U N I V E R S I D A D E D E S Ã O P A U L O

I N S T I T U T O D E F I S I C A E Q U I M I C A D E S Ã O C A R L O S

D E P A R T A M E N T O D E F I S I C A E C I E N C I A D O S M A T E R I A I S

PROPOSTA DE SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL
PARA AVALIAÇÃO DE SISTEMAS DE IMAGEM RADIOLOGICA
PELO MÉTODO DAS FUNÇÕES DE TRANSFERENCIA

Homero Schiabel

Tese apresentada ao Instituto
de Física e Química de São
Carlos para a obtenção do
título de DOUTOR EM CIENCIAS
(Física Aplicada).

Orientadora:

Profª Drª ANNIE F. FRERE SLAETS

SAO CARLOS - 1992

**IFSC UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO**
Instituto de Física e Química de São Carlos

Fone (0162) 72-6222
Fax (0162) 72-2218

Av. Dr. Carlos Botelho, 1465
Caixa Postal 369
CEP 13560 - São Carlos - SP
Brasil

MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA TESE DE DOUTORADO DE HOMERO SCHIABEL APRESENTADA AO INSTITUTO DE FÍSICA E QUÍMICA DE SÃO CARLOS, DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, EM 12/06/1992

COMISSÃO JULGADORA:

Prof. Dr. Annie France Frere Slaets

Prof. Dr. Alberto Iannus

Prof. Dr. Horacio Carlos Paneducci

Prof. Dr. Alípio Luiz Dias Neto

Prof. Dr. Cecil Chow Kobilotta

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

*"O essencial é saber ver.
Saber ver sem estar a pensar,
Saber ver quando se vê,
E nem pensar quando se vê
Nem ver quando se pensa"*

(Fernando Pessoa)

AGRADECIMENTOS

Gostaria de, nesse espaço, deixar registrado meus sinceros agradecimentos a algumas pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização desse trabalho.

Primeiramente, à Profª Drª Annie France Frère Slaets, orientadora dessa pesquisa, que muito contribuiu com sua experiência científica e interesse para a solução de diversos problemas, e cujo apoio foi fundamental para a conclusão da tese.

A Drª Angela Bellucci, Supervisora do Serviço de Radiologia do Hospital das Clínicas da FMRP-USP, em Ribeirão Preto, e à Drª Aurea, responsável pelo setor de Mamografia do Centro de Assistência Integral à Saúde da Mulher do Hospital das Clínicas da UNICAMP, que gentilmente permitiram a utilização dos equipamentos radiológicos com os quais foram feitos os testes de campo desta pesquisa.

Ao companheiro Paulo M. Azevedo Marques, que também muito contribuiu com sua amizade e desprendimento, auxiliando no desenvolvimento dos testes nos hospitais.

Ao Rui Bertho, do Laboratório de Mecânica Fina do Departamento de Engenharia Elétrica da EESC-USP, que colaborou com a elaboração de dispositivos de teste, e ao pessoal do Laboratório de Metrologia do Depto. de Engenharia Mecânica da EESC-USP.

Finalmente, ao Prof. Dr. Jan F. Willen Slaets, ao Prof. Dr. Aldo Ventura e ao pessoal do Laboratório de Análise e Digitalização de Imagens, agradeço o apoio dado.

Um agradecimento especial a meus pais, irmã e esposa.

A Li e aos pequenos futuros Grandes

INDICE DOS CAPITULOS

CAPITULO 1

INTRODUÇÃO	01
1.1. HISTORICO E OBJETIVOS DESSE TRABALHO.....	01
1.2. LINHAS GERAIS PARA O DESENVOLVIMENTO DA PRESENTE PESQUISA.	05
1.3. DISPOSIÇÃO DO TRABALHO.....	06

CAPITULO 2

AS FUNÇÕES DE TRANSFERENCIA EM SISTEMAS DE IMAGEM RADIOLOGICA.....	09
2.1. PRINCIPIOS DA ANALISE DE SISTEMAS DE IMAGEM PELAS FUNÇÕES DE TRANSFERENCIA.....	10
2.1.1. A Função de Espalhamento de Ponto (FEP).....	11
2.1.2. A Função de Espalhamento de Linha (FEL).....	14
2.1.3. Função de Transferência Ótica (FTO) e Função de Transferência de Modulação (FTM)....	17
2.2. METODOS EXPERIMENTAIS PARA OBTENÇÃO DA FEL E DA FTO.....	25
2.3. METODO CONVENCIONAL DE AVALIAÇÃO DE SISTEMAS RADIOLOGICOS PELAS FUNÇÕES DE TRANSFERENCIA.....	29

CAPITULO 3

AVALIAÇÃO DO PONTO FOCAL DE SISTEMAS RADIOLOGICOS.....	37
3.1. METODOS.....	37
3.2. COMPARAÇÕES ENTRE OS METODOS DE AVALIAÇÃO DO TAMANHO DO PONTO FOCAL.....	45
3.3. VARIAÇÕES DA DISTRIBUIÇÃO E DO TAMANHO DO PONTO FOCAL.....	51
3.4. VARIAÇÕES DO TAMANHO DO FOCO COM AS CONDIÇÕES OPERACIONAIS DO TUBO DE RAIOS-X.....	61
3.5. CONCLUSOES.....	66

CAPITULO 4

A CARACTERISTICA DE CAMPO.....	67
4.1. CARACTERISTICA DE CAMPO: REVISÃO DOS ASPECTOS APRESENTADOS NA LITERATURA.....	68
4.2. A MAGNIFICAÇÃO RADIOGRAFICA.....	76
4.2.1. A Simulação Computacional.....	77
4.2.2. Contribuições da Magnificação para a Qualidade da Imagem Radiológica.....	83
4.2.3. A Magnificação em Mamografia.....	84
4.2.4. As Magnificações "Longitudinal e Transversal".	87
4.3. CONCLUSOES PRELIMINARES.....	90

CAPITULO 5

NOVA ABORDAGEM DA CARACTERISTICA DE CAMPO E ESTUDO FORMAL DA MAGNIFICAÇÃO LATERAL.....	92
5.1. INVARIANCIA ESPACIAL.....	92
5.2. MAGNIFICAÇÃO LATERAL E TAMANHOS DE SOMBRA E PENUMBRA.....	98
5.2.1. Efeito da magnificação lateral: objeto retangular.....	101
5.2.2. Efeito da magnificação lateral: objeto esférico.....	105
5.2.3. Conclusões.....	111

CAPITULO 6

AVALIAÇÃO DO EFEITO DA CARACTERISTICA DE CAMPO SOBRE AS FTM _s DE SISTEMAS RADIOLOGICOS REAIS.....	114
6.1. PROCEDIMENTOS PARA OBTENÇÃO DAS IMAGENS DE FENDA.....	114
6.1.1. Dispositivo Experimental.....	115
6.1.2. Obtenção das Imagens de Fenda.....	118
6.2. PROCEDIMENTOS PARA O TRATAMENTO DAS IMAGENS DE FENDA EM COMPUTADOR.....	120
6.2.1. Digitalização no Optronics.....	120

6.2.2. Levantamento da curva H-D e obtenção das FELs.....	121
6.2.3. Obtenção da FTM.....	122
6.2.4. Discussão sobre o processamento em computador.....	122
6.3. RESULTADOS DOS TESTES DE CAMPO.....	123
6.3.1. Resultados dos testes realizados com o EQUIPAMENTO 1.....	125
6.3.2. Resultados dos testes realizados com o EQUIPAMENTO 2.....	126
6.3.3. Resultados dos testes realizados com o EQUIPAMENTO 3.....	128
6.4. AVALIAÇÕES	131
6.4.1. Avaliação no nível de atenuação de 70% das FTMs.....	132
6.4.2. A não linearidade na variação das FTMs.....	134
6.4.3. Conclusões preliminares.....	136

CAPITULO 7

NOVA PROPOSTA PARA AVALIAÇÃO DOS SISTEMAS RADIOLOGICOS PELAS FUNÇÕES DE TRANSFERENCIA: SIMULAÇÃO DA FEL E FTM.....	137
7.1. ALGORITMO.....	138
7.1.1. Cálculo da FEL em diversas orientações no plano-imagem.....	138
7.1.2. Cálculo da FEL uniforme.....	140
7.2. DESENVOLVIMENTO DA PROGRAMAÇÃO.....	143
7.2.1. Programa "ROTFFEL".....	144
7.2.2. Programa "ROTFFT".....	145
7.3. RESULTADOS DA SIMULAÇÃO PARA OS PONTOS FOCALIS OBTIDOS NOS TESTES DE CAMPO.....	146
7.4. COMPARAÇÃO ENTRE AS FTMs REAIS E AS OBTIDAS POR SIMULAÇÃO.....	148
7.4.1. Comparações entre as FTMs reais e da simulação para o EQUIPAMENTO 1.....	148

7.4.2. Comparações entre as FTMs reais e da simulação para o EQUIPAMENTO 2.....	154
7.4.3. Comparações entre as FTMs reais e da simulação para o EQUIPAMENTO 3.....	155
7.4.4. Comparações com as FTMs geradas por simulação para pontos focais dados pelo princípio da câmara de orifício.....	159

CAPITULO 8

OBSERVAÇÕES ACERCA DOS PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS.....	163
8.1. METODO CONVENCIONAL.....	163
8.2. AVALIAÇÃO DAS FTMs AO LONGO DOS EIXOS.....	165
8.3. INFLUENCIA DO NIVEL DE EXPOSIÇÃO NAS IMAGENS.....	170
8.4. METODO DE SIMULAÇÃO: A INFLUENCIA DA FEL UNIFORME.....	174

CAPITULO 9

CONSEQUENCIAS DAS AVALIAÇÕES REALIZADAS.....	182
9.1. A EXISTENCIA DA "REGIAO OTIMA".....	182
9.2. O SIGNIFICADO DAS VARIAÇÕES ENTRE AS FTMs.....	183
9.2.1. Variação entre tamanhos de "sombra" para as 10 orientações consideradas nos testes....	184
9.2.2. Comparação entre variações das FTMs e do tamanho da sombra.....	187
9.3. O EFEITO DA MAGNIFICAÇÃO LATERAL.....	191

CAPITULO 10

CONCLUSOES FINAIS.....	196
------------------------	-----

CAPITULO 11

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	201
---------------------------------	-----

APENDICES

APENDICE I	- EQUACIONAMENTO DA MAGNIFICAÇÃO LATERAL (CAP. 5) CALCULOS SUPLEMENTARES DE SOMBRA E PENUMBRA.....	A1
APENDICE II	- PROGRAMA PARA CALCULAR INTENSIDADE DO PONTO FOCAL NUM ANGULO ALFA.....	A9
APENDICE III	- APRESENTAÇÃO DOS DIAGRAMAS DE FASE PARA OS 3 EQUIPAMENTOS ESTUDADOS.....	A15

INDICE DAS FIGURAS

CAPITULO 2

FIGURA 2.1.	Imagem de uma fonte-linha de intensidade unitária.....	15
FIGURA 2.2.	Distribuições senoidais de intensidade no espaço.....	15
FIGURA 2.3.	(a) Padrão de teste usado na medida de resolução de filme fotográfico (b) Resposta em frequência de uma típica tela fluoroscópica.....	20
FIGURA 2.4.	(a) FEL normalizada (b) FTM calculada de (a).....	23
FIGURA 2.5.	O vetor FTO (0 ,0) no plano complexo..... x y	23
FIGURA 2.6.	Dispositivo com fenda de [ROSSMANN64].....	27
FIGURA 2.7.	Diagrama em blocos dos procedimentos convencionais para obtenção da FTM.....	27
FIGURA 2.8.	Exemplo de uma curva sensitométrica.....	34
FIGURA 2.9.	Método de superposição ([FR`ERE82]) para determinação da curva H-D.....	34

CAPITULO 3

FIGURA 3.1. Formação da imagem do foco pelo princípio da câmara de orifício.....	38
FIGURA 3.2. Exemplo do padrão-estrela.....	44
FIGURA 3.3. Ilustração do Método do RMQ ([DOI75.c]).....	44
FIGURA 3.4. Diversos tipos de FELs do ponto focal.....	53
FIGURA 3.5. FTMs do ponto focal obtidas a partir das FELs da figura 3.4.....	54
FIGURA 3.6. Espectros de Fourier da imagem de vasos sanguíneos.....	56
FIGURA 3.7. (a) Ponto focal quadrado e uniforme (ou homogêneo) e FELs correspondentes em 2 direções (b) Imagem de câmara de orifício de um ponto focal real e respectivas FELs em 2 direções.....	57
FIGURA 3.8. Trajetória dos elétrons convergidos por lentes de focalização eletrostática num tubo convencional de raios-X..	65

CAPITULO 4

FIGURA 4.1. FELs correspondentes a imagens de fenda em quatro orientações ([RAO69]).....	69
FIGURA 4.2. FELs e FTMs de um ponto focal de 1,0 mm. em 4 direções..	69
FIGURA 4.3. Geometria de formação da imagem de vaso sanguíneo num caso geral.....	73
FIGURA 4.4. Formação da imagem de um objeto em magnificação.....	78
FIGURA 4.5. FTMs devidas à não-nitidez geométrica.....	78
FIGURA 4.6. Geometria de formação da imagem radiológica para exposição de contato e em magnificação.....	89

CAPITULO 5

FIGURA 5.1. (a) Formação da penumbra a partir de um foco não pontual (b) Deformação da imagem devida à angulação do feixe....	94
FIGURA 5.2. (a) Diversos formatos de FELs por projeção do foco a x b (b) Influência da variação do tamanho equivalente do foco e da angulação do campo na formação da imagem..	94
FIGURA 5.3. Projeção do ponto focal com uma fenda desalinhada com o centro do feixe.....	97

FIGURA 5.4.	Formação da imagem (sombra) de um objeto retangular em magnificação num eixo particular de orientação. Objeto no centro do feixe e deslocado de x . (foco ideal).....	97
FIGURA 5.5.	Formação da imagem (sombra) e da penumbra com foco real de tamanho f para um objeto retangular em magnificação.....	100
FIGURA 5.6.	Formação da sombra para objetos iguais, deslocados de x_1 e x_2 do centro do campo.....	100
FIGURA 5.7.	Formação da sombra de um objeto de forma circular em magnificação num eixo particular de orientação, a partir de um foco ideal.....	107
FIGURA 5.8.	Formação da sombra e da penumbra com foco real de tamanho f e objeto circular em magnificação.....	107

CAPITULO 6

FIGURA 6.1.	Dispositivo experimental para obtenção de imagens de fenda.....	117
FIGURA 6.2.	FTMs obtidas por digitalização das imagens de fenda (EQUIPAMENTO 1).....	127
FIGURA 6.3.	FTMs obtidas por digitalização das imagens de fenda (EQUIPAMENTO 2).....	129
FIGURA 6.4.	FTMs obtidas por digitalização das imagens de fenda (EQUIPAMENTO 3).....	130

