, calculada a partir do valor de Δx , produzirá a FTM de amostragem, característica do sistema de digitalização. Em seguida, esse resultado será multiplicado pela FTM devida ao processamento (se existir), e pela FTM_d , determinada por meio da informação técnica sobre o nível de resolução espacial do monitor de vídeo de saída. A Figura 3 mostra um diagrama em blocos desse processamento, cuja implementação foi feita em MATLAB (MathWorks, EUA).

Testes práticos

O procedimento de simulação descrito nessa etapa foi verificado na prática a partir de imagens obtidas em

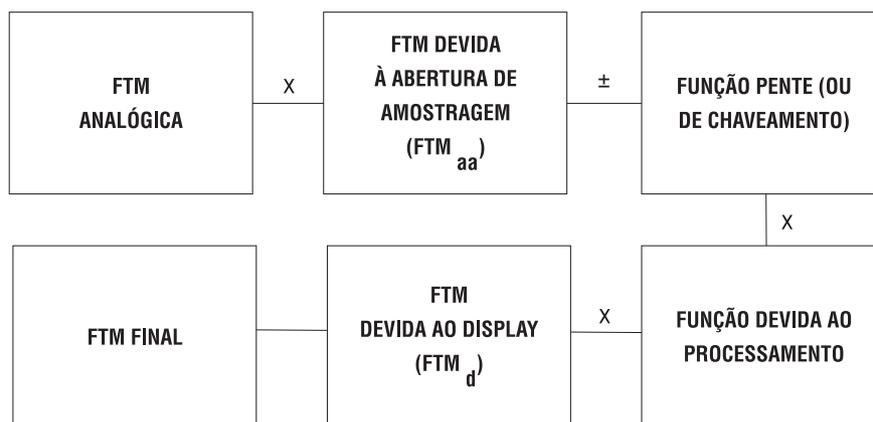


Figura 3 - Diagrama esquemático das etapas do procedimento de simulação para determinação da influência da FTM devida ao bloco digital do sistema radiográfico. **Figure 3** - Diagram showing the steps regarding the simulation procedure for determining the MTF influence due to the radiographic system digital section.

sistemas radiográficos convencionais, binarizadas em um digitalizador existente em nosso laboratório, modelo UMAX Powerlook II, com capacidade de digitalização em níveis de até 12 bits e resolução espacial máxima de 600 dpi. Para tanto, digitalizou-se uma imagem de fenda exposta em contato com o plano imagem. Assim, uma fenda com menos de 20 μm de largura feita em placas de chumbo foi exposta com níveis operacionais apropriados (35 kVp, 100 mAs) para produzir um grau de escurecimento tal que a região mais escura, que recebeu toda a radiação, correspondesse a uma densidade óptica aproximadamente de 2,0, num filme Kodak TMG, inserido num chassi radiográfico sem *écran* intensificador. Tal exposição foi feita num mamógrafo Philips Mammodiagnost do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto, e o filme foi revelado automaticamente numa reveladora Kodak X-Omat operando a cerca de 35° C.

A imagem revelada foi, então, digitalizada no "scanner" UMAX a 600 dpi (42 μm de resolução) e sua avaliação seguiu o método convencional para obtenção da FTM correspondente (Giger e Doi, 1984; Fujita *et al.*, 1992). Tal resultado, portanto, corresponde à FTM de amostragem real, já como conseqüência do efeito do sistema original de registro (o filme) e de todo o processo de digitalização. Desse modo, a sistemática adotada para validação da simulação foi a seguinte: (a) determinação da FTM analógica – a partir da imagem de fenda – utilizada como entrada para o procedimento de simulação computacional; (b) obtenção da FTM de amostragem simulada; (c) digitalização da imagem de fenda inclinada no digitalizador sob investigação; (d) análise densitométrica para determinação da FEL e, conseqüentemente, da FTM a partir daquela imagem de fenda digitalizada; e (e) comparação entre a FTM simulada e a obtida pelo processo convencional.

