Campus de São Carlos

"Caracterização da região ótima de sistemas mamográficos
através de simulação baseada no método das funções de
transferência de modulação"

Autora:

Isaura Nelsivânia Sombra Oliveira

Orientador:

Prof. Dr. Homero Schiabel

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

✓

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

**CARACTERIZAÇÃO DA REGIÃO ÓTIMA DE
SISTEMAS MAMOGRAFICOS ATRAVÉS DE
SIMULAÇÃO BASEADA NO MÉTODO DAS
FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIA DE
MODULAÇÃO**

ISAURA NELSIVÂNIA SOMBRA OLIVEIRA

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia
de São Carlos, da Universidade de São Paulo,
como parte dos requisitos para obtenção do Título
de Mestre em Engenharia Elétrica.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Homero Schiabel

DEDALUS - Acervo - EESC

31100036044

**São Carlos
1997**

Class.	TESE - EESC
Curr.	4033
Tombo	T174/97

st 0934367

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca - EESC-USP

Oliveira, Isaura Nelsivânia Sombra
048c Caracterização da região ótima de sistemas
mamográficos através de simulação baseada no
método das funções de transferência de
modulação / Isaura Nelsivânia Sombra Oliveira. --
São Carlos, 1997.

Dissertação (Mestrado) -- Escola de Engenharia
de São Carlos-Universidade de São Paulo, 1997.
Área: Engenharia Elétrica
Orientador: Prof. Dr. Homero Schiabel

1. Função de transferência de modulação.
2. Mamografia. 3. Ponto focal. 4. Controle de
qualidade. 5. Imagens médicas. 6. LSF. 7. PSF.
I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Candidata: Engenheira **ISAURA NELSIVANIA SOMBRA OLIVEIRA**

Dissertação defendida e aprovada em 09-9-1997
pela Comissão Julgadora:

Prof. Doutor **HOMERO SCHIABEL (Orientador)**
(Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo)

Prof. Doutor **PAULO MAZZONCINI DE AZEVEDO MARQUES**
(Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo)

Profa. Doutora **ADELAIDE DE ALMEIDA**
(Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo)

Prof. Doutor **DENIS VINICIUS COURY**
Coordenador da Área de Engenharia Elétrica

Prof. Titular **JOÃO VITOR MOCCELLIN**
Vice-Presidente da Comissão de Pós-Graduação
em exercício

Aos meus pais Nélson e Lourdinha

Esta pesquisa teve o apoio financeiro da FAPESP-
Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo.

AGRADECIMENTOS

À Deus, sem o qual nada seria possível.

À meus pais e meus irmãos pelo apoio e confiança.

Aos meus sobrinhos, de quem tenho tanta saudades.

Ao professor Homero Schiabel pela orientação e pelo conhecimento sobre o assunto, que foi fundamental para o desenvolvimento deste trabalho.

À professora Annie France Frère Slaets pelo exemplo.

Ao amigão Ricardo Luiz Villela pela ajuda na parte computacional e pelos biscoitos e chocolates que trazia para as meninas do LADI.

Ao Paulo M. A. Marques e Henrique Oliveira pelas discussões sobre o trabalho.

À Adelaide de Almeida da FFCLRP/USP, pelos “phantoms” emprestados.

Ao Dr. Heitor da FFCLRP/USP pelos artigos emprestados.

Ao Carlos Mourão por saber lidar com o humor das impressoras .

Ao Ricardo Ferrari e Sérgio Kinoshita, por conseguirem arrancar sorrisos mesmo nas horas mais difíceis.

À Katarine Souza Ramalho por ter passado de engenheira à enfermeira.

À todo o pessoal do LADI, William Miyagi, Márcio Marques, Fátima Nunes, Lara dos Santos, Rogério Florian, Márcia Silva, Kátia Shibuya, Marcelo Vieira, Ricardo Irita, Renata Arantes, Daniel Gomes, Marcelo Campos, Naidier Porcel e Rodrigo Benati, pelas horas de companheirismo.

Às irmãs do Colégio São Carlos pelas portas sempre abertas.

Ao pessoal da Paróquia N. Sra. de Fátima, pela amizade calorosa.

Aos amigos de Campina Grande e de Fortaleza pelos e-mails.

Aos funcionários do Departamento de Engenharia de Elétrica da USP .

À Eliana, Ricardo e Patrícia da xerox do CAASO, pela ajuda na organização dos exemplares.

E ao Sérgio Daher ...

RESUMO

O presente projeto de pesquisa trata da investigação detalhada dos aspectos relacionados à “Região Ótima” do campo de radiação, particularmente voltada a sistemas mamográficos. Tal região foi definida em pesquisas anteriores como a faixa do campo onde o sistema apresenta sua melhor performance em termos de resolução espacial, produzindo, portanto, imagens mais nítidas. A investigação aqui proposta tomará por base a associação de dois métodos de avaliação de sistemas de imagem radiológica, que empregam simulação computacional para determinar as Funções de Transferência de Modulação (FTMs) - método de simulação a partir da FEL [SCHIABEL92] e método de simulação a partir da FEP [MARQUES92] - devidas ao ponto focal em diversas orientações e posições do campo. A finalidade é propor um método de prever a existência e extensão da Região Ótima, bem como seu significado prático para a nitidez da imagem e para a utilização de equipamentos mamográficos não isotrópicos, através de comparações entre os modelos de simulação. A comprovação prática dos resultados e das conclusões foi complementada com avaliações de imagens radiográficas feitas com “phantoms”.

ABSTRACT

The propose of this work is to make a detailed investigation related with the optimum region aspects of x-rays radiation fields, specially in mammographic systems. Previous researches defined the optimum region as a field range where the system produces the best performance and best sharpened images. This investigation is based on the association of two analysis methods of radiological imaging systems which use computational simulation to determine the focal spot Modulation Transfer Function (MTF) - simulation method of Spread Line Function [SCHIABEL92] and simulation method of Spread Point Function [MARQUES94] - in several orientations and x-ray field positions. The intent is to propose a method to preview the existence of the optimum region, as well its practical meaning for the image sharpness and the utilization of a non-isotropic mammographic equipment, through comparison between both simulation models. The practical validation of the results and conclusions was complemented with the valuation of some radiographic images made with "phantoms".

ÍNDICE

1. Introdução	01
2. Análise de sistemas de imagem radiológica	04
2.1 Princípios da análise de sistemas de imagem pelas funções de transferência	04
2.1.1. A Função Espalhamento de Ponto	06
2.1.2. A Função Espalhamento de Linha	09
2.1.3. A Função de Transferência Ótica e Função de Transferência de Modulação	12
2.2. Métodos experimentais para obtenção da FEL e da FTO	18
2.3 Avaliação de sistemas radiológicos através das funções de transferência	20
2.3.1. Método tradicional	20
2.3.2. Novos métodos tradicionais	25
2.4. Avaliação de sistemas radiológicos através de objetos de teste (“phantoms”)	27
2.5. Técnicas de compressão de mamas	32
2.5.1 Projeções de imagem e técnicas de compressão	33
2.6. Conclusões	37
3. A característica de campo	39
3.1. A característica de campo	39
3.2. A magnificação radiográfica	45
3.3. O ponto focal de sistemas radiológicos	49
3.3.1. Métodos de avaliação do ponto focal	49
3.3.2. Variações da distribuição e do tamanho do ponto focal	57
3.4. Conclusões	61

4. Simulações computacionais para obtenção das FTMs em sistemas de imagem radiológica	63
4.1. Avaliação de sistemas de imagem radiológica através de FELs simuladas	63
4.1.1. Cálculo da FEL uniforme	65
4.1.2. Determinação das FTMs	66
4.2. Determinação da região ótima a partir das FTMs	70
4.3. Avaliação do sistema de imagem de raios-X através de FEPs simuladas	75
4.3.1. Obtenção das FEPs simuladas	75
4.3.2. Obtenção e filtragem da FTM	78
4.4. Conclusões	84
5. Avaliação das regiões do campo em equipamentos mamográficos por análise das FTMs	85
5.1. Objetivo desta pesquisa	85
5.2. Avaliação dos métodos de simulação de FTMs a partir da FEL e da FEP	85
5.3. Análise a partir da simulação da FEL	86
5.3.1. Avaliação da Região Ótima a partir da frequência de primeiro mínimo e dos saltos das FTMs	94
5.4. Análise a partir da simulação da FEP	95
5.5. Resultados da avaliação pela simulação das FEPs	102
5.5.1. Mammodiagnost Philips	102
5.5.2. CGR I	103
5.5.3. Mammomat Siemens	104
5.5.4. CGR II	104
5.5.5. CGR III	105
5.6. Refinamento das orientações no levantamento das FTMs pela simulação das FEPs	106

5.7. Conclusão	113
6. Avaliação de regiões a partir de imagens de “phantoms”	118
6.1. Análise de regiões a partir de imagens de “phantoms”	118
6.2.Região Ótima segundo as simulações e segundo imagens de “phantoms” de resolução	129
6.2.1. Região Ótima do Mammodiagnost Philips	129
6.2.2. Região Ótima do CGR I	131
6.2.3. Região Ótima do Mammomat Siemens	131
6.2.4. Região Ótima do CGR II	134
6.3. Obtenção das imagens com “phantoms” mamográficos	136
6.4. Conclusões	138
7. Programa final	139
7.1. Algoritmo para determinação da Região Ótima	139
7.2. Descrição do programa	140
7.3. Resultados	140
7.4. Conclusões	145
8. Referências bibliográficas	147
8.1 Referências bibliográficas	147
8.2. Sugestões para trabalhos futuros	155
Apêndice I	156

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Entre os métodos apresentados na literatura para avaliação de qualidade de sistemas de imagem radiológica ao longo dos últimos 20 anos, destaca-se o das funções de transferência, considerado o mais completo e preciso. Sua formulação básica é a determinação da Função de Transferência de Modulação (FTM) do sistema a partir da aplicação da Transformada de Fourier à Função de Espalhamento de Linha (FEL) ou à Função de Espalhamento de Ponto (FEP), proporcionando informações sobre a resolução espacial e sendo usado para prever a saída de um sistema a partir de uma dada entrada, em termos de sua resposta em frequência espacial.

Outros métodos, como o dos “phantoms” (objetos de teste especificamente elaborados para simular determinadas estruturas anatômicas), são aplicados pelos profissionais que se dedicam ao controle de qualidade de sistemas radiográficos; todavia, a subjetividade intrínseca à análise do observador é o problema crucial que faz com que tais métodos não possam ser considerados como os mais precisos ou completos, apesar de sua boa aceitabilidade.

O grande problema associado ao método das FTMs é a complexidade experimental inerente ao modo como ele foi inicialmente proposto, principalmente em razão da necessidade de superar os requisitos de linearidade e invariância espacial necessários à sua aplicação. Contudo, na prática, o uso da FTM permite avaliar as distorções causadas pela perda de resolução na distribuição da imagem em relação à distribuição do objeto, que se originaram a partir de imperfeições no sistema de imagem.

Entretanto, K. Rossmann, em [ROSSMANN 69] enfatizava que não se pode ignorar a característica bidimensional para sistemas não isotrópicos e, se entradas

unidimensionais forem usadas para medir a característica de transferência de modulação, elas devem ser colocadas em todas orientações possíveis no plano-objeto. Em termos práticos, isso significa obter a FTM em todas as orientações possíveis, o que implica obter FTMs (ou de diversas FELs) - a partir de imagens de fenda orientada em diversas direções no campo - ou a partir da aplicação da Transformada bidimensional de Fourier à FEP - determinada, por sua vez, pela imagem do ponto focal obtida com câmara de orifício.

Além disso, como mostrava K. Doi em [DOI77.a], em função da inclinação do alvo dos tubos de radiodiagnóstico, o tamanho efetivo do ponto focal no campo diminui em direção ao anodo e aumenta na direção contrária. Por isso, a investigação da performance do sistema pelas funções de transferência não só deve considerar as diversas orientações como também as diversas posições no campo. Para tanto, é necessário considerar as diversas e diferentes FEPs para cada sistema, a partir das quais podem ser determinadas as correspondentes FTMs.

Em um outro trabalho, H. Schiabel, A. F. Frère e P. M. A. Marques ([SCHIABEL 93.a]) discutiram a necessidade de se determinar FELs em diversas orientações, pois a variação entre as FTMs intermediárias à perpendicular e à paralela não é linear. Nesse trabalho, um aspecto importante foi ressaltado em relação à avaliação de sistemas radiográficos não isotrópicos: a possibilidade de identificar, pelas FTMs, faixas de orientação no campo onde o sistema apresenta melhor performance, produzindo imagens mais nítidas. A essas faixas de orientação foi dada a denominação de Região Ótima. Assim, a partir do desenvolvimento de métodos de simulação computacional para levantamento das FTMs, apresentados por Schiabel e Frère em [SCHIABEL 93.b] e por Marques em [MARQUES 94], a dificuldade prática de se determinar FELs em diversas orientações e FEPs em diferentes posições do campo foi suprimida. Desse modo, a associação desses dois métodos possibilitaria investigar com mais detalhes os aspectos relacionados à Região Ótima em função da resolução geométrica (desconsiderando questões ligadas ao ruído e/ou ao contraste), tais como sua determinação, extensão, significado prático para a nitidez da imagem radiográfica e até para a utilização do equipamento. Seria, portanto, de grande interesse tanto para o controle de qualidade em si como para o próprio conhecimento

do radiologista, investigar a fundo a Região Ótima em sistemas mamográficos (bastante suscetíveis aos problemas de perda de nitidez geométrica), com ênfase na previsão de sua extensão.

Por isso a presente pesquisa dedica-se ao estudo da Região Ótima, baseado nas pesquisas prévias de [SCHIABEL 93.a], [SCHIABEL 93.b] e [MARQUES 94], propondo um método para sua determinação e avaliação, direcionado aos sistemas mamográficos.

A disposição dos capítulos desse trabalho traz a seguinte abordagem:

- Capítulo 2: estudo sobre os métodos de avaliação de qualidade de sistemas radiográficos, com ênfase na análise pelas funções de transferência e suas aplicações, além de avaliação de métodos empregando “phantoms”, e de um estudo sobre técnicas de compressão de mama;
- Capítulo 3: a influência da característica de campo, do ponto focal e da técnica de magnificação na nitidez da imagem radiográfica;
- Capítulo 4: descrição e discussão dos métodos de simulação computacional para levantamento das FTMs e sua relação na determinação da Região Ótima.
- Capítulo 5: avaliação das regiões do campo em equipamentos mamográficos por análise das FTMs.
- Capítulo 6: avaliação comparativa dos resultados das simulações das FTMs a partir das FELs e FEPs com imagens de “phantoms” .
- Capítulo 7: elaboração de um programa de determinação da Região Ótima do campo de radiação mamográfico, conclusões.
- Capítulo 8 : revisão bibliográfica, sugestões para pesquisas futuras.
- Apêndice com imagens de FTMs bidimensionais de algumas posições no campo, obtidas em diferentes equipamentos .

CAPÍTULO 2

ANÁLISE DE SISTEMAS DE IMAGEM RADIOLÓGICA

Dentre os vários métodos de análise de sistemas de imagem, os de maior interesse a esta pesquisa são aqueles que utilizam “phantoms” e a teoria das Funções de Transferência, que por sua vez, serão melhor estudados neste capítulo.

2.1. PRINCÍPIOS DA ANÁLISE DE SISTEMAS DE IMAGEM PELAS FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIA

O método das funções de transferência foi primeiramente aplicado na avaliação de sistemas eletrônicos, precisamente sistemas de comunicações, analisando suas respostas em frequência (cuja unidade é ciclos/segundo ou simplesmente Hertz) . Posteriormente este princípio foi aplicado no estudo de sistemas óticos e fotográficos, onde a análise da resposta era feita em termos de frequência espacial (esta em ciclos/ mm).

Desde a década de 60, quando esta técnica foi introduzida na área de radiografia médica, os aspectos teóricos e práticos de sua aplicação vêm sendo detalhadamente desenvolvidos. Nesta época alguns trabalhos sobre funções de transferência foram publicados ([MORGAN62], [ROSSMANN63], [ROSSMANN64], [LUBBERT67], [TAKENAKA68]), mas só em 1969 Kurt Rossmann revisou em [ROSSMANN69] os conceitos teóricos da aplicação desta técnica em sistemas radiológicos. Ele considera que

um sistema radiológico é aquele que a partir de uma dada entrada unicamente predizível (que nada mais é que o órgão a ser visualizado ou objeto de teste), fornece uma única imagem. Deste modo, pode-se imaginar o sistema radiológico como uma “caixa preta”, cujas características de transferência permitem prever o comportamento da saída (imagem) a partir do conhecimento da entrada (órgão ou objeto de teste), dando uma idéia de quão deteriorada será a imagem, em relação ao que seria a “imagem ideal” do objeto (figura 2.1).

FIGURA 2.1. Representação esquemática de um sistema do ponto de vista da teoria de comunicações ([ROSSMANN69])

A análise de sistemas pelas funções de transferência no caso geral é extremamente complexa. Um modo de tornar esta análise mais simples é restringir a investigação a um tipo particular de sistema que seja linear e invariante.

O sistema linear deve ter as seguintes características: (a) no caso de várias entradas, a saída deve ser correspondente à soma das saídas correspondentes a cada entrada isolada¹; e (b) se a entrada é multiplicada por uma constante, a saída também o

¹ Allan V. Oppenheim e Alan S. Willsky, no livro “Signals and Systems”, chamam esta característica de propriedade da aditividade.

será². A invariância, por sua vez, requer que a imagem de um objeto mantenha seu formato, mesmo que este seja movimentado no plano-objeto.

Sendo assim, para se poder aplicar a teoria das funções de transferência na análise de sistemas radiológicos, faz-se necessário garantir a linearidade e invariância dos mesmos. Nos sistemas radiológicos, a linearidade é mantida até a formação da imagem. A partir da etapa de transformação da imagem latente em densidades óticas, o sistema passa geralmente a não ser mais linear. É então necessária a sua “linearização”, que segundo Rossmann, é feita considerando a exposição efetiva de raios-X que atinge o filme e não a densidade ótica.

A invariância, por outro lado, está associada a duas condições. Primeiro, é necessário que as funções de transferência sejam independentes dos ângulos de incidência dos raios-X no sistema de registro da imagem, ou seja, independentes das angulações do feixe e do foco. Para satisfazer tal condição, Rossmann decompõe o plano-imagem em vários pequenos trechos invariantes, sobre os quais o formato da imagem não varia apreciavelmente, e faz a análise em cada uma dessas pequenas áreas. A outra condição que deve ser considerada, é o isotropismo do sistema, isto é, a orientação do objeto no sistema não deve ser relevante.

Partindo destes princípios, Rossmann define as funções de transferência para os sistemas radiológicos.

2.1.1. A Função Espalhamento de Ponto (FEP)

A Função Espalhamento de Ponto (ou FEP) é definida como a distribuição de intensidade de radiação na imagem de uma abertura infinitamente pequena (fonte puntiforme), irradiando com intensidade unitária. Em sistemas de imagem perfeita, a energia de radiação que emana de uma fonte puntiforme estaria concentrada em um

² Esta é a propriedade da homogeneidade ou escalonamento, assim denominada pelos mesmos autores acima mencionados.

ponto no plano-imagem, que é o ponto imagem ideal. Nos sistemas reais, no entanto, imperfeições óticas resultam numa perda de nitidez e distorções da imagem da fonte puntiforme. A FEP proporciona uma medida das distorções introduzidas na imagem pelo sistema real. Esta função se torna uma característica de transferência do sistema, descrevendo uma relação única entre a entrada que seria uma fonte puntiforme unitária e sua correspondente saída. Tal fonte, em sistemas radiológicos, é representada por uma abertura muito pequena no plano-objeto que é atravessada pelos raios-X da fonte de radiação .

Considerando a entrada de um sistema de imagem como sendo $i(u,v)$ e sua respectiva saída sendo $o(x,y)$, a FEP pode ser matematicamente definida como :

$$L[i(u,v)] = o(x,y) \quad (2-1)$$

onde (u,v) e (x,y) são coordenadas retilíneas nos planos-objeto e imagem, respectivamente.

Considerando o princípio da linearidade, sabe-se que a uma dada entrada, consistindo de um determinado número de fontes puntiformes de intensidade arbitrária, a saída será a soma de todas as FEPs correspondentes a essas fontes, ponderadas pelos mesmos coeficientes das entradas. Em termos matemáticos seria :

$$\begin{aligned} L[a_1 i_1(u,v) + a_2 i_2(u,v)] &= a_1 o_1(x,y) + a_2 o_2(x,y) = \\ &= a_1 L[i_1(u,v)] + a_2 L[i_2(u,v)] \end{aligned} \quad (2-2)$$

E assim, pode-se estender o caso de um número finito de fontes puntiformes para o caso prático de um objeto bidimensional contínuo, que pode ser considerado como uma agregação de um número infinito de fontes puntiformes de diferentes intensidades.

Em outras palavras, qualquer entrada bidimensional pode ser expressa como uma superposição de entradas pontuais :

$$i(u, v) = \iint_{-\infty}^{\infty} \delta(u - u', v - v') \cdot i(u', v') du' dv' \quad (2-3)$$

Então :

$$L[i(u, v)] = \iint_{-\infty}^{\infty} i(u', v') \cdot L[\delta(u - u', v - v')] du' dv' \quad (2-4)$$

devido à condição de linearidade.

Sendo o sistema invariante no espaço, é possível definir a FEP com formato independente da posição da fonte no plano-objeto:

$$L[\delta(u, v)] = FEP(x - u, y - v) \quad (2-5)$$

E portanto a equação (2-4) se torna :

$$o(x, y) = \iint_{-\infty}^{\infty} i(u, v) \cdot FEP(x - u, y - v) du dv \quad (2-6)$$

que é uma integral de convolução bidimensional, onde a FEP é a característica de transferência do sistema.