CAPITULO 7

FIGURA 7.1.	Orientações da fenda para obtenção das FELs do ponto focal.....	139
FIGURA 7.2.	Obtenção de diversos tipos de FEL por projeção do ponto focal para algumas orientações da fenda ideal....	139
FIGURA 7.3.	Obtenção da FEL uniforme a partir das projeções do ponto focal para uma orientação α da fenda.....	141
FIGURA 7.4.	Relação entre i e α (ampliação do triângulo III da fig. 7.3).....	141
FIGURA 7.5.	FTMs geradas por simulação (EQUIPAMENTO 1).....	149
FIGURA 7.6.	FTMs geradas por simulação (EQUIPAMENTO 2).....	150
FIGURA 7.7.	FTMs geradas por simulação (EQUIPAMENTO 3).....	151

INDICE DE TABELAS

CAPITULO 6

TABELA 6-I	- Larguras das imagens de fenda com o ângulo de orientação (EQUIPAMENTO 1).....	126
TABELA 6-II	- Larguras das imagens de fenda com o ângulo de orientação (EQUIPAMENTO 2).....	128
TABELA 6-III	- Larguras das imagens de fenda com o ângulo de orientação (EQUIPAMENTO 3).....	131
TABELA 6-IV	- Variações percentuais entre FTMs adjacentes (nível de atenuação = 0,7).....	133

CAPITULO 7

TABELA 7-I	- Dimensões do ponto focal dadas pelo método da fenda e da câmara de orifício.....	146
TABELA 7-II	- Comparações entre os primeiros mínimos de frequência espacial (EQUIPAMENTO 1).....	154
TABELA 7-III	- Comparações entre os primeiros mínimos de frequência espacial (EQUIPAMENTO 2).....	155
TABELA 7-IV	- Comparações entre os primeiros mínimos de frequência espacial (EQUIPAMENTO 3).....	157

CAPITULO 8

TABELA 8-I	- Avaliação dos desvios das FTMs ao longo dos eixos de orientação.....	167
TABELA 8-II	- Variações do tamanho do foco com nível de exposição.	171
TABELA 8-III	- Medidas das larguras das imagens de fenda de Chicago para determinação do tamanho do ponto focal.	179

CAPITULO 9

TABELA 9-I	- Tamanho da Sombra para os 3 Equipamentos.....	186
TABELA 9-II	- Variação percentual do tamanho da sombra para ângulos consecutivos.....	187
TABELA 9-III	- Variações da Sombra para as Regiões dos Gráficos das FTMs.....	190
TABELA 9-IV	- Valores medidos das imagens de algumas esferas da matriz.....	194

APENDICE III

TABELA AI	- Diâmetro mínimo do objeto reproduzido na imagem.....	A17
TABELA AII	- Deslocamento linear correspondente para a frequência de 1 μ mínimo da FTM.....	A17

RESUMO

A presente tese demonstra, a partir da avaliação convencional pelo método das Funções de Transferência de sistemas de imagem radiológica, que é necessário obter imagens de fenda em diversas orientações no campo para que essa análise tenha um significado mais real no caso de sistemas não isotrópicos. Isso provém da não linearidade na variação entre as FTMs obtidas para diversas direções entre 0 e 90° relativas ao eixo do tubo de raios-X. Essa verificação, entretanto, representa um sério problema prático, pois indica um aumento no grau de complexidade de um método que, embora considerado o mais preciso pela maioria dos pesquisadores, tem sido utilizado apenas por laboratórios muito bem equipados.

Assim, visando solucionar esse problema, esta tese propõe um novo método de simulação por computador que calcula a FEL e a FTM devidas ao ponto focal, dispensando, portanto, todo o complexo aparato experimental convencionalmente utilizado, o que contribui para tornar acessível a avaliação pelas funções de transferência a qualquer unidade radiológica.

Por fim, faz parte desse trabalho também uma investigação do significado físico das variações registradas entre as FTMs e um estudo formal desenvolvido acerca dos conceitos da característica de campo e da magnificação lateral.

ABSTRACT

From the conventional evaluation by the radiological systems Transfer Functions, this work shows that it is necessary to obtain slit images at several field orientations so that this annalysis has a more real significance for non-isotropic systems. This is achieved from the non-linearity on the variations among the MTFs obtained in several directions between 0 and 90° relative to the X-ray tube axis. This notification, however, represents a serious practical matter, because it shows an increase on the complexity of a method which has been used just by well structured laboratories, although many researchers have considered it the most accurate.

Hence, in order to solve this problem, we present a new computer simulation method which calculates the LSF and the MTF due to the focal spot, without all the conventional complex experimental apparatus. This makes the evaluation by the transfer functions suitable to any radiological unit.

Finally, it is also part of this work an investigation of the physical meaning of the variations among the MTFs and a formal study about the field characteristics and the lateral magnification concepts.

CONTRIBUICOES DA PRESENTE PESQUISA

1. Apresentação de uma forma de avaliação de sistemas de imagem radiológica que torna o método das Funções de Transferência acessível a qualquer unidade radiologica por substituir os complexos dispositivos e procedimentos experimentais do método convencional por uma simulação por computador.

2. Possibilidade de identificação da região de melhor nitidez da imagem no campo de radiação por visualização do conjunto de FTMs.

3. Possibilidade do uso da técnica da magnificação radiográfica a sistemas com focos convencionalmente considerados não satisfatórios ao seu emprego, através da identificação da "Região Otima".

4. Definição formal do conceito da característica de campo e da magnificação lateral.

5. Exposição do significado físico da variação entre as FTMs e do efeito prático da magnificação lateral para sistemas radiológicos.

INTRODUÇÃO

1.1. HISTORICO E OBJETIVOS DESSE TRABALHO

Diversos métodos têm sido propostos no intuito de avaliar a qualidade dos sistemas de imagem radiológica, seja na aferição dos diversos parâmetros e componentes que os formam (KVp, mA, tempo de exposição, filtragem, ponto focal, sistema de registro da imagem, condições geométricas de exposição), seja na investigação de seu desempenho como um todo. Entre esses métodos, podem-se mencionar o que utiliza as funções de transferência do sistema e o que emprega objetos de teste que simulam estruturas anatômicas para avaliar o comportamento do aparelho a partir da imagem final que ele consegue produzir.

Todos esses métodos, porém, não têm sido considerados como satisfatórios pela maioria dos radiologistas, uma vez que são muito poucos os que utilizam os métodos propostos para avaliação da qualidade de seus sistemas radiológicos. No caso dos simuladores de estruturas anatômicas (chamados de "fantomas" por alguns pesquisadores brasileiros - a partir do termo em inglês "*phantom*"), há um sério problema na interpretação da imagem, que depende fortemente da subjetividade do observador. Já o método das funções de transferência é, em teoria, o mais completo e preciso, conforme considerado na

literatura, e utilizado pelos grandes laboratórios, inclusive os da Agfa-Gevaert na Bélgica. Apesar disso, porém, não é uma aplicação viável na prática rotineira, a não ser que se trate de uma equipe ou um laboratório muito bem equipado, em razão do aparato necessário à obtenção e processamento das imagens.

Além disso, investigando os procedimentos envolvidos no método convencional para avaliação de sistemas radiográficos pelas funções de transferência, concluímos que, ao longo das duas últimas décadas, foram propostas diversas simplificações que, associadas aos problemas práticos inerentes, tornaram-no distante de ser um método geral de avaliação.

Senão, vejamos:

(1) Um requisito importante para a aplicação das funções de transferência é que o sistema seja linear e invariante. Na prática, entretanto, os sistemas radiográficos não satisfazem nenhuma dessas condições, levando os pesquisadores a estabelecer restrições em seus trabalhos.

(2) Em sistemas não isotrópicos, as funções de transferência variam em função da posição no campo. Contudo, isso não é levado em conta na maioria dos trabalhos da literatura, já que diversos pesquisadores têm, normalmente, determinado Funções de Transferência Ótica paralela e perpendicularmente ao eixo do tubo de raios-X e não em todas possíveis orientações, conforme preceitua a teoria.

A literatura correspondente tem proposto alguns trabalhos e técnicas para resolver o primeiro problema. Para contornar, porém, a questão da variância dos sistemas radiográficos, foram propostas certas simplificações como, por exemplo, considerar pequenas áreas no plano-imagem onde o sistema apresentaria variações

desprezíveis. K. Doi e K. Rossmann, na referência [DOI75.e] expuseram que a invariância espacial ficava garantida ao se considerar uma região muito próxima do feixe central. A partir daí, passou-se a tomar o centro do campo como a região para obtenção das imagens.

Não podemos deixar de concluir, entretanto, pelos riscos que tais simplificações acarretam. Afinal, nas condições práticas do exame radiológico real, as estruturas anatômicas de interesse muito dificilmente estarão alinhadas com o centro do feixe.

Além disso, um outro aspecto, ao qual pouca ou praticamente nenhuma importância tem sido dada na literatura, não pode ser desconsiderado. Trata-se da configuração do foco e seu efeito sobre as funções de transferência. A maioria dos trabalhos de K. Doi & K. Rossmann, por exemplo, foi desenvolvida a partir de sistemas isotrópicos, com foco redondo ou, na pior hipótese, quadrado. Na nossa realidade, no entanto, dificilmente temos encontrado sistemas radiológicos em uso com essa característica.

Só que permanece a questão envolvendo as simplificações comentadas, principalmente os problemas da variância de sistemas radiológicos não isotrópicos. Na referência [DOI77.a], Doi considera uma "medida mínima" a obtenção de duas imagens de fenda, uma paralela e outra perpendicular ao eixo do tubo de raios-X, para levantamento das correspondentes Funções de Transferência Ótica (FTOs) do sistema radiográfico no processo de avaliação de qualidade. Essa "medida mínima" já aparece padronizada anos mais tarde, na referência [DOI82.a].

Isso carece de uma justificativa mais lógica, pois, nos primeiros trabalhos a respeito desse tema, condicionava-se tal avali-

ação à obtenção de FTOs em todas as possíveis orientações do campo de radiação no caso de sistemas não isotrópicos; para sistemas isotrópicos, uma única FTO, em qualquer direção, seria suficiente em razão de sua simetria rotacional, conforme se discute na referência [ROSSMANN69]. Então, surge a pergunta óbvia: por que duas imagens (em duas direções) se o sistema é isotrópico? E se não for, como aquelas duas FTOs descrevem a performance de todo o sistema?

Parece-nos que mais essa simplificação seria válida apenas se a variação entre as FTOs paralela e perpendicular ao eixo do tubo fosse linear. Caso contrário, não se pode deixar de avaliar o sistema em todas as orientações possíveis, o que, sem dúvida, representa um aumento da complexidade do método convencional.

Assim, a presente tese se propõe a avaliar completamente o sistema em todas as orientações de campo desejadas e, em decorrência, tem como objetivo principal propor um modo mais simples de avaliação de sistemas de imagem radiológica pelas funções de transferência, mas que seja, ao mesmo tempo, preciso e possa eliminar as restrições impostas na literatura. Essa nova forma de investigação se utiliza de um procedimento de simulação em microcomputador. Paralelamente, buscam-se discutir alguns importantes aspectos envolvidos na avaliação pelas funções de transferência, como a determinação do ponto focal, os efeitos das condições geométricas de exposição (magnificação) na nitidez da imagem e o significado físico dos resultados encontrados.

1.2. LINHAS GERAIS PARA O DESENVOLVIMENTO DA PRESENTE PESQUISA

Partindo do objetivo comentado no final do item anterior, propusemo-nos a investigar o comportamento de um sistema radiológico não isotrópico para diversas orientações da fenda a fim de verificar algumas características fundamentais: (a) a não ocorrência de linearidade na variação entre as FTOs ao longo de diversas orientações entre 0 e 90° (paralela e perpendicular) ao eixo do tubo; (b) por conseguinte, a ocorrência de variações mais acentuadas em determinadas regiões do que em outras, configurando uma divisão entre uma faixa de FTOs mais pobres e outra de FTOs mais largas.

Isso confirmado resultará na necessidade de se fazer a avaliação do sistema não isotrópico em todas as orientações do campo. Todavia, essas medidas aumentariam ainda mais a complexidade do método convencional, pois, além de toda a dificuldade do alinhamento do dispositivo experimental de precisão com o centro do feixe para obtenção de duas imagens de fenda, determinação da curva sensitométrica para aquele sistema e digitalização e processamento das duas imagens, haveria agora a necessidade de se realizar todas essas mesmas etapas para um número muito maior de imagens. Sem contar o aumento do tempo despendido no teste de campo pelo aumento do número de imagens necessárias. Cremos que, dessa forma, o método de avaliação pelas funções de transferência, que já era inviável para a maioria dos departamentos radiológicos, tornar-se-ia definitivamente complexo para aplicação prática a se confirmar que tal investigação só tem sentido se for realizada para todas orientações do campo.

Em vista disso, nossa proposta consiste em efetuar uma

radical modificação no método convencional através da substituição de todo procedimento e aparato experimental por um programa de simulação computacional. O novo método deve utilizar unicamente, como dados de entrada, o valor das dimensões do ponto focal do sistema sob análise. A partir daí, seria simulada uma fenda ideal para determinar a projeção do ponto focal e, então, o programa permitiria a determinação das Funções de Espalhamento de Linha (FELs) uniformes para qualquer orientação desejada daquela fenda. Um programa calcula, a partir das FELs determinadas, as correspondentes FTOs, proporcionando a avaliação do sistema.

1.3. DISPOSIÇÃO DO TRABALHO

A presente tese está dividida em três partes: a primeira, teórica, que vai do 2º ao 4º capítulo, traz uma Revisão Bibliográfica sobre os principais tópicos abordados na pesquisa (o leitor que já estiver familiarizado com esse assunto poderá seguir diretamente para a parte seguinte); a segunda apresenta a discussão do conceito e o equacionamento matemático da magnificação lateral, a partir de uma nova abordagem da característica de campo, no capítulo 5; e a terceira, prática, que vai do capítulo 6 até o 10, apresenta os procedimentos experimentais para obtenção de FIMs em testes de campo e a proposta do método de simulação computacional, bem como os respectivos resultados e discussões.