Resultados

Considerando os procedimentos descritos nas seções anteriores, o programa em MATLAB pode utilizar, como entrada, um arquivo correspondente aos dados da FTM analógica, e solicita, ainda, os dados referentes à abertura de amostragem, distância de amostragem, abertura do *display*, além de características de um filtro de processamento. Em nosso caso, foi considerado um particular filtro de mascaramento, cuja correspondente FTM é dada por:

$$FTM_{\text{proces}} = 1 + K[1 - \sin c(\pi Nu)] \quad (7)$$

onde K é um fator de peso e N é o tamanho da máscara. Tal filtro foi introduzido no processo apenas para avaliação do efeito de uma particular técnica de processamento na FTM final, muito embora não seja o único tipo de filtro ou de técnica utilizada em outros trabalhos de processamento em imagens mamográficas, por exemplo.

Os dados solicitados pelo programa devem ser obtidos a partir de informações correspondentes aos equipamentos sob análise. Para o digitalizador UMAX Powerlook II, utilizou-se os dados do fabricante quanto aos valores da abertura de amostragem - 42 μm para a resolução de 600 dpi, por exemplo - e de distância de amostragem - 45 μm , calculada a partir das informações de velocidade e quantidade de linhas da varredura. Do mesmo modo, foi considerado um valor de 280 μm para a abertura do *display*, a partir de um monitor de vídeo típico do microcomputador ao qual o digitalizador está acoplado. Os resultados foram inicialmente obtidos para as condições acima, desconsiderando a existência de algum filtro de processamento. Algumas curvas obtidas dessa simulação estão ilustradas na Figura 4, onde os resultados não levam em consideração qualquer FTM analógica de entrada. As nomenclaturas utilizadas na apresentação dos gráficos correspondem aos conceitos descritos inicialmente, ou seja, a FTM de pré-amostragem traz o efeito da abertura de amostragem sobre a FTM analógica (que, para o caso específico da Figura 4, é considerada inexistente), a FTM de amostragem já envolve o efeito também da distância de amostragem e o Resultado Final corresponde à inserção também do efeito da abertura do *display*.

Um importante resultado é retratado nas Figuras 5 e 6 onde pode ser feita a comparação entre a FTM simulada e a real. Na Figura 5, é apresentada a FTM obtida através dos procedimentos de simulação, considerando apenas os dados técnicos do nosso sistema digitalizador (abertura = 42 μm e distância = 45 μm para a amostragem). A FTM analógica de entrada foi obtida a partir da avaliação da imagem de fenda. A Figura 6 retrata, por sua vez, a FTM digital obtida experimentalmente; nesse caso, a digitalização foi feita a partir daquela mesma imagem real de fenda obtida no mamógrafo Philips, e a FTM final foi determinada pelo processo digital convencional (Giger e Doi, 1984; Fujita *et al.*, 1992), a partir da leitura da imagem de fenda sobre uma média de cerca de 1000 linhas de varredura.

A comparação imediata entre as curvas das Figuras 5 e 6 permite notar uma concordância bastante razoável entre ambas, ocorrendo um pequeno des-