Portanto, conhecendo-se a distribuição de intensidade da entrada (objeto) do sistema e a FEP, é possível encontrar a distribuição de intensidade da saída (imagem) do sistema. A FEP é a função que fornece a medida mais básica da qualidade da imagem pois mede as distorções na imagem ponto a ponto. Porém, a abertura infinitamente pequena de radiação unitária, como definido anteriormente, tem seus inconvenientes, do ponto de vista experimental. Segundo Rossmann em [ROSSMANN63], um dos problemas seria o fato de qualquer abertura real ser de tamanho finito, o que já

introduziria erro. Já em trabalho seguinte [ROSSMANN64], Rossmann, G. Lubberts e H. M. Cleare acrescentaram outras duas dificuldades. Primeiro, para se aproximar de uma fonte puntiforme, a abertura precisa ser muito pequena em relação ao tamanho do ponto focal do sistema, o que produz uma intensidade de radiação de entrada muito baixa no sistema de registro. Segundo, para medir a distribuição de intensidade resultante no plano-imagem, requer-se uma varredura com uma pequena abertura (uma fenda, por exemplo), exatamente pelo centro da imagem, causando dificuldades no alinhamento. Estes problemas experimentais podem ser resolvidos através da medição de outra característica de transferência do sistema, a partir da qual se pode calcular a FEP.

2.1.2. A Função Espalhamento de Linha (FEL)

A FEL é a função que representa a distribuição de intensidade de radiação na imagem de uma fenda infinitamente longa e estreita (fonte-linha) de intensidade unitária. Os sistemas reais introduzem distorções que no caso bidimensional são medidas pela FEP. Da mesma forma ocorre com a FEL, que fornece uma medida das distorções do sistema, só que unidimensionalmente, permitindo uma avaliação de suas imperfeições. Também, assim como a FEP, a FEL proporciona uma relação unívoca entre entrada e saída unidimensionais, tornando-se portanto uma característica de transferência, como mostra a figura 2.2.

Sua medida é feita por aproximação com uma abertura longa e estreita em relação ao tamanho da FEL; a grande vantagem, nesse caso, é que não é necessário se preocupar com sua centralização para medir sua largura, ao contrário da FEP.

Na obtenção da FEP a partir da FEL, deve-se observar alguns aspectos . A FEP é freqüentemente assimétrica, como mostra a figura 2.3.a e, devido a este fato, o formato da FEL depende da direção em que a fenda é posicionada no plano-objeto. Em termos de FEL, isto significa que a fonte-linha deve ser colocada em todas as suas possíveis orientações no plano-objeto. Este problema é consideravelmente simplificado quando o sistema de imagem é isotrópico, ou seja, se a FEP deste sistema é rotacionalmente

simétrica como mostrado na figura 2.3.b . Esta simplificação se dá pois o formato da FEL se torna independente da orientação da fonte-linha no plano-objeto, tornando-se simétrica. Portanto, a FEL funciona como ferramenta experimentalmente precisa, para determinar a FEP , característica de transferência dos casos de distribuição de intensidade de radiação bidimensional.

FIGURA 2.3. a) FEP de um sistema não isotrópico
b) FEP de um sistema isotrópico

Para mostrar a influência da orientação da fonte-linha no plano-objeto, pode-se descrevê-la como $\delta(u', \theta)$, indicando uma rotação do sistema de coordenadas no plano-objeto por um ângulo θ em relação ao sistema original de coordenadas (u, v) . As novas coordenadas são (u', v') e (x', y') .

De acordo com a equação (2-6), a saída agora se torna:

$$o(x', \theta) = \iint_{-\infty}^{\infty} \delta(u', \theta) \cdot FEP(x' - u', y' - v', \theta) du' dv' \quad (2-7)$$

Como a transformada de Fourier da função impulso vale 1: $\int_{-\infty}^{\infty} \delta(u', \theta) du' = 1$

então a equação (2-7) se torna:

$$o(x', \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} FEP(x', y' - v', \theta) d(y' - v') = FEL(x', \theta) \quad (2-8)$$

que é a FEL do sistema numa determinada direção. Vale ressaltar que para sistemas isotrópicos, o efeito direcional não existe.

O cálculo de saídas a partir de entradas bidimensionais necessita do emprego da FEP. Mas, para entradas unidimensionais $i(u', \theta)$, a equação (2-6) se torna:

$$\begin{aligned} o(x', \theta) &= \iint_{-\infty}^{\infty} i(u', \theta) \cdot FEP(x' - u', y' - v', \theta) du' dv' = \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} i(u', \theta) \cdot \left[\int_{-\infty}^{\infty} FEP(x' - u', y' - v', \theta) d(v') \right] du' = \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} i(u', \theta) \cdot FEL(x' - u', \theta) du' \end{aligned} \quad (2-9)$$

que é uma integral de convolução bidimensional, descrevendo a FEL como uma característica de transferência de entradas unidimensionais.

Portanto, a FEL é uma característica única do sistema para cada uma das possíveis orientações da fonte-linha em sistemas não isotrópicos ou para qualquer orientação relativa a sistemas isotrópicos. Além do princípio de invariância espacial, os princípios de linearidade também valem para a FEL. Isto implica que a saída correspondente a um objeto contínuo, sobre o qual a intensidade de radiação varia numa

única direção, é calculada multiplicando-se cada fonte-linha da distribuição de intensidade do objeto pela FEL do sistema e somando os resultados destas multiplicações, o que equivale a uma operação de convolução unidimensional.

2.1.3. Função de Transferência Ótica (FTO) e Função de Transferência de Modulação (FTM)

A grande importância dos dois últimos itens é a possibilidade da utilização do estudo de transmissão de distribuição de intensidade de objetos simples, como fonte puntiforme ou uma fonte-linha, na simplificação do estudo de transmissão de distribuição de intensidade de objetos mais complexos.

Neste contexto, o estudo de uma terceira distribuição de intensidade de objetos simples, cuja intensidade varia senoidalmente com a distância do plano-objeto é de grande utilidade. Um sistema ideal, cuja entrada fosse uma distribuição senoidal, certamente forneceria uma imagem também com distribuição de intensidade senoidal. Porém, como já mencionado, isso não é o que ocorre em sistemas reais. Esta mesma entrada senoidal aplicada a um sistema real resultará numa imagem distorcida pelas imperfeições óticas do sistema, ou seja, numa distribuição com redução de amplitude e desvios laterais em relação à distribuição do objeto, que correspondem respectivamente, a uma perda de resolução e um desvio de fase. A figura 2.4 representa distribuições de intensidade diferentes, onde se pode notar a redução de amplitude e o desvio lateral, valendo ressaltar que as frequências da distribuição da imagem e do respectivo objeto são as mesmas. É importante explicitar que as distribuições de intensidade senoidais na figura 2.4 são funções, não da frequência convencionalmente usada em eletrônica, dada em ciclos/segundo, mas da denominada frequência espacial, dada em ciclos/milímetro.

FIGURA 2.4. Distribuições de Intensidade Senoidais no espaço
 Linhas cheias : entrada. Linhas pontilhadas: saída
 ([ROSSMANN69])

Desse modo, a FTO de um sistema de imagem fornece a relação entre saída e entrada, proporcionando uma avaliação do sistema em termos de resolução e desvio de fase. Pode ser dividida em duas partes: (a) a Função de Transferência de Modulação (FTM), que é a relação entre a modulação de entrada e saída em função da frequência espacial, ou ainda, o valor absoluto da FTO (por definição, modulação é a quantidade não negativa de uma função, ou módulo); (b) a Função de Transferência de Fase (FTF), que mede o desvio de fase de saída em relação à de entrada. Em sistemas isotrópicos, este desvio é nulo e a FTM coincide com a FTO, descrevendo completamente a transferência de entradas senoidais.

Por outro lado, é importante ressaltar que, para sistemas não isotrópicos, a FTM não pode ser considerada mais rotacionalmente simétrica, e por isso, deve ser medida em todas as orientações da distribuição de entrada.

O maior mérito da FTM está na forma fundamentalmente diferente, pela qual ela descreve a transferência de entradas senoidais. O cálculo da saída de um sistema, utilizando a entrada e a FEP ou FEL, correspondem a um conhecimento ponto a ponto da distribuição de intensidade no plano-objeto. Esta descrição ponto a ponto no plano-objeto, através da convolução, resulta numa descrição também ponto a ponto, da distribuição de intensidade no plano-imagem. Em outras palavras, a FEP ou FEL correspondem a características de transferência do sistema no domínio espacial. O cálculo da saída por meio da FTM, considerando a entrada com distribuição de intensidade senoidal, procede do conhecimento da modulação e da frequência espacial da entrada. A multiplicação da modulação de entrada pela FTM, ambas expressas em termos de frequência espacial, resulta na modulação de saída com a mesma frequência da modulação de entrada. Então, pode-se dizer que a FTM descreve a transferência de entradas senoidais no domínio da frequência espacial.

Partindo desta conceituação, nota-se que a convolução, matematicamente complicada no domínio espacial, é substituída por uma simples multiplicação no domínio da frequência. Esta transformação é feita a partir da aplicação da Transformada de Fourier em ambos os lados da equação (2-6):

$$\begin{aligned}
 & \iint_{-\infty}^{\infty} o(x,y) \cdot \exp[-2\pi j(f_x x + f_y y)] dx dy = \\
 & \iint_{-\infty}^{\infty} \left[\iint_{-\infty}^{\infty} i(u,v) \cdot FEP(x-u, y-v) du dv \right] \exp[-2\pi j(f_x x + f_y y)] dx dy = \\
 & \iint_{-\infty}^{\infty} i(u,v) \cdot \exp[-2\pi j(f_x x + f_y y)] \cdot \left[\iint_{-\infty}^{\infty} FEP(x-u, y-v) \cdot \right. \\
 & \left. \exp[-2\pi j[f_x x(x-u) + f_y y(y-v)]] d(x-u) d(y-v) du dv \right] \quad (2-10)
 \end{aligned}$$

Isso pode ser escrito como:

$$O(f_x, f_y) = I(f_x, f_y) \cdot H(f_x, f_y) \quad (2-11)$$

onde O e I são espectros complexos de frequência espacial, respectivamente, da saída e da entrada, e H, a FTO do sistema. Isso implica que a FTO é uma característica de transferência do sistema no domínio da frequência, constituindo-se numa transformada bidimensional de Fourier da FEP.

Considerando-se os valores absolutos dos termos da equação (2.11), tem-se que:

$$|H(f_x, f_y)| = FTM$$

Para expressar a transformada de entradas unidimensionais no domínio da frequência, aplica-se a transformada de Fourier à equação (2-9), resultando em :

$$O(f_x, \theta) = I(f_x, \theta) \cdot H(f_x, \theta) \quad (2.12)$$

onde H, agora, é a FTO calculada a partir da aplicação da transformada de Fourier à FEL numa certa direção f_x .

Na prática, é muito difícil modular senoidalmente a intensidade de raios-X, e por isso, tornou-se usual medir a FTM indiretamente a partir da FEP, ou da FEL, conforme indicado nas equações (2-11) e (2-12) respectivamente. A figura 2.5 ilustra um exemplo prático, onde a FEL de um sistema écran-filme é normalizada em (a) e a FTM correspondente é calculada pela transformada de Fourier em (b).

FIGURA 2.5 : a) FEL normalizada

b) FTM calculada a partir de a)

C. E. Metz & K. Doi ([METZ79]), revisando os conceitos relacionados às Funções de Transferência em sistemas radiológicos, sintetizaram expressões alternativas para a FTO, a fim de facilitar aplicações em situações específicas. Inicialmente, eles mostram que a FTO do sistema pode ser reescrita de modo mais conveniente como a função complexa simplificada:

$$FTO = \iint_{-\infty}^{\infty} FEP(x,y) \cdot \exp[-2\pi j(f_x x + f_y y)] dx dy \quad (2-13)$$

sendo que: $FTM(f_x, f_y) = |FTO(f_x, f_y)| \quad (2-14 a)$

e $FTF(f_x, f_y) = \angle FTO(f_x, f_y) \quad (2-14 b)$

Estas relações das equações (2-14a) e (2-14 b) estão mostradas na figura 2.6.

FIGURA 2.6. O vetor $FTO(f_x, f_y)$ no plano complexo.([METZ79])

Na equação (2-13) fica claro que a FTO, e conseqüentemente, a FTM e a FTF dependem geralmente de f_x e f_y , ou seja, da frequência espacial e da direção considerada no plano de entrada. A função complexa FTO assume valores reais para todos f_x e f_y , se e somente se a FEP do sistema for rotacionalmente simétrica, ou seja, se:

$$FEP(-x, -y) = FEP(x, y) \quad \text{para todo } x \text{ e } y$$

A partir então, da equação (2-13), Metz & Doi consideram que :

$$FTO(f_x, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} FEL_{\theta=0}(x) \exp[-j2\pi f_x x] dx$$

e

$$FTO(\theta, f_y) = \int_{-\infty}^{\infty} FEL_{\theta=\pi/2}(x) \exp[-j2\pi f_y x] dx \quad (2-15)$$

Assim, se a FTO (f_x, f_y) é tomada como função da posição no plano (f_x, f_y), seus pontos ao longo dos eixos f_x e f_y podem ser expressos como transformações

unidimensionais de Fourier das FELs resultantes de entradas de fontes lineares perpendiculares aos eixos x e y , respectivamente. Ou, de modo mais geral, os pontos da FTO (f_x, f_y) ao longo de uma linha passando pela origem do plano (f_x, f_y) , e fazendo um ângulo θ com o eixo f_x , podem ser expressos como a transformação unidimensional de Fourier da FEL resultante de uma entrada ou fonte-linha orientada a um ângulo θ com o eixo f_y . Isto implica na $FTO(f_x, f_y)$, que é uma função bidimensional, poder ser determinada ao longo de linhas radiais no plano (f_x, f_y) por transformações unidimensionais de Fourier de FELs medidas com entrada lineares orientadas em ângulos adequados no sistema de coordenadas (x,y) . Como visto anteriormente, desde que a FEP seja rotacionalmente simétrica, a FEL então será independente da orientação da fonte-linha.

2.2. MÉTODOS EXPERIMENTAIS PARA OBTENÇÃO DA FEL E DA FTO

Para se determinar experimentalmente a FTO de sistemas radiológicos, foi mostrado que a maneira menos complexa é aplicar a Transformada de Fourier à FEL do sistema que caracteriza sua distribuição de intensidade unidimensional.

A FTO total representa todas as deformações óticas do sistema, e equivale ao produto das FTOs parciais dos vários componentes do sistema de imagem (ponto focal, geometria de exposição e sistema écran-filme).

Em [ROSSMANN64], foi apresentado um método para medir a FEL de um sistema radiológico contendo écrans reforçadores, a partir do emprego de uma fenda de urânio de $10\mu\text{m}$ de largura. Segundo Rossmann, Lubbert e Cleare, a escolha dos $10\mu\text{m}$ foi determinada experimentalmente e se deveu ao compromisso entre manutenção de uma margem de erro bem pequena e as requisitos experimentais (montagem e material da fenda). A utilização de um material (urânio com $900\mu\text{m}$ de espessura) altamente absorvente aos raios-X na confecção da fenda, segundo eles, permitia que a espessura do

dispositivo da fenda fosse o menor possível, o que é mais fácil com urânio do que com chumbo, cujo coeficiente linear de absorção é bem menor.

U. V. G. Rao & L. M. Bates em [RAO69] fizeram uma investigação sobre a determinação experimental de FTMs a partir da distribuição de intensidades do ponto focal. No procedimento experimental, eles usaram uma fenda formada por lâminas de tungstênio de 1,5 mm. de espessura, cuja separação era ajustada por um microdensitômetro de precisão podendo variar de 2,5 μm até vários milímetros. Nos testes foi empregada uma abertura de 20 μm com a fenda posicionada a 80% da distância foco-filme, e alinhada com o centro do feixe.

Também fizeram uma breve discussão quanto à mínima largura necessária da fenda, no caso de emprego de materiais de espessura grande em relação àquela largura. De acordo com seus valores experimentais, com a fenda utilizada, a mínima largura deveria ser de 1,5 μm . No entanto, na prática, deve-se usar larguras consideravelmente maiores que as requeridas, para evitar tempos de exposição altos, que são impraticáveis pois tornam a dose de radiação tomada pelo paciente bem maior. Deste modo, deve-se estar atento ao compromisso de precisão máxima e tempo de exposição praticável. Rao e Bates ([RAO69]) expõem que a largura da imagem do ponto focal, obtida pela imagem da fenda, seria dada por:

$$i_p \equiv \frac{w(d_1 + d_2 + t) + ad_2}{d_1 + t} \quad (2-16)$$

onde:

i_p = largura da imagem, incluindo a penumbra

w = largura da fenda;

d_1 = distância foco-filme;

d_2 = distância fenda-filme;

t = espessura da fenda;

a = largura do ponto focal;

e que a região umbral da imagem, ou seja, descontada a penumbra devida ao tamanho finito do foco, seria :

$$i \equiv \frac{a(d_2 + t) - w(d_1 + d_2 + t)}{d_1} \quad (2-17)$$

Doi & Rossman, em [DOI75a] citaram alguns fatores que afetam a obtenção da FTM, entre eles, a largura da fenda e a não linearidade do sistema écran-filme.

Quanto à largura, comentaram que sua escolha adequada é de primordial importância, pois quanto maior for a largura, mais se introduzirá a imagem direta da fenda e maior será a degradação da FEL, é portanto, da FTM, devida à fenda. Baseados em análises teóricas e experimentais desta degradação, eles concluíram que larguras de fenda da ordem de 5 a 10 μ m tornam este erro desprezível. Vale porém ressaltar que esta dimensão depende muito do tipo de material pelo qual as lâminas são formadas.

2.3. AVALIAÇÃO DE SISTEMAS RADIOLÓGICOS ATRAVÉS DAS FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIA

2.3.1. Método tradicional

Em 1982 , Doi *et al* ([DOI82.a]) apresentaram uma síntese dos procedimentos de avaliação de sistemas radiológicos através de Funções de Transferência. Neste artigo, eles sintetizam o método de obtenção da FTM num diagrama aqui reproduzido na figura 2.7. Inicialmente são obtidas duas imagens de uma fenda de cerca de 10 μ m de largura; o filme exposto é revelado junto com a fita sensitométrica obtida a partir do emprego de um sensitômetro acoplado a uma fonte de raios-X e a uma escala de intensidade previamente elaborada. Depois, as imagens de fenda e a fita sensitométrica são varridas por um microdensitômetro e a partir daí obtém-se a FEL por conversão da densidade

em exposição relativa por meio da curva H-D. A FTM é então derivada a partir aplicação da Transformada digital de Fourier à FEL.

FIGURA 2.7. [DOI82.a]

Segundo [DOI82.a], as vantagens deste método são :

- (a) avaliação da FEL e da FTM, com a primeira sendo obtida por medição direta;
- (b) disponibilidade de informações a respeito de vários fatores que afetam as medidas;
- (c) instrumentação simples e facilidade de alinhamento da fenda com o feixe de raios-X.

Porém, não é possível concordar com esta última consideração, visto que a instrumentação proposta por eles está longe de poder ser considerada simples, em vista

do grande porte e da complexidade do equipamento sensitométrico utilizado e do dispositivo experimental empregado na obtenção das imagens.

Seria portanto, conveniente mencionar alguns trabalhos prévios que descrevem esses equipamentos. Doi, Rossmann & Fromes ([DOI75.b]) desenvolveram um dispositivo para medir a distribuição de intensidade do ponto focal, de modo que satisfizesse a condição de invariância, buscando uma forma mais precisa de estabelecer o alinhamento do dispositivo experimental de fenda com o feixe de raios-X. O alinhamento e localização do ponto focal em relação ao dispositivo são feitos por ajustes de parafusos micrométricos regulados em direções ortogonais e por comparação de luzes de referência com imagens do foco obtidas pela técnica da câmara de orifício.

Com este instrumento, eles realizaram testes para obtenção das imagens de fenda a partir das quais foram levantadas as correspondentes FTMs. A fenda utilizada era feita de irídio e platina, com 1 mm de espessura e 12 μ m de largura.

Dois anos depois, A. G. Haus *et al*, estudando procedimentos de sensitometria em radiodiagnóstico, propuseram um método em [HAUS77] para determinação da curva característica (ou curva sensitométrica, ou ainda, curva H-D, onde o gráfico da densidade é gerado em função do logaritmo da exposição relativa) de filmes radiográficos convencionais ou sistemas écran-filme. Esta curva característica, é essencial ao procedimento de linearização do sistema, pelo qual se substituem as densidades (não lineares) do filme pela exposição que ele recebeu.

O sistema utilizado neste levantamento sensitométrico é composto basicamente de:

- (a) uma fonte de raios-X que emite radiação constante continuamente na faixa de diagnóstico, de 25 KV a 80 KV;
- (b) aberturas de exposição que possibilitam tempo de exposição preciso e reproduzível;
- (c) um dispositivo que propicia aumentos automáticos passo-a-passo da distância foco-filme para produzir aumentos conhecidos e constantes de exposição;
- (d) um cassete acoplado a um dispositivo mecânico que o movimenta.

O método baseia-se na variação da intensidade de exposição no plano-filme por incrementos conhecidos, através da movimentação do filme adiante de uma fonte de radiação (lei do inverso do quadrado da distância: conforme o filme se distancia, a intensidade diminui em proporção inversa quadrática). Portanto, consiste de uma montagem em que o aparelho gradativamente, passo-a-passo, diminui a distância do filme à fonte de raios-X e, a cada parada, faz uma exposição. A imagem resultante é uma fita com uma seqüência de “retângulos” gradativamente mais escuros em uma direção e menos escuros na direção oposta.

A partir de tal imagem, pode ser levantada a curva sensitométrica do sistema, pois são conhecidos os incrementos de exposição correspondentes a cada nível de densidade da imagem produzida no filme. A figura 2.8 é um exemplo de curva sensitométrica.