Dessa forma, a disposição geral da tese, em termos de cada capítulo, apresenta-se da seguinte maneira:

- capítulo 2: descrição das funções de transferência aplicadas aos sistemas de imagem radiológica, que são a base teórica da presente investigação, e do método convencional utilizado para a avaliação desses sistemas;

- capítulo 3: revisão bibliográfica sobre os principais métodos de avaliação do ponto focal de sistemas radiográficos para uma base teórica quando da discussão da escolha da forma de se medir o tamanho do foco para o método que estamos propondo;

- capítulo 4: revisão sobre o conceito da característica de campo e suas conseqüências, com destaque para os comentários feitos na literatura sobre a técnica de magnificação em radiografia;

- capítulo 5: proposta de uma nova abordagem da característica de campo, com um estudo sobre as condições geométricas de exposição para objetos não alinhados com o centro do feixe, e em magnificação; apresentação de um novo conceito - a magnificação lateral - e seu equacionamento matemático;

- capítulo 6: apresentação descritiva dos testes de campo realizados por meio do processo convencional em 3 diferentes sistemas radiológicos; descrição do dispositivo e procedimento experimentais para obtenção de imagens de fenda em 10 diferentes orientações no campo, bem como da conseqüente digitalização e processamento das imagens, com apresentação dos resultados que comprovam a não linearidade na variação entre as FTMs;

- capítulo 7: apresentação da proposta da simulação computacional; descrição do algoritmo e da aplicação dos programas, realização de testes com o novo método para os 3 equipamentos investigados nos testes de campo do capítulo 6, com conseqüente comparação entre os resultados reais e os da simulação; comparação dos resulta-

dos da simulação com alguns resultados apresentados na literatura, obtidos pelo método convencional;

- capítulo 8: avaliações de alguns aspectos envolvidos nos métodos convencional e de simulação e nos resultados obtidos nos capítulos 6 e 7;

- capítulo 9: discussão sobre conseqüências observadas a partir dos resultados, como das variações nas Funções de Transferência de Modulação;

- capítulo 10: conclusões finais;

- capítulo 11: referências bibliográficas do trabalho.

Além desses capítulos, há mais dois Apêndices que apresentam, seqüencialmente: (I) um aprofundamento do equacionamento matemático da magnificação lateral do capítulo 5; (II) os diagramas de desvio de fase para os 3 equipamentos radiológicos testados.

AS FUNÇÕES DE TRANSFERENCIA EM SISTEMAS DE IMAGEM RADIOLOGICA

Os princípios gerais na avaliação do comportamento das funções de transferência em termos da resposta de um sistema foram inicialmente aplicados na área da Eletrônica para analisar sistemas de comunicações e, posteriormente, no campo da Ótica e Fotografia para analisar sistemas de imagem em termos de sua resposta em frequência espacial. Na década de 60, a técnica de análise pelas Funções de Transferência foi introduzida no campo da radiografia e, desde então, os aspectos teóricos e práticos de sua aplicação foram desenvolvidos de modo mais detalhado.

Apesar de terem sido publicados alguns trabalhos anteriores ([MORGAN62], [ROSSMANN64], [LUBBERTS67], [TAKENAKA68]) é no artigo de Kurt Rossmann, de 1969 ([ROSSMANN69]), que são melhor definidos os conceitos teóricos sobre a aplicação das Funções de Transferência a sistemas radiológicos e, portanto, é a partir dele que começamos a rever os fundamentos dessa teoria, que serve de base para o desenvolvimento da proposta dessa tese.

2.1. PRINCIPIOS DA ANALISE DE SISTEMAS DE IMAGEM PELAS FUNÇÕES DE TRANSFERENCIA

Em [ROSSMANN69], considera-se que um sistema de imagem é aquele que produz uma imagem a partir da "aplicação" de uma dada entrada (o objeto a ser visualizado). Como tal, pode-se considerar esse sistema como uma "caixa preta", cujas características de transferência permitirão prever o comportamento da saída, conhecida sua entrada. As características de transferência darão uma idéia da deterioração que a imagem final sofrerá em relação à imagem que se poderia chamar de ideal do objeto.

Para que essa análise possa ser feita, é necessário que o sistema apresente duas propriedades fundamentais: (a) linearidade; e (b) invariância. No primeiro caso, trata-se de assegurar que a saída é linear com a entrada de modo que qualquer constante que multiplique a entrada multiplica igualmente a saída, a qual, no caso de várias entradas distintas, deve ser igual à soma das saídas correspondentes a cada entrada isolada. O princípio da invariância, por sua vez, requer que a imagem de um objeto mantenha seu formato, mesmo que ele seja movimentado no plano-objeto, aspecto também chamado de invariância espacial.

Desse modo, para se poder aplicar as Funções de Transferência a sistemas radiológicos de imagem, é necessário garantir sua linearidade e invariância. Num sistema radiológico, a linearidade é mantida até a formação da imagem. Nesse ponto, porém, o processo de transformação da imagem latente em densidades óticas não é linear. Isso leva à necessidade de "linearização" do sistema, o que Rossmann

faz considerando não a densidade ótica, mas a exposição efetiva de raios-X que atingiu o filme.

Já a invariância, por outro lado, está associada a dois aspectos. Primeiramente, para que ela seja mantida, é necessário que as Funções de Transferência sejam independentes do ângulo de incidência dos raios-X no sistema de registro da imagem, isto é, independentes das angulações do feixe e do foco; como isso, porém, geralmente não ocorre em todo o plano-imagem, Rossmann decompõe esse plano em vários pequenos trechos invariantes, sobre os quais o formato da imagem não varia apreciavelmente, e estabelece, assim, a análise em cada uma dessas pequenas áreas. Além disso, outro aspecto que também deve ser considerado na análise da invariância é a necessidade de que o sistema seja isotrópico, isto é, quando a orientação do objeto no campo não é relevante - caso de sistemas radiológicos com ponto focal perfeitamente redondo.

Partindo dessas restrições, portanto, são definidas por [ROSSMANN69] as Funções de Transferência para esses sistemas do modo como revemos a seguir.

2.1.1. A Função de Espalhamento de Ponto (FEP)

A Função de Espalhamento de Ponto (ou simplesmente, FEP) é definida como a distribuição de intensidade de radiação na imagem de uma abertura infinitamente pequena (fonte pontual) irradiando com intensidade unitária. As imperfeições do sistema de imagem real resultam numa perda de nitidez e/ou distorções da imagem da fonte pontual em relação ao que seria o ponto-imagem ideal e tais

distorções são medidas pela FEP. Ela se torna, assim, uma característica de transferência desse sistema, descrevendo uma relação única entre uma entrada constituída por uma fonte pontual unitária e a saída correspondente. Num sistema radiológico de imagem, essa "fonte pontual" é representada por uma abertura muito pequena no plano-objeto atravessada pelos raios-X provenientes da fonte de radiação.

Considerando o princípio da linearidade, segue que, se uma entrada consiste de um número qualquer de fontes pontuais de intensidade arbitrária, a saída (imagem) será a soma de todas as FEPs correspondentes a essas fontes, cada uma multiplicada por uma constante adequada, dependendo da intensidade de cada fonte pontual.

Matematicamente, a FEP pode ser descrita da seguinte maneira. Considerando um sistema de imagem que opere com uma entrada $i(u,v)$ para produzir uma saída $o(x,y)$:

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

onde (u,v) e (x,y) são coordenadas retilíneas nos planos-objeto e imagem, respectivamente; se considerarmos a linearidade do sistema:

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

Portanto, qualquer entrada bidimensional pode ser expressa como superposição de entradas pontuais (ou funções impulso):

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

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, pode-se definir a FEP (saída resultante de uma entrada sendo uma fonte pontual), de formato independente da posição da fonte no plano-objeto:

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

Assim, 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, sendo, então, a FEP uma característica de transferência do sistema.

Portanto, conclui-se que a distribuição de intensidade da saída do sistema pode ser determinada, conhecendo-se a distribuição de intensidade da entrada e a FEP. No entanto, há grandes dificuldades práticas para medir a FEP. Primeiro, porque, para se aproximar de uma fonte pontual, a abertura precisa ser muito pequena em relação ao tamanho do ponto focal do sistema radiológico, o que produz uma intensidade de radiação de entrada muito baixa no sistema de registro. E depois, porque, para medir a distribuição de intensidade resultante na imagem, é necessária uma varredura com uma abertura pequena exatamente pelo centro da imagem pontual, o que leva a dificuldades de alinhamento. A medição de outra característica de transferência do sistema, a partir da qual se pode calcular a FEP, é a saída para superar esses problemas.

2.1.2. Função de Espalhamento de Linha (FEL)

A FEL é a distribuição da intensidade de radiação na imagem de uma fonte linear de intensidade unitária que, para um sistema ideal, corresponderia a uma linha ideal. Do mesmo modo que para a FEP, em sistemas reais a imagem é distorcida e a medida dessa distorção pela FEL permite a avaliação das imperfeições do sistema. E, da mesma forma, a FEL proporciona uma relação única entre uma entrada unidimensional e a correspondente saída, constituindo-se também numa característica de transferência do sistema de imagem, como esquematiza a figura 2.1. Para o sistema radiológico, a "fonte-linha" é representada por uma fenda infinitamente longa e estreita no plano-objeto.

Na prática, a FEL é medida fazendo-se a varredura da imagem da fenda com uma abertura estreita, mas sem a necessidade de centralizá-la como para a medição direta da FEP.

Para obter a FEP a partir da FEL, há alguns pontos a se considerar. Como a FEP pode freqüentemente ser assimétrica, o formato da FEL depende da direção em que a fenda é posicionada no plano-objeto. Isso conduz à idéia de que, para calcular a FEP, seria necessário conhecer as FELs correspondentes a todas as orientações possíveis da fenda no plano-objeto. Entretanto, se o sistema de imagem for isotrópico (isto é, se a FEP desse sistema possuir simetria rotacional), [ROSSMANN69] coloca que o problema se simplifica, pois o formato da FEL se torna independente da orientação da fonte-linha no plano-objeto, ficando simétrico. Assim, uma medida da distribuição de intensidade unidimensional no plano-imagem é suficiente para o cálculo da FEP (característica de transferência para o caso mais geral de

FIGURA 2.1 - Imagem de uma fonte-linha de intensidade unitária ([ROSSMANN69])

FIGURA 2.2 - Distribuições senoidais de intensidade no espaço ([ROSSMANN69])

distribuição de intensidades bidimensionais).

Para mostrar como a orientação da fonte-linha no plano-objeto pode afetar a imagem resultante, aquela pode ser descrita 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, assim, (u', v') e (x', y') .

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

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

Como a transformada de Fourier da função impulso vale 1:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \delta(u', \theta) du' = 1$$

a equação (2-7) se torna:

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

que é a FEL do sistema numa certa direção, podendo ser obtida da entrada fonte-linha ou pela varredura da FEP com uma fenda. No caso de sistemas isotrópicos, ressalte-se, 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:

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

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

Desse modo, a FEL é uma característica única do sistema para cada uma das orientações da fonte-linha em sistemas não isotrópicos ou para qualquer orientação relativa a sistemas isotrópicos. Os princípios de linearidade analisados para a FEP também valem aqui se consideramos o sistema como linear. Isso implica que a saída correspondente a um objeto contínuo, sobre o qual a intensidade de radiação varia só numa única direção, é calculada multiplicando-se cada fonte-linha na distribuição de intensidade do objeto pela FEL do sistema, e somando por toda a distribuição, o que equivale a uma operação de convolução unidimensional.

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

Conforme analisado nos dois itens anteriores, o estudo da transmissão de distribuições de intensidade de objetos complexos pode-se reduzir ao estudo da transmissão de distribuições muito simples de intensidade - uma fonte pontual ou uma fonte-linha. Do mesmo modo, conclui-se que, para um sistema ideal, a imagem de uma entrada senoidal, por exemplo, também é uma saída senoidal perfeita. As imperfeições óticas dos sistemas reais causarão, porém, distorções na imagem final, ou seja, redução da amplitude e desvios laterais em relação à distribuição do objeto, correspondendo, respectivamente, a uma perda de resolução e um desvio de fase do sistema.

A figura 2.2 representa distribuições senoidais de

intensidade com diferentes frequências. A imagem de tal distribuição de intensidade senoidal será também senoidal com a mesma frequência da distribuição do objeto. As imperfeições do sistema, no entanto, causarão redução de amplitude da distribuição da imagem, que também sofrerá um desvio lateral em relação à distribuição do objeto, conforme se vê na figura 2.2. A redução da amplitude, então, significa perda de resolução do sistema, enquanto o desvio lateral é descrito como desvio de fase.

É importante que se exponha que as distribuições senoidais observadas na figura 2.2 são função não da frequência convencionalmente usada em Eletrônica, dada em ciclos/s, mas da denominada frequência espacial, dada em ciclos/mm. Esse conceito advém dos padrões de teste usados para avaliar resolução em sistemas de imagem (como os fotográficos) em que havia uma série de barras e espaços de igual largura por linha, sendo que essas larguras eram feitas gradativamente menores à medida que as linhas avançavam. Conforme R. H. Morgan ([MORGAN62]), a resolução era expressa como o número máximo de linhas por mm. que se podia observar no filme. A periodicidade da densidade no filme, ou seja, o número de linhas (ciclos) gravados por unidade de comprimento daquele filme corresponde à frequência espacial.

Em termos práticos, esse conceito aponta o seguinte:

- se o padrão de teste é grande (barras e espaços largos), geralmente não há problemas para o sistema reproduzi-lo;
- se o padrão é mais fino, a imagem se deteriora e há redução de contraste entre barras e espaços;
- se o padrão é ainda mais fino, haverá uma situação

em que ele não será mais visível.

Esse resultado é mostrado na figura 2.3, que reproduz em (a) o padrão de teste e, em (b), a resposta do sistema em função da frequência espacial.

Assim, a FTO de um sistema de imagem proporciona a avaliação da resolução daquele sistema - descrita em termos das reduções de amplitude da distribuição de entrada em função da frequência espacial - associada ao desvio de fase. Segundo [ROSSMANN69], contudo, é comum expressar a distribuição senoidal em termos de sua modulação e, portanto, a FTO pode ser dividida em duas partes: (a) a FTM, que é seu valor absoluto, retratando a relação entre a modulação de saída e a de entrada; e (b) a FTF (Função de Transferência de Fase), expressando o desvio de fase. Como esse desvio é nulo em sistemas isotrópicos, a FTM descreve completamente, nessa situação, a transferência de entradas senoidais, correspondendo a uma característica geral de transferência daqueles sistemas.

É importante ressaltar, porém, que, para sistemas não isotrópicos, não deve ser ignorada sua característica bidimensional, sendo que a FTM, então, não pode ser considerada mais rotacionalmente simétrica e, portanto, deve ser medida em todas as orientações possíveis da distribuição de entrada.

A grande relevância da FTM está na forma diferente de descrever a transferência de entradas senoidais. O conhecimento da saída de um sistema, calculada a partir da entrada por meio da FEP ou da FEL, corresponde a um conhecimento ponto a ponto da distribuição de intensidade no plano-objeto. A convolução desta distribuição com a FEP ou a FEL resulta numa descrição também ponto a ponto da distribuição de intensidade no plano-imagem (saída). Isso implica que

(a)
Padrão de teste usado na medida de resolução de
filme fotográfico ([MORGAN62])

(b)
Resposta em freqüência de uma típica tela fluoroscópica
([MORGAN62])

FIGURA 2.3

a FEP e a FEL correspondem a características de transferência do sistema no domínio espacial. Por outro lado, o cálculo da saída por meio da FTM, tomando-se uma entrada formada por uma distribuição senoidal, procede de um conhecimento da modulação e da frequência espacial da entrada. A multiplicação da modulação de entrada pela FTM resulta na modulação de saída com a mesma frequência espacial, o que representa que a FTM descreve a transferência de entradas senoidais no domínio da frequência espacial.