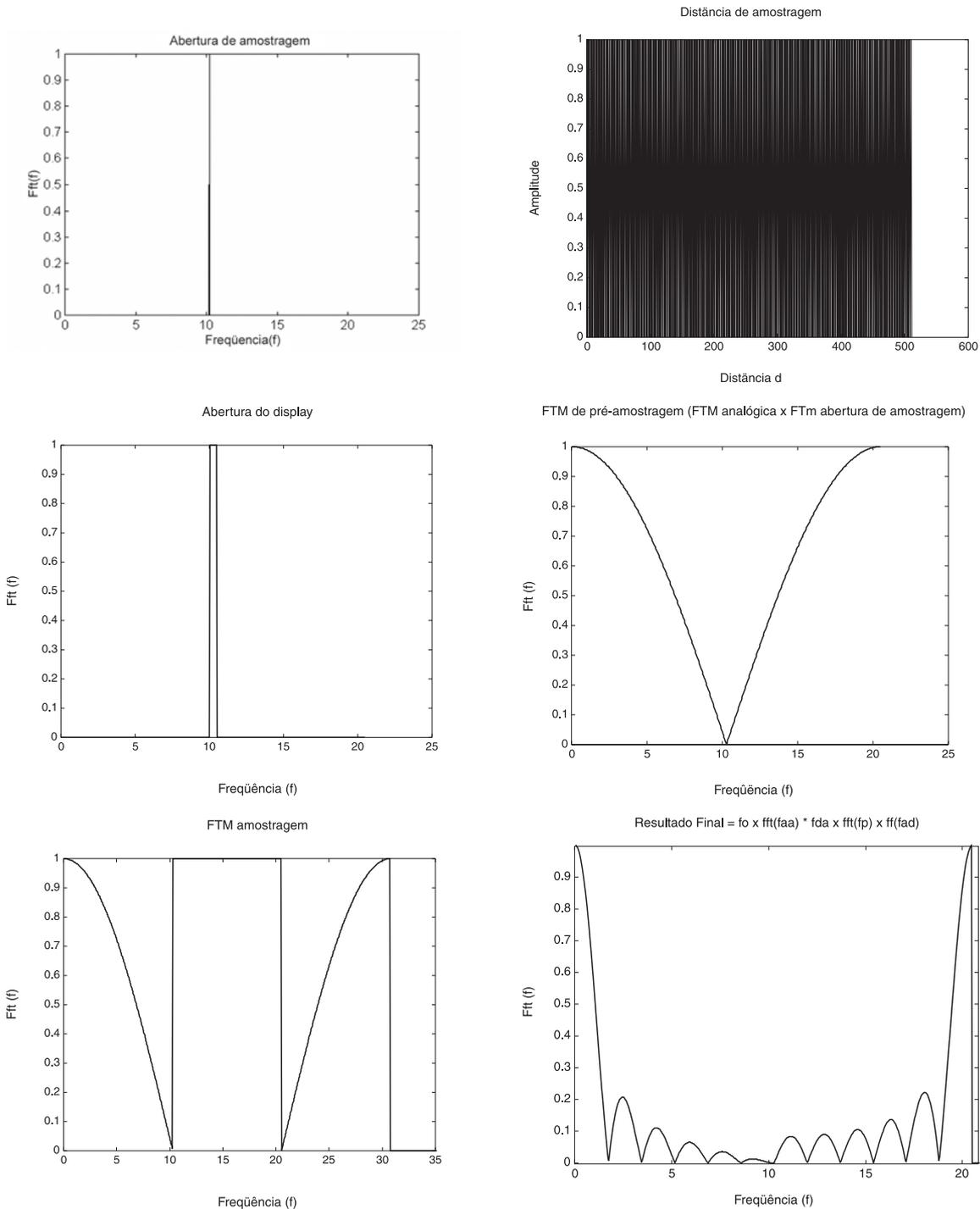


Figura 4 - Resultados da simulação para o sistema digitalizador utilizado. Gráficos (a), (b) e (c): funções simuladas correspondentes à abertura de amostragem (42 μm), distância de amostragem (45 μm) e abertura do *display* (280 μm), respectivamente. Gráficos (d), (e) e (f): FTM's simuladas resultantes para o efeito da abertura de amostragem (FTM de pré-amostragem), mais o efeito da distância de amostragem (FTM de amostragem) e mais o efeito também do *display* (resultado final). **Figure 4** - Simulation results for the digitizer system used in this work. Graphs (a), (b) and (c): simulated functions corresponding to the sampling aperture (42 μm), sampling distance (45 μm) and display aperture (280 μm), respectively. Graphs (d), (e) and (f): simulated MTFs corresponding to the effect of the sampling aperture (pre-sampling MTF), in addition to the effect of sampling distance (sampling MTF) and also to the effect of the display (final result).