Dessa forma, pode-se verificar que o equipamento necessário nas propostas de [DOI75.b] e [HAUS77] limita a aplicação deste tipo de procedimento apenas nas rotinas de controle de qualidade de laboratórios e departamentos muito bem equipados.

FIGURA 2.8. Exemplo de curva sensitométrica ([HAUS77])

Doi, em um de seus artigos de 1977 ([DOI77.a]), avaliou a FEL e a FTO unidimensionais, a partir de considerações geométricas, retornando à questão da invariância. Ele diz que as FTOs correspondentes a várias direções, são freqüentemente determinadas a partir da medida das FELs nas respectivas direções. Também afirma que mesmo não sendo possível representar a FTO bidimensional do ponto focal rotacionalmente assimétrico de modo completo através de um número finito de FTOs unidimensionais, freqüentemente usavam-se apenas 2 FTOs unidimensionais em duas direções como medida mínima. Estas direções são escolhidas como a paralela e a perpendicular ao eixo do tubo.

A “medida mínima” citada por [DOI77.a] passou a ser considerada como “medida padrão” nos procedimentos de avaliações de sistemas por funções de transferência. Esta “medida padrão” é bastante questionável por dois motivos: (a) em sistemas isotrópicos uma única FTO já é o bastante para descrever sua performance, (b) em sistemas não isotrópicos, apenas seria válido tomar as duas medidas paralela e perpendicular se as FTOs intermediárias a essas duas tivessem um comportamento linear, o que geralmente não acontece.

Mais tarde, H. Schiabel e A. F. Frère em [SCHIABEL93.a] apresentam um estudo que demonstra a necessidade de se investigar o comportamento da Função de Transferência Ótica, em várias orientações de uma fenda, posicionada sob o feixe de raios-X na região central do campo de radiação. Segundo os autores, a obtenção das FTOs a partir de medidas das FELs em apenas duas direções, paralela e perpendicular ao eixo do tubo, é insuficiente para descrever completamente a performance do sistema radiográfico não isotrópico, daí a necessidade de utilizar várias orientações. Os resultados da simulação mostram que as FELs variam de uma forma não linear, e, conseqüentemente as FTOs também, desde a orientação paralela até a perpendicular ao eixo do tubo.

Baseado no fato de que a FTM de um sistema de imagem idealizado pode ser determinada através da transformada de Fourier da FEL do sistema, e de que existem três técnicas experimentais (da fenda, do arame e da borda) através das quais se obtém a

FEL, A. CUNNINGHAM e B. K. REID em [CUNNINGHAM92] fizeram um estudo, onde modelavam teoricamente estas técnicas para determinar o ruído introduzido no cálculo das FTMs, como uma função de frequência espacial. Este ruído é consequência de flutuações quânticas e do ruído no detector de imagem. As técnicas foram comparadas usando a relação sinal ruído (RSR) na FTM, definida como a razão entre o valor da FTM e o desvio-padrão de um conjunto de FTMs determinadas a partir de medidas independentes. Eles concluíram que o método da borda tem maior RSR para baixas frequências espaciais, enquanto o método da fenda é bem mais eficiente para altas frequências. Já o método do arame tem RSR sempre inferior a estas. Assim podemos dizer que a técnica de borda é preferida quando se trabalha na medição de parâmetros de baixa frequência espacial, e a da fenda quando se medem parâmetros de alta frequência espacial.

2.3.2. Novos métodos computacionais

Com o intuito de tornar mais viável a aplicação do método convencional de avaliação de sistemas radiológicos pelas FELs e FTMs, Frère e Doi em [FRÈRE85] propuseram um novo modo de determinar a curva sensitométrica ou H-D do sistema, sem usar o caro e sofisticado equipamento descrito em [HAUSS77]. O trabalho basicamente consistia em propor uma série de programas computacionais, a fim de obter a curva H-D a partir de um método que utiliza a superposição de duas imagens de fenda obtidas sob níveis de exposição cuja diferença entre eles é conhecida.

Um dos programas permite superpor duas curvas correspondentes a imagens digitalizadas de fenda, cada qual obtida sob um determinado nível de exposição. Depois produz-se um gráfico das densidades de uma curva em função das densidades da outra, que é gravado para construir a curva H-D do sistema, considerando que a diferença de densidade entre os valores destas duas curvas deve-se à diferença de exposição relativa entre as duas imagens de fenda. A curva H-D é então plotada relacionando as densidades com o *log* da exposição relativa. Além da simplicidade deste método, sua grande

vantagem é possibilitar o cálculo da curva H-D, da FEL e da FTM utilizando apenas duas imagens de fenda, obtidas numa mesma direção.

Em [SCHIABEL92] e [SCHIABEL93.b] , H. Schiabel faz a simulação de FELs em todas as orientações desejadas para uma fenda ideal, posicionada sob a região central do feixe de raios-X no campo de radiação. As FELs são calculadas por projeção geométrica, a partir do conhecimento do tamanho do ponto focal do sistema radiológico em análise. Em seguida, aplica-se a Transformada de Fourier sobre as mesmas, obtendo assim as respectivas FTMs. Os resultados obtidos indicaram a existência de uma “região ótima”, onde se encontram as FTMs indicadoras de melhor performance para os diversos sistemas.

De acordo com [SCHIABEL93.a], a “Região Ótima” corresponde a uma faixa de orientações no campo de radiação em sistemas radiográficos não isotrópicos em que são verificadas FTMs mais largas, com maior valor de primeiro mínimo, indicando melhor performance daquele sistema e, portanto, imagens mais nítidas.

P. Marques em [MARQUES94] baseado no fato de que a maioria das simulações de métodos de avaliações eram feitas na região central do feixe e que, em condições reais, os exames de várias estruturas anatômicas eram feitos fora desta região, sofrendo portanto os efeitos das variações das características de transferência pela extensão do campo, propôs um novo método que permite avaliação em qualquer região do mesmo através da FEP, que garante a invariância do sistema nos trechos analisados. O método simula FEPs a partir de alguns dados como o tamanho do ponto focal e a posição sobre o campo, e logo em seguida fornece a FTM, que é obtida através da aplicação da Transformada de Fourier bidimensional sobre a FEP. Além disto, esta simulação permite rotacionar e filtrar a FTM tanto o quanto se deseje.

No capítulo 4, será feita uma discussão mais detalhada e específica sobre esses métodos de simulação.

2.4. AVALIAÇÃO DE SISTEMAS MAMOGRÁFICOS ATRAVÉS DE OBJETOS DE TESTE (“PHANTOMS”)

O método dos “phantoms” consiste em avaliar o sistema a partir da exposição de objetos de teste, que simulam algumas características de estruturas geralmente visualizadas em exames radiográficos, permitindo que se obtenham determinadas informações a partir da leitura de suas imagens. Estes “phantoms” devem conter padrões de barras e degraus, de modo a permitir uma estimativa de resolução espacial e de contraste, e de forma adicional ou alternativa, alguns detalhes realísticos como fibras, discos ou massas que simulem algum tipo de característica em que o radiologista baseia seu diagnóstico.

C. B. Caldwell e Martin J. Yaffe em [CALDWELL90] desenvolveram uma técnica alternativa de construção de “phantoms” antropomórficos, onde usavam informações do paciente para a sua construção. Estes “phantoms” antropomórficos devem possuir as mesmas informações do radiograma do paciente. As densidades óticas do radiograma do órgão do paciente, já digitalizado, eram convertidas em espessura do material do “phantom”, com as devidas correções na geometria, no espectro radiográfico, e no possível espalhamento de radiação ocorrido, que, segundo F. Stieve em ([STIEVE93]), não somente diminui o contraste, mas também suprime a detectabilidade de detalhes pequenos ou representados fracamente. Os detalhes anatômicos são transferidos para o “phantom” através de técnicas (a foto-química é uma destas) controladas por máquinas, de tal modo que aqueles detalhes, de altas frequências espaciais, são reproduzidos separadamente dos de baixa frequência espacial. Segundo os autores, o aperfeiçoamento das técnicas de construção de “phantoms” é de grande importância para uma avaliação confiável do sistema, visto que os “phantoms” proporcionam um significado bastante realístico dessa avaliação, além de eliminarem a necessidade de utilização de radiogramas de paciente na avaliação e otimização de sistemas de imagem, evitando, portanto, que o paciente seja exposto à radiação . Outra vantagem da técnica proposta, é o fato de, ao contrário da maioria dos “phantoms”

antropomórficos, estes não serem construídos a partir de tecidos animais e humanos, o que elimina possibilidades de decomposição e outras mudanças com o tempo. Caldwell e Yaffe se dizem divergir dos físicos, que geralmente buscam medidas quantitativas e objetivas de avaliação da performance de sistemas, baseando-se no fato de que a perfeita compreensão da interação do observador com outros componentes da cadeia do sistema de imagem, na tarefa de detecção e reconhecimento de sinais de doenças, ainda não é totalmente conhecida.

[STIEVE93] diz que a visibilidade de objetos é influenciada por fatores físicos e humanos, como por exemplo, a experiência do radiologista na relação de visualização e diagnóstico. Outro aspecto levantado pelo mesmo autor é o fato do ato de visualizar estar intimamente ligado à performance da pessoa em transladar informação visual em características morfológicas, o que depende também de fatores psico-fisiológicos, podendo dar margens inclusive a ilusões de ótica.

O Ministério da Saúde da Itália, criou no fim da década passada um “phantom” cujo objetivo é ter um maior controle na qualidade de sistemas mamográficos: “Dose and Quality in Mammography” ou simplesmente DQM. Numa segunda fase deste programa, M. Gambacini *et al*, em [GAMBACINI92], constroem uma versão modificada do “phantom” DQM, ambos mostrados na figura 2.9, onde mantêm o tamanho e a composição anatômica, mas introduzem alguns detalhes, que foram julgados necessários após estudos de análise estatística da visibilidade dos mesmos. Além disto, o novo “phantom” contém um detector de estado sólido, cuja resposta é enviada a um medidor digital de exposição, de tal modo que a qualidade da imagem e a exposição podem ser avaliadas ao mesmo tempo. Os autores concluem que o novo “phantom” é bastante simples e robusto, para ser utilizado por técnicos no controle de qualidade de sistemas mamográficos, além de ter uma boa repetibilidade, o que é uma característica de grande importância para dispositivos com tal função. A figura 2.10 mostra o máximo número de detalhes percebidos nos radiogramas dos dois “phantoms” como função da densidade ótica.

Os físicos geralmente providenciam filmes de “phantoms” para orientar os radiologistas, de modo que eles consideram que o sistema, fornecendo ótima imagem dos detalhes do “phantom”, também fornecerão ótimas imagens reais, favorecendo um diagnóstico preciso dos mamogramas clínicos. Baseado nisto, J. Law em [LAW93], fez um trabalho onde se estudava a correlação entre a avaliação de físicos feita a partir de um “phantom” contendo detalhes reais, o TOR (MAM), e a avaliação de radiologistas a partir de outro com tecido de mama e microcalcificações simulados. [LAW93] conclui que os “phantoms” contendo detalhes realísticos, avaliados por físicos mostram uma correlação razoável com a avaliação por parte dos radiologistas, confirmando portanto a validade deste padrão comumente utilizado. Além disto ele sugere que se utilizem discos com uma faixa de baixo contraste e de fibras de diferentes tamanhos na elaboração de futuros “phantoms”.

FIGURA 2.9. a) Diagrama do “phantom” DQM

b) Versão modificada / ([GAMBACINI92])

FIGURA 2.10. Máximo número de detalhes percebidos nos radiogramas dos dois “phantoms” em função da densidade ótica. ([GAMBACINI92])

Um outro “phantom” foi projetado por D. R. Jacobson em [JACOBSON93] com o intuito de facilitar as medidas de performance do sistema. Além da facilidade da rotina, há um outro fator do qual depende a probabilidade de sucesso de qualquer programa de avaliação de qualidade de sistemas : a relação custo-benefício. Assim, para maximizar a relação custo-benefício, o “phantom” deve incluir a maior quantidade possível de testes em uma única exposição e com um único pedaço de filme. Deste modo, o “phantom” projetado proporciona oito testes da performance do sistema, que são:

1. saída do tubo e densidade ótica;
2. energia efetiva do feixe;
3. contraste;
4. resolução;
5. processador do filme;
6. congruência dos campos de raios-X e de luz;
7. perpendicularidade do feixe de raios-X;
8. alinhamento com centro do feixe.

Segundo os autores, este “phantom” é relativamente barato, simples e fácil de utilizar. Ele está ilustrado na figura 2.11.

FIGURA 2.11 “Phantom” de [JACOBSON93]

Assim como [JACOBSON93], B. Nielsen e V. Fransson também projetaram um “phantom” em [NIELSEN93], o qual chamaram de “phantom” de teste padrão e que tinha várias aplicações, como:

- testar e comparar diferentes equipamentos de raios-X;
- testar aceitação;
- otimizar qualidade da imagem;
- avaliar sistemas écran-filme;
- fazer controle periódico do processo de imagem (semanal ou até diário).

Além disso, dentre as avaliações visuais e quantitativas que o “phantom” de teste padrão possibilita, podem-se citar a resolução e detalhes de contraste, espalhamento, estimação de KVP, teste de coincidência entre campos de luz e de radiação, medida do tamanho do campo do intensificador de imagem, determinação da função de transferência de

contraste e a razão de magnificação. Este “phantom” de teste padrão é mostrado na figura 2.12.

FIGURA 2.12. “Phantom” de teste padrão. ([NIELSEN93])

Apesar da comentada eficiência de avaliação de sistemas através de “phantoms”, pelos pesquisadores citados, devemos lembrar aqui o quão dependente é a interpretação da sua imagem da subjetividade do processo de visão e percepção do observador.

2.5. TÉCNICAS DE COMPRESSÃO DE MAMAS

As técnicas comumente utilizadas na mamografia envolvem aspectos diversos quanto à questão do posicionamento da mama, em função das projeções tradicionalmente feitas nesse exame (crânio-caudal, médio-lateral, oblíqua). Além disso, visando a uniformizar - na medida do possível - a espessura de absorção de raios-X, os exames

mamográficos normalmente envolvem a necessidade de comprimir a mama da paciente. Contudo, a compressão, associada a alguns procedimentos de tração, da mama nem sempre é satisfatória para atingir seu objetivo em razão dos diversos formatos, tamanhos, espessuras e mesmo densidades que podem ser encontrados.

Para uma melhor compreensão desse aspecto e tendo por objetivo associá-lo à nossa investigação proposta, estamos conduzindo um breve estudo sobre as técnicas de compressão e seu efeito na qualidade da imagem mamográfica.

2.5.1. Projeções de imagem e técnicas de compressão

É bem conhecido que, dos procedimentos radiológicos não digitais e que não usam soluções contrastantes, a mamografia é a que requer um maior grau de atenção a detalhes como o treinamento de técnicos na seleção dos filmes, monitoramento constante da processadora, escolha do equipamento com tamanho de ponto focal adequado e o posicionamento da paciente.

Myron Moskovitz em [MOSKOVITZ] diz que, para um diagnóstico seguro, são necessárias pelo menos duas imagens em diferentes projeções para cada mama. Se o procedimento utilizar écran, as projeções devem ser a médio-lateral e a crânio-caudal. No entanto, devido a limitações da técnica, o feixe horizontal na projeção médio-lateral fornece uma excelente imagem da parte “ventral” da mama, excluindo porém, detalhes próximos à axila, criando assim a necessidade de um exame em projeção adicional, que por sua vez, deve ser devidamente indicado. Para mulheres com próteses, as projeções devem utilizar compressão, de modo que as próteses sejam deslocadas para próximo do tórax. Nestes casos, a eficiência da técnica está diretamente relacionada com a quantidade de tecidos possivelmente deslocados.

Edward Sickles em [SICKLES88] diz que é muito comum que mamografias de duas projeções por mama produzam resultados inconclusivos, especialmente em

pacientes sintomáticas. Muitos destes casos são tidos como indeterminados simplesmente porque a avaliação das imagens é incompleta. Nestas circunstâncias, vistas de projeções adicionais podem resolver o problema. A habilidade em decidir quais vistas extras devem ser obtidas e quando utilizá-las é uma importante característica para os especialistas adquirirem.

Sickles também comenta a dificuldade dos radiologistas em identificar uma lesão a partir de uma única projeção. Nestes casos, ou há uma anormalidade, ou uma superposição de sombras e penumbras. A saída é sempre a obtenção de uma outra imagem, seja através de uma mudança na obliquidade do feixe ou na orientação da mama, rolando-a com relação à posição padrão, como indica a figura. Se, mesmo assim, a dúvida persistir, deve-se tentar utilizar um equipamento de ponto focal menor, o que nem sempre é possível, ou utilizar técnicas de compressão combinadas ou não com técnicas de magnificação. A compressão diminui a nitidez geométrica porque aproxima a lesão do filme e espalha as estruturas, diminuindo por sua vez a superposição. Desta forma, a compressão tende a possibilitar um diagnóstico mais preciso. Há casos em que se pode usar dispositivos de compressão pontual, que comprimem apenas a área de interesse.

Figura 2.13. Variação da obliquidade da projeção mamográfica por mudança na orientação da mama

- A- Mama com área de tecido fibro-glandular (círculo) nas posições às 12 horas e às 6 horas (cruz)
- B- Na projeção crânio-caudal essas áreas podem se sobrepor, criando uma soma de sombras equivalente a uma massa densa.
- C- Se a parte superior da mama é rolada lateralmente, as duas densidades benignas não irão se sobrepor.
- D- Repetição da vista crânio-caudal, só que sem sobreposição.

Mas há casos, como o mostrado na figura 2.14, em que apenas a compressão não soluciona o problema de visualização. No caso *A* desta figura pode-se observar que a lesão está posicionada na parte superior da mama, e que ao ser feita a projeção cranio-caudal com compressão, que torna a espessura da mama uniforme otimizando a qualidade da imagem, a lesão é empurrada para a parede torácica e portanto, não é vista na mamografia (caso B da mesma figura). A solução indicada por Sickles é a compressão apenas da parte superior da mama, como mostra a figura 2.15.

Figura 2.14. Não visualização de uma lesão devido a compressão da mama que desloca as estruturas.

Figura 2.15. Solução alternativa para visualização da lesão usando compressão

2.6. CONCLUSÕES

Os métodos das funções de transferência e dos “phantoms” são diferenciadamente eficientes, pois o primeiro avalia de forma quantitativa, fornecendo uma medida exata da qualidade da imagem, enquanto o segundo avalia de modo qualitativo. O método dos “phantoms” se torna mais utilizado, e até mais comercializado, devido a sua facilidade de manuseio por parte dos tecnólogos. O método das funções de transferência, por ser mais refinado, acaba sendo mais utilizado pelos grandes hospitais e instituições de pesquisa. No entanto, as funções de transferência têm vantagens sobre o método dos “phantoms” pois não permitem a introdução de erros conseqüentes da subjetividade do observador. Afinal o resultado da avaliação é dado por um número, e não por uma imagem, como é o resultado dos “phantoms”. Um vez complementados os resultados da análise da região de

melhor nitidez do sistema pelos dois métodos citados, pode-se utilizar-se de técnicas de compressão de mamas para tornar esta Região Ótima algo mais praticável (tentando posicionar a mulher de modo que a mama fique próxima ao anodo), pelo menos , no que se refere à curto prazo.

CAPÍTULO 3

A CARACTERÍSTICA DE CAMPO

A característica de campo, segundo [DOI77.a] foi definida como o fenômeno pelo qual a nitidez da imagem radiológica varia com a posição do objeto a ser radiografado no campo. Este fenômeno ocorre devido à inclinação do alvo do tubo de raios-X, e causa alterações no tamanho e formato do foco, à medida que a posição do objeto é variada. Essas alterações podem ser tão fortes, que certos objetos podem ser vistos ou não, de acordo com a região em que se encontram.

Neste capítulo são estudados os trabalhos que avaliam a influência de aspectos como a característica de campo e as leis geométricas sobre a qualidade da imagem.

3.1. A característica de campo

Doi e Rossmann em [DOI65] já tentavam encontrar uma lei que descrevesse a variação da imagem do ponto focal em todo o campo de radiação. Assim, eles apresentaram uma transformação que permite calcular a deformação sofrida pela imagem do ponto focal em função da posição da imagem no campo. Deste modo, a FEP por todo o campo de radiação pode ser escrita como:

$$FEP(x_i, y_i) = FEP\{x_c + y_c[1 + \tan \alpha \cdot \tan \beta] \tan \gamma, y[1 + \tan \alpha \cdot \tan \beta]\} \quad (3.1a)$$

ou

$$x_i = x_c + y_c[1 + \tan \alpha \cdot \tan \beta] \tan \gamma \quad (3.1b)$$

$$y_i = y_c[1 + \tan \alpha \cdot \tan \beta] \quad (3.1c)$$

onde: x_i, y_i são as coordenadas do ponto genérico no plano-imagem;

x_c, y_c são as coordenadas do ponto central no plano-imagem;

α é o ângulo entre o plano do alvo e o plano-imagem;

β é o ângulo entre o feixe central de raios-X e um raio qualquer sobre o eixo y;

γ é o ângulo formado entre o eixo y e uma linha que parte do cruzamento entre o eixo y e a intersecção do plano do foco com o plano-imagem;

Estes parâmetros são melhor visualizados na figura 3.1

FIGURA 3.1.

Rao e Bates em [RAO69], observavam que os pontos focais de tubos de raios-X não eram perfeitamente quadrados, nem tampouco tinham emissão uniforme. Além disso, por serem projetados sob o princípio do foco-linha, seu tamanho e formato projetados variavam com o ângulo de projeção, ou seja, a FTM dependia da posição e da direção de interesse num plano normal à direção do feixe. A partir destas observações, eles propuseram um método para determinar as FTMs devidas ao ponto focal de sistemas radiológicos, considerando uma variedade de posições e direções no plano perpendicular à direção do feixe e de condições operacionais.