Portanto, com essa conceituação, nota-se que a convolução no domínio espacial, que é matematicamente complicada, torna-se uma simples multiplicação no domínio da frequência espacial. Para expressar as características de transferência no domínio da frequência espacial, usa-se a Transformada de Fourier em ambos os lados da equação (2-6):

$$\begin{aligned} \iint_{-\infty}^{\infty} o(x,y) \cdot e^{-2\pi j(\tau_x x + \tau_y y)} dx dy &= \iint_{-\infty}^{\infty} [\iint_{-\infty}^{\infty} i(u,v) \cdot \\ &\quad \text{FEP}(x-u, y-v) du dv] \cdot e^{-2\pi j(\tau_x x + \tau_y y)} dx dy = \\ &= \iint_{-\infty}^{\infty} i(u,v) \cdot e^{-2\pi j(\tau_x u + \tau_y v)} \cdot [\iint_{-\infty}^{\infty} \text{FEP}(x-u, y-v) \cdot \\ &\quad \cdot e^{-2\pi j[\tau_x(x-u) + \tau_y(y-v)]} d(x-u) d(y-v)] du dv \end{aligned} \quad (2-10)$$

Isso pode ser escrito como:

$$O(\tau_x, \tau_y) = I(\tau_x, \tau_y) \cdot H(\tau_x, \tau_y) \quad (2-11)$$

onde O e I são os espectros complexos de frequência espacial, respectivamente, da saída e da entrada, e H , a FTO do sistema. Isso indica 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 transferência de entradas unidimensionais no domínio da frequência, aplica-se a transformada unidimensional de Fourier à equação (2-9). O resultado final, então, será:

$$O(f_x, \theta) = I(f_x, \theta) \cdot H(f_x, \theta) \quad (2-12)$$

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

Como, na prática, é muito difícil modular senoidalmente a intensidade de raios-X num sistema radiológico, é usual medir a FTM indiretamente a partir da FEP e da FEL, conforme mostrado nas equações (2-11) e (2-12) respectivamente. Na figura 2.4, é ilustrado um exemplo prático: em (a) é vista uma FEL normalizada de um sistema tela-filme e, em (b), a correspondente FTM calculada de (a) pela aplicação da transformada de Fourier.

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. Eles, inicialmente, mostram que a FTO do sistema - que é o segundo termo do membro à direita na equação (2-10) - pode ser reescrita de modo mais conveniente como a função complexa simplificada:

(a)

(b)

FIGURA 2.4
(a) FEL normalizada (b) FTM calculada de (a)
([ROSSMANN69])

FIGURA 2.5 - O Vetor $FTO(\tau_x, \tau_y)$ no plano complexo ([METZ79])

$$FTO(\uparrow_x, \uparrow_y) = \iint_{-\infty}^{\infty} FEP(x, y) e^{-j 2\pi (\uparrow_x x + \uparrow_y y)} dx dy \quad (2-13)$$

sendo que:

$$FTM(\uparrow_x, \uparrow_y) = | FTO(\uparrow_x, \uparrow_y) |$$

e

$$FTF(\uparrow_x, \uparrow_y) = \phi_{FTO}(\uparrow_x, \uparrow_y) \quad (2-14)$$

relações essas que estão caracterizadas no plano complexo da fig. 2.5.

Fica claro, então, da equação (2-13), que a FTO, a FTM e a FTF dependem geralmente de $\uparrow_x$ e $\uparrow_y$, ou seja, da frequência espacial e da direção considerada no plano de entrada. A função complexa FTO assume valores reais para todos $\uparrow_x$ e $\uparrow_y$ se e somente se a FEP do sistema for rotacionalmente simétrica, ou seja, se $FEP(-x, -y) = FEP(x, y)$ para todo x e y .

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

$$\begin{aligned} FTO(\uparrow_x, 0) &= \int_{x=-\infty}^{\infty} FEL_{\theta=0}(x) e^{-j 2\pi \uparrow_x x} dx \\ FTO(0, \uparrow_y) &= \int_{y=-\infty}^{\infty} FEL_{\theta=\frac{\pi}{2}}(y) e^{-j 2\pi \uparrow_y y} dy \end{aligned} \quad (2-15)$$

Assim, se a $FTO(\uparrow_x, \uparrow_y)$ é tomada como função da posição no plano $(\uparrow_x, \uparrow_y)$, seus pontos ao longo dos eixos $\uparrow_x$ e $\uparrow_y$ podem ser expressos como transformações unidimensionais de Fourier das FELs resultantes de entradas-linha perpendiculares aos eixos x e y , respectivamente. Ou, de modo mais geral, os pontos da $FTO(\uparrow_x, \uparrow_y)$ ao longo de uma linha passando pela origem do plano $(\uparrow_x, \uparrow_y)$, e fazendo um ângulo θ com o eixo $\uparrow_x$, podem ser expressos como a transformação unidimensional de Fourier da FEL resultante de uma entrada ou fonte-

linha orientada a um ângulo θ em relação ao eixo $\hat{t}_y$. Isso implica que a FTO ($\hat{t}_x, \hat{t}_y$), que é uma função bidimensional, pode ser determinada ao longo de linhas radiais no plano ($\hat{t}_x, \hat{t}_y$) por transformações unidimensionais de Fourier de FELs medidas com entradas-linha orientadas em ângulos adequados no sistema de coordenadas (x,y). Como visto anteriormente, a FEL é independente dessa orientação da fonte-linha se a FEP for rotacionalmente simétrica, o que ocorre apenas se o sistema for isotrópico.

2.2. MÉTODOS EXPERIMENTAIS PARA OBTENÇÃO DA FEL E DA FTO

Para determinar experimentalmente a FTO de sistemas radiológicos, vimos que a forma menos complexa constitui em aplicar a Transformada de Fourier à FEL do sistema, que caracteriza sua distribuição de intensidades. Nosso interesse é medir a FTO que retrata exclusivamente as deformações devidas ao ponto focal do sistema de raios-X. A FTO total representa todas as deformações óticas do sistema e é o produto das FTOs parciais dos vários componentes do sistema de imagem (ponto focal, geometria de exposição e sistema tela-filme). Para tanto, vamos rever resumidamente nesse item as formas mais usuais de determinação dessas FTOs, considerando os métodos de obtenção da FEL.

Em [ROSSMANN64], Rossmann, G. Lubberts e H. M. Cleare apresentavam um método para medir a FEL de um sistema radiológico contendo telas intensificadoras, a partir do emprego de uma fenda de urânio de 10 μm de largura (figura 2.6). Segundo eles, a escolha dos 10 μm foi determinada experimentalmente e se deveu ao compromisso

entre a manutenção de uma margem de erro bem pequena e os requisitos experimentais (montagem e material da fenda). Eles justificavam a necessidade de utilização de material altamente absorvente de raios-X na confecção da fenda (usaram urânio com 900 μm de espessura) para que a espessura do dispositivo de fenda fosse o menor possível, o que é mais fácil com urânio do que com chumbo em face do alto coeficiente linear de absorção daquele comparado com esse último.

Uma interessante investigação, porém, a respeito da determinação experimental de FTMs a partir da distribuição de intensidades do ponto focal foi realizada por U. V. G. Rao & L. M. Bates em [RAO69]. No seu procedimento experimental, foi utilizada uma fenda formada por lâminas de tungstênio de 1,5 mm. de espessura. Um micrômetro de precisão permitia ajustar a separação entre as lâminas desde 2,5 μm até vários mm. 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.

Foi feita uma breve discussão quanto à mínima largura necessária da fenda, no caso do 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 , mas, na prática, esse valor deve ser maior para evitar tempos de exposição muito longos. Assim, [RAO69] expõe que a largura da imagem do ponto focal seria dada por:

$$i_p = \frac{w (d_1 + d_2 + t) + ad^2}{d_1 + t} \quad (2-16)$$

FIGURA 2.6 - Dispositivo com fenda de [ROSSMANN64]

FIGURA 2.7
Diagrama em blocos dos procedimentos convencionais para obtenção da FTM ([DOI82.a])

onde: i_p = largura da imagem, incluindo a penumbra;

w = largura da fenda;

d_1 = distância foco-fenda;

d_2 = distância fenda-filme;

t = espessura da fenda;

a = largura do ponto focal;

e que a região "umbral" da imagem, isto é, descontada a penumbra devida ao tamanho finito do foco, seria:

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

Considerando as condições geométricas utilizadas nos seus testes, ou seja: $w = 20 \mu\text{m}$; $d_1 = 91,2 \text{ cm.}$; $d_2 = 22,8 \text{ cm.}$; $t = 1,5 \text{ mm.}$; para foco com $a = 2,0 \text{ mm.}$, os resultados indicariam um valor para i_p de cerca de $525 \mu\text{m}$. Como a magnificação para a imagem do foco, nessas condições é de $1/4$ ($= d_2/d_1$), o tamanho da imagem deveria ser de $500 \mu\text{m}$. Todavia, calculando i , chega-se a um valor de aproximadamente $475 \mu\text{m}$. Isso indica, portanto, que a imagem final do foco foi distorcida por uma penumbra de $25 \mu\text{m}$ para cada lado da imagem real.

Em [DOI75.a], Doi & Rossmann faziam um breve comentário também sobre alguns fatores que afetam a obtenção da FTM, entre eles, a largura da fenda e a não linearidade do sistema tela-filme.

Quanto à largura da fenda, comentava-se que é importante sua escolha adequada porque, quanto maior for essa largura, maior a degradação da FEL e da FTM devida à fenda. Eles utilizavam larguras da ordem de 5 a $10 \mu\text{m}$, determinadas experimentalmente, que tornam esse erro desprezível. Contudo, devemos lembrar que tais dimensões, na prática, dependem muito do material de que são feitas

as lâminas formadoras da fenda. Com platina, essa largura é possível de se obter; mas, como se trata de um material bem caro, o chumbo é mais utilizado nessa montagem, levando, por outro lado, a limitações práticas para se chegar a esses valores tão diminutos.

2.3. MÉTODO CONVENCIONAL DE AVALIAÇÃO DE SISTEMAS RADIOLOGICOS PELAS FUNÇÕES DE TRANSFERENCIA

Em 1982, Doi *et al* ([DOI82.a]) apresentaram uma síntese dos procedimentos de avaliação de sistemas radiológicos pelas suas Funções de Transferência, numa publicação do Serviço Público de Saúde da FDA ("Food and Drug Administration") dos EUA. Nessa publicação especial, eles sintetizam o método de obtenção da FTM num diagrama que reproduzimos na figura 2.7. Nesse método, são obtidas duas imagens de uma fenda de cerca de 10 μ m de largura; o filme exposto é revelado junto com uma fita sensitométrica obtida a partir do emprego de um sensitômetro acoplado a uma fonte de raios-X e a uma escala de intensidades previamente elaborada. As imagens de fenda e a fita sensitométrica são varridas por um microdensitômetro e a FEL é então obtida por conversão da densidade em exposição relativa por meio da curva H-D. A FTM é derivada a partir da aplicação da Transformada digital de Fourier à FEL.

A partir dessa sequência de operações, [DOI82.a] destaca as seguintes vantagens do método:

- (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;

Não podemos, todavia concordar com a última consideração por várias razões: a instrumentação proposta por eles está longe de poder realmente ser considerada simples, em vista do porte e da complexidade do equipamento sensitométrico usado nos procedimentos de linearização e também do dispositivo experimental empregado para obtenção das imagens.

É, então, conveniente mencionar alguns trabalhos prévios que descrevem esses equipamentos. Para obter as imagens, satisfazendo essencialmente a condição da invariância e buscando uma forma mais precisa de estabelecer o alinhamento do dispositivo experimental de fenda com o feixe de raios-X, Doi, Rossmann & B. Fromes ([DOI75.b]) desenvolveram um dispositivo para medir a distribuição de intensidade do ponto focal. O alinhamento e localização do ponto focal em relação ao dispositivo são feitos por ajuste de 3 parafusos micrométricos reguladores em 3 direções ortogonais e por comparação de luzes vermelhas de referência com imagens do foco na cor verde (resultado do emprego da técnica da câmara de orifício para formação daquela imagem numa tela fluorescente) em 5 posições. O dispositivo é constituído basicamente por:

- 2 chapas de suporte paralelas: a superior (plano-objeto) possui 5 furos de 1 mm. de diâmetro feitos em discos de chumbo, sendo 4 nos cantos de um quadrado e 1 no centro; a inferior (plano-imagem) possui 5 mini-telas fluorescentes, cada qual detectando uma imagem de câmara de orifício;

- pontos de luz vermelha indicando o centro de cada tela (projetado por baixo de cada uma);
- um cassete que pode ser colocado num encaixe sob a placa com as telas, para obtenção das imagens em filme;
- parafusos micrométricos que ajustam as distâncias entre as placas e a sua posição relativa ao ponto focal.

A regulagem das placas pelos parafusos, num processo iterativo, é feita até que, em exposição, as imagens do ponto focal (em verde) coincidam com os pontos de luz vermelha projetados de sob as telas, resultando no alinhamento do dispositivo.

Utilizando tal instrumento, os autores 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. A partir daí foram determinadas as FELs e FTMs.

Mais tarde, A. G. Haus *et al*, investigando os procedimentos de sensitometria em radiodiagnóstico, propuseram um método em [HAUS77] para determinação da curva característica (ou sensitométrica, ou simplesmente, curva HD) de filmes radiográficos convencionais ou sistemas tela-filme. Essa curva é essencial ao procedimento de linearização do sistema, em que se substitui as densidades (não lineares) do filme pela exposição de raios-X que o atingiu.

Segundo [HAUS77], para descrever as propriedades sensitométricas de um dado filme, devem-se conhecer os incrementos de densidade resultantes de incrementos de exposição conhecidos. É costume descrever um filme sensitometricamente por meio de uma curva característica chamada de curva H-D, onde a densidade é plotada como função do logaritmo da exposição relativa. Para isso, pode-se obter,

a princípio, uma série de exposições para cobrir toda a faixa de densidade do filme, variando o tempo de exposição e mantendo constante a intensidade do feixe (sensitometria de tempo escalonado), ou variando a intensidade de raio-X e mantendo constante o tempo de exposição (sensitometria de intensidade escalonada). A escolha do processo depende do sistema cujas propriedades sensitométricas devem ser medidas, ou da maneira como o sistema será utilizado; para filmes convencionais, ambos apresentam o mesmo resultado.