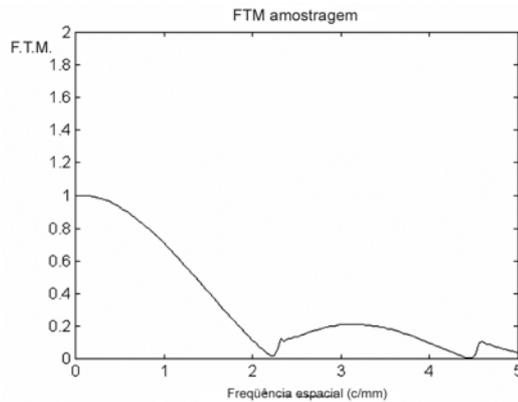


Figura 5 - FTM digital simulada determinada a partir da FTM analógica obtida da imagem de fenda em contato com o filme. Dados para a simulação: abertura de amostragem = 42 μ m; distância de amostragem = 45 μ m (largura medida da imagem de fenda original = 0,25 mm). **Figure 5** - Simulated digital MTF determined from the analog MTF obtained from the image of a slit closely on the image plane (film). Simulation data: sampling aperture = 42 μ m; sampling distance = 45 μ m (original slit image measured width = 0.25 mm).

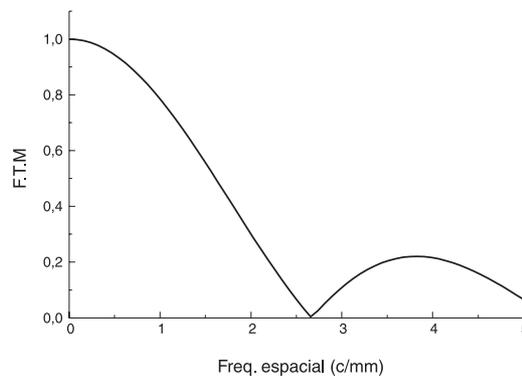


Figura 6 - FTM digital obtida experimentalmente a partir da digitalização da imagem de fenda no digitalizador UMAX Powerlook II. **Figure 6** - Digital MTF experimentally obtained from the slit image digitization by a UMAX Powerlook II scanner.

vio na faixa de alta freqüência (primeiro mínimo da FTM simulada está aproximadamente em 2,2 c/mm, enquanto que para a experimental em cerca de 2,6 c/mm). A boa equivalência entre ambas as curvas é mais perceptível na faixa de freqüências abaixo de 2,0 c/mm, justamente a que corresponde ao nível de atenuação menor do sinal (região acima de 0,2 no eixo F.T.M.).

Finalmente, na Figura 7, são apresentados resultados que levam em consideração o efeito de filtros de processamento sobre o comportamento global do sistema. Utilizou-se, ainda, uma FTM analógica como entrada, considerada como a FTM geral do sistema mamográfico mencionado anteriormente (Mammodiagnost Philips) e que tem embutidos os efeitos da perda de nitidez geométrica (FTM devida ao ponto

focal) e do sistema de registro empregado (filme Kodak TMG).

Discussão

Os procedimentos adotados aqui são aplicáveis a qualquer sistema de produção de imagem radiográfica digital, já que qualquer parâmetro que mude em relação aos utilizados no presente trabalho deve seguir a mesma metodologia de análise aqui discutida. Em outras palavras, uma vez estabelecida a relação espacial desse parâmetro com a correspondente entrada, fica simples determinar seu efeito no domínio da freqüência e introduzir a correspondente FTM a ele devida no sistema em cascata que leva à FTM geral, conforme esquema representado na Figura 3. Por exemplo, se considerar-mos um sistema detector com-