O procedimento sugerido consistia basicamente na obtenção das FELs e FTMs devidas ao ponto focal e à não-nitidez geométrica, a partir de uma fenda estreita orientada a 0° , 45° , 90° e 135° em relação à vertical. A necessidade de obtenção das FELs e FTMs correspondentes também à não-nitidez geométrica, deve-se ao fato da distância foco-objeto utilizada ser 4 vezes maior que a distância objeto-filme, introduzindo, portanto, deformações conseqüentes da geometria de exposição. As FELs obtidas são apresentadas na figura 3.2 para as quatro orientações já especificadas. Não é feito, porém, nenhum comentário a respeito destes resultados.

Outro trabalho já citado, ([DOI75.b]) onde Doi, Fromes e Rossmann discutiam a influência da variância espacial sobre o ponto focal, e portanto sobre as funções de transferência, também determinava FELs e suas respectivas FTMs nas mesmas quatro direções (0° , 45° , 90° e 135° em relação à vertical). Os resultados são mostrados na figura 3.3 e mostram algumas variações no formato das FELs, enquanto que as FTMs nas diferentes direções são semelhantes para as baixas frequências espaciais e bem distintas para altas frequências.

Um dos experimentos realizados em [DOI75.b] foi a simulação do desalinhamento de uma fenda em relação ao ponto focal. A fenda era orientada na direção perpendicular ao eixo do tubo e exposta 5 vezes: alinhada no centro do feixe, deslocada 10 e 20 mm em direção ao catodo, e deslocada 10 e 20 mm em direção ao anodo, fornecendo os seguintes resultados :

- quanto mais próxima estivesse a fenda do catodo, mais larga seria a FEL, e mais pobre a FTM (maior atenuação);
- para um deslocamento de 10 mm da posição da fenda ao longo do eixo anodo-catodo , o primeiro mínimo da frequência espacial variava aproximadamente em 8%;
- o erro de alinhamento produziu um efeito máximo na FTM do ponto focal quando a fenda estava posicionada perpendicularmente ao eixo do tubo, e mínimo quando paralela ao mesmo.

Doi & Rossmann em [DOI75.e] desenvolveram uma teoria com o objetivo de prever a formação da imagem de vasos sanguíneos, levando em consideração os aspectos da invariância espacial. Neste estudo eles tomaram como base dois únicos casos: fontes de raios-X e plano-imagem paralelos e não paralelos. A figura 3.4 mostra a geometria utilizada na formação da imagem, num caso geral.

A equação resultante do estudo, é, portanto:

$$i(x_i, y_i) = \iint_{-\infty}^{\infty} O(x_f, y_f; x_i, y_i) f(x_f, y_f) dx_f dy_f \quad (3.2)$$

onde (x_i, y_i) são as coordenadas cartesianas no plano-imagem;

(x_f, y_f) são as coordenadas cartesianas no plano-imagem;

$i(x_i, y_i)$ é a distribuição de intensidade de raios-X no plano-imagem

$o(x_i, y_i; x_f, y_f)$ é a distribuição do objeto;

$f(x_f, y_f)$ é a distribuição da emissão de raios-X no plano-alvo.

Esta expressão também conhecida como integral de superposição, diz que a distribuição de intensidade de raios-X no plano- imagem equivale à integral de convolução entre a distribuição do objeto e a distribuição da emissão de raios-X.

FIGURA 3.4. Geometria de formação da imagem de vaso sanguíneo num caso geral.

([DOI75.e])

Eles também ressaltam que se o sistema for invariante no espaço, a distribuição do objeto pode ser descrita como :

$$O(x_i, y_i; x_f, y_f) = O(x_i - x_f; y_i - y_f) \quad (3.3)$$

Mas, ao mesmo tempo que fazem esta observação, expõem que as imagens de raios-X não satisfazem necessariamente a equação acima.

Avaliado o caso em que fonte e plano-imagem são paralelos, obtiveram o seguinte equacionamento:

$$i(x_i) = \int_{-\infty}^{\infty} O(x_i, x_f) f(x_f) dx_f \quad (3.4)$$

que é a expressão unidimensional da equação (3.3), sendo $o(x_i, x_f)$ a distribuição do objeto e $f(x_f)$ a FEL da distribuição do ponto focal. No entanto, esta equação não satisfaz a condição de invariância espacial. Para eliminar tal restrição, [DOI75.e] utilizou um artifício que consiste em :

$$d_1 + d_2 \gg |x_i + x_f| \quad (3.5)$$

onde : $(d_1 + d_2)$ representa a distância entre o plano-alvo e o plano-imagem.

Esta aproximação mostrada na equação (3.5) corresponde à situação prática em que a distância entre a fonte de raios-X e o plano-imagem é bem maior que os tamanhos do ponto focal e da imagem do vaso sanguíneo.

Assim , a equação (3.4) se torna:

$$O(x_i, x_f) \equiv O\left(\frac{x}{m} - \frac{m-1}{m} x_f\right) \quad (3.6)$$

onde m é a magnificação convencional.

Esta equação mostra que a distribuição do objeto satisfaz a condição de invariância espacial, (apesar da magnificação ser envolvida de uma forma complicada) se for considerada uma região próxima do feixe central, o que, por sua vez, explica o motivo pelo qual todos os procedimentos experimentais buscam garantir o alinhamento dos dispositivos de teste no feixe central.

Apesar destes trabalhos já introduzirem observações acerca da variação da nitidez da imagem em função da posição do objeto no plano-objeto, é no trabalho de [DOI77.a] que a base da teoria da “característica de campo” é realmente apresentada. Neste trabalho, Doi propõe uma base teórica para a característica de campo, de tal forma a obter a FEP e a FTO devidas ao ponto focal.

Ele considera a área do alvo como um plano, utiliza projeções geométricas a partir deste para determinar escalas no centro do campo e em posições arbitrárias quaisquer, e assim calcula a FEP e a FTO devidas ao ponto focal.

Nesse trabalho, Doi conclui que a FTO na direção paralela não depende da posição de campo na direção perpendicular ao eixo do tubo e a FTO na direção perpendicular não depende da posição de campo na direção paralela. Como a fenda é sempre posicionada na direção perpendicular ao eixo para o qual se deseja encontrar a FTO, isso significa que as FTOs são independentes da posição de campo no eixo de orientação da fenda.

A. F. Frère, em [FRÈRE90], fez um estudo onde investigava o efeito da característica de campo para pontos focais de diferentes tamanhos, usando vários fatores de magnificação e tamanhos de objeto. Ela também destacava a importância do alinhamento dos dispositivos no centro do feixe, e avaliava a deformação devida ao ponto focal nesta posição, chegando às seguintes conclusões:

- o tamanho equivalente do foco é diferente para todas as orientações do campo de raios-X;

- como já se sabia, o tamanho, o formato e a nitidez da imagem variam em função da posição do objeto no campo, mas essa variação é mais desprezível para focos quadrados ou muito pequenos ;

- deve-se considerar a variação no tamanho do foco nas radiografias convencionais, pois mesmo nas de contato, os detalhes geralmente sofrem o efeito da magnificação, dependendo , obviamente da posição dentro da estrutura anatômica.

3.2. A Magnificação Radiográfica

A magnificação radiográfica é uma técnica muito utilizada na ampliação de estruturas pequenas, como microcalcificações em mamografia e vasos sanguíneos em angiografia, possibilitando assim, uma melhor visualização de seus detalhes pelo radiologista. Esta ampliação pode ser ótica, obtida através da simples utilização de lupas, ou radiográfica, onde se combinam as distâncias relativas entre os planos do foco, do objeto e da imagem. Esta última, que é de nosso interesse, proporciona um aumento da imagem num fator de m vezes, em relação ao objeto. O fator m é o fator de magnificação radiográfico e é dado por :

$$m = \frac{d_1 + d_2}{d_1} \quad (3.7)$$

onde : d_1 é a distância foco-objeto;

d_2 é a distância objeto-filme.

A técnica de magnificação radiográfica , segundo diversos trabalhos de Doi & Rossmann, é muito vantajosa em relação a radiografias de contato convencionais, pois

além da ampliação da imagem, possibilitam melhor reconhecimento de detalhes e um aumento da relação sinal-ruído. Por outro lado, esta ampliação da imagem pode esconder detalhes muito importantes para o diagnóstico, já que a penumbra, que é o borramento do contorno da imagem, é simultaneamente aumentada. Convém definir que sombra é a região útil da imagem do objeto.

Nos casos em que o ponto focal é muito pequeno, ou seja, se aproxima de uma fonte ideal, a magnificação torna-se eficiente, pois não ocorre o efeito da penumbra (figura 3.5a). À medida que o tamanho do ponto focal aproxima-se do tamanho do objeto, o efeito da penumbra passa a existir e a magnificação se torna menos eficiente (figura 3.5b). Quando o ponto focal é maior que o objeto, a definição da imagem piora na mesma proporção que a magnificação aumenta, novamente por consequência da intensificação da penumbra.

FIGURA 3.5. Magnificação de objetos com vários tamanhos

FIGURA 3.6. Formação da imagem de um objeto em magnificação

A partir da necessidade de analisar os aspectos intrínsecos à técnica de formação de imagem com magnificação, foram realizados estudos como [DOI73] em que K. Doi e K. Rossmann apresentavam um procedimento para estudar os efeitos da magnificação radiográfica na qualidade da imagem, simulando os vários fatores (tamanho do ponto focal, razão de magnificação, radiação espalhada, sistema écran-filme) envolvidos no processo de magnificação de vasos sanguíneos combinando-os de n maneiras. É preciso que esses fatores sejam escolhidos adequadamente, de modo que a visualização de detalhes nas imagens magnificadas seja realmente melhor que nas imagens radiográficas convencionais. Eles concluíram que a razão de magnificação e o tamanho do ponto focal são os principais responsáveis pela magnificação radiográfica proporcionar imagens de vasos sanguíneos equivalentes ou melhores que as não magnificadas.

A simulação utilizada facilitou o processo de combinação dos vários fatores técnicos, além de garantir uma margem de erro muito baixa. Os resultados foram:

- a magnificação ideal é obtida quando a função de transferência do sistema é máxima;
- quanto menor for o tamanho do objeto, maior será a magnificação;
- quanto maior a magnificação, maior a semelhança entre as distribuições de contorno da imagem;
- a eficiência da magnificação também se relaciona com o tamanho e a uniformidade do ponto focal, ou seja, quanto menor e mais uniforme este for, melhor será o resultado da ampliação.

Com o objetivo de estender os resultados obtidos em [DOI73], Doi & Rossmann em [DOI74] também fizeram um estudo sobre a influência de vários sistemas écran-filme, vários tamanhos de pontos focais e várias magnificações, na formação de imagens de vasos sanguíneos. Também consideraram que a FEL tinha formato uniforme, pois estudos anteriores sobre vários formatos desta FEL comprovavam que a distribuição do ponto focal não afetava as distribuições de imagem magnificada de vasos sanguíneos.

A partir dos resultados das várias combinações de sistemas écran-filme, tamanhos de pontos focais e fatores de magnificação, os autores chegaram a duas conclusões:

- se o comportamento do sistema aproxima-se do ideal, em relação à visualização de imagens de vasos não magnificadas, a magnificação certamente produzirá uma impressão de deterioração da nitidez ;

- caso contrário, em que o comportamento do sistema é mais real (mais pobre) ou o vaso é muito pequeno, a magnificação se torna bem mais eficiente, e portanto mais útil.

Algumas outras vantagens da técnica de magnificação são apresentadas por Doi em [DOI77.c], trabalho em que ele descrevia os princípios físicos da radiografia com magnificação. Entre estas vantagens estavam a redução de ruído, a melhoria da nitidez e a melhoria do efeito visual. Este resultado era também mostrado em outro artigo de Doi & H. Imhof em [DOI77.d]. Neste último, os autores compararam imagens de radiografia convencional de contato com outras magnificadas 2 vezes, e comprovaram que a imagem magnificada era igual ou melhor que a convencional.

3.3. O Ponto Focal de Sistemas Radiológicos

3.3.1. Métodos de avaliação do ponto focal

A influência do ponto focal sobre a qualidade da imagem é um aspecto bastante importante a ser estudado. Dependendo da relação de tamanhos entre a estrutura a ser visualizada e o ponto focal, pode-se obter uma ótima visualização dos detalhes desejados ou até a degradação total destes detalhes. Daí a necessidade de métodos confiáveis que meçam o real valor do ponto focal. Alguns destes métodos são:

- câmara de orifício;
- câmara de fenda ;

- padrão par de linhas;
- padrão de teste estrela;
- raiz média quadrática (ou RMQ);
- funções de transferência.

A utilização do método da **câmara de orifício** em radiologia , segundo Kuntke em [KUNTKE57], é tão antiga quanto a própria radiologia. Segundo o mesmo autor, tendo-se um furo fino de diâmetro d (onde d é uma fração da dimensão do ponto focal) colocado a uma distância d_1 da fonte e d_2 do filme, a imagem do ponto focal será ampliada ou reduzida pelo fator $m=d_2/d_1$, conforme mostrado na figura 3.7. Como esta câmara de orifício não é ideal, a imagem do ponto focal será acrescida de um borramento na borda, que também será introduzido nas dimensões da medida da imagem. Considerando que a seja o tamanho real de um ponto focal, a medida impressa no filme é dada por:

$$S = am + (m + 1)d \quad (3.8)$$

portanto, podemos obter a medida do tamanho real do ponto focal como:

$$a = (S / m) - (m + 1)d / m \quad (3.9)$$

FIGURA 3.7. Esquema de uma câmara de orifício

No mesmo trabalho, Kuntke fez algumas observações listando desvantagens práticas do método da câmara de orifício, entre as quais estão:

- tempo de exposição muito longo, o que prejudica o equipamento, reduzindo sua vida útil.
- o comprimento do furo geralmente é pequeno, e não evita a transmissão de radiação, causando assim um aumento na densidade de fundo do filme;
- o comprimento do furo é limitado pelo efeito túnel., que ocorre quando dois raios, partindo cada um de uma extremidade da fonte, não conseguem atravessar o orifício sem atingir as bordas, como mostrado na figura 3.8.

FIGURA 3.8. O efeito túnel ocorrendo com um orifício de furo cilíndrico

O problema do tempo de exposição não pode ser resolvido, devido ao fato do diâmetro do furo ser bastante pequeno, tornando-se portanto necessário para uma boa imagem.

Já o efeito túnel, pode ser atenuado ou eliminado, através de algumas medidas como (ver figura 3.9):

- fazer o comprimento do furo ser cinco vezes maior que seu diâmetro;
- fazer o furo cônico, com inclinação de 8° até a profundidade $(S-5d)$ e cilíndrico até atravessar o diafragma.

FIGURA 3.9. Esquema da câmara de orifício segundo [KUNTKE57]

O método da **câmara de fenda** tem o mesmo princípio da câmara de orifício. M. Kratzat em [KRATZAT88] apresenta uma figura (figura 3.10) bastante esclarecedora no que diz respeito ao funcionamento desta câmara. A câmara de fenda apresenta apenas a dimensão do ponto focal que está na direção perpendicular à sua, ao contrário da de orifício que permitia a obtenção de todas as dimensões do mesmo. Apesar disto, ela tem a vantagem de permitir a construção de fendas muito estreitas ($10\mu\text{m}$), que possibilitam leitura de pontos focais de $0,1\text{mm}$ de diâmetro sem introduzir deformações geométricas.

FIGURA 3.10. Esquema da câmara de fenda de acordo com [KRATZAT88]

O método **padrão par de linhas** (figura 3.11) consiste de um padrão de barras como sendo o objeto de teste , cujo contraste era examinado no filme. U. V. Rao em [RAO71] expunha este padrão aos raios-X, posicionando-o em diversas distâncias do filme, de modo que a distância foco-filme permanecesse sempre igual a 1,0m. No momento em que o padrão de barras torna-se invisível, determina-se o fator de magnificação, e o tamanho do ponto focal é dado como:

$$a = \frac{m}{f(m-1)} \quad \text{em milímetros} \quad (3.10)$$

onde: a é o tamanho do ponto focal

m é o fator de magnificação

f é a frequência espacial do padrão de barras

FIGURA 3.11. Padrão de barras com espessuras variáveis

O padrão com linhas de espessura variável só pode avaliar a dimensão do foco que esteja perpendicular às linhas, tornando necessária, portanto, uma exposição para cada dimensão desejada. Desta forma, foi criado um outro padrão de barras que avalia o ponto focal em duas direções perpendiculares, com apenas uma única exposição. Esse padrão foi denominado RMI, e é mostrado na figura 3.12.

FIGURA 3.12. Padrão de barras RMI

P. Spiegler & W. C. Breckinridge em [SPIEGLER72] propuseram o método do **padrão estrela**, que consiste de um objeto de teste formado por lâminas alternadamente radiopacas e transparentes em diferentes intervalos de separação, de modo que a frequência espacial dessas lâminas aumenta em direção ao centro do objeto, como mostra a figura 3.13. Este método é vantajoso porque permite conhecer a resolução do sistema com apenas uma imagem.

O método da raiz média quadrática ou **RMQ** foi proposto por Doi & Rossmann em [DOI75.c], e é baseado na FEL do ponto focal, que é medida, para então se calcular a RMQ. O tamanho do ponto focal é obtido a partir da FEL uniforme

equivalente que é igual ao produto da RMQ pela raiz quadrada de 12, que é aproximadamente igual a 3,5, sendo que, esta constante é introduzida no próprio cálculo da própria RMQ. A RMQ pode ser calculada não apenas para FELs, mas também para distribuição de objeto e imagem, o que é de grande utilidade na radiografia, cujo processo de imagem, que é em cascata permite uma certa variação no formato e tamanho das FELs.

FIGURA 3.13. Desenho de um padrão de teste estrela, formado por materiais radiopacos e transparentes.

O tamanho do ponto focal também pode ser determinado a partir do **método das funções de transferência**, aplicando a Transformada de Fourier sobre a FEL, obtendo a respectiva FTO normalizada. A dimensão do ponto focal na direção perpendicular à da fenda, corresponde ao inverso da frequência espacial em que a FTO corta este eixo pela primeira vez (ou ainda, à frequência em que a FTM toca pela primeira vez), comumente chamada de frequência de primeiro mínimo (figura 3.14).

Apesar das muitas pesquisas realizadas nesta área, não há uma definição unânime do método mais eficiente, de tal modo que cada um destes se torna menos ou mais adequado de acordo com a aplicação.

FIGURA 3.14. Funções de Transferência no domínio do espaço e da frequência

3.3.2 .Variações da distribuição e do tamanho do ponto focal

Na avaliação de sistemas por funções de transferência, E. Takenaka, K. Kinoshita e R. Nakajima em [TAKENAKA68] propuseram uma simulação onde se estudavam vários tipos de distribuição de intensidade do ponto focal (em forma de pico simples,

pico duplo simétrico e assimétrico, e pico triplo simétrico e assimétrico) a partir das quais, era determinada a respectiva FTM. Segundo [TAKENAKA68], a melhor distribuição de intensidade levando em conta a FEL, seria a de pico simples, ou seja, aproximadamente uma gaussiana. Nos tubos de raios-X médicos convencionais, no entanto, geralmente se encontram distribuições com picos duplos e triplos. A. E. Burgess em [BURGESS77.b] fez um estudo semelhante ao de [TAKENAKA68], onde estudava o efeito da assimetria de pontos focais em angiografia. Foram estudados modelos de pontos focais com formatos retangulares, de gaussiana dupla e de coseno, e concluiu-se que, apesar de cada um destes formatos possuir algumas vantagens e algumas desvantagens, o retangular tem sido a base para especificar as dimensões do ponto focal e para descrever suas propriedades no domínio da frequência. Suas principais vantagens são a simplicidade conceitual, a facilidade de utilização de argumentos geométricos na descrição de seus efeitos sobre a imagem e o pequeno número de parâmetros necessários para sua descrição. Segundo resultados experimentais, o autor diz que o modelo retangular pode ser aplicado com satisfatória precisão.

Um outro trabalho bastante relevante e já mencionado, é o de K. Doi e K. Rossmann ([DOI75.c]), onde são feitas comparações de FELs e FTMs de um ponto focal real com FELs e FTMs obtidas através de diferentes definições.

A figura 3.15 mostra em (a) a FEL de um ponto focal real (linha cheia) e outras três FELs uniformes derivadas (linhas pontilhadas). Elas fornecem a medida do ponto focal em sua largura, visto que a FEL real foi obtida a partir de uma fenda colocada perpendicularmente ao eixo do tubo e todas as FELs estão normalizadas. Em (b) são apresentadas a FEL real e outras três FELs com formatos diferentes, mas todas com mesmo valor RMQ (raiz média quadrática).

Na figura 3.16 (a) podem-se observar as FTMs correspondentes às FELs da figura 3.15 (a), comportando-se de maneira bastante semelhante nas frequências espaciais mais baixas, sendo que as FTMs do ponto focal real e uniforme praticamente se igualam. Já a figura 3.16 (b) mostra a semelhança entre as FTMs obtidas a partir do uso

das diferentes FELs da figura 3.15(b) quando aplicadas na formação da imagem de vasos sanguíneos. Os autores concluem que, independentemente do formato das FELs,

(*) todas com
RMQ = 2,27 mm.

FIGURA 3.15. Diversos tipos de FEL do ponto focal. ([DOI75.c])

FIGURA 3.16. Espectros de Fourier da imagem de vasos sanguíneos.([DOI75.c])

K. Doi e K. Rossmann em [DOI75.d] simularam a obtenção de imagens de vasos sanguíneos a partir de FELs de formatos uniforme, triangular, em gaussiana simples e gaussiana dupla, que correspondem a várias distribuições de ponto focal. De acordo com os autores, as imagens de vasos magnificados menos que 6 vezes não dependem muito da distribuição de intensidade do ponto focal, quando este tem tamanho igual ou menor que o diâmetro do vaso. Já para pontos focais maiores que o vaso sua distribuição de intensidade influencia consideravelmente na distribuição de intensidade da imagem, exceto em casos de pequenas magnificações. Por fim, concluem que, na maioria dos casos práticos, o formato da distribuição de intensidade do ponto focal não afeta significativamente a distribuição de intensidade das imagens de vasos sanguíneos magnificadas, sendo mais significativo para isso o tamanho do ponto focal.