O método mais simples para variar a intensidade de exposição no plano-filme por incrementos bem conhecidos durante a exposição sensitométrica é usar o decréscimo da intensidade conforme o filme se move adiante de uma fonte de radiação (lei do inverso do quadrado da distância). Baseado nisso, Haus *et al.* ([HAUS77]) propuseram um método usando um sensitômetro automático, de intensidade escalonada, composto basicamente de: uma fonte de raio-X que emite radiação constante continuamente na faixa de diagnóstico; janelas de exposição que possibilitam tempo de exposição preciso e reproduzível; um dispositivo propiciando aumentos automáticos passo-a-passo da distância foco-filme para produzir aumentos conhecidos e constantes de exposição; e um cassete acoplado a um dispositivo mecânico para sua movimentação.

Portanto, é uma montagem em que um aparelho vai, gradativamente, passo-a-passo, diminuindo a distância do filme à fonte de raios-X e, a cada parada, fazendo 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 reproduz esquematicamente a curva sensitométrica.

Assim, consideramos que as propostas práticas que esses trabalhos ([DOI75.b] e [HAUS77]) representam estão longe de serem prontamente aplicadas ao controle de qualidade de rotina em departamentos radiológicos. Sobretudo em razão do grande porte do equipamento sensitométrico comentado, que limita a utilização do método somente a laboratórios ou departamentos muito bem equipados.

Num artigo de 1977 ([DOI77.a]), Doi, a partir de considerações geométricas, avalia a FEP e FTO unidimensionais, retornando à questão da invariância. Nesse ponto, ele diz que as FTOs unidimensionais para várias direções têm sido freqüentemente determinadas a partir da medida das FELs nas correspondentes direções. E, então, afirma: *"Não é, logicamente, possível representar a FTO bidimensional do ponto focal rotacionalmente assimétrico de modo completo por um número finito de FTOs unidimensionais, mas 2 FTOs unidimensionais em duas direções são freqüentemente usadas como uma medida mínima."* Tais direções são escolhidas como a paralela e a perpendicular ao eixo do tubo, para as quais são obtidas as FTOs por meio da exposição de uma fenda posicionada nas direções perpendicular e paralela ao eixo do tubo, respectivamente.

Entretanto, aquela "medida mínima" que Doi citou parece que passou a ser considerada como "medida padrão" nos procedimentos de avaliação de sistemas radiológicos pelas funções de transferência. Isso é questionável por dois motivos: (1) num sistema isotrópico, uma única FTO é suficiente para retratar sua performance; (2) em sistemas não isotrópicos, poderíamos considerar válido medir as FTOs

FIGURA 2.8 - Exemplo de uma curva sensitométrica ([HAUS77])

F1: obtida com Exposição E1

F2: obtida com Exposição E2

FIGURA 2.9 - Método de superposição de [FRERE82] para determinação da curva H-D:

- (a) Distribuição de densidade de duas imagens de fenda;
- (b) Levantamento da curva H-D com os pontos das curvas F1 e F2.

paralela e perpendicular ao eixo do tubo desde que as FTOs intermediárias a essas duas apresentassem variação linear, o que não é verdade na maioria dos casos.

Na tentativa de tornar mais viável a aplicação do método convencional de avaliação de sistemas radiológicos pelas Funções de Espalhamento de Linha e de Transferência de Modulação, A. F. Frère propôs em [FRERE82] uma nova maneira de determinar a curva sensitométrica ou HD do sistema, sem usar o caro e sofisticado equipamento descrito em [HAUS77]. Nesse trabalho, é apresentado um conjunto de programas computacionais a fim de obter a curva HD 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.

No método proposto, um programa permite superpor duas curvas correspondentes a imagens digitalizadas de fenda, cada qual obtida sob um determinado nível de exposição. Nesse procedimento, são gravados os pontos correspondentes às duas curvas em termos dos níveis de densidade de ambas, ou seja, é produzida uma curva representando as densidades da curva 1 em função das densidades da curva 2. Esse mesmo programa emprega esse resultado gravado para construir a curva HD, considerando que a diferença de densidades entre os valores das duas curvas deve-se à diferença de exposição relativa entre as duas imagens de fenda (por exemplo, 1ª exposição = E ; 2ª exposição = $2E$). A curva HD é, então, plotada, relacionando as densidades com o $\log$ da exposição relativa, conforme mostrado na figura 2.9.

Usando curvas HD obtidas pelo método proposto de superposição e as determinadas pelo método sensitométrico de [HAUS77],

enfim, [FRERE82] calculou e comparou as FTMs do ponto focal em ambos os casos. Comentava, então, que os resultados obtidos pelos dois métodos são comparáveis e que, entre as vantagens da técnica proposta, estão sua maior simplicidade e a possibilidade do cálculo da curva HD, da FEL e da FTM que avalia a perda de nitidez do sistema radiológico utilizando tão-somente duas imagens de fenda, com verificação de que há menores desvios quando as FTMs são obtidas a partir da curva HD produzida pela superposição das imagens de fenda do que pelo método sensitométrico tradicional de [HAUS77].

Esse foi também o procedimento básico utilizado na presente tese para o que chamaremos de processamento convencional das imagens de fenda, cuja digitalização, assim como em [FRERE82], é feita com uso do microdensitômetro Optronics, e o processamento é efetuado no computador VAX-80 do IFQSC-USP e, com adaptações da programação, num microcomputador PC, conforme será explanado posteriormente no capítulo 6.

AVALIAÇÃO DO PONTO FOCAL DE SISTEMAS RADIOLOGICOS

3.1. MÉTODOS

De acordo com A. H. G. Kuntke ([KUNTKE57]), o método mais antigo de determinação do tamanho do ponto focal de um tubo radiográfico é o que utiliza o princípio da câmara de orifício para reproduzir o próprio foco num filme, o que já teria sido utilizado pelo próprio Roentgen em seu trabalho original. Tal método consiste basicamente na formação da imagem do foco num filme após exposição de uma placa radiopaca com um orifício cujo diâmetro d é uma fração das dimensões do ponto focal, conforme mostrado na figura 3.1. O tamanho dessa imagem será o tamanho do foco modificado por um fator:

$$m = b/a \quad (3-1)$$

onde a = distância entre o foco e o orifício; e b = distância entre o orifício e o filme. Se o orifício for colocado à meia distância foco-filme (isto é, se $b = a$ e, portanto, $m = 1$), a imagem formada reproduzirá exatamente o foco em suas dimensões reais.

Kuntke, porém, discute os problemas envolvidos nesse registro da imagem do foco - que serve de base para as discussões de trabalhos posteriores referentes a esse método -, destacando-se que a imagem formada não é uma reprodução fiel do ponto focal em razão da

FIGURA 3.1

Formação da imagem do foco pelo princípio da câmara de orifício

(f : tamanho da imagem; p : borrão de contorno ou penumbra)

([KUNTKE57])

existência de um borrão de contorno (conhecido em Ótica como penumbra) devido, por sua vez, à dimensão finita do orifício. Por isso, a imagem final deverá fornecer um tamanho de foco maior do que o real. O tamanho S dessa imagem, segundo Kuntke, será:

$$S = F.m + (m + 1).d \quad (3-2)$$

ou seja, se considerássemos o tamanho F do foco simplesmente como $F = S/m$, estaríamos cometendo um erro por não levarmos em conta o fator $[(m + 1)/m].d$ que deveria ser subtraído do resultado encontrado. De maneira mais simples, quando $m = 1$ (orifício na metade da distância foco-filme), deveríamos considerar:

$$F = S - 2.d \quad (3-3)$$

De imediato, notamos que, se o diâmetro d do orifício for suficientemente pequeno, o termo 2d na equação (3-3) pode ser desprezado. Kuntke considerou que, para focos de dimensões entre 0,3 e 2,5 mm., era suficiente $d = 0,03$ mm. e, para focos maiores, $d = 0,10$ mm. era um diâmetro adequado para o orifício. Em outras palavras, o diâmetro deveria ser, no máximo, igual a 10% do tamanho do foco.

F. H. Kemp & A. F. Nichols ([KEMP58]), C. W. Robertson & G. Watson ([ROBERTSON58]) e A. Beetlestone & G. Thurmer ([BEETLESTONE58]), em seguida, investigaram as considerações acerca da medida do tamanho de ponto focal com base nas explicações de Kuntke sobre o método da câmara de orifício.

Para [KUNTKE57], nenhum fator de correção é necessário quando o diâmetro do orifício é menor ou igual a 0,035 mm. Usando esse resultado, [KEMP58] examinou 63 pontos focais, dos quais verificou que 58 eram maiores que o tamanho declarado (nominal). Uma observação

desse trabalho, contudo, chama atenção: é a consideração de que os focos de tubos com mais de 20 anos estariam mais próximos do tamanho declarado do que os fabricados à época da pesquisa.

[ROBERTSON58], por sua vez, procurou determinar um método para medida do ponto focal no desenvolvimento (fabricação) de tubos radiográficos. Usou, então, o método da câmara de orifício, destacando, entretanto, a necessidade de se utilizar o fator de correção proposto por Kuntke na medida do tamanho da imagem, considerando que, por exemplo, para $m = 1$, d deve ser menor que 5% do tamanho F . É importante destacar ainda que esse trabalho levava em conta também a questão do material (usavam tântalo ou ligas de ouro e platina) e da espessura da placa radiopaca (entre 0,125 e 0,25 mm.), apontando que a imagem do foco nessas condições não é borrada nas bordas.

E [BEETLESTONE58] avaliou, pelo mesmo método, dimensões de pontos focais, propondo, no entanto, uma nova nomenclatura para definir o tamanho do foco: o "raio de não-nitidez", correspondente à metade da maior linha reta que pode ser traçada dentro da imagem do foco.

Derivando desse método, foi proposto também o método da fenda para avaliar as dimensões do ponto focal em direções específicas, conforme E. Zieler & H. Pulvermacher ([ZIELER77]). As imagens de fenda são obtidas a partir da exposição de uma fenda de largura igual a, no máximo, $1/10$ do tamanho do foco, aberta num material radiopaco e posicionada perpendicularmente à direção das medidas do ponto focal. Em outras palavras, a medida de uma determinada dimensão do ponto focal é feita com a fenda orientada perpendicular-

mente àquela direção.

A partir do início da década de 70 começaram a ser propostos novos métodos para avaliação do tamanho de pontos focais, caracterizados, na ocasião, como "métodos de resolução". Um precursor desses métodos foi o trabalho de J. J. Bookstein & W. Steck ([BOOKSTEIN71]) que estudava a avaliação do foco via-método da câmara de orifício e comparava os tamanhos medidos dessa forma e do modo que propunha.

É interessante destacar que esse é um dos raros trabalhos que menciona o uso de um fator de correção (diferente do proposto em [KUNTKE57] para eliminar a contribuição da penumbra) para estabelecer o tamanho da imagem da câmara de orifício. Esse fator havia sido determinado pelo ICRU¹ Report - 10f, de 1962, e pelas Recomendações do IEC², de 1968, para ser multiplicado pelo valor do comprimento medido da imagem de um foco-linha e valia 0,7. Entretanto, A. Robinson & G. M. Grimshaw, em [ROBINSON75] questionaram esse valor por não haver nenhum trabalho que lhe desse suporte.

Isso, porém, não interfere na discussão de [BOOKSTEIN71] que se esforça em mostrar as desvantagens da medida pela câmara de orifício, com destaque para o fato de não permitir uma estimativa confiável da distribuição das radiações emitidas, pois, segundo os autores, dois focos de mesmo tamanho podem emitir diferentemente a radiação - um, por exemplo, emitindo a maior parte de sua periferia, enquanto outro, mais do centro. O trabalho também

1. ICRU - International Commission on Radiological Units and Measurements.

2. IEC - International Electrotechnical Commission.

coloca em dúvida a precisão do fator de correção de 0,7.

Desse modo, Bookstein & Steck propõem a medida do ponto focal por um método que usa uma lâmina de pares de linhas radio-pacas (descartando métodos que necessitem de varreduras com microdensitômetros); através da radiografia dessa lâmina, o intervalo em que a separação de linhas e espaços não mais é possível de ser definido é multiplicado por 2,0, pois esse é o fator de magnificação usado na experiência, e o resultado é considerado o tamanho efetivo do ponto focal naquela dimensão.

Esse caminho foi melhor seguido por U. V. G. Rao que, em [RA071], utilizava um padrão de barras como objeto de teste cujo contraste era examinado no filme. Seu procedimento consistiu em expor aos raios-X o objeto de teste posicionando-o a diversas distâncias do filme para uma distância foco-filme fixa de 1,0 m. Na situação em que o padrão de barras não era mais visível, foi determinado o fator de magnificação e o tamanho efetivo do ponto focal foi calculado de:

$$a = \frac{m}{f(m - 1)} \quad (3-4)$$

onde a = tamanho do foco; m = nível de magnificação = d_{FF}/d_{FO}^1 e f = frequência espacial do padrão de barras.

Esse método é derivado, por sua vez, da proposta de emprego da FTM para determinar o tamanho do ponto focal - que, na prática, era mais complexo - proposto anteriormente pelo próprio Rao & L. M. Bates em [RA070]. Nesse caso, o tamanho do ponto focal era tomado como correspondendo ao inverso do 1º mínimo de frequência espacial da FTM do sistema.

1. d_{FF} = distância foco-filme; d_{FO} = distância foco-objeto.

Na seqüência desses métodos de resolução, cujo princípio básico é determinar o limite de resolução do sistema a partir da imagem de um objeto de teste formado por lâminas radiopacas e espaços em diferentes intervalos de separação, P. Spiegler & W. C. Breckinridge ([SPIEGLER72]) propuseram um método que ficou conhecido como padrão-estrela. Consiste de um objeto-padrão formado por faixas alternadamente radiopacas e transparentes em configuração radial de modo que a freqüência espacial dessas faixas vai aumentando em direção ao centro do objeto o qual lembra, por isso, uma estrela (vide figura 3.2). Após exposição, a região da imagem onde essas faixas se misturam retrata o limite da capacidade de resolução do ponto focal, cujo tamanho pode ser então determinado. Sua vantagem é permitir conhecer o limite de resolução do sistema radiológico a partir de uma única imagem, o que não é possível, por exemplo, com o método da câmara de orifício.

Sobre essa questão, E. N. C. Milne ([MILNE74]) destacou que os métodos de resolução proporcionam, além do conhecimento do poder de resolução do sistema, uma medida que ele chama de tamanho equivalente do ponto focal, considerando-o valioso para o radiologista - que está acostumado, segundo ele, a associar o tamanho do ponto focal à qualidade de resolução - mais do que o tamanho efetivo, que ele diz ser aquele obtido com o método da câmara de orifício. Milne concorda também com a opinião de R. T. Bergeron ([BERGERON74]) sobre a necessidade dos fabricantes padronizarem uma técnica de resolução, fornecendo valores do tamanho equivalente do foco para toda faixa útil de mA dos tubos radiográficos.