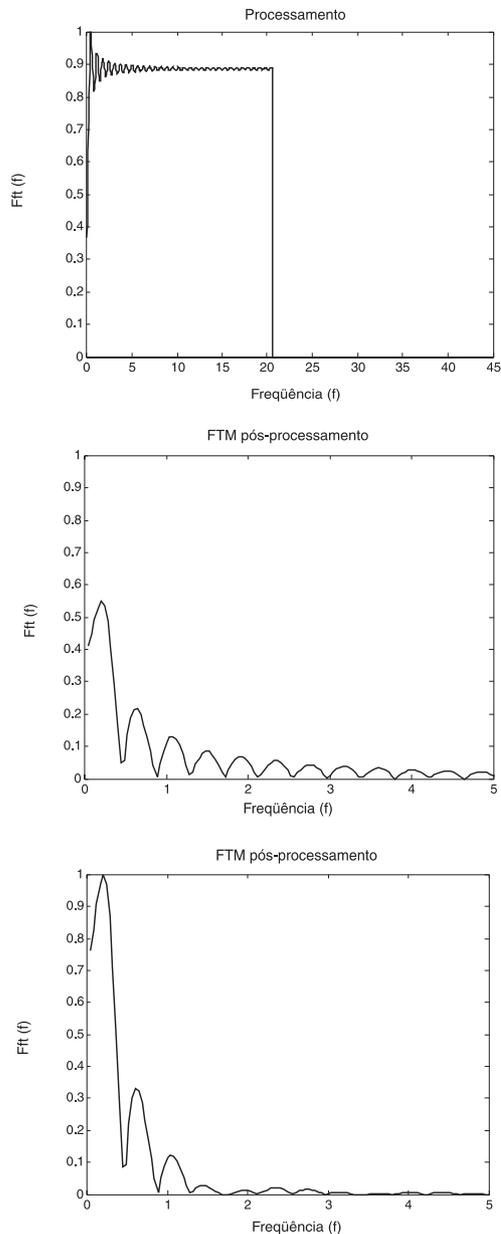


Figura 7 - FTM's resultantes, considerando o efeito de um filtro de processamento: (a) gráfico mostrando o filtro de mascaramento descrito na função mostrada na eq. (7), com $K = 1,5$ e $N = 3,0$; (b) FTM resultante do produto entre a FTM de amostragem e a FTM devida ao filtro; (c) FTM final, resultante do produto entre a FTM pós-processamento e a devida à abertura do *display* (FTM_d). **Figure 7** - Resulting MTFs, by considering an image processing filter effect: (a) graph showing the mask filter described by eq. (7), with $K = 1.5$ and $N = 3.0$; (b) MTF resulting from the multiplication between the sampling MTF and the MTF due to the filter; (c) final MTF, resulting from the multiplication between the post-processing MTF and that due to the display aperture

posto por um arranjo linear de sensores, a abertura de amostragem corresponde à área sensível do sensor, e a distância de amostragem será dada pela distância entre os centros de dois sensores adjacentes. Caso o tamanho desses sensores seja muito pequeno, pode-se considerar sua correspondente FTM como unitária, já que efeitos de outros parâmetros do sistema serão muito mais significativos para a degradação da imagem.

Alguns detectores de radiação empregados em sistemas de radiografia digital utilizam um processo formado por uma camada fosfórica ou equivalente, que transforma os raios-X em luz visível a qual é conduzida a detectores foto-sensíveis, que “digitalizam” a informação. Nesse caso, a principal causa de degradação dessa camada é a difusão de luz que, entretanto, pode ser avaliada da mesma maneira que combinações *écran*-filme, já que tais camadas são comparáveis em termos de espessura e propriedades óticas aos *écrans* convencionais. Além disso, quando sistemas compostos por intensificadores de imagem e câmeras de TV são empregados como receptores do feixe de radiação, a distância de amostragem e a FTM da abertura de amostragem efetiva podem ser estimadas a partir do tamanho do campo e do número de pixels da imagem. Enfim, pode-se considerar que o estudo descrito aqui, embora aplicado especificamente ao sistema formado pelo equipamento radiográfico convencional e pelo digitalizador de filmes acoplado a um microcomputador e monitor de vídeo, tem condições de ser estendido a qualquer sistema radiográfico digital.