Os trabalhos de [DOI75.c] e [DOI75.d] são bastante importantes no sentido de que possibilitaram a utilização de uma FEL uniforme em procedimentos que simulam o processo de formação de imagem radiográfica com o objetivo de avaliar a qualidade destas.

3.4. CONCLUSÕES

Rossmann em [ROSSMANN69] recomendou a avaliação no centro do feixe, segundo várias orientações, de modo a contornar a invariância dos sistemas radiológicos. Em [RAO69] e [DOI75.b] foram feitos estudos em que os autores faziam a avaliação do sistema variando a orientação da fenda no feixe central, porém sem jamais mencionar o efeito da não linearidade nas variações das FTMs, ou sua relação com a nitidez da imagem. Esta não linearidade é mais tarde considerada e analisada em [SCHIABEL92] e [SCHIABEL93.a], permitindo a determinação de uma região onde as FTMs apresentam melhor performance. Depois [MARQUES94] avalia o sistema através de FEPs simuladas, variando a posição das mesmas sobre o campo.

Como se vê, ao longo dos trabalhos os pesquisadores atentaram para detalhes imprescindíveis no controle de qualidade que se refere à influência sofrida pela

característica de campo. Isto intensifica a necessidade deste trabalho, que, por sua vez, busca contribuir levando em conta toda as considerações dos trabalhos anteriores procurando convergir resultados para identificar a região do campo de radiação onde poderão ser obtidas imagens mamográficas com maior nitidez.

CAPÍTULO 4

SIMULAÇÕES COMPUTACIONAIS PARA OBTENÇÃO DAS FTM_s EM SISTEMAS DE IMAGEM RADIOLÓGICA

Este capítulo restringir-se-á basicamente à apresentação dos métodos de simulação na avaliação de imagem radiológica pelas funções de transferência. Os métodos que serão discutidos obtêm a FTM do sistema, um através de simulação da FEL e outro através da simulação da FEP.

4.1. Avaliação de sistemas de imagem radiológica através de FELs simuladas

H. Schiabel, em [SCHIABEL92] e Schiabel & Frère em [SCHIABEL93.b], desenvolveram um algoritmo de obtenção das FELs em várias direções do campo de radiação, variando-se a orientação de uma fenda ideal com relação ao eixo do tubo, que por sua vez é considerada irradiada por uma fonte de radiação de intensidade uniforme, como é mostrado na figura 4.1.

O formato do foco é considerado retangular com dimensões **a** e **b** e intensidade uniforme **i**. Algumas FELs são mostradas na figura 4.2, onde se pode observar que estas têm formato retangular para ângulos de 0° e 90° , triangular nas direções diagonais (para o ângulo β que coincida com a diagonal) e trapezoidal para ângulos de valores intermediários a estes (ângulos α). As respectivas intensidades máximas são :

FIGURA 4.1. Esquema ilustrativo do método de obtenção da FEL c/ a fenda em várias orientações

FIGURA 4.2. Formatos da FEL em várias orientações / [SCHIABEL92]

$$H_0 = b \quad (4.1a)$$

$$H_{90} = a \quad (4.1b)$$

$$H_\rho = c \quad (4.1c)$$

$$H_\alpha = \sqrt{(a^2 + b^2)} \quad (4.1d)$$

No trabalho, em função dos estudos que revisamos no capítulo 3, foi considerada uma FEL uniforme para estabelecer o cálculo do tamanho efetivo equivalente do ponto focal para cada direção analisada.

4.1.1. Cálculo da FEL uniforme

Considerando o caso geral de formato de FEL como sendo um trapézio de altura i , largura da base menor L_1 e da base maior L_2 , a área desta FEL seria igual a :

$$A_r = \frac{L_1 + L_2}{2} . i \quad (4.2)$$

e a FEL uniforme equivalente teria área igual a : $A_e = s . i \quad (4.3)$

onde s é o valor da base desta FEL uniforme. O cálculo da FEL uniforme equivalente é obtido considerando que a área desta é igual à área da FEL real encontrada por projeção (que pode ser retangular, trapezoidal ou triangular), e assim pode-se determinar o valor da largura da FEL uniforme, como:

$$s = \frac{L_1 + L_2}{2} \quad (4.4)$$

que corresponde ao tamanho efetivo equivalente do ponto focal na orientação considerada.

O programa que faz a projeção do ponto focal para calcular a FEL e o tamanho do foco equivalente para cada orientação tem como dados de entrada as dimensões das medidas do ponto focal no centro do campo, que são fornecidas pelo usuário (a , b considerando o foco retangular) além de α , que é o ângulo feito entre o eixo em que se deseja calcular a FEL e o eixo do tubo. A partir destes dados o programa gera uma curva da respectiva FEL, para cada orientação desejada.

4.1.2. Determinação das FTMs

Com as FELs geradas para vários ângulos e várias dimensões de ponto focal, torna-se possível a determinação das respectivas FTMs, bastando para isso que se aplique a Transformada de Fourier aos dados registrados. O resultado é o levantamento da resposta em frequência espacial do sistema para cada orientação desejada no campo, como mostra figura 4.3, onde é ilustrado um exemplo do procedimento aplicado para o sistema radiográfico cujas dimensões de ponto focal no centro do campo são 2,15 x 2,47mm.

Este método, ao contrário dos anteriores, tem a vantagem de possibilitar o conhecimento do comportamento do sistema, não apenas nas direções paralela e perpendicular ao eixo do tubo, mas em todas as posições intermediárias, o que é particularmente importante em vista de que a variação das FTMs entre essas duas direções não é linear, conforme verificado em [SCHIABEL93.a]. Outra grande vantagem, é que o método elimina algumas dificuldades do procedimento experimental convencional, como por exemplo, os erros introduzidos no processo de digitalização das imagens de fenda, devidos à frequência de amostragem, o qual fica descartado, já que a FEL é obtida por projeção do ponto focal. A verificação da validade dos procedimentos de simulação foi feita por comparação entre os resultados simulados e os

obtidos a partir de imagens digitalizadas de uma fenda de 50 μ m de largura, utilizando-se o método convencional . (Ver figura 4.4)

FIGURA 4.3 FTMs geradas por simulação / [SCHIABEL92]

FIGURA 4.4. FTMs obtidas por digitalização das imagens da fenda/ [SCHIABEL92]

4.2 Determinação da Região Ótima a partir das FTMs

As figuras 4.5, 4.6, e 4.7 correspondem às FTMs obtidas por digitalização das imagens de fenda dos equipamentos 1, 2 e 3 respectivamente (os dados destes equipamentos são indicados abaixo das figuras), e utilizadas por [SCHIABEL92] e [SCHIABEL93.a] em sua análise acerca do comportamento das FTMs. As figuras conduzem à identificação de regiões distintas de orientação de fenda, caracterizando nitidez de imagem bastante diferenciada.

Na figura 4.5, pode-se observar que as FTMs correspondentes a 0° , 10° e 20° têm comportamento semelhante, apresentando um primeiro mínimo em torno de 0,40c/mm. Já as FTMs relativas a 40° , 50° e 60° têm primeiro mínimo aproximadamente em 0,55c/mm, apresentando também um formato semelhante, inclusive às FTMs de 70° , 80° e 90° , cujo primeiro mínimo é em torno de 0,48c/mm, mesmo valor do primeiro mínimo de 30° . Ou seja, as respostas mais largas e de maior valor de primeiro mínimo, que são as melhores FTMs, encontram-se na faixa de 40° a 90° .

FIGURA 4.5. FTM DO EQUIPAMENTO 1 - ROTALIX ROT 350-10.(PHILIPS)
PONTO FOCAL: 0,6mm / [SCHIEL92]

Resultados semelhantes são encontrados na figura 4.6, do equipamento 2, onde se evidencia a existência de regiões distintas: uma que corresponde à região de 0° a 60° , cujas FTMs são mais pobres indicam imagens menos nítidas, e outra de 70° a 90° , com FTMs mais largas, correspondendo a imagens mais nítidas.

Na figura 4.7, por outro lado, as regiões de pior e melhor resposta se invertem, em comparação com as das figuras 4.5 e 4.6, sendo respectivamente de 50° a 90° e de 40° a 90° .

A essas regiões cujas FTMs são mais largas, fornecendo assim imagens com maior nitidez, [SCHIABEL93.a] chamou de “regiões ótimas”. Pode-se assim concluir que, em sistemas não isotrópicos, como é o caso de muitos equipamentos em uso, em virtude de possuírem focos de dimensões distintas, faz-se necessário uma avaliação mais completa para que o método das funções de transferência tenha algum significado, o que por sua vez, cria um complicado processo de obtenção de imagens de fenda em várias orientações intermediárias a 0° e 90° , em busca do conhecimento da região de melhor resposta do sistema. Os autores apontam, porém, que o método das FTMs tem a grande vantagem de proporcionar a avaliação mais precisa da performance de sistemas mamográficos quando investigado em todas as possíveis orientações no campo, ou, ao menos, na pior orientação e na Região Ótima.

Justamente na busca da eliminação da maior parte da complexidade experimental discutida em [SCHIABEL93.a], é que foi desenvolvida a proposta de simulação computacional de [SCHIABEL93.b] que revisamos no item 4.1.

FIGURA 4.6. FTM DO EQUIPAMENTO 2 - MAMMOMAT SIEMENS
PONTO FOCAL: NÃO INDICADO/ [SCHIABEL92]

FIGURA 4.7. FTM DO EQUIPAMENTO 3 - MAMMODIAGNOSTIC ROT-201
(PHILIPS) PONTO FOCAL: NÃO INDICADO / [SCHIABEL92]

4.3. Avaliação do sistema de imagem de raios-X através de FEPs simuladas

Em [MARQUES94] P. M. A. Marques sugere um método que faça uma avaliação da qualidade de imagem do sistema radiográfico, varrendo toda a extensão do campo, uma vez que, em condições normais de exames, várias estruturas anatômicas não ficam na região central do feixe, e portanto sofrem variações que precisariam ser melhor analisadas.

[MARQUES94] faz uma simulação, calculando as FEPs e respectivas FTOs para variadas posições no campo. A utilização de simulação computacional aperfeiçoa o processo de avaliação, permitindo aumentar o número de informações disponíveis, uma vez que as FEPs simuladas são bem mais fáceis de serem obtidas que as experimentais. Este método permite comparações mais precisas tanto de diversas regiões de um sistema (o que facilita posicionar as estruturas a serem radiografadas, de modo a se obter maior nitidez), como também de aparelhos distintos com relação a regiões equivalentes (podendo assim escolher o melhor aparelho). Além disso, pode-se, através dele, estudar uma determinada região de um específico sistema, de modo a se obter uma previsão de sua resposta com relação as distorções que serão inseridas na imagem.

4.3.1. Obtenção das FEPs simuladas

Como já estudado no capítulo 2, a FEP é a imagem formada por uma abertura infinitamente pequena, que nada mais é que uma fonte puntiforme de intensidade unitária, à meia distância foco-filme. Deste modo, pode-se conhecer a FEP de uma região qualquer de um sistema radiológico, bastando para tanto, saber as dimensões do ponto focal no centro do campo, e a distância que separa estes dois pontos. Assim tornou-se necessário definir um ponto qualquer do campo por uma distância R (do ponto de interesse ao centro do campo) e um ângulo α (formado pelo prolongamento da reta de

tamanho R e o eixo paralelo ao tubo), possibilitando a definição de outros parâmetros da geometria do campo (mostrada na figura 4.8) como :

$\Delta_x = R \cdot \cos \alpha$ que é o deslocamento do ponto central ao de interesse, na direção x ;

$\Delta_y = R \cdot \sin \alpha$ que é o deslocamento do ponto central ao de interesse, na direção y ;

Os demais parâmetros da figura 4.8 são :

θ é o ângulo de inclinação do alvo do tubo;

d_{fi} é a distância do ponto focal à imagem;

β é o ângulo entre o raio central e a reta que une o foco ao ponto de projeção da região de interesse sobre o eixo do tubo;

γ é o ângulo formado entre o eixo do tubo e a reta que liga o ponto de “cut-off” e o ponto de interesse;

$\Delta_{cut} = d_{fi} \cdot \tan \theta$ é a distância do ponto de “cut-off” ao centro do campo, sobre o eixo do tubo.

Sendo assim , considerando um ponto focal retangular de dimensões a e b , onde a é a dimensão paralela ao eixo do tubo e b é a perpendicular a este eixo, definiu-se que as verdadeiras dimensões do ponto focal em qualquer posição do campo são:

$$a' = \frac{a \cdot (1 + \cot \theta \cdot \tan \beta)}{\cos \gamma} \quad (4.5 \text{ a})$$

$$b' = b \quad (4.5 \text{ b})$$

ou seja, a dimensão do ponto focal na direção perpendicular ao eixo do tubo não muda ao longo deste eixo, enquanto a dimensão paralela se modifica em função dos ângulos θ , β e γ .

FIGURA 4.8. Esquema ilustrativo das variáveis utilizadas na simulação da FEP
 [MARQUES94]

Porém, como a FEP além de sofrer uma variação em sua dimensão, também sofre uma rotação em relação ao eixo x dada pelo ângulo γ , o tamanho a' não permanece paralelo ao tamanho a . Já o tamanho b' é sempre igual ao tamanho b , mas em função da rotação da FEP, é deslocado para acompanhar o alinhamento do tamanho a' com o novo eixo definido por γ . A FEP em posições fora do eixo do tubo têm então um formato de paralelogramo, com lados a' e b' . Este equacionamento (rotacionamento da FEP) foi estudado por [DOI77.a].

Devido a este efeito, [MARQUES94] propõe um algoritmo que rotaciona a FEP, de modo que o lado a' se alinhe segundo o eixo definido por γ .

Este algoritmo localiza a região de interesse, e com base nos valores do ponto focal na região central (a e b), calcula e exibe as novas dimensões (a' e b') do foco visto na correspondente região e o valor do ângulo segundo o qual a' está alinhado. Depois, produz uma matriz de 129×129 pontos, preenchida por valores de a' e b' multiplicados por 1000, convertendo-os assim de mm para μm , e dividido por $25 \mu m$, que é o valor do passo para preenchimento completo desta matriz. Depois, aplica a transformada geométrica que realinha a FEP, e a seguir a matriz é preenchida a partir do centro, com o número de passos resultantes desta divisão (figura 4.9).

4.3.2. Obtenção e filtragem da FTM

Depois da matriz da FEP uniforme ser devidamente calculada, aplica-se a Transformada de Fourier Bidimensional nesta e encontra-se assim a FTO do sistema. Vale ressaltar que esta FTO é uma função bi-dimensional complexa, não podendo portanto, ser apresentada num gráfico 3D, e por isso plota-se seu módulo e fase em gráficos separados.

Devido ao fato das principais informações interessantes ao processo de avaliação da qualidade de imagens serem aquelas contidas até a frequência de primeiro mínimo, foi

necessário a elaboração de um filtro, cuja idéia básica é mostrada na figura 4.10. Os zeros da FTM cortam os eixos nos pontos de frequência $1/2a$ e $1/2b$, e com base nesta informação Marques criou um filtro iterativo, de modo que se possa definir uma região que contenha somente os valores correspondentes às frequências menores que a de primeiro mínimo, zerando todos os demais valores. Para cada par de valores de frequência selecionados, o programa plota o gráfico 3D e calcula o volume da correspondente figura.

FIGURA 4.9. Preenchimento da matriz do programa

[MARQUES94]

FIGURA 4.10. Idéia básica do filtro utilizado na determinação do primeiro mínimo da FTM [MARQUES94]

Além disto, o programa permite rotacionar os gráficos resultantes de modo que se possa visualizá-los de qualquer direção e sob qualquer perspectiva. A figura 4.11 é um exemplo de FTM calculada a partir de uma determinada FEP, a 4.12 mostra a FTM depois de filtrada e a 4.13 apresenta uma vista superior da anterior.

A vista da figura 4.13 mostra a base da FTM bidimensional, que fornece informação de como são as freqüências de primeiro mínimo em todas as direções do plano, proporcionando uma previsão qualitativa de deformação causada na imagem de um determinado objeto naquela região.

[MARQUES94] também observa que a informação dada pelo volume destas figuras permite definir quais as melhores respostas, pois quanto maior o volume, melhor a nitidez da imagem (para um mesmo objeto), pois maiores são as freqüências de corte nas

várias direções do plano de frequências, indicando assim regiões capazes de produzir imagens com menor área de penumbra e maior área de sombra.

Os resultados obtidos foram bastante satisfatórios quando comparados com resultados obtidos por procedimento convencional.

Por isso, deve-se buscar um procedimento de avaliação do sistema cada vez mais preciso, que em nosso caso, será utilizando as funções de transferência, só que considerando simultaneamente diversas orientações e posições no campo.

FIGURA 4.11. FTM com todos os harmônicos
[MARQUES94]

FIGURA 4.12. FTM filtrada no primeiro mínimo
[MARQUES94]

FIGURA 4.13. Visão superior da FTM filtrada no primeiro mínimo
[MARQUES94]

4.4 CONCLUSÕES

A avaliação do comportamento das FTMs sobre uma determinada região (no caso de [SCHIABEL92] na região central do feixe), a partir da variação da orientação das FELs, fornece um conhecimento da nitidez da imagem nesta região. Em [SCHIABEL93.a] o mesmo autor até sugere a existência de uma região ótima. Depois em [MARQUES94] tem-se uma avaliação do sistema a partir da variação da posição sobre o campo de radiação, introduzindo assim mais informações, que combinadas com as dos trabalhos de Schiabel, abrem espaço para o surgimento desta pesquisa, que propõe a determinação da região ótima a partir da avaliação do sistema segundo variação de posição e de orientação.

CAPITULO 5

AVALIAÇÃO DAS REGIÕES DO CAMPO EM EQUIPAMENTOS MAMOGRÁFICOS POR ANÁLISE DAS FTMs

5.1. OBJETIVO DESTA PESQUISA

O objetivo fundamental desta pesquisa está em combinar os dois métodos de simulação de FTMs discutidos neste capítulo, a partir de FELs em várias orientações no centro do campo e de FEPs em várias posições do mesmo. O propósito disso é identificar e caracterizar a Região Ótima de sistemas mamográficos. A determinação desta região pode ser importante tanto no sentido do controle de qualidade da imagem, como para o conhecimento do próprio radiologista, pois indicaria uma faixa do campo útil onde poderiam ser obtidas imagens mais nítidas em razão de uma melhor performance do sistema.

5.2. AVALIAÇÃO DOS MÉTODOS DE SIMULAÇÃO DE FTMS A PARTIR DA FEL E DA FEP

O passo inicial do projeto consiste na obtenção e análise de dados a partir das duas simulações ([SCHIABEL93.b] e [MARQUES94]), utilizando dados de alguns equipamentos mamográficos, como seus respectivos tamanhos de pontos focais, medidos pelo método da câmara de orifício. Estas medidas são feitas de tal modo que uma matriz de orifícios esteja alinhada no centro do feixe através do uso de uma mesa de

alinhamento. A imagem é analisada com um microscópio de projeção KARL ZEISS JENA, modelo VORSCHALTGERALT HB O 200, com um retículo micrométrico acoplado na lente ocular. De acordo com a simulação da FEL [SCHIABEL92], as faixas do centro do campo com melhor nitidez da imagem em função da orientação variam conforme o aparelho, particularmente em função das discrepâncias entre as dimensões focais. Em outras palavras, quanto maior for a discrepância entre as dimensões paralela e perpendicular do foco, mais evidentes ficam as diferenças de performance do sistema em termos de faixas de orientação.

Nesta etapa do trabalho, foram obtidas FTMs a partir das simulações da FEL e da FEP, tomando como base os dados de cinco equipamentos mamográficos, que são :

- Philips Mammodiagnostic com ponto focal de 1,2 x 0,75 mm e inclinação do anodo de 23°;
- CGR Senographe 500 t (I) com ponto focal de 1,5 x 0,9 mm e inclinação do anodo de 29°;
- Siemens Mammomat com ponto focal de 2,1 x 0,7 mm e inclinação do anodo de 23°;
- CGR Senographe 500 t (II) com ponto focal de 0,4 x 0,3 mm e inclinação do anodo de 29°;
- CGR Senographe 500 t (III) com ponto focal de 0,25 x 0,25 mm e inclinação do anodo de 29° ou equipamento E.

5.3. ANÁLISE A PARTIR DA SIMULAÇÃO DA FEL

Foram levantadas as curvas das FTMs a partir das FELS, para orientações de 10° em 10°, gerando arquivos através dos quais foram feitas as tabelas e gráficos para os respectivos equipamentos já mencionados.

As tabelas abaixo indicam os tamanhos das bases (z_1 e z_2), da altura ($i_{\text{máx}}$ ou intensidade máxima de radiação) e da área da FEL, que pode ser representada por um triângulo, retângulo ou trapézio, de acordo com a orientação da fenda como

indica a figura 4.2. apresentada no capítulo 4. Além disto as tabelas indicam a dimensão medida na devida orientação do ponto.

As FTMs do equipamento Mammodiagnostic Philips indicam melhor performance na faixa de orientação da FEL de 0° a 30° , com cruzamento das curvas de 20° e 30° pela de 10° e 0° , que é mais externa de todas. Apesar da FTM de 0° ser a mais externa para a maioria das frequências, deve-se atentar para o fato de outras curvas a cruzarem. A região selecionada permite visualização de estruturas com pelo menos uma das dimensões maior ou igual a 0,65 mm. (Vide figura 5.1 e tabela 5.1.)