FIGURA 3.2 - Exemplo do padrão-estrela

(a) FEL medida ($RMQ = K$)

(b) — = FEL medida ($RMQ = K$) e
 --- = FEL equivalente ($RMQ = K$)

(c) — = FEL medida ($RMQ = K$) e
 --- = FEL uniforme (com $RMQ = \sqrt{12} K =$
 = tamanho do ponto focal)

FIGURA 3.3 - Ilustração do Método do RMQ ([DOI75.c])

3.2. COMPARAÇÕES ENTRE OS MÉTODOS DE AVALIAÇÃO

DO TAMANHO DO PONTO FOCAL

Após a apresentação de trabalhos propondo diferentes métodos para fornecer características e tamanho de pontos focais de tubos de radiodiagnóstico, as investigações que se seguiram na literatura passaram a atentar para a aplicação das várias técnicas a fim de identificar a que fosse mais adequada, ou que fornecesse a caracterização mais fiel dos focos investigados.

Entre os trabalhos iniciais com esse intuito, podem-se destacar o de Bergeron ([BERGERON74]) e, principalmente, o de A. Robinson & G. M. Grimshaw ([ROBINSON75]), que estabelecem basicamente comparações entre as medidas efetuadas pelo método da câmara de orifício e alguns dos métodos de resolução. Segundo [BERGERON74], por exemplo, a caracterização do ponto focal poderia ser feita de três maneiras: pelo tamanho nominal, fornecido pelo fabricante do tubo; pelo tamanho da imagem de câmara de orifício; e pelo tamanho efetivo, fornecido pelo método da estrela. De acordo com suas análises, ele dá preferência pelo método da estrela por permitir identificar não só o tamanho do foco mas também o efeito da degradação da imagem devido à não-uniformidade na distribuição de intensidade de raios-X.

Essa é também a opinião defendida por [ROBINSON75], que estabelecia o mesmo tipo de comparação, só que apresentando resultados de testes feitos com câmara de orifício, com o padrão de barras do tipo de [RAO71] e com o padrão-estrela.

Robinson & Grimshaw sugerem novos fatores de correção para medidas do tamanho do ponto focal, tomando por base testes

comparativos que fizeram com focos de diversos tamanhos, usando o método da câmara de orifício e da estrela. De acordo com seus resultados, então, calcularam os valores médios da relação R/P (onde R = estimativa do tamanho do foco através do método da estrela; e P = estimativa pelo método da câmara de orifício) para as medidas das dimensões relativas a comprimento e largura do foco. Essas médias, em seus testes, registraram 0,80 e 1,15 para comprimento e largura respectivamente que, então, segundo a proposta do trabalho, deveriam ser os fatores de correção a multiplicarem os valores medidos da imagem da câmara de orifício.

Paralelamente, Doi & Rossmann discutiam, em [DOI75.c], as diversas maneiras de medir o tamanho do ponto focal, fazendo objeções tanto ao uso dos métodos da câmara de orifício, quanto do inverso do 1º mínimo de frequência espacial da FTM, proposto por [RAO70], por não fornecerem informações sobre como o tamanho do foco relacionava-se fisicamente à qualidade da distribuição da imagem radiográfica. Por isso, propuseram uma outra definição avaliando o tamanho do ponto focal através do cálculo da raiz média quadrática da FEL do sistema radiológico. Esse método é o que chamamos aqui simplesmente de "Método do RMQ".

O valor RMQ da FEL $f(x)$, de acordo com [DOI75.c], é dado por:

$$RMQ = \sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} x^2 f(x) dx} \quad (3-5)$$

se $\int_{-\infty}^{\infty} f(x) dx = 1$ e $\int_{-\infty}^{\infty} xf(x) dx = 0$, ou seja, se a área da FEL for normalizada em 1 e o ponto central for igual ao meio da FEL (o que usualmente é feito na análise convencional pelas Funções de

Transferência).

Na figura 3.3, procura-se ilustrar o método proposto. Primeiramente, a FEL do ponto focal é medida e calculada sua raiz média quadrática (ou simplesmente, seu valor RMQ) (fig. 3.3.a); multiplicando-se esse valor por um fator igual a 3,5, obtém-se o tamanho do ponto focal.

Esse processo equivale a descrever a FEL medida por uma FEL equivalente que possua o mesmo valor RMQ que a original, como mostra a figura 3.3.b. Levantando-se uma FEL equivalente uniforme a partir daí, obtém-se uma FEL cuja área é maior que o RMQ calculado por um fator de $\sqrt{12}$ ($\approx 3,5$) e, de acordo com Doi & Rossmann, esse valor corresponde ao tamanho do ponto focal (fig. 3.3.c).

Em 1982, Doi, L.-N. Loo e H.-P. Chan ([DOI82.b]) apresentaram um trabalho extensivo de investigação de pontos focais, medindo 32 tamanhos de focos de 4 tubos de raios-X, utilizando os métodos da câmara de orifício, da estrela, da fenda e do RMQ, a partir do emprego dos equipamentos desenvolvidos por eles em trabalhos prévios, conforme já apresentamos na presente Revisão ([DOI75.b], [HAUS77]).

Após a exposição e discussão dos resultados, Doi, Loo & Chan concluíram o seguinte:

(a) o método da estrela concorda com o cálculo do tamanho do ponto focal a partir do 1º mínimo da FTM, podendo, então, ser usado como indicador da frequência espacial do 1º mínimo;

(b) o método da fenda procura obter uma estimativa da largura da FEL; essa largura, entretanto, depende de muitos parâmetros (densidade de pico, formato da imagem de fenda, formato da curva HD,

julgamento do observador); eles colocam não saber ao certo como o tamanho do foco obtido pelo método da fenda se relaciona à FEL medida, apesar de terem determinado que esse tamanho é aproximadamente igual à largura da FEL cortada em $0,15 \pm 0,06$ mm do seu início e fim;

(c) os métodos da fenda e da câmara de orifício tendem a superestimar o tamanho do foco, o contrário ocorrendo para o método da estrela;

(d) em cerca de 94% dos casos avaliados, a média dos tamanhos medidos com o método da estrela e o da fenda (ou da câmara de orifício) concordaram com os resultados do método do RMQ dentro de $\pm 0,1$ mm., ou seja, houve uma discordância máxima de apenas $\pm 10\%$;

(e) a melhor correlação entre os tamanhos de ponto focal medidos e as correspondentes distribuições da imagem de vasos sangüíneos foi proporcionada pelo método do RMQ ([DOI75.c] já parecia chegar a esse mesmo resultado);

(f) os tamanhos obtidos das medidas dos pontos focais são muito dependentes do método utilizado, particularmente para focos pequenos;

Entre as discussões conduzidas no trabalho, ainda estão algumas interessantes. Por exemplo:

- o método da estrela concordou com o da câmara de orifício e o da fenda para dois dos 4 tubos de raios-X investigados, discordando para os outros dois;

- há influência das porções finais (ou caudas) da FEL na avaliação do tamanho do foco pelo método do RMQ;

- dependendo do comportamento do sistema, é difícil para um observador julgar o ponto de corte no método da estrela;

- para um dos tubos, a medida do foco na direção per-

pendicular ao eixo do tubo não mudou independentemente do método usado.

Portanto, a conclusão geral de que, particularmente para pontos focais pequenos, o método do RMQ proporcionaria os melhores resultados é questionável, já que, na prática, os métodos da fenda e da câmara de orifício são mais fáceis de aplicar e, ao menos em um dos tubos envolvidos nos testes de [DOI82.b], proporcionaram resultados semelhantes aos do RMQ.

J. D. Everson & J. E. Gray, em [EVERSON87], também fizeram uma avaliação de medidas do tamanho do ponto focal. [EVERSON87] avaliou 50 pontos focais de tamanhos nominais variando entre 0,3 e 1,5 mm., empregando os métodos da câmara de orifício, da fenda e da estrela. O trabalho teve como motivação o estabelecimento em 1984 pela NEMA (National Electrical Manufacturers Association) de um padrão para medições de pontos focais de tubos de raios-X usando uma câmara com fenda.

No entanto, os autores comentam que não foram medidos pontos focais de tubos mamográficos por não encontrarem unidades que apresentassem distância foco-filme suficiente para obter a magnificação necessária determinada pelo padrão. Isso, certamente, nos deixa uma indagação quanto ao fato da extensão do emprego da câmara com fenda - padrão NEMA que é estudado em [EVERSON87].

As técnicas empregadas para obtenção das imagens seguiram os padrões convencionais utilizados por praticamente todos os pesquisadores da área, e os resultados levaram às seguintes conclusões:

(a) as três técnicas de medidas - com fenda, com câmara

de orifício e com o padrão-estrela - podem, segundo [EVERSON87], ser usadas com semelhante grau de precisão;

(b) resultados clinicamente semelhantes são encontrados com o filme de exposição direta e com o sistema tela-filme de baixa velocidade utilizados nos testes. O uso do sistema tela-filme se justifica notadamente na medida com a técnica da câmara de orifício, possibilitando uma redução da carga do tubo, que normalmente é alta nesse caso para produzir boa nitidez de imagem;

(c) existem dificuldades grandes para implantação do padrão NEMA por incompatibilidade de alguns requisitos com a realidade prática. Por exemplo, este padrão especifica o uso de um gerador trifásico, o que inviabiliza a medição com tubos instalados com geradores de fase simples. Há também a condição de magnificação - que depende do posicionamento do tubo em relação ao receptor da imagem - e que não é obtida dependendo da configuração do sistema.

[EVERSON87] conclui que, como medidas de ponto focal são parte fundamental de programas que os autores chamam de "teste de aceitação", o padrão-estrela e a imagem da câmara de orifício também deveriam ser usados nesses testes por possibilitarem, respectivamente, avaliação quantitativa das características de formação da imagem e avaliação qualitativa da distribuição do ponto focal.

Contudo, é lançado, por fim, um tipo de pensamento, ao nosso ver, polêmico: [EVERSON87] diz não considerar necessário medir o ponto focal na imagem como parte de um programa de controle de qualidade em radiodiagnóstico, indo contra diversas pesquisas no campo (incluindo a de [DOI82.b]). A justificativa: não se verificaram, ao longo de 8 anos de uso, segundo os autores, variações significativas em mais que 1,5% dos pontos focais examinados.

Seja como for, é nítido que a literatura, apesar do espaço de tempo decorrido e das pesquisas realizadas nesse interim, mostra que não há ainda um acordo quanto ao melhor método para avaliação do tamanho do ponto focal (o mais prático, o mais preciso, o mais completo, etc.), sendo que cada um dos diversos procedimentos em uso têm defeitos e virtudes que parecem, por ora, pesar mais ou menos de acordo com as necessidades dos pesquisadores.

3.3. VARIAÇÕES DA DISTRIBUIÇÃO E DO TAMANHO DO PONTO FOCAL

Iniciando as avaliações dos sistemas de imagem radiológica por meio da FTM, G. Lubberts & K. Rossmann, ainda na década de 60 ([LUBBERTS67]), já investigavam o efeito do tamanho do ponto focal na perda de nitidez geométrica da imagem, usualmente também conhecida por penumbra. Nesse trabalho inicial, avaliaram a FTM teórica comparando-a com a produzida experimentalmente a partir de um foco real, utilizando o método da câmara de orifício. A partir disso, determinaram as FTMs correspondentes às dimensões do foco "paralela" e "perpendicular" ao eixo do tubo de raios-X, verificando pequenas diferenças entre elas e a FTM teórica, as quais justificaram com sendo devidas à intensidade não uniforme do ponto focal real, além da dificuldade de se medir o tamanho da imagem da câmara de orifício.

E. Takenaka, K. Kinoshita & R. Nakajima, em [TAKENAKA,68], e P. Brubacher & B. M. Moores, em [BRUBACHER,73], procuraram determinar a FTM a partir da distribuição de intensidades do ponto focal, considerando as chamadas distribuições de pico duplo

("twin-peaked"). Ambos os trabalhos, entretanto, constituem análises teóricas da obtenção da FTM a partir de FELs em forma de pico duplo que, segundo [BRUBACHER,73], é uma característica de diversos tubos de raios-X em aplicação clínica, os quais possuem simetria retangular na focalização do feixe de elétrons.

Das conclusões de ambas análises, pode-se destacar que:

(a) para [TAKENAKA,68], a frequência espacial a partir da qual o sistema apresenta pior resolução tende a ser menor com distribuição de pico duplo;

(b) a capacidade de resolução do sistema se torna pior conforme as bandas de intensidade desse tipo de distribuição se tornam mais estreitas, segundo [BRUBACHER,73].

Em [DOI75.c] há uma contribuição interessante aos objetivos da presente tese, quando são feitas comparações da FEL e da FTM de um ponto focal real com FELs equivalentes e as correspondentes FTMs obtidas de diferentes definições.

Para discutirmos a análise conduzida naquele trabalho, reproduzimos dele as figuras 3.4 e 3.5. Na figura 3.4(a) são mostradas a FEL do ponto focal real (linha cheia) e 3 outras FELs uniformes derivadas da original. Como a FEL real foi obtida a partir da imagem de uma fenda colocada perpendicularmente ao eixo do tubo, e como todas as FELs estão normalizadas em 1,0, os tamanhos do ponto focal dados por elas correspondem às suas respectivas larguras, conforme mostrado na figura. Segundo [DOI75.c], a FEL uniforme de 2,27 mm. tem o mesmo valor RMQ que a do ponto focal real (cujo valor nominal é 1,20 mm.). Então, aquela FEL uniforme representaria o valor RMQ equivalente para o ponto focal real. Ainda de acordo com [DOI75.c], as FELs mais estreita e mais larga corresponderiam, respectivamente, aos tamanhos de

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

FIGURA 3.4
Diversos tipos de FELs do ponto focal
([DOI75.c])

foco dados pelo 1º mínimo da FTM e pela avaliação subjetiva da largura da imagem de fenda. Na figura 3.4(b), por sua vez, são apresentadas, além da FEL real (com 2,27 mm. de largura) e de sua correspondente uniforme, outras 3 FELs de diferentes formatos, mas com mesmo valor RMQ que a original.

Na figura 3.5 estão reproduzidas as FTMs correspondentes às FELs da figura 3.4. Conforme sua avaliação, [DOI75.c] considera que as FTMs "real" e uniforme, correspondentes ao mesmo valor RMQ equivalente, são muito semelhantes em frequências espaciais baixas, na parte (a) da figura. A FTM correspondente à FEL mais estreita é melhor que a "real". Na parte (b) da figura 3.5, são retratadas as FTMs calculadas das FELs de diferentes formatos na figura 3.4. Todas são bem semelhantes em baixas frequências espaciais, mas com variações consideráveis nas frequências espaciais altas.