Outro aspecto a ser considerado diz respeito à questão da sub-amostragem dos dados, que é a causa do efeito de *aliasing*, a sobreposição de sinais. De acordo com Sones e Barnes, 1984, o espectro de um sinal amostrado é uma extensão periódica do espectro do sinal real. Quando ocorre uma subamostragem, os espectros “laterais” ao espectro centrado na frequência zero começam a se sobrepor, tornando impossível recuperar o sinal original a partir de suas amostras. Essa subamostragem ocorre quando a frequência de amostragem é inferior à frequência de Nyquist. Esse efeito diminui à medida que aumenta o tamanho da abertura de amostragem, por causa da conseqüente redução das componentes de alta frequência da FTM analógica pela ação daquela abertura. De acordo com Giger e Doi, 1984, a sub-amostragem produz os efeitos de *aliasing* com uma superposição de componentes de alta e de baixa frequência tal que causa um falso aumento na FTM digital (porque não se deve a um

aumento nas propriedades de resolução do sistema). Quando a abertura de amostragem é maior que a distância de amostragem, o falso aumento na FTM digital diminui, ilustrando o compromisso entre *aliasing* e borramento e a conseqüente necessidade de se estabelecer a escolha apropriada dos tamanhos relativos desses parâmetros. Como esses parâmetros afetam diferentemente a FTM, o termo *pixel* deve ser entendido da forma usualmente considerada apenas se abertura e distância de amostragem tiverem basicamente o mesmo valor. Isso é válido nesse estudo, uma vez que o digitalizador que foi empregado nos testes apresenta valores praticamente idênticos desses parâmetros (42 e 45 μm , respectivamente, para digitalização em 600 dpi).

Outro efeito interessante de se notar é o da abertura do *display*, que, na verdade, corresponde à resolução espacial do dispositivo de apresentação da imagem final. O aumento do tamanho da abertura do *display*, comparado com os outros parâmetros, afeta significativamente a FTM final, como era de se esperar; não adianta, então, alta resolução de digitalização da imagem, se o *display* não tem poder de resolução semelhante para reproduzir os dados amostrados. Quanto à simulação com os dados dos dispositivos que foram utilizados nos testes, esse efeito é bem mais significativo, dada a diferença existente entre os valores dos parâmetros do digitalizador e do *display* empregado (com uma abertura cerca de seis vezes maior).

No que se refere ao processamento, interessante é se destacar a possibilidade de previsão do comportamento global da qualidade da imagem a partir da introdução de uma particular técnica de processamento, apenas simulando suas propriedades fundamentais, o que possibilita, então, prever como introduzir técnicas especiais para realçar aspectos de interesse na imagem digitalizada.

Verifica-se ainda que dois sistemas radiográficos digitais com diferentes parâmetros digitais podem apresentar FTMs gerais semelhantes, embora não necessariamente produzam a mesma distribuição de imagem para o mesmo objeto. Entendendo em termos práticos: se dois digitalizadores com mesmo valor de abertura de amostragem (área do sensor) apresentarem diferentes distâncias de amostragem, ou seja, diferentes valores do deslocamento do sensor durante a varredura, o que apresentar maior deslocamento, produzirá uma imagem com mais sobreposições de componentes de alta frequência.

A análise conduzida aqui restringiu-se ao espaço unidimensional, mas, conforme já comentado anteri-

ormente, estendê-la a duas dimensões representa apenas extrapolar em mais uma direção todos os procedimentos aqui discutidos, sem prejuízo algum. Nesse caso, é até bem válido dizer que, para muitos dos sistemas digitais que podem ser avaliados pela metodologia aqui estudada, a avaliação bidimensional seria apenas uma duplicação da análise unidimensional conduzida, visto que muitas das propriedades e parâmetros têm características simétricas, como, por exemplo, aberturas de amostragem e de *display* quadradas, mesma distância de amostragem nas direções X e Y, etc.