No equipamento CGR I de ponto focal 1,5 x 0,9 mm ocorre o mesmo tipo de comportamento, com as FTMs unidimensionais mais largas na faixa de orientação de 0° a 40° , só que agora, com cruzamento das curvas de 20° e 30° pelas de 0° e 10° , como pode ser notado na figura 5.2, permitindo que se visualizem estruturas da ordem de 0,78 mm como indica a tabela 5.2.

Já o Mammomat Siemens, tem suas melhores FTMs na faixa de orientação de 0° a 20° , que corresponde à visualização de estruturas de 0,69 mm, conforme figura 5.3 e tabela 5.3.

O CGR II de ponto focal 0,4 x 0,3 mm (figura 5.4) mamógrafo CGR de ponto focal com dimensões de 0,4 x 0,3 mm, tem suas FTMs com comportamento melhor que os anteriores, fornecendo melhor resposta na faixa de 0° a 40° , e possibilitando a visualização de estruturas com dimensões maiores ou iguais a 0,26 mm, dadas as reduzidas dimensões de seu ponto focal.

O equipamento CGR III de ponto focal 0,25 x 0,25 mm apresenta melhor performance para as orientações de 30° a 70° , possibilitando que se visualizem estruturas de dimensões maior ou igual a 0,19 mm. Entretanto, é uma característica importante desse aparelho a homogeneidade de comportamento em todas as orientações, em vista de apresentar comportamento quase isotrópico.

É interessante notar que mamógrafos com pontos focais maiores (como os três primeiros) apresentaram melhor performance em orientações na faixa de 0° a 40° , enquanto para pontos focais menores o comportamento é bastante homogêneo, apesar de podermos verificar FTMs indicando performance ligeiramente melhor nas orientações intermediárias (30° a 70°), como mostra a figura 6.6.

FIGURA 5.1

TABELA 5.1. Dados da FEL do Mammodiagnostic Philips

θ	z_1	z_2	$i_{\max}$	largura	$f_{\min}$	área
0	0,38	0,38	1,200	0,75	1,33	0,900
10	0,47	0,27	1,219	0,74	1,35	0,900
20	0,56	0,15	1,277	0,70	1,43	0,900
30	0,62	0,02	1,386	0,65	1,54	0,900
40	0,67	0,10	1,167	0,77	1,30	0,900
50	0,70	0,22	0,979	0,92	1,09	0,900
60	0,71	0,33	0,866	1,04	0,96	0,900
70	0,69	0,44	0,798	1,13	0,88	0,900
80	0,66	0,53	0,762	1,18	0,85	0,900
90	0,60	0,60	0,7500	1,20	0,83	0,900

FIGURA 5.2

TABELA 5.2. Dados da FEL do CGR I

θ	z_1	z_2	$i_{\max}$	largura	$f_{\min}$	área
0	0,45	0,45	1,500	0,90	1,11	1,3500
10	0,57	0,31	1,523	0,89	1,12	1,3500
20	0,68	0,17	1,596	0,85	1,18	1,3500
30	0,76	0,01	1,732	0,78	1,28	1,3500
40	0,83	0,14	1,400	0,96	1,04	1,3500
50	0,86	0,29	1,175	1,15	0,87	1,3500
60	0,87	0,42	1,039	1,30	0,77	1,3500
70	0,86	0,55	0,958	1,41	0,70	1,3500
80	0,82	0,66	0,914	1,48	0,68	1,3500
90	0,75	0,75	0,900	1,50	0,67	1,3500

FIGURA 5.3

TABELA 5.3. Dados da FEL do Mammomat Siemens

θ	z_1	z_2	$i_{\max}$	largura	$f_{\min}$	área
0	0,35	0,35	2,100	0,70	1,43	1,4700
10	0,53	0,16	2,132	0,69	1,45	1,4700
20	0,69	0,03	2,047	0,72	1,39	1,4700
30	0,83	0,22	1,400	1,05	0,95	1,4700
40	0,94	0,41	1,089	1,35	0,74	1,4700
50	1,03	0,58	0,914	1,61	0,62	1,4700
60	1,08	0,73	0,808	1,82	0,55	1,4700
70	1,11	0,87	0,745	1,97	0,51	1,4700
80	1,09	0,97	0,711	2,07	0,48	1,4700
90	1,05	1,05	0,700	2,10	0,47	1,4700

FIGURA 5.4

TABELA 5.4. Dados da FEL do CGR II

θ	z_1	z_2	$i_{\max}$	largura	$f_{\min}$	área
0	0,15	0,15	0,4	0,30	3,33	0,1200
10	0,18	0,11	0,406	0,30	3,33	0,1200
20	0,21	0,07	0,426	0,28	3,57	0,1200
30	0,23	0,03	0,462	0,26	3,85	0,1200
40	0,24	0,01	0,467	0,26	3,85	0,1200
50	0,25	0,06	0,392	0,31	3,23	0,1200
60	0,25	0,10	0,346	0,35	2,86	0,1200
70	0,24	0,14	0,319	0,38	2,63	0,1200
80	0,22	0,17	0,305	0,39	2,56	0,1200
90	0,20	0,20	0,300	0,40	2,50	0,1200

FIGURA 5.5

FTMs - CGR III

TABELA 5.5. Dados da FEL do CGR III

θ	z_1	z_2	$i_{\max}$	largura	$f_{\min}$	área
0	0,12	0,12	0,250	0,25	4	0,0625
10	0,14	0,10	0,254	0,25	4	0,0625
20	0,16	0,07	0,266	0,23	4,35	0,0625
30	0,17	0,05	0,289	0,22	4,55	0,0625
40	0,18	0,02	0,326	0,19	5,26	0,0625
50	0,18	0,02	0,326	0,19	5,26	0,0625
60	0,17	0,05	0,289	0,22	4,55	0,0625
70	0,16	0,07	0,266	0,23	4,35	0,0625
80	0,14	0,10	0,254	0,25	4	0,0625
90	0,13	0,12	0,250	0,25	4	0,0625

5.3.1. Avaliação da Região Ótima a partir da frequência de primeiro mínimo e dos saltos das FTMs

A Região Ótima foi definida a como aquela região onde se verifica uma melhor nitidez na imagem.

Nas tabelas anteriores, de 5.2 a 5.5, era possível notar que a frequência de primeiro mínimo era apresentada, e calculada a partir do inverso do parâmetro denominado *spotsize* . Partindo destes valores, podemos determinar as regiões de cada equipamento onde as FTMs unidimensionais têm resposta mais ampla, como sendo as seguintes :

⇒ Mammodiagnostic Philips (1,2 x 0,75 mm) - de 0° a 30°

⇒ CGR I (1,5 x 0,9 mm) - de 0° a 30°

⇒ Mammomat Siemens (2,1 x 0,7 mm) - de 0° a 20°

⇒ CGR II (0,4 x 0,3 mm) - de 0° a 50°

⇒ CGR III (0,25x0,25 mm)- todas as orientações

Note-se que, à medida que o tamanho do ponto focal aumenta, como no Mammomat Siemens, a Região Ótima corresponde a uma faixa menor de orientações, e ocorrendo o oposto para pontos focais menores como no equipamento CGR III, onde todas as orientações fornecem resposta satisfatória.

Fazendo uma análise em função dos saltos das FTMs nos gráficos, vemos que as regiões são quase as mesmas. Esta análise parte do princípio de que a região de melhor nitidez é aquela, onde se encontram FTMs mais largas e cuja separação é marcada por uma variação maior de níveis na frequência espacial. Deste modo, obtivemos os seguintes resultados, segundo essa forma de avaliação:

⇒ Mammodiagnostic Philips (1,2 x 0,75 mm) - de 0° a 30°

⇒ CGR I (1,5 x 0,9 mm) - de 0° a 30°

⇒ Mammomat Siemens (2,1 x 0,7 mm) - de 0° a 20°

⇒ CGR I(0,4 x 0,3 mm) - de 0° a 40°

⇒ CGR III (0,25x0,25 mm)- não há faixas muito discrepantes

Estes resultados também comportam-se assim em função do tamanho do ponto focal, ou seja, quanto maior o ponto focal, menos agrupadas estão as FTMs, e

portanto, menor será o número de orientações cujas FTMs são mais largas. Já para pontos focais bem pequenos, como o do equipamento CGR III, as FTMs são tão próximas, sendo inclusive coincidentes em algumas orientações, que não há orientações significativamente melhores ou piores.

5.4. ANÁLISE A PARTIR DA SIMULAÇÃO DA FEP

Foram levantadas também FTMs a partir de FEPs simuladas, para os raios de 50 e 100 mm, em posições que variavam para um mesmo raio em ângulos de 30° em 30° em relação ao eixo anodo-catodo. Feitas as simulações, produzimos as tabelas a seguir (5.11 a 5.15), compostas dos seguintes dados:

- *novo valor de a*: o lado do ponto focal na direção paralela ao eixo anodo-catodo é denominado sempre como o lado *a*; sua projeção sobre o plano-imagem varia em função da posição no campo, por isso a necessidade do cálculo de seu novo valor;
- *novo valor de b*: o lado *b* é aquele perpendicular ao eixo anodo-catodo; independentemente de qual seja a posição no campo, seu valor permanece constante;
- *gama* : ângulo da reta que liga o ponto de “cut-off” à posição em questão no campo, em relação ao eixo anodo-catodo;
- *volume*: medida do volume sob a curva da FTM, que, por sua vez, está relacionado com a qualidade de resposta do sistema para aquela posição.

Nossa avaliação se baseiou no volume das FTMs de modo que, para um mesmo mamógrafo, observaram-se em quais posições este parâmetro se maximizava. Em outras palavras, quanto maior for a medida do volume sob a FTM, menor é a projeção do ponto focal e, portanto, melhor é a capacidade do sistema de visualizar microcalcificações, que é um dos objetivos primordiais dos exames mamográficos.

Tabela 5.11. Simulação da FEP p/ o Mammodiagnostic (1.2 x 0.75 mm)

Ângulo de inclinação do anodo: 23 graus

a) Raio 100 mm

Ângulo (°)	Novo valor de a	Novo valor de b	Gama	Volume
180	1.9068	0.7500	0	845,0692
150	1.8462	0.7500	11.0350	1.1463E3
120	1.6696	0.7500	21.5056	1.3903E3
90	1.3927	0.7500	30.4965	1.7249E3
60	1.0447	0.7500	35.8652	2.3968E3
30	0.6860	0.7500	31.0081	5.4282E3
0	0.4932	0.7500	1E-11	4.993E3

b) Raio 50 mm

Ângulo (°)	Novo valor de a	Novo valor de b	Gama	Volume
180	1.5534	0.7500	0	989.9958
150	1.5164	0.7500	6.6914	1.3369E3
120	1.4103	0.7500	12.5329	1.6117E3
90	1.2510	0.7500	16.4087	1.6180E3
60	1.0861	0.7500	16.6500	2.0270E3
30	0.9113	0.7500	11.1802	2.7410E3
0	0.8466	0.7500	3E-15	2.0270E3

Tabela 5.12. Simulação da FEP p/ Equipamento: CGR I (1.5 x 0.9 mm)

- Ângulo de inclinação do anodo: 29 graus

a) Raio 100 mm

Ângulo (°)	Novo valor de a	Novo valor de b	Gama	Volume
180	2.1765	0.9000	0	741.6548
150	2.1131	0.9000	9.2112	-
120	1.9294	0.9000	17.6779	856.127E3
90	1.6455	0.9000	24.2759	1.0306E3
60	1.3011	0.9000	26.7624	1.2350E3
30	0.9747	0.9000	20.3064	2.3819E3
0	0.8235	0.9000	6E-15	2.0298E3

c) Raio 50 mm

Ângulo (°)	Novo valor de a	Novo valor de b	Gama	Volume
180	1.8383	0.9000	0	845.8118
150	1.8009	0.9000	5.3888	852.3050
120	1.6946	0.9000	9.9543	988.9795
90	1.5377	0.9000	12.7080	990.8657
60	1.3627	0.9000	12.4136	1.1929E3
30	1.2189	0.9000	7.9762	1.5008E3
0	1.1617	0.9000	2E-15	1.4974E3

Tabela 5.13. Simulação da FEP p/ o Mammomat Siemens (2.1 x 0.7 mm)

- Ângulo de inclinação do anodo: 23 graus

a) Raio: 100 mm

Ângulo (°)	Novo valor de a	Novo valor de b	Gama	Volume
180	3.3368	0.700	0	632.7373
150	3.2309	0.700	11.035	672.9702
120	2.9218	0.700	21.5056	740.1242
90	2.4372	0.700	30.4956	889.5873
60	1.8282	0.700	35.8652	1.2975E3
30	1.2004	0.700	31.0081	2.2736E3
0	0.8632	0.700	1E-14	2.7550E3

c) Raio: 50 mm

Ângulo (°)	Novo valor de a	Novo valor de b	Gama	Volume
180	2.7184	0.700	0	803.3912
150	2.6536	0.700	6.6914	803.3912
120	2.4680	0.700	12.5329	890.6496
90	2.1892	0.700	16.4087	1.0026E3
60	1.8692	0.700	16.6500	1.1522E3
30	1.5947	0.700	11.1802	1.3535E3
0	1.4816	0.700	3E-15	1.6117E3

Tabela 5.14. Simulação da FEP p/ Equipamento: CGR II (0,4x 0,3 mm)

- Ângulo de inclinação do anodo: 29 graus

a) Raio: 100 mm

Ângulo (°)	Novo valor de a	Novo valor de b	Gama	Volume
180	0.5804	0.3000	0	988.9795
150	0.5635	0.3000	9.2112	988.9795
120	0.5145	0.3000	17.6779	999.6173
90	0.4388	0.3000	24.2759	1.2661E3
60	0.3470	0.3000	26.7624	1.6486E3
30	0.2599	0.3000	20.3064	2.3819E3
0	0.2196	0.3000	6E-15	3.1815E3

c) Raio: 50 mm

Ângulo (°)	Novo valor de a	Novo valor de b	Gama	Volume
180	0.4902	0.3000	0	1.944E3
150	0.4802	0.3000	5.3888	1.944E3
120	0.4519	0.3000	9.9543	1.944E3
90	0.4100	0.3000	12.7080	1.5008E3
60	0.3634	0.3000	12.4136	1.5008E3
30	0.3250	0.3000	7.9762	2.0187E3
0	0.3098	0.3000	2E-15	2.0331E3

Tabela 5.15. Simulação da FEP p/ Equipamento: CGR (0,25x 0,25 mm)

- Ângulo de inclinação do anodo: 29 graus

a) Raio: 100 mm

Ângulo (°)	Novo valor de a	Novo valor de b	Gama	Volume
180	0.3628	0.25	0	1.4994E3
150	0.3522	0.25	9.2112	2.0253E3
120	0.3212	0.25	17.6779	2.7454E3
90	0.2743	0.25	24.2759	3.0875E3
60	0.2169	0.25	26.7624	-
30	0.1627	0.25	20.30612	4.1204E3
0	0.1372	0.25	6E-15	2.5148E3

c) Raio: 50 mm

Ângulo (°)	Novo valor de a	Novo valor de b	Gama	Volume
180	0.3064	0.2500	0	1.9951E3
150	0.3002	0.2500	5.3888	1.4994E3
120	0.2824	0.2500	9.9543	1.4981E3
90	0.2563	0.2500	12.7080	1.4994E3
60	0.2271	0.2500	12.4136	2.0281E3
30	0.2031	0.2500	7.9762	2.0281E3
0	0.1936	0.2500	2E-15	1.6108E3

Para o equipamento Mammodiagnostic Philips (ver tabela 5.11), tanto para os raios de 50 como 100 mm, as posições com ângulo a 180° são as de menor volume, que são os casos de maior projeção do ponto focal. Nesta situação, porém, a de 50 mm é a “menos pobre”, visto que está mais próxima do centro campo que a de 100 mm, que, por sua vez, está próxima do catodo. Estas posições são dentre todas as estudadas, as mais próximas do catodo. Fixando o raio, o volume aumentou à medida que nos dirigíamos ao anodo, na faixa de 0° a 60° , atingindo seu valor máximo em 30° . Nesta faixa de ângulos, no entanto ocorre o oposto que na faixa de 180° . Fixando-se no primeiro quadrante, nota-se que o raio de 100 mm fornece melhor resposta que o de 50 mm, pois neste quadrante do campo, quanto maior for o raio, maior será a proximidade do anodo (comportamento contrário ao IV quadrante). Para melhor visualização das posições discutidas acima, a figura 5.6 esboça-as com os respectivos quadrantes no campo.

- ponto 1: raio de 50 mm e ângulo de 0° ;
- ponto 2: raio de 100 mm e ângulo de 0° ;
- ponto 3: raio de 50 mm e ângulo de 180° ;
- ponto 4: raio de 100 mm e ângulo de 180° ;

FIGURA 5.6. Esboço das posições no campo de radiação

Os mamógrafos CGR II e CGR III (tabelas 5.12 e 5.15, respectivamente) apresentam comportamento das FTM's bidimensionais análogo à avaliação anterior, inclusive atingem volume máximo em 30° . O Mammomat e o CGR II (tabelas 5.13 e

5.14, respectivamente) também têm comportamento semelhante, a menos da posição de máximo volume da FTM, que ocorre a 0° .

Em meio a esta análise, notou-se que, nas posições para as quais o volume da FTM é máximo, há um tipo de deformação na base da mesma, que corresponde à deformação introduzida pela “inclinação do ponto focal efetivo naquela posição” é avaliada através de um programa, que determina o índice de qualidade de várias FTMs, considerando vários parâmetros, que incluem este efeito na excentricidade da base.

As posições onde as FTMs bidimensionais atingem máximo valor de volume, encontram-se na faixa entre 50 e 100mm , com ângulos de 0° a 60° (primeiro quadrante), que devido à simetria do campo podem estender-se à faixa de 300° a 360° (quarto quadrante, devido à simetria em relação ao eixo anodo-catodo, como se pode ver na figura 5.8.

5.5. RESULTADOS DA AVALIAÇÃO PELA SIMULAÇÃO DAS FEPS

5.5.1. Mammodiagnostic Philips

As FTMs com melhor performance encontram-se próximas ao anodo, e as piores na posição contrária, ou seja, do lado do catodo. A diferença percentual entre melhor e pior FTM em função do volume das mesmas para este equipamento chega a 58,31%.

Deste modo, a região de melhor qualidade é formada pela faixa de 0° a 60° , com raios de 50 a 100mm, estendendo-se até a faixa de 300° a 360° , devido à simetria em relação ao eixo anodo-catodo, como se pode ver na figura 5.8.

Figura 5.8. Região Ótima para Mamodiagnostic pela simulação das FEPs

5.5.2. CGR I

Este mamógrafo tem suas melhores FTMs nas posições mais próximas ao anodo (raio de 100mm e ângulo de 0°) e piores na posição mais próxima ao catodo (raio de 100 mm , ângulo de 180° em relação ao eixo). Determinamos a região de melhor resposta como sendo a faixa de raios de 50 a 100 mm com ângulos de 0° a 60° . Devido à simetria, a região do campo deste equipamento também é estendida até a faixa de 300° a 360°, com os mesmos raios, como mostra a figura 5.9. A diferença percentual entre os volumes das FTMs de menor e maior valor chega a 63,46%, valor este, maior que do equipamento anterior, pois o mamógrafo CGR I tem dimensões do ponto focal maiores que do mamógrafo Philips, e, portanto, pior performance, o que justifica uma maior diferença percentual entre maior e menor volume de suas FTMs bidimensionais.

Figura 5.9. . Região Ótima do CGR I

5.5.3. Mammomat

Consideramos que a região de melhor resposta é composta pelos raios de 50 a 100 mm, com ângulos de 0° a 60° , estendendo-se também até a faixa de 300° a 360° , devido à simetria de campo em relação ao eixo anodo-catodo. Pode-se notar que apesar deste equipamento ter medidas de ponto focal maiores que em outros equipamentos, sua região de melhor nitidez geométrica é a mesma que a destes, isto porque estudamos cada aparelho individualmente. Afinal nosso interesse é descobrir a faixa do campo que um único sistema mamográfico fornece imagem com maior fidelidade.

Figura 5.10. Região Ótima do Mammomat

A diferença percentual de volume entre melhor e pior FTM deste mamógrafo é de 77,20%, valor maior que a diferença percentual dos equipamentos Mammodiagnostic e CGR I, que por sua vez, tem ponto focal menor. Esta disparidade maior está relacionada ao fato das dimensões do Mammomat, por serem maiores que as dos demais, fornecerem a pior resolução geométrica.

5.5.4. CGR II

As posições cujas FTMs têm maior volume, e, portanto, fornecem melhor qualidade de imagem são respectivamente, com raio de 100mm e ângulos de 0° e 180° . Estas posições são extremas, uma próxima do anodo e a outra do catodo. A diferença percentual entre seus volumes é de 68,91%.

A região de melhor performance deste sistema é composta da faixa entre 50 a 100 mm, com ângulos de 0° a 30° , estendendo-se também aos ângulos de 330° a 360° .

Figura5.10. Região Ótima do CGR II

5.5.5. CGR III

A FTM que tem maior volume, e, portanto, fornece melhor qualidade de imagem é a correspondente a posição com raio de 100mm e ângulo de 30° . A FTM de pior performance, ou seja, a que tem menor volume encontra-se na posição com raio de 100 mm e ângulo de 180° . Estas posições são quase extremas, uma próxima do anodo e a outra do catodo. A diferença percentual entre seus volumes é de 63,64%. Convém comentar aqui que, apesar deste equipamento ser o de menor tamanho de ponto focal, ele não é o que possui menor diferença percentual entre os volumes maior e menor. Este resultado pode causar dúvidas, mas deve-se lembrar que estas diferenças percentuais comparam os volumes para um mesmo equipamento, relacionando a pior e melhor performance do próprio. Desta forma não faz sentido comparar os resultados de diferença percentual entre os vários mamógrafos.