Essas investigações teóricas foram, então, aplicadas pelos autores a uma situação prática, qual seja, a formação de imagens radiológicas de vasos sanguíneos em angiografia. Buscando confirmar a validade da utilização da FEL uniforme com mesmo valor RMQ da real, aplicaram à imagem de vasos sanguíneos as considerações da figura 3.4(a); o resultado, que reproduzimos aqui na figura 3.6(a), mostra que as FTMs do ponto focal real e do ponto focal "uniforme" praticamente se igualam, sendo que as demais são relativamente diferentes. Do mesmo modo, na parte (b) da figura são ilustradas as FTMs obtidas a partir do uso das FELs de diferentes formatos da figura 3.4(b) na formação da imagem dos vasos, retratando a semelhança entre todas. Tal resultado é importante, pois indica que, *independente do formato das FELs, focos com mesmos tamanhos determinados pelo método*

FIGURA 3.6

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

do RMQ proporcionam distribuições de intensidade muito semelhantes.

Doi & Rossmann retornaram em [DOI75.d] a avaliar o efeito que a distribuição de intensidades do ponto focal tem no processo de formação da imagem de vasos sangüíneos em magnificação radiográfica. Nesse novo estudo, empregando um processo de simulação por computador, utilizaram FELs uniforme, triangular, gaussiana simples e gaussiana de dois picos.

Esse trabalho, aliás, é importante do ponto de vista da avaliação a ser conduzida nesta tese que, portanto, utiliza alguns de seus resultados. Por exemplo, para explicar o emprego das 4 distribuições citadas no parágrafo anterior, Doi & Rossmann consideram, inicialmente, um ponto focal uniforme e quadrado - que, segundo eles, é um modelo de aproximação de primeira ordem do ponto focal real - a partir do qual mostram o formato de duas FELs em duas direções escolhidas, conforme a figura 3.7(a). Já na figura 3.7(b) é considerada uma imagem de câmara de orifício de um ponto focal real, cujas FELs medidas nas direções paralela e perpendicular têm configurações que são aproximadas, respectivamente, por uma gaussiana de dois picos e uma gaussiana simples.

Os resultados da simulação efetuada com essas 4 diferentes FELs do ponto focal para magnificação radiográfica de vasos sangüíneos produziram as seguintes conclusões:

(a) em muitos casos práticos, o formato da distribuição do ponto focal (ou seja, a FEL) não é fator importante em angiografia com magnificação, sendo, porém, mais significativo o tamanho do ponto focal;

(b) provavelmente, considerar a FEL de um ponto focal real não mudaria seriamente a conclusão acima;

(a) Ponto focal quadrado e uniforme (ou homogêneo) e FELs correspondentes em duas direções

(b) Imagem de câmara de orifício de um ponto focal real e respectivas FELs em duas direções

([DOI75.d])

FIGURA 3.7

(c) nesse sentido, é muito importante a definição do tamanho do ponto focal que, nas recomendações da ICRU na época, era dado pelo tamanho da imagem da câmara de orifício, o que [DOI75.d] considera problemático por se tratar de avaliação subjetiva;

(d) por outro lado, sob certas condições, o contraste da imagem de vaso sanguíneo não seria sensível a pequenas variações do tamanho do ponto focal.

No nosso entender, a importância desse estudo se refere ao fato de que ele abre caminho, assim como também ocorrera em [DOI75.c], para a utilização de uma FEL uniforme em procedimentos de simulação do processo de exposição radiográfica com fins de estudar questões envolvendo a qualidade da imagem.

S. C. Prasad & W. R. Hendee ([PRASAD77]), investigando ainda distribuições não uniformes de intensidade do ponto focal, propuseram fatores de correção para a dimensão de foco perpendicular ao eixo catodo-anodo do tubo, a partir de análises comparativas entre as FTOs para focos com distribuições uniformes e para focos com distribuições de intensidade de picos duplos simétricos. Segundo os autores, a proposta do fator de correção é feita face à sua consideração de que a maioria dos pontos focais de tubos de raios-X exibem uma distribuição não uniforme de intensidade ao longo da dimensão transversal (perpendicular ao eixo do tubo).

Da análise teórica conduzida no trabalho, eles determinam diversos fatores de correção para satisfazer a seguinte equação:

$$\frac{\sin [\pi c f (M-1)]}{\pi c f (M-1)} = \cos [2\pi a f (M-1)] e^{-2\pi^2 \sigma^2 f^2 (M-1)^2} \quad (3-6)$$

que corresponde à equiparação entre a FTO teórica para um ponto focal de distribuição uniforme (membro à esquerda da eq. (3-6)) e a FTO para uma distribuição de intensidade gaussiana de duplo pico (membro à direita da equação). Na equação (3-6), temos que:

c = comprimento do ponto focal uniforme;

a = distância entre o centro do ponto focal e cada pico da distribuição gaussiana;

f = frequência espacial no plano-imagem;

σ^2 = variância da distribuição gaussiana;

M = magnificação no plano-imagem.

A partir da equação (3-6), os fatores de correção propostos são:

(a) para baixas frequências:

$$\frac{FC}{bxa} = \frac{\sqrt{12} \sqrt{a^2 + \sigma^2}}{(2a + 5\sigma)} \quad (3-7)$$

(b) para a frequência de 1º zero da FTO:

$$\frac{FC}{1^\circ \text{ zero}} = \frac{4a}{(2a + 5\sigma)} \quad (3-8)$$

(c) independentemente da frequência:

$$\frac{FC}{\text{ind.}} = \frac{\sqrt{2\pi} \sigma}{(2a + 5\sigma)} \cdot e^{-a^2/2\sigma^2} \quad (3-9)$$

Indiferentes, contudo, a esse tipo de análise, H. Matsui & K. Ono em [MATSUI85] ponderavam sobre a não uniformidade da distribuição de intensidade do ponto focal (configuração de picos duplos na direção perpendicular ao eixo do tubo), em sistemas convencionais de radiodiagnóstico, que resulta numa FTM mais pobre em

comparação com pontos focais de distribuição uniforme. Sua investigação, todavia, consistiu na "correção" daquela distribuição de intensidade através de modificações do filamento helicoidal comum por outro em forma de fita, obtendo distribuições regulares tanto paralela como perpendicularmente ao eixo do tubo.

Determinando as FTMs correspondentes às novas distribuições, verificaram a consistência entre seus resultados e os de [DOI75.c], reproduzidos na figura 3.5 deste capítulo. Nesse caso, a FTM da distribuição uniforme foi superior à da distribuição de picos duplos, indicando uma melhoria de resolução.

3.4. VARIAÇÕES DO TAMANHO DO FOCO COM AS CONDIÇÕES OPERACIONAIS DO TUBO DE RAIOS-X

Trabalhos como os de O. Mattsson ([MATTSSON68]) e de R. T. Bergeron ([BERGERON74]) discutiram a questão da variação do tamanho da imagem da câmara de orifício com o aumento da corrente de tubo, enquanto outra pesquisa mais detalhada, a de M. Trefler & J. E. Gray ([TREFLER76]), fazia uma abordagem sobre esse mesmo tipo de variação e mais o comportamento do tamanho das imagens do foco com aumentos da KVp.

Resumidamente, os resultados desses trabalhos expunham o seguinte:

- Mattsson e Bergeron mostravam um aumento do tamanho da imagem da câmara de orifício com aumento da corrente de tubo; segundo Mattsson, cujo trabalho foi mais extenso, o aumento do tamanho

da imagem do foco ocorreu com marcada inomogeneidade e com maior intensidade nas bordas do que no centro;

- tanto Mattsson como Trefler & Gray mostravam uma relação ligeiramente exponencial entre os aumentos de corrente de tubo e do tamanho do ponto focal (retratado pelo aumento do tamanho da imagem dada pela câmara de orifício);

- Trefler & Gray, dividindo a investigação desse aumento de tamanho para as duas dimensões medidas da imagem, perpendicular e paralela ao eixo do tubo, verificavam que, para esta última, a relação era muito mais linear que exponencial, o contrário ocorrendo para a outra medida;

- Trefler & Gray, ainda, investigando o efeito do aumento da KVp, registravam uma constância no tamanho da imagem da câmara de orifício; contudo, avaliando outros métodos de medição do tamanho do foco, como o da estrela e outro que denominavam como "arranjo randômico", verificavam que o tamanho da imagem diminuía linearmente com o aumento da KVp.

Entretanto, ([TREFLER76]), por exemplo, não discutia a razão das variações do tamanho do foco com a KVp, mas apenas propunha a técnica que chamava de "arranjo randômico" para medir este tamanho, comparando-a com as da câmara de orifício e do padrão-estrela e, para tanto, utilizando os aumentos de corrente e de KVp para os três métodos a fim de mostrar as virtudes da técnica que propunha.

Um resultado semelhante já fora encontrado por Rao & Bates em [RAO69], que resumiam, na ocasião, que o tamanho e formato dos pontos focais de tubos de raios-X pareciam ser independentes da tensão, influenciados um pouco, entretanto, pela corrente do tubo. Os

resultados, em termos das FTMs para três ângulos de orientação da fenda em relação ao eixo do tubo (0, 45 e 90°), mostram uma pequena queda na resolução com aumento da corrente, notadamente para altas frequências espaciais (redução, em média, de 20% no valor do primeiro mínimo, por exemplo).

Do mesmo modo, o trabalho já comentado no item 3.2 de [ROBINSON75] também avaliava modificações do tamanho do foco com variações na corrente de tubo, através do método da estrela. [ROBINSON75] registrava um aumento de 0,3 mm. no comprimento medido de um foco de 1,55 mm. a 100 mA, quando essa corrente subia para 400 mA. Todavia, a largura registrava variações irregulares, diminuindo de 1,77 mm. a 100 mA para 1,69 mm. a 300 mA e aumentado para 1,85 mm. (praticamente igual ao comprimento) a 400 mA.

Entretanto, como já ocorrera nos trabalhos que comentáramos no início, nem [RA069], nem [ROBINSON75] discutem em detalhes as causas e conseqüências dessas variações, limitando-se a apenas constatar sua ocorrência.

Notamos, então, que também nessa particularidade, faltam esclarecimentos que determinem de maneira mais abrangente a influência que as condições operacionais do aparelho de radiodiagnóstico podem exercer sobre o tamanho do ponto focal do tubo de raios-X e, conseqüentemente, sobre a qualidade da imagem radiológica. Pelos resultados das pesquisas estudadas, deduzimos que o aumento da corrente determina o aumento, ao menos, de uma das dimensões do foco. A relação quantitativa entre esses aumentos e a razão para sua ocorrência não parece ter sido investigada até aqui.

Talvez um caminho para tentar elucidar um pouco essa

última consideração possa estar na análise sobre a distribuição de intensidade do ponto focal conduzida por Takenaka *et al* ainda em [TAKENAKA68], onde era apresentado o processo de focalização do feixe eletrônico no anodo do tubo de raios-X. Segundo [TAKENAKA68]; e conforme a figura 3.8, os elétrons da parte superior direita ou da metade esquerda do filamento são focalizados num determinado ponto do anodo; os da parte inferior direita ou da metade esquerda do filamento são focalizados em outro ponto. Cada feixe atravessa um ao outro, primeiramente no plano A-A da figura e, depois, no plano B-B como resultado do campo eletrostático de focalização. Esse último plano de cruzamento B-B é, segundo os autores, usado em tubos convencionais de radiodiagnóstico, em que a distribuição de intensidade é do tipo de picos duplos. Outros tipos de distribuição dependem de onde o plano focal é posicionado ao longo do caminho do feixe de elétrons.

Por isso, é muito provável que a variação de corrente do tubo, que implica aumentar a intensidade do feixe de elétrons que bombardeia o alvo, altere as condições de focalização consideradas na figura 3.8, modificando o tamanho do foco. No entanto, nenhum dos trabalhos que, de algum modo, trataram do assunto e que tivemos oportunidade de revisar, foram elucidativos a esse respeito.

Assim, embora não seja objetivo da presente tese investigar, num trabalho extensivo, o comportamento do foco com toda gama de variações possíveis no nível de exposição, ainda assim foi necessário um breve estudo nesse sentido para verificar se e quanto as variações dessas condições influenciam as nossas medidas experimentais.

FIGURA 3.8

Trajectoria dos elétrons convergidos por lentes de
focalização eletrostática num tubo convencional
de Raios-X
([TAKENAKA68])

3.5. CONCLUSÕES

É possível depreender, então, a série de resultados contraditórios em torno das avaliações de tamanho, formato, e distribuição de intensidade do ponto focal. Do estudo bibliográfico realizado e resumido no presente capítulo, encontramos uma série de investigações que, entretanto, não parecem contribuir de modo decisivo para uma conclusão concreta acerca de diversas questões referentes ao ponto focal de sistemas radiológicos. Entre elas, poderíamos destacar:

(1) que método é o mais adequado para determinar as dimensões e/ou a configuração do foco?

(2) qual o efeito que o formato do foco realmente exerce na nitidez da imagem radiológica?

(3) até que ponto são significativas as diferenças entre as diversas distribuições de intensidade de pontos focais na resolução do sistema?

Encontramos uma análise satisfatória quanto à última questão acima nos trabalhos de Doi & Rossmann (sobretudo [DOI75.c]), como a de que o formato das FELs não afeta a resolução dada pela FTM, conforme mostrado nas figuras 3.4 e 3.6. Quanto à questão (1), consideramos que, apesar das virtudes apontadas em [DOI82.b] sobre o método do RMQ, não há dados relevantes que afetem negativamente os métodos da câmara de orifício e da fenda, que, conforme o próprio Doi já admitia, são muito menos complexos à prática.

Resta a segunda questão, que procuraremos estudar na presente tese.

A CARACTERÍSTICA DE CAMPO

O termo "Característica de Campo" foi definido por K. Doi em [DOI77.a] como o fenômeno pelo qual a magnitude da perda de nitidez geométrica varia com a posição no campo de um objeto colocado sob o feixe de raios-X. Segundo Doi, isso se deve à angulação do plano do alvo do tubo, o que, ao nosso ver, não é a causa principal, já que, mesmo que não houvesse essa angulação, a característica de campo continuaria existindo. A menos que o sistema seja isotrópico, há variação do tamanho e do formato do foco quando ele é "visto" de diferentes direções no campo de radiação. Além disso, mesmo para sistemas isotrópicos, não o tamanho do foco, mas o tamanho e o formato da imagem de um objeto são diferentes à medida que este último seja afastado do centro do feixe; a razão disso é a diferente angulação dos raios-X que atingem aquele objeto.

Neste capítulo, procuramos mostrar a discussão conduzida na literatura acerca da característica de campo, que está intimamente relacionada ao requisito da invariância espacial - comentado no início do capítulo 2. Além disso, também discutimos a aplicação mais importante dos aspectos relacionados à característica de campo, ou seja, a formação de imagens radiológicas com uso das técnicas de magnificação.