Os procedimentos de simulação desenvolvidos permitiram não só reproduzir resultados de outros estudos como tiveram sua validade comprovada na comparação entre a FTM digital simulada e a obtida experimentalmente pela digitalização da imagem de fenda em contato com o plano imagem. Isso nos permite concluir pela viabilidade dessa ferramenta que se torna agora disponível, e que se pode tornar importante notadamente em função do aumento não só do uso de técnicas digitais e sistemas digitalizadores em processamento de imagens radiográficas convencionais, como também da disponibilidade de equipamentos digitais completos para obtenção da imagem radiológica, como angiógrafos e mamógrafos. A utilização desses procedimentos poderá ser de valia na previsão do comportamento desses equipamentos, sem a necessidade de testes experimentais complicados e sem demandar mais do que alguns minutos do sistema - para aquisição, por exemplo, de uma imagem de fenda -, possibilitando, então, a avaliação completa da sua qualidade e, portanto, da imagem por ele produzida.

Referências bibliográficas

- Burgess, A. (1979). "A mammography quality assurance test program". *Radiology*, v. 133, p. 491-495.
- Doi, K.; Holje, G.; Loo, L.-N.; Chan, H.-P.; Sandrick, J. M.; Jennings, R. J.; Wagner, R. F. et al. (1982). "MTF's and Wiener spectra of radiographic screen film systems Part I: Interlaboratory comparison of measurements", *HHS Publication FDA 82 8187*, p. 6-38.
- Fujita, H.; Tsai, D.; Itoh, T.; Doi, K.; Morishita, J.; Ueda, K.; Ohtsuka, A. (1992). "A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography". *IEEE, Transactions on Medical Imaging*, v. 11, p. 34-39.
- Gannon, F. E. et al. (1983) "Breast radiography: phantom, equipment performance, and radiation dosage comparisons for 28 major mammography centers in the Midwest". *Radiology*, v. 149, p. 579-582.
- Giger, M.L.; Doi, K. (1984). "Investigation of basic imaging properties in digital radiography. I. Modulation transfer function". *Medical Physics*, v. 11, p. 287-295.

- Haus, A. G.; Rossmann, K.; Vyborny, C.; Hoffer, P. B.; Doi, K. (1977). "Sensitometry in Diagnostic Radiology, Radiation Therapy and Nuclear Medicine". *Journal of Applied Photog. Engineering*, v. 3, n. 3, p. 114-124.
- Karila, K.T.K. (1988). "Quality control of mammographic equipment: a 5-year follow-up". *British Journal of Radiology*, v. 61, p. 1155-1167.
- Metz, C.E.; Doi, K. (1979). "Transfer Function Analysis of Radiographic Imaging Systems". *Physics in Medicine and Biology*, v. 24, n. 6, p. 1079-1106.
- Ohara, K.; Doi, K.; Metz, C. E.; Giger, M. L. (1989). "Investigation of basic imaging properties in digital radiography". *Medical Physics*, v. 16, p. 14-21.
- Rossmann, K. (1969). "Point spread function, line spread function and modulation transfer function". *Radiology*, v. 93, p. 257-272.
- Schiabel, H.; Frère, A. F.; Marques, P. M. A. (1997). "The modulation transfer function - a simplified procedure for computer-aided quality evaluation in mammography". *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, v. 16, n. 4, p. 93-101.
- Schiabel, H. (2000) "Modulation transfer function for quality assurance of mammographic systems: a "quality relative index" for expressing radiographic system quality - *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, v. 19, n. 4, p. 96-110.
- Sones, R. A.; Barnes, G.T. (1984). "A method to measure the MTF of digital X-ray systems". *Medical Physics*, v. 11, p. 166-171.