A região de melhor performance deste sistema é composta da faixa entre 50 a 100 mm, com ângulos de 0° a 30° , estendendo-se também aos ângulos de 330° a 360° .

Figura 1.10. Região Ótima doCGR II

5.6. REFINAMENTO DAS ORIENTAÇÕES NO LEVANTAMENTO DAS FTMS PELA SIMULAÇÃO DAS FEPS

Como a análise do volume das FTMs bidimensionais foi feita no item 5.4 considerando um passo de incremento do ângulo de apenas 30° , consideramos necessário que se fizesse uma nova análise de volume, só que agora com maior detalhamento, ou seja, calculamos os volumes para várias posições, incrementando o ângulo de 10° em 10° . Desta forma, geramos as tabelas 5.15 a 5.18, onde temos as posições para as quais se calculou o volume da FTM. Para cada aparelho o volume é normalizado em função do volume de sua FTM ideal, onde esta FTM apresenta amplitude máxima unitária até a máxima frequência de resposta do sistema mamográfico, como exemplifica a figura 5.11. Cada posição foi convencionada da seguinte forma:

Posição 0100: posição que dista 100mm do centro do campo, com ângulo de 0° em relação ao eixo anodo-catodo, tomando o lado do anodo como referência. As tabelas consideram os ângulos de 0° a 90° , já que os aparelhos mamográficos cortam o campo nio lado próximo ao catodo.

Figura 5.11 Esquema de uma FTM, supostamente mais larga para um dado equipamento, que assume valor máximo de amplitude para todos os valores de frequência de primeiro mínimo. Os volumes das demais FTMs deste mesmo equipamento são normalizados em função do volume des

abela 5.15. Tabela com volume da FTM bidimensional de cada posição - Mammodiagnost

POSIÇÃO	VOLUME
9025	0,128
9050	0,123
9075	0,135
90100	0,122
8025	0,134
8050	0,128
8075	0,141
80100	0,135
7025	0,134
7050	0,134
7075	0,148
70100	0,164
6025	0,144
6050	0,144
6075	0,166
60100	0,185
5025	0,145
5050	0,151
5075	0,179
50100	0,211
4025	0,144
4050	0,163
4075	0,186
40100	0,247
3025	0,151
3050	0,173
3075	0,202
30100	0,266
2025	0,151
2050	0,173
2075	0,221
20100	0,296
1025	0,151
1050	0,186
1075	0,243
10100	0,302
025	0,138
050	0,171
075	0,222
0100	0,319

Tabela 5.16 . Tabela com volume da FTM bidimensional de cada posição - CGR I

POSIÇÃO	VOLUME
9025	0,163
9050	0,163
9075	0,167
90100	0,16
8025	0,172
8050	0,173
8075	0,186
80100	0,19
7025	0,172
7050	0,177
7075	0,191
70100	0,207
6025	0,177
6050	0,184
6075	0,199
60100	0,23
5025	0,177
5050	0,197
5075	0,222
50100	0,252
4025	0,184
4050	0,197
4075	0,232
40100	0,249
3025	0,184
3050	0,205
3075	0,231
30100	0,281
2025	0,184
2050	0,205
2075	0,242
20100	0,298
1025	0,184
1050	0,214
1075	0,242
10100	0,298
025	0,184
050	0,214
075	0,26
0100	0,297

Tabela 5.17. Tabela com volume da FTM bidimensional de cada posição - Mammomat

POSIÇÃO	VOLUME
9025	0,122
9050	0,131
9075	0,129
90100	0,133
8025	0,122
8050	0,134
8075	0,132
80100	0,146
7025	0,124
7050	0,142
7075	0,142
70100	0,152
6025	0,129
6050	0,159
6075	0,159
60100	0,177
5025	0,134
5050	0,162
5075	0,169
50100	0,196
4025	0,144
4050	0,169
4075	0,185
40100	0,224
3025	0,144
3050	0,176
3075	0,201
30100	0,259
2025	0,144
2050	0,168
2075	0,223
20100	0,275
1025	0,147
1050	0,178
1075	0,212
10100	0,314
025	0,147
050	0,178
075	0,222
0100	0,308

Tabela 5.18. Tabela com volume da FTM bidimensional de cada posição - CGR II

POSICÃO	VOLUME
9025	0,149
9050	0,149
9075	0,148
90100	0,127
8025	0,149
8050	0,149
8075	0,148
80100	0,148
7025	0,149
7050	0,149
7075	0,148
70100	0,148
6025	0,149
6050	0,179
6075	0,178
60100	0,178
5025	0,179
5050	0,179
5075	0,181
50100	0,178
4025	0,179
4050	0,179
4075	0,228
40100	0,222
3025	0,179
3050	0,179
3075	0,225
30100	0,222
2025	0,179
2050	0,179
2075	0,225
20100	0,311
1025	0,179
1050	0,225
1075	0,225
10100	0,305
025	0,179
050	0,225
075	0,225
0100	0,305

A região de melhor nitidez segundo o parâmetro de volume normalizado fornece os seguintes resultados:

- Mammodiagnost Philips: 0° a 30°
- CGR I : 0° a 30°
- Mammomat Siemens: 0° a 20°
- CGR II: 0° a 40°

Não simulamos para o equipamento CGR III porque sua região de melhor nitidez geométrica se expande por quase o campo todo. Nota-se que com esta simulação mais refinada podemos ver que a faixa de 0° a 60° , como a região estava sendo definida, fornece maiores variações mais perceptíveis quando trabalhamos variando a angulação de forma mais refinada.

5.7. CONCLUSÃO

A partir da análise destes equipamentos, podemos concluir que a região do campo que tem melhor performance segundo a avaliação feita pelo volume da FTM se situa em média dentro de uma faixa de 0° a cerca de 60° para o primeiro quadrante, com faixa variável de distâncias em relação ao centro. Já quanto à faixa das distâncias, ela varia em função das dimensões do ponto focal, indo de 50 a 100 mm.

Segundo as simulações aplicadas à FTMs unidimensionais as regiões de melhor qualidade segundo a orientação da FEL no centro do campo foram:

- * Equipamento Mammodiagnostic Philips (PF: $1,2 \times 0,75$ mm) : 0° a 30° ;
- * Equipamento CGR I (PF: $1,5 \times 0,9$ mm) : 0° a 30° ;
- * Equipamento Mammomat Siemens (PF: $2,1 \times 0,7$ mm) : 0° a 20° ;
- * Equipamento CGR II (PF: $0,4 \times 0,3$ mm) : 0° a 50° .
- * Equipamento CGR III (PF: $0,25 \times 0,25$ mm) : campo todo

A comparação entre os resultados obtidos a partir da simulação das FTMs segundo a posição da FEP [MARQUES94] e segundo a orientação da FEL

[SCHIABEL93.b] indicam que as regiões de melhor nitidez geométrica para os quatro equipamentos são as ilustradas nas figuras 5.12 a 5.16 a seguir.

Equipamento Mammodiagnostic Philips (PF:1,2 x 0,75 mm) :

Figura 5.12. Região Ótima segundo a FEL
Região Ótima segundo a FEP

Equipamento CGR I (PF: 1,5 x 0,9 mm)

Figura 5.13 Região Ótima segundo a FEL
Região Ótima segundo a FEP

Equipamento Mammomat Siemens (PF: 2,1 x 0,7 mm)

Figura 5.14 . Região Ótima segundo a FEL
Região Ótima segundo a FEP

Equipamento CGR II (PF: 0,4 x 0,3 mm)

Figura 5.15. Região Ótima segundo a FEL
Região Ótima segundo a FEP

Equipamento CGR III (PF: 0,25 x 0,25 mm)

Figura 5.16. Região Ótima do segundo a FEL
Região Ótima do segundo a FEP

CAPÍTULO 6

AVALIAÇÃO DE REGIÕES A PARTIR DE IMAGENS DE “PHANTOMS”

6.1. Análise de Regiões a partir de imagens de “phantoms”

Conhecendo-se o comportamento da projeção do ponto focal ao longo do campo, foram elaborados alguns “phantoms” com fios de cobre posicionados de várias formas sobre uma placa de acrílico, com intuito de avaliar a influência do tipo de objeto a ser radiografado sobre a qualidade da imagem.

A obtenção destas imagens utilizou uma mesa de coordenadas desmontável, desenvolvida por [MACHADO88], que facilita e garante o paralelismo de sua base com o objeto e o tubo de raios-X e o alinhamento do objeto com o feixe, evitando distorções devidas a obliquidade do mesmo. O fator de magnificação considerado foi de valor 2.

Ao utilizar um “phantom” de fios concêntricos, nota-se que a região de melhor nitidez é sempre a faixa próxima do anodo, como pode se ver na figura 6.1 obtida num Mammomat Siemens convencional (Shimadzu R20), com ponto focal de 1,75 x 1,0 mm, e apresentada apenas a título de ilustração para se ter uma noção da distorção geométrica que ocorre do lado do catodo. (faixa de 0° a 30° e 330° a 360°). Com um outro “phantom” de fios direcionados no sentido do ponto de “cut-off” (figura 6.2), e, portanto, com comportamento similar ao da projeção do ponto focal ao longo do campo, a região de melhor resposta é a de 0° a 30° e 330° a 360°. E considerando-se um “phantom” com disposição radial a partir do centro do campo (figura 6.3), também tem-se uma melhor nitidez na faixa de 0° a 30° e 330° a 360°, mais próxima do anodo.

A figura 6.4 a) mostra ainda uma região de melhor nitidez na faixa de 0° a 30° ; a figura 6.4 b) apresenta melhor nitidez também na faixa de 330° e 360° , principalmente próxima ao centro, pois os fios são colocados no sentido oposto à variação da projeção do ponto focal.

A figura 6.5 a) é análoga a 6.4 b). Já a 6.5 b) também é melhor na mesma região, só que numa faixa mais estreita.

A figura 6.6 tem uma certa analogia com a imagem da figura 6.5 b); entretanto, nesse caso, a região de melhor nitidez ocorre no centro do campo, principalmente na faixa de 0° a 50° e de 310° a 360° . É uma faixa mais ampla em virtude de se tratar de um mamógrafo com um ponto focal bastante pequeno.

A figura 6.7 mostra imagens com comportamento diferente em relação às anteriores. São imagens de “phantoms” simulando estruturas concêntricas (discretas no caso a e contínuas no caso b). Elas retratam agora que a melhor nitidez é visualizada em faixas distintas das que apresentamos até então. Enquanto para a imagem 6.7.a, localizamos uma região mais nítida entre 0° - 40° e 320° - 360° , numa faixa mais próxima do anodo, para a imagem 6.15.b, essa região situa-se mais próxima da orientação perpendicular ao eixo do tubo: 60° - 90° e 270° - 300° , mais uma pequena faixa entre 330° - 360° e 0° - 30° num raio maior que 75 mm a partir do centro.

As figuras 6.8 e 6.9 são análogas à 6.7 b), só que, como foram produzidas com o mamógrafo CGR III (de menor ponto focal entre os testados), apresentam praticamente comportamento homogêneo, com boa nitidez em todo o campo útil.

Através destes resultados, pode-se constatar que a região de melhor performance depende da estrutura do objeto a ser radiografado, variando bastante em função da inclinação de seus detalhes em relação ao eixo anodo-catodo

FIGURA 6.1. "Phantom" de fios concêntricos / Equipamento Shimadzu R20

FIGURA 6.2 “Phantom” de fios simulando o comportamento da projeção do ponto focal / Mmmodiagnostic Philips

FIGURA 6.3. “Phantom” com fios partindo do centro do campo.

Mmmodiagnostic Philips

FIGURA 6.4. Imagens de dois "phantoms" com CGR I

FIGURA 6.5. Imagens de outros “phantoms” com CGR I

FIGURA 6.6. Imagem de “phantom” com CGR III

FIGURA 6.7. Imagens obtidas com o CGR I

FIGURA 6.8. Imagem de “phantom” concêntrico obtida com CGR III

FIGURA 6.9. Imagem de “phantom” com Mammomat SiemensGR III.

6.2. Região Ótima segundo as simulações e segundo imagens de “phantoms” de resolução

6.2.1. Região Ótima do Mammodiagnostic Philips

Segundo análises conduzidas no capítulo anterior, vemos que a Região Ótima do Mammodiagnostic Philips é formada pelas faixas de 0° a 30° e 330° a 360° com raios de 75 a 100 mm. Esta região está sendo definida em função da característica da FEP no campo. Já segundo a orientação da FEL, temos que a melhor região ocorre na faixa de 0° a 30° .

Observando a imagem de uma matriz de esferas de tungstênio obtida neste mesmo equipamento, vemos que, na prática, mesmo sendo o ponto focal de dimensões consideradas grandes, a região de melhor nitidez geométrica é um pouco mais extensa, iniciando-se a partir de 50 mm, conforme mostra a figura 6.10, obtida no Mammodiagnostic Philips com magnificação radiográfica igual a 2,0, filme Kodak TMG e 35 KVp e 2,0 segundos de exposição.

ANODO

Figura 6.10 . Imagem das esferas de tungstênio obtida com Mammodiagnostic Philips

6.2.2. Região Ótima do CGR I

A faixa de melhor nitidez geométrica do CGR I coincide com a do Mammodiagnostic Philips, indo de 0° a 30° e 330° a 360° , com raios de 75 a 100 mm. Assim como o resultado segundo a simulação bidimensional, a simulação das FTMs unidimensionais (“Index Q-2D”) indica uma faixa de orientação aproximadamente coincidente (0° a 20°).

A inspeção visual em negatoscópio da imagem obtida neste equipamento (figura 6.11) mostra que as esferas têm uma relação sombra-penumbra diminuída exatamente na faixa complementar da citada acima, fato este que se deve às dimensões do ponto focal deste equipamento serem bem maiores que as do Mammodiagnostic Philips anterior; lembrando que quanto maior for o ponto focal, menor é a razão entre sombra e penumbra, ou seja, a presença de penumbra é bem maior. Portanto, a região ótima segundo as FTMs e segundo imagem da matriz de esferas coincide por completo, conforme a figura 6.11 obtida com magnificação radiográfica de 2,0 feita com filme Kodak TMG, a 35KVp e 100 mAs.

6.2.3. Região Ótima do equipamento Mammomat Siemens

Segundo a simulação, a faixa de melhor nitidez geométrica do Mammomat Siemens coincide com a dos equipamentos anteriores, indo de 0° a 20° e 340° a 360° , com raios de 75 a 100 mm. Já segundo a simulação bidimensional, tem-se uma faixa de orientação mais ampla, de 0° a 40° .

A inspeção visual em negatoscópio de uma imagem obtida neste equipamento mostra que as esferas apresentam muita penumbra; afinal este é o equipamento de maior ponto focal dentre aqueles em análise. Esta imagem é de grande importância para este trabalho pois demonstra de forma bastante nítida o efeito da variação da projeção do ponto focal ao longo do campo

Figura 6.11. Imagem de esferas de tungstênio obtida com CGR I

Figura 6.12.. Imagem de esferas de tungstênio obtida com Mammomat Siemens

6.2.4. Região Ótima do mamógrafo CGR II

A região de melhor performance deste sistema, é composta da faixa entre 50 a 100 mm, com ângulos de 0° a 30°, estendendo-se também aos ângulos de 330° a 360°. Nota-se que a faixa de posições para este equipamento é bem mais extensa, mesmo nos resultados da simulação, o que ocorre devido ao tamanho do ponto focal que é de apenas 0,4 x 0,3 mm. A análise da imagem de matriz de esferas obtida neste equipamento (figura 6.13) mostra o mesmo que a dos outros equipamentos, ou seja, que a Região Ótima é aparentemente mais extensa que a determinada pela simulação, só que de modo mais marcante; afinal, as dimensões deste ponto focal são de 2 a 4 vezes menores que as dos outros equipamentos, e por isso, a imagem quase não apresenta penumbra por toda a extensão do campo. A figura 6.13 foi obtida com 35 KVp, 100 mAs, magnificação radiográfica de 2,0 , com filme Kodak TMG.

A
N
O
D
O

Figura 6.13. Imagem de esferas de tungstênio obtida com equipamento D

6.3. Obtenção das imagens com “phantom” mamográfico

Além dessas imagens, obtivemos imagens de um “phantom” mamográfico junto ao mamógrafo Philips no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. Na verdade, eram vários os “phantoms”, todos simulando uma estrutura mamária de 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo, com espessura variável, e tamanho fixo de 12,0 x 9,7 cm. Dentre estes, havia um único que também apresentava estruturas internas simulando microcalcificações. Sua espessura era de 2 cm. As condições de exposição utilizadas são descritas nas legendas de cada figura. Algumas imagens foram obtidas em magnificação, e outras em contato, sendo que algumas imagens foram produzidas expondo-se sistema de registro composto por chassi com écran, embora a maioria tenha utilizado apenas filmes convencionais sem écran intensificador. Depois de revelados os filmes, as imagens foram digitalizadas num “scanner” tipo UMAX, modelo UC 1260 com resolução de 300 dpi.

Os filmes utilizados nos testes foram Kodak XK, e Kodak Min-R, esse apenas no caso das exposições que utilizaram chassis com écran Kodak Min-R H. Como o processo de visualização de uma radiografia no negatoscópio difere bastante daquele através da mesma figura digitalizada e imprimida em papel, tivemos que fazer pequenos ajustes de brilho, contraste, equalização da imagem, redistribuindo os seu níveis de cinza. Para explicitar estes ajustes, utilizou-se a seguinte notação nas legendas das imagens:

bc: ajuste de brilho e contraste;

eq: ajuste por equalização do histograma.

A figura 6.14 foi obtida com magnificação radiográfica de duas vezes utilizando combinação écran e filme Kodak Min-R. Note-se que as microcalcificações mais próximas ao lado do anodo têm melhor resolução que aquelas posicionadas próximas ao catodo. Na radiografia observada em negatoscópio notam-se 6 grupos de 5 microcalcificações, embora na imagem digitalizada e impressa (fig. 6.14) apenas 3 grupos sejam perceptíveis.

A figura 6.15 também foi obtida sob mesmo fator de magnificação e utilizando o mesmo filme e écran. O “phantom” intencionalmente posicionado para o lado direito do eixo anodo-catodo, de modo que os grupos principais de microcalcificações ficassem daquele lado e distassem igualmente destes extremos. Nota-se que aquelas mais próximas ao anodo novamente têm melhor visualização. Vêem-se aqui 3 grupos de microcalcificações.

A figura 6.16 só tem uma condição diferenciada das imagens anteriores: não está magnificada. Apesar do “phantom” estar posicionado mais próximo do catodo, podem-se perceber 3 grupos de microcalcificações.

A figura 6.17 foi obtida sob mesmas condições, a menos do sistema de registro, que é formado apenas pelo filme Kodak XK, sem écran. Devido a isso, o tempo de exposição foi bem maior. Os agrupamentos são visualizados, mas o tempo de exposição de 4 segundos é impraticável em exames de rotina.

Na figura 6.18 o “phantom” é colocado na posição em que se coloca a mama convencionalmente. Foi obtida com o filme Kodak XK, sem magnificação e com KVp alta. Alguns grupos são percebidos.

A figura 6.19 foi obtida colocando-se um outro “phantom” (com espessura de 2,35 cm) embaixo do que contém microcalcificações simuladas, sendo que este só simula tecidos e gordura numa razão de 50/50%. Utilizou-se filme Kodak XK, com alto tempo de exposição e em contato. A superposição de tecidos dificultou o discernimento dos grupos de microcalcificações simuladas.

As figuras 6.20 e 6.21 foram obtidas em contato, com filme Kodak XK, 35 KVp e 4 segundos. Elas se diferenciam pela posição do “phantom”, respectivamente colocado nos quadrantes superiores direito e esquerdo, permitindo concluir que o manejo das estruturas só causa diferença se ocorrer em relação ao eixo anodo-catodo.

As figuras 6.22, 6.23 e 6.24 foram obtidas a partir de um outro “phantom” mamográfico *Victoreen*. A última é magnificada, e as primeiras são em contato, sendo que a parte superior da 6.22 está próxima ao catodo, ao contrário da figura 6.23 cujo lado superior encontra-se próximo ao anodo. Note que é possível perceber alguns grupos de microcalcificações simuladas, mas que, é através do padrão de barras, principalmente, que é possível perceber a diferença em termos de resolução entre as regiões próximas ao anodo e catodo.

6.4. .Conclusões

As imagens utilizando “phantom” mamográfico vêm comprovar que as microcalcificações são melhor visualizadas quando posicionadas naquelas regiões próximas ao anodo. Apesar do nosso objetivo não ser o de simular o efeito do écran sobre a imagem, o mesmo foi utilizado em alguns casos, levando a algumas interessantes observações. As imagens com melhor percepção dos agrupamentos ou correspondiam a exposições com écran, ou foram obtidas sob condições geralmente não usuais em mamografia, como grande tempo de exposição. Avaliando-se unicamente a influência da projeção do ponto focal, os agrupamentos são melhor visualizados quando localizados dentro das faixas próximas ao anodo. Nesta análise visual das imagens há um ponto de grande importância a ser considerado, que é a perda de informação visual nas etapas do processo de digitalização da imagem, mais precisamente na amostragem e quantificação da mesma, onde ocorre uma distribuição e escalonamento dos níveis de cinza da imagem, dificultando a visualização de atributos perceptíveis nos radiogramas.

A região ótima segundo a simulação da FEP, encontra-se na faixa de 0° a 40° e 320° a 360° , aproximadamente na maioria dos casos. Já segundo a simulação da FEL, as orientações de melhor resposta estão entre 0° e 40° , chegando a inclusive se expandir até 50° para pontos focais menores, lembrando que estas orientações são no centro do campo. Já, segundo o tipo de objeto a ser radiografado, ocorre maior variação na faixa de melhor performance.

O ideal é combinar todos estes dados e assim determinar a região ótima segundo a orientação e posição, para o tipo de estruturas que queremos visualizar: as microcalcificações.

CAPÍTULO 7

PROGRAMA FINAL

7.1. Algoritmo para determinação da Região Ótima

O programa foi elaborado utilizando a teoria das funções de transferência, tanto unidimensionais como bidimensionais. Partindo das análises efetuadas, desenvolvemos o seguinte processo: inicialmente calculamos o ângulo limite que determina uma faixa da região central do campo para a qual a FTM unidimensional tem seu comportamento maximizado - ou seja, onde a FTM atinge as maiores frequências de primeiro mínimo. Este ângulo limite foi proposto por Schiabel em [SCHABEL92] e determina uma região onde se pode obter imagens de boa qualidade segundo FTMs bidimensionais, sendo encontrado a partir da seguinte fórmula:

$$\alpha = \pm \left(90 - \arctan\left(\frac{b}{a}\right) \right)$$

onde a e b são respectivamente, as dimensões do ponto focal paralela e perpendicular ao eixo anodo-catodo.

A seguir fazemos uma extrapolação do ângulo calculado no centro para o campo todo, com o objetivo de obtermos uma estimativa inicial da Região Ótima. Nesta região, calculamos então a FTM bidimensional, a qual por ser mais precisa, corrige o erro introduzido na extrapolação anteriormente citada. Por último, determinamos a faixa do campo, onde o volume destas funções de transferência atinge seu valor máximo.

7.2. Descrição do programa

O programa final, denominado *maxftm* foi desenvolvido em linguagem PASCAL, utilizando compilador Borland Delphi. Este programa tem como dados de entrada as características do sistema (dimensões do ponto focal, ângulo de inclinação do anodo, distância foco-filme) e o conjunto de posições no campo onde calculamos a FTM bidimensional. Este conjunto é determinado por seis parâmetros: raios inicial e final, passo do incremento de raio, ângulos inicial e final, passo do incremento de ângulo. O programa final, calcula o ângulo limite no centro do campo, faz a extrapolação e seleciona o conjunto de posições a serem avaliadas.

Para cada posição do campo, a FTM é calculada por um programa denominado *geraftm* (baseada no programa de [MARQUES94]) As saídas deste programa são lidas pelo *maxftm*, o qual efetua a filtragem da FTM e o cálculo do volume sob seu gráfico. Finalmente ele utiliza as informações obtidas para determinar a Região Ótima final.

7.3. Resultados

Para levantamento das Regiões Ótimas escolhemos 76 pontos do campo de radiação (quatro raios com valores de 25, 50,75 e 100mm de distância em relação ao centro, e 19 ângulos incrementados em 10° com valores inicial e final de 0° e 180°) onde simulamos o cálculo do volume de FTM dos quatro equipamentos - todos normalizados em relação ao caso ideal de cada aparelho, que é o volume de um cilindro de intensidade unitária e cuja base vai até a máxima frequência atingida, como mostra a figura 5.11 - determinamos a região de melhor nitidez geométrica. As figuras 7.1 a 7.4 apresentam os diagramas obtidos através da simulação.

Figura 7.1. Saída do programa *maxftm* para o equipamento PHILIPS.

Figura 7.2. Saída do programa *maxftm* para o equipamento CGRI.

Figura 7.3. Saída do programa *maxfm* para o equipamento SIEMENS.

Figura 7.4. Saída do programa *maxfm* para o equipamento CGR11.

7.4. Conclusões

A relevância deste trabalho está relacionada ao fato de que, tendo-se uma imagem com melhor resolução geométrica, tem-se diagnósticos com menor número de falsos positivos ou negativos, pelo menos no que se refere à responsabilidade do equipamento. O método das funções de transferência quantifica as imperfeições introduzidas pelo sistema na imagem, independentemente de qualquer outro fator externo. Desta forma, utilizamos esta poderosa ferramenta para determinar a região do campo mamográfico onde se obtém melhor nitidez geométrica.

Os resultados obtidos comprovam em geral, que os equipamentos radiográficos dedicados à mamografia, (e por que não dizer os convencionais também?) fornecem melhor resposta quando a posição do objeto no campo aproxima-se do anodo. A extrapolação feita pelo ângulo limite, baseia-se unicamente na relação entre as dimensões do ponto focal, não importando se é um foco fino ou grosso. Um ótimo exemplo é o caso do mamógrafo Mammodiagnost Philips com dimensões de 1,2 x 0,75 mm, que obtém um ângulo limite de valor próximo ao ângulo limite calculado para o mamógrafo CGR II, cujas dimensões são de 0,4 x 0,3 mm.. A vantagem da extrapolação do resultado da FTM unidimensional na busca da determinação da Região Ótima se dá, pelo motivo da simplicidade de cálculo em relação às FTMs bidimensionais. Por outro lado, esta extrapolação introduz erros que são corrigidos com a precisão da FTM bidimensional. Note que, os três primeiros mamógrafos analisados, têm ponto focal consideravelmente grandes, e que suas regiões são mais estreitas que a de outros mamógrafos de pontos focais equivalentes a focos finos.

À medida que as dimensões do ponto focal diminuem, a região ótima vai se expandindo, quer seja pela abertura do ângulo limite, quer seja pela expansão por parte do raio, produzindo imagens com sombras mais intensas e penumbras mais fracas.

Como aplicação prática deste trabalho pode-se pensar na avaliação da resolução geométrica de imagens obtidas por angiografia, visto que neste caso utiliza-se o campo todo, e não apenas o lado do centro do campo ao anodo, como é o caso

dos mamógrafos (o lado do catodo tem o feixe cortado de modo a proteger a região torácica da paciente). Outra aplicação é a reutilização de equipamentos de pontos focais maiores que acabaram por ser deixados de lado (seus pontos focais têm dimensões maiores em relação aos pontos focais de equipamentos mais recentes que são da ordem de 0,2 mm), na obtenção de imagens de biópsias que sejam posicionadas na região bem próxima ao anodo. Já em termos práticos de mamografia, este trabalho viria a contribuir de forma prática, se modificássemos a posição da paciente, ou usássemos técnicas de tração e compressão da mama de modo a obter uma visualização satisfatória da devida lesão. Como ? Ou tracionaríamos a mama de modo a levá-la o mais próximo possível da região do anodo, ou a comprimiríamos, como indicado na figura 2.15 do capítulo 2, de modo a deslocar a estrutura (massa, agrupamento de microcalcificações) a ser visualizada. Outra alternativa seria por a paciente deitada em uma cama que está logo embaixo do mamógrafo, para tentar posicionar a mama de modo mais favorável a uma ótima resposta em termos de resolução geométrica. Além da modificação da posição da mama através da utilização de uma cama, seria necessário girar o conjunto fonte de raios-x e sistema de registro.

CAPÍTULO 8

8.1. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[BURGESS77.a]

BURGESS, A. E. Focal Spots: I. MTF Separatibility. Investigative Radiology, v.12, n. 1, p. 36-43, Jan/Feb.1977

[BURGESS77.b]

BURGESS, A. E. Focal Spots : II. Models. Investigative Radiology, v.12, n. 1, p. 44-53, Jan/Feb.1977

[BURGESS77.c]

BURGESS, A. E. Focal Spots : III. Field Characteristics. Investigative Radiology, v.12, n. 1, p. 36-43, Jan/Feb.1977

[BURGESS77.d]

BURGESS, A. E. Effect of assymetric focal spots in angiography. Med. Phy. , v.4, n. 1, p. 21-15, Jan/Feb.1977

[BRUBACHER73]

BRUBACHER, P.; MOORES, B. M. The modulation transfer function of the focal spot with a twin-peaked intensity distribution. Radiology , v.107, p. 635-640, Jun. 1973

[CUNNINGHAM92]

CUNNINGHAM, I. A.; REID, B. K. Signal and noise in modulation transfer function determinations using the slit, wire and edge techniques. Med. Phy. , v. 19, n. 4, Jul./Aug.1992.

[DOI65]

DOI, K. Optical transfer function of the focal spot of X-ray tubes. American Journal Roentgen., v. 94, p. 712-718, July.1965

[DOI74]

DOI, K ; ROSSMANN, K. The effect of radiographic magnification on blood vessel imaging with various screen-film systems. SPIE: Medical X-Ray Photo-optical Systems Evaluation , v. 56, p.257-261, Sep./ Oct.1974

[DOI75.a]

DOI, K ; ROSSMANN, K. Measurement of Optical and Noise Properties of screen-film Systems in Radiography. Med. Phy., v.1, n. 5 , p. 257-261, Sep./ Oct.1974

[DOI75.b]

DOI, K ; ROSSMANN, K. New device for accurate measurement of the X-ray tube focal spots. Med. Phy., v.2, n. 5 , p. 268-273, Sep./ Oct.1975

[DOI75.c]

DOI, K ; ROSSMANN, K. Evaluation of focal spot distribution by RMS value and its effect on blood vessel imaging in angiography. SPIE: Application of Optical Instrumentation in Medicine III , v. 47, p. 207-213, 1975

[DOI75.d]

DOI, K ; ROSSMANN, K. Effect of focal distribution on blood vessel imaging in magnification radiography. Radiology, v.114, p. 435-441, Feb. 1975

[DOI75.e]

DOI, K ; ROSSMANN, K. X- Ray images of small blood vessel imaging in angiography: question of isoplanatism. Med. Phy. v.2 , n. 6, p. 301-306, Nov/Dec. 1975.

[DOI77.a]

DOI, K. Field Characteristics of geometric unsharpness due to the x-ray tube focal spot. Med. Phy., v. 4, n. 1, Jan./Feb.1977.

[DOI77.b]

DOI, K.; LOO, L.-N.; ROSSMANN, K. Validity of computer simulation of blood vessel imaging in angiography. Med. Phy., v. 4, n. 5, Sep./Oct.1977.

[DOI77.c]

DOI, K. Advantages of magnification radiography. Breast Cancer Carcinoma: The Radiologist's Expand Rule John Wiley & Sons, Inc., p.83-91. 1977.

[DOI77.d]

DOI, K.; IMHOF, H. Noise reduction by radiographic magnification. Radiology, v.122, n. 2, p.479-487, Feb./1977.

[DOI81]

DOI, K.; LOO, L.; Jr. T. A T. M.; FRANK, P. H.. Effect of crossover exposure on radiographic image quality of screen-film systems. Radiology , v.139, p. 707-714, Jun. 1981.

[DOI82.a]

DOI, K. et al. MTFs and Wiener spectra of radiographic screen-film systems. Part I: interlaboratory comparison of measurements. HHS Publication FDA 82-8187 , U.S. Departament of Health and Human Services, Bureau of Radiological Health, Maryland, 1982, p. 6-38.

[FRERE85]

FRERE, A.F.; SLAETS, J.F.W.; DOI, K. New method of determining the MTF of X-ray tube focal without a conventional sensisometric measurement. World congress on medical physics and biomedical engineering- Hamburg (Germany)- p. 5-11, Sep. 1985.

[FRERE90]

FRERE, A. F. Estudo da Característica de Campo de Sistemas de Imagem Radiológica. São Carlos, EESC/USP, 1990. Tese (Livre-Docência). 150p.

[HAUS75]

HAUS, A.G.; DOI, K.; CHILES, J. T.; ROSSMAN, K.; MINTZER, R. A.. The Efect of Geometry and Recording System Unsharpness in Mammography. Invest. Radiol. , v. 10, n.1, p. 43-52, Jan./ Feb. 1975.

[HAUS77]

HAUS, A.G.; ROSSMAN, K. ; VYBORNÝ, C.; HOFFER P.B.; DOI, K. Sensitometry in Diagnostic Radiation Therapy, and Nuclear Medicine, J. Appl. Phot. Eng. ,v. 3, n. 3, p. 114-124, 1977.

[HAUS78]

HAUS, A.G.; COWARD R.W.; DODD G. D.; BENCOMO J. A method of evaluating and minimizing geometric unsharpness for mammographic x-ray units. Radiology , v.128, p. 775-778, Sep.1978.

[KEMP58]

KEMP, F. H. ; NICHOLS, A.F. Focal Spot Size. Brit. J. Radiol. , v. 31, n. 369, p. 486-488, 1958.

[KRATZAT88]

KRATZAT, M. Evaluating the importance of focal spot sizes in mammography. *Medicamundi*, v. 33, n. 2, 1988.

[KUNTKE57]

KUNTKE, A. H. G. On the determination of Roentgen Tube Focal Spot Sizes by Pin-Hole Camera Roentgenography. *Acta Radiology*. v. 47, p. 55-64, 1957.

[LAW93]

LAW, J., Correlations of image assessments using a simple 'realistic' phantom and radiologists assessments from a phantom with simulated microcalcifications and breast tissue. *Radiation Protection Dosimetry*, vol49, nº 1-3, p. 185-186, 1993.

[LUBBERTS67]

LUBBERTS, G.; ROSSMANN, K. Modulaion transfer function associated with geometrical unsharpness in medical radiography. *Phy. in Med. & Biol.* , v. 12, n. 1, p. 65-77, an. 1967.

MACHADO, L. M. R. C. (1988) Avaliação da qualidade de sistemas radiográficos utilizando funções de transferência. 218p. *Dissertação (Mestrado)*, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

[MARQUES94]

MARQUES, P. M. A. Avaliação Ponto a Ponto de Sistemas de Imagem Radiológica Utilizando Funções de Espalhamento de Ponto Simuladas. São Carlos, IFQSC/USP, 1994. Tese (doutoramento). 289 p.

[METZ79]

METZ, C. E.; DOI, K.. Transfer Function analysis of radiographic imaging systems. *Phy. In Me. & Bio.* , v.24, n.6, p.1079-1106, Dec. 1979.

[MORGAN62]

MORGAN, R. H.; The Frequency Response Function. Am. J. Roentgen, v. 88, n. 1, Jul.1962.

[NIELSEN86]

NIELSEN, B.; FAGERBERG, G. Image quality in mammography with special reference to anti-scatter grids and the magnification technique. Acta Radiol. v.27, n. 4, p. 467-479.

[NIKOLOFF90]

NIKOLOFF, E.; DONNELLY, E.; EVE, L.; ATHERTON, J. V.; ASCH T. Mammographic resolution : Influence of focal spot intensity distribution and geometry. Med. Phys. v.17 , n.3, p. 436-447, May/Jun. 1990.

[OLIVEIRA95]

OLIVEIRA, H. J. Q. Simulação Computacional da Nitidez de Imagens Radiológicas para Controle de Qualidade. São Carlos, EESC/ USP. 1995. Tese (mestrado), 189p.

[RAO69]

RAO, U. V. G.; BATES, L. M.; The Modulation Transfer Function of X-Ray Focal Spots. Phys. Med. & Biol., v.14, n.1, p. 93-106, Jan.1969.

[RAO71]

RAO, U. V. G. A new method to determine the focal spot size of X-ray tubes. Am. J. Roentgen, v. III, n. 3, p. 628-632, Mar. 1971.

[ROSSMANN63]

ROSSMANN, K. Image-forming quality of radiographic screen-film systems: the line spread function. v. 90, n. 1, p. 178-183, July.1963.

[ROSSMANN64]

ROSSMANN, K.; LUBBERTS, G.; CLEARE, H. M. Measurement of the line spread function of radiographic systems containing fluorescent screens. J. Opt. Soc. Am. v. 54, n. 2, p. 187-190, Feb. 1964.

[ROSSMANN69]

ROSSMANN, K.; Point Spread Function, Line Spread Function and Modulation Transfer Function. Radiology, v. 93, n. 2, p. 257-272, Aug. 1969.

[SCHIABEL92]

SCHIABEL, H. Proposta de Simulação Computacional para Avaliação de Sistemas de Imagem Radiológica pelo Método das Funções de Transferência.. São Carlos, , IFQSC/USP, 1992. Tese (doutoramento). 206 p.

[SCHIABEL93.a]

SCHIABEL, H.; FRÈRE, A. F.; MARQUES, P. M. A. The need for investigating the optical transfer functions in several field orientations for nonisotropic systems. Med. Phys. v. 20, n. 4, p. 999-1005, 1993.

[SCHIABEL93.b]

SCHIABEL, H. ; FRÈRE, A. F. Radiographic systems evaluation: obtaining the MTF by simulation. SPIE 93: Biomed. Image Processing and Biomed. Visualization, v. 1905, p. 766-773, Jan. 93.

[SCHIABEL94]

SCHIABEL, H.; NEVES, A. R.; MARQUES, P. M. A.; OLIVEIRA, H. J. Q.; MARQUES, M. A.; FERRARIR, J.; FRÈRE, A. F. - Characterizing the performance of nonisotropic radiographic systems by a qualitative and quantitative evaluation of the MTF. Phys. Med. Biol., v. 39a, p. 306, Aug. 21-26, 1994.

[SPIEGLER72]

SPIEGLER, P.; BRECKINRIDGE, W. C. Imaging of focal spot by means of the star test pattern. Radiology, v. 102, p. 679-684, Mar. /1972.

[STIEVE93]

STIEVE, F. -E.; HAGEMAN, G.; STENDER, H. ST. Relationship between medical requirements and technical parameters of good imaging performance and acceptable dose. Radiation Protection Dosimetry, v.49, n. 1-3, p. 3-18, 1993.

[TAKENAKA68]

TAKENAKA, E.; KINOSHITA, K.; NAKAJIMA, R. Modulation Transfer Function of the intensity distribution of the Roentgen Focal Spot. Acta adiol. (THER), v. 7, p. 263-272, 1968.

[TREFLER76]

TREFLER, M.; GRAY, J. E. Characterization of the imaging properties of X-ray focal spots. Applied Optics. v.15, n.12, p. 3099-3104, Dec.1976.

8.2. Sugestões para pesquisas futuras

A análise do comportamento de parâmetros da FTM bidimensional, como por exemplo, a excentricidade da base após ser filtrada no primeiro mínimo, o volume sob o gráfico para uma atenuação de 3 db, assim como seus efeitos sobre a imagem final, poderiam fornecer maior conhecimento a respeito das distorções introduzidas pelo sistema mamográfico real.

Um estudo estatístico do comportamento das FTMs ao longo do campo, em função de parâmetros como área sob gráfico e frequência de primeiro mínimo para as unidimensionais, e volume, área e excentricidade da base para as bidimensionais, proporcionariam uma quantificação mais precisa da eficiência desta técnica.

APÊNDICE I

Este apêndice tem o intuito de apresentar os gráficos das FTMs bidimensionais, tornando visualmente claro os efeitos ocorridos nos mesmos em função da variação de posição da projeção do ponto focal no campo mamográfico, como por exemplo, o aumento do volume e da excentricidade da base para posições próximas ao anodo. Assim, tem-se FTMs de quatro equipamentos em algumas posições do campo, com suas devidas indicações.

Para o equipamento Mammodiagnost (1,2x0,7mm), por exemplo, observe que para um mesmo raio, além da FTM a 180° ser bem menos larga que a 0° , ocorre inversão da largura da resposta entre as frequências espaciais x e y, ou seja, se a 0° a FTM é mais larga para frequências espaciais x, a 180° a FTM é mais larga para frequências espaciais y. Obviamente que, como concluído anteriormente, este comportamento da FTM ter maior espalhamento e portanto maior volume em posições mais próximas ao anodo, não se restringe apenas ao equipamento Mammodiagnost, e sim a todos os equipamentos avaliados. Note também que, em todos os equipamentos, a filtragem do primeiro mínimo nas posições extremas 0° e 180° pode ser feita com uma janela retangular, e que em posições intermediárias torna-se quase impossível fazer uma filtragem perfeita com este mesmo tipo de janela, havendo ainda interferência do segundo harmônico (no programa final a filtragem foi feita por crescimento de região, gerando uma imagem filtrada da base da FTM, e não do gráfico tridimensional que por sua vez, nos fornece uma idéia mais clara do comportamento da FTM como um todo).

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

Philips Mammodiagnost
 $\alpha = 180^\circ$ e raio=100mm
escala 0,1

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

Philips Mammodiagnost
 $\alpha = 90^\circ$ e raio=100mm
escala 0,1

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

Philips Mammodiagnost
 $\alpha = 30^\circ$ e raio=100mm
escala 0,1

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

Philips Mammodiagnost
 $\alpha = 0^\circ$ e raio=100mm
escala 0,1

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

Philips Mammodiagnost
 $\alpha = 180^\circ$ e raio=50mm
escala 0,1

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

Philips Mammodiagnost
 $\alpha = 30^\circ$ e raio=50mm
escala 0,1

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

Philips Mammodiagnost
 $\alpha = 0^\circ$ e raio=50mm
escala 0,1

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

CGR I
 $\alpha = 180^\circ$ e raio=100mm
escala 0,1

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

CGR I
 $\alpha = 90^\circ$ e raio=100mm
escala 0,1

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

CGR I
 $\alpha = 0^\circ$ e raio=100mm
escala 0,1

CGR I
 $\alpha = 180^\circ$ e raio=50mm
 escala 0,1

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

CGR I
 $\alpha = 90^\circ$ e raio=50mm
escala 0,1

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

CGR I
 $\alpha = 30^\circ$ e raio=50mm
escala 0,1

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

Siemens Mammomat
 $\alpha = 150^\circ$ e raio=100mm
escala 0,1

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

Siemens Mammomat
 $\alpha = 50^\circ$ e raio=100mm
escala 0,1

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

Siemens Mammomat
 $\alpha = 0^\circ$ e raio=50mm
escala 0,1

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

Siemens Mammomat
 $\alpha = 30^\circ$ e raio=50mm
escala 0,1

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

Siemens Mammomat
 $\alpha = 0^\circ$ e raio=50mm
escala 0,1

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

CGR II
 $\alpha = 180^\circ$ e raio=100mm
escala 0,3

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

CGR II
 $\alpha = 30^\circ$ e raio=100mm
escala 0,3

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO

CGR II
 $\alpha = 0^\circ$ e raio=100mm
escala 0,3