4.1. CARACTERÍSTICA DE CAMPO: REVISÃO DOS ASPECTOS APRESENTADOS NA LITERATURA

Em trabalho já parcialmente discutido no capítulo 2, Rao & Bates ([RA069]) lembravam que os focos de tubos de raios-X não são perfeitamente quadrados nem têm emissão uniforme; e como são geralmente projetados sob o princípio de foco-linha, seu tamanho e formato projetados variam com o ângulo de projeção. Isso implica que a resolução radiográfica, ou a FTM, também depende da posição e da direção de interesse num plano normal à direção do feixe. Daí, propuseram um método experimental para determinar as FTMs devidas ao ponto focal de sistemas radiológicos, levando em conta uma variedade de condições operacionais e várias posições e direções num plano perpendicular à direção do feixe.

Seu procedimento experimental consistia na obtenção de FELs e FTMs devidas ao ponto focal e à não-nitidez geométrica (já que utilizavam distância foco-objeto 4 vezes maior que a distância objeto-filme), utilizando uma fenda estreita orientada a 0, 45, 90 e 135° em relação à vertical. As FELs obtidas estão mostradas na figura 4.1 para as quatro orientações. Os autores, no entanto, não tecem comentários específicos a respeito desses resultados.

Similarmente a esse trabalho, o já comentado artigo de Doi, Rossmann & Fromes ([DOI75.b]) determinava FELs em 4 direções (0, 45, 90 e 135° em relação ao eixo do tubo). Os resultados, que reproduzimos aqui na figura 4.2, mostram algumas variações no formato das FELs, sendo que as FTMs em diferentes direções são semelhantes

FIGURA 4.1 - FELs correspondentes a imagens de fenda em 4 orientações ([RAO69])

--- = 0° (fenda paralela ao tubo)

— = 45°

..... = 90° (fenda perpendicular ao tubo)

..... = 135°

FIGURA 4.2 - FELs e FTMs de um ponto focal de 1,0 mm. em 4 direções ([DOI75.b])

em baixas frequências espaciais, mas bem distintas em frequências espaciais mais altas.

Medindo o tamanho de um ponto focal - cujo valor nominal era de 1,0 mm. - em cada orientação pelo método do RMQ¹, registraram 1,49, 1,31, 1,37 e 1,53 mm., respectivamente entre 0 e 135°. Para um outro foco de tamanho nominal igual a 50 μ m, os resultados obtidos nas mesmas orientações de fenda foram respectivamente: 148, 133, 121 e 137 μ m.

Também importante foi a realização de outra experiência em que simulavam o desalinhamento da fenda em relação ao ponto focal. Orientando-a numa direção perpendicular ao eixo do tubo, [DOI75.b] expõe que a fenda foi exposta 5 vezes: numa delas, alinhada no centro do feixe, em outras 2, deslocada 10 e 20 mm. em direção ao catodo e nas outras 2, deslocada 10 e 20 mm. em direção ao anodo. Os autores registraram, então, os seguintes resultados:

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

Foram ainda registrados resultados correspondentes ao teste de desalinhamento vertical da fenda (mais próxima ou mais dis-

1. Vide Capítulo 3

tante do foco). Verificaram que o primeiro mínimo de frequência espacial só variou cerca de 4% para um desvio de 10 mm. da posição original da fenda (metade da distância foco-filme).

O curioso é que podemos ver variações nítidas entre os valores do tamanho de foco registrados para as quatro orientações consideradas no trabalho, bem como das FTM's resultantes do processamento das imagens de fenda. Entretanto, não há praticamente comentário algum por parte dos autores a esse respeito! Afinal, há uma diferença de cerca de 17% entre o menor e o maior valor encontrado para o ponto focal maior e mais de 22% no caso do microfoco, que são variações que, no nosso entender, não poderiam ser desconsideradas. Principalmente ao introduzirem o desalinhamento da fenda no campo, sem ao menos uma discussão prévia quanto às observações que acabamos de mencionar.

Seja como for, esses trabalhos serviram como base mais ampla para a apresentação do artigo de 1977 ([DOI77.a] - já comentado brevemente no final do capítulo 2), em que Doi propôs uma base teórica para a característica de campo a fim de obter, através dela, a FEP e a FTO da não-nitidez geométrica em qualquer posição do campo.

Essa teoria toma como ponto de partida o fato de que a área do alvo para o ponto focal pode ser considerada como um plano e, como primeira aproximação, emprega então uma distribuição angular uniforme. Utilizando projeções geométricas a partir do plano-alvo para determinar escalas no centro do campo e em uma posição arbitrária qualquer, Doi calcula a FEP e a FTO devidas ao ponto focal.

O equacionamento de [DOI77.a] permite chegar à conclusão de que *"a FTO na direção paralela não depende da posição*

de campo x e a FTO na direção perpendicular não depende da posição de campo y ". Na sua análise, as posições de campo x e y correspondem às direções, respectivamente, perpendicular e paralela ao eixo do tubo. Como, no procedimento experimental, a fenda é sempre posicionada perpendicularmente ao eixo de orientação 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.

Anteriormente, em 1975, Doi & Rossmann ([DOI75.e]) haviam desenvolvido uma teoria para tentar prever a formação da imagem de raios-X de vasos sangüíneos relacionada aos aspectos da invariância espacial. O estudo foi feito considerando-se, basicamente, dois casos: fonte de raios-X e plano-imagem paralelos e não paralelos.

A figura 4.3 retrata a geometria básica empregada em [DOI75.e] para a formação da imagem de vasos sangüíneos num caso geral. Como resultado do equacionamento, chega-se a que:

$$i(x_i, y_i) = \iint_{-\infty}^{\infty} O(x_i, y_i; x_f, y_f) f(x_f, y_f) dx_f dy_f \quad (4-1)$$

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

(x_f, y_f) = coordenadas cartesianas no plano-alvo;

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

$O(x_i, y_i; x_f, y_f)$ = distribuição do objeto;

$f(x_f, y_f)$ = distribuição da emissão de raios-X no plano-alvo;

Em termos gerais, tem-se que a distribuição de intensidade de raios-X no plano-imagem será dada pela integral de convolução entre a distribuição do objeto e a distribuição da emissão de raios-X.

Nesse ponto, é feita uma restrição de que, se a

FIGURA 4.3

Geometria de formação da imagem de vaso sanguíneo
num caso geral ([DOI75.e])

distribuição do objeto puder ser descrita por:

$$O(x_i, y_i; x_f, y_f) \equiv O(x_i - x_f; y_i - y_f) \quad (4-2)$$

o sistema de imagem de raios-X é invariante. Mas o próprio [DOI75.e] expõe que as imagens de raios-X não necessariamente satisfazem a condição expressa pela equação (4-2). Assim, avaliado o caso em que os planos da fonte e da imagem estão paralelos no processo de formação da imagem, o novo equacionamento conduz ao seguinte resultado para a distribuição da imagem $i(x_i)$ no caso real:

$$i(x_i) = \int_{-\infty}^{\infty} O(x_i, x_f) f(x_f) dx_f \quad (4-3)$$

que é uma expressão unidimensional da equação (4-1), sendo $f(x_f)$ a FEL da distribuição do ponto focal e $O(x_i, x_f)$, a distribuição do objeto. Todavia, a equação (4-3) acima não satisfaz a condição da invariância. Para eliminar essa restrição, é usado um artifício, consistindo em estabelecer a condição $(d1 + d2) \gg (x_i + x_f)$, sendo $(d1 + d2)$ a distância entre plano-alvo e plano-imagem. Nesse caso, a equação (4-3) se torna:

$$O(x_i, x_f) \equiv O\left(\frac{x}{m} - \frac{m-1}{m} x_f\right) \quad (4-4)$$

onde m = magnificação convencional.

Assim, esse resultado significa que a condição da invariância espacial, necessária à aplicação do método das funções de transferência na avaliação de sistemas radiológicos, é satisfeita se for considerada uma região muito próxima do feixe central. Isso, aliás, justifica o porquê de todos os procedimentos experimentais nesse campo buscarem garantir o alinhamento dos dispositivos de teste

(como a fenda e a câmara de orifício) no feixe central.

A. F. Frère, em [FRERE90], destacou esse aspecto, considerando que tais simplificações têm importantes implicações na análise das imagens de raios-X. Ao se contornar a questão da variância dos sistemas radiológicos, alinhando-se o dispositivo experimental no centro do feixe, será avaliada a deformação devida ao ponto focal neste ponto, mas não a qualidade da imagem nas condições reais de um exame radiológico em que é inevitável que as estruturas anatômicas de interesse estejam deslocadas em relação ao centro do feixe. Daí o trabalho de [FRERE90], que procura investigar o efeito da característica de campo para pontos focais de diferentes tamanhos, usando vários fatores de magnificação e tamanhos de objeto.

Naquele trabalho, é proposta uma forma de avaliação que fornece um mapa de nitidez das imagens do objeto localizado em qualquer posição do campo sob o feixe de radiação. O estudo realizado chegou às seguintes conclusões:

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

- o tamanho, o formato e a nitidez da imagem variam em função da posição do objeto no campo de raios-X; essa variação é menos pronunciada para focos quadrados ou muito pequenos;

- nas condições de radiografia convencional, deve-se considerar a variação do tamanho do foco, pois, mesmo na radiografia de contato, o detalhe de interesse geralmente sofre uma magnificação, dependendo de sua posição dentro da estrutura anatômica;

A partir destes resultados, já podemos prever que deve haver uma grande influência da variação da característica de campo

sobre a FTM dos sistemas radiológicos. Por ora, preferimos rever o conceito geral da magnificação radiográfica como uma técnica que consiste numa aplicação direta dos conceitos e aspectos envolvidos na teoria da característica de campo.

Portanto, procuramos resumir, a seguir, os resultados e conclusões extraídas da maioria das investigações realizadas acerca desse tema, publicadas na literatura correlata.

4.2. A MAGNIFICAÇÃO RADIOGRAFICA

Em radiodiagnóstico, a técnica de magnificação é muitas vezes empregada com o objetivo de ampliar o tamanho da imagem de minúsculas estruturas ou detalhes muito pequenos de interesse clínico - como os diminutos vasos sangüíneos em angiografia ou as microcalcificações em mamografia. Essa ampliação é comumente obtida por um de dois processos, conhecidos por magnificação ótica e magnificação radiográfica. No primeiro deles, a imagem de tamanho normal é ampliada oticamente por meio de lentes (como uma lupa, por exemplo). No segundo, são estabelecidas alterações geométricas nas posições relativas entre plano do foco, plano-objeto e plano-imagem, no processo de exposição radiográfica, de modo que a imagem que se forma tem um tamanho m vezes maior que o tamanho do objeto. O fator m é o fator de magnificação radiográfica convencional, estabelecido usualmente como:

$$m = \frac{a + b}{a} \quad (4-5)$$

sendo a = distância foco-objeto e b = distância objeto-filme, conforme figura 4.4.

Doi & Rossmann consideraram em diversos trabalhos algumas vantagens da técnica de magnificação radiográfica sobre a radiografia de contato convencional, entre as quais a ampliação do tamanho da imagem com melhoria do reconhecimento visual e o aumento da relação sinal-ruído devido a uma maior exposição por unidade de área.

Todavia, um problema quanto a essa última questão é sempre eminente. Como os focos dos sistemas radiológicos não são ideais como o da figura 4.4, é óbvio que o aumento do tamanho da imagem do objeto em magnificação virá acompanhado de um aumento da penumbra. Assim, para avaliar o impacto desses efeitos na utilidade dessa técnica, uma série de trabalhos estudou e tem estudado a magnificação radiográfica em termos de suas vantagens e dificuldades.

4.2.1. A Simulação Computacional

Com a finalidade exposta no último parágrafo, Doi & Rossmann desenvolveram e apresentaram em [DOI73] um processo de simulação computacional para estudar os efeitos da magnificação radiográfica na qualidade da imagem. A justificativa para esse procedimento se baseava no fato de que a técnica de magnificação envolve uma combinação de diversos fatores - tamanho do ponto focal, razão de magnificação, radiação espalhada, sistema tela-filme - para ser produzida. Logo, é muito difícil investigar o efeito individual ou combinado de todos esses parâmetros experimentalmente na formação da imagem. Por outro lado, é preciso que a escolha desses

FIGURA 4.4 - Formação da imagem de um objeto em magnificação

FIGURA 4.5 ([DOI74.a])

- (a) FTMs devidas a:
- I - efeito de incidência oblíqua;
 - II - não-nitidez geométrica;
 - III - FTM total

- (b) FTMs devidas à não-nitidez geométrica:
- A - ponto focal = 1,2 mm.; $d_{FF} = 60$ cm.
 - B - ponto focal = 1,2 mm.; $d_{FF} = 120$ cm.
 - C - ponto focal = 0,3 mm.; $d_{FF} = 120$ cm.

fatores seja adequada para que a visualização de detalhes em imagens magnificadas seja realmente melhor que nas imagens radiográficas convencionais.

Por isso, optaram por simular o processo em computador, onde os diversos fatores técnicos podem ser combinados de n maneiras para avaliar o efeito de tais combinações com uma margem de erro muito pequena. O objeto de interesse nessa simulação foram vasos sangüíneos visualizados em angiografia com magnificação, simulados por um diminuto cilindro com meio contrastante. No procedimento de [DOI73], considera-se, então, o cilindro no centro do campo de radiação, entre o ponto focal e o sistema tela-filme e o processo de formação da imagem é tomado como linear e invariante no espaço.

Os resultados da simulação apontaram o seguinte:

(a) a magnificação ótima é obtida quando a FTO total do sistema (equivalente ao produto das FTOs parciais) atinge um valor máximo;

(b) quanto maior a magnificação, mais a distribuição de contorno da imagem e do objeto se aproximam;

(c) a magnificação ótima também depende do ponto focal: quanto menor e mais uniforme ele for, maior será o valor para magnificação ótima; isso significa que quanto menor o ponto focal (dependendo do tamanho do objeto), haverá mais condições de se ampliar o tamanho da imagem para produzir o máximo contraste;

(d) quanto menor o tamanho do objeto (no caso da investigação de [DOI73], o diâmetro do vaso sangüíneo), maior a magnificação.

Desse estudo, então, concluíam-se que a escolha

apropriada da razão de magnificação e do tamanho do ponto focal podem levar a magnificação radiográfica a produzir imagens de vasos sangüíneos equivalentes ou melhores que sem magnificação. Mas, quando não se dispõe de um ponto focal suficientemente pequeno, qual o efeito da magnificação radiográfica?

Estudando essa questão, Doi, Rossmann & Genant ([DOI,74.a]) inicialmente procuraram avaliar o efeito da geometria de exposição sobre a qualidade da imagem em radiografia de esqueleto, utilizando os conceitos explanados até aqui. Eles procuravam visualizar detalhes, usando filme de granulação fina, sem telas intensificadoras e empregando magnificação ótica para detectar alterações no esqueleto humano periférico (ossos das mãos e dedos, por exemplo).

Nesse caso, devido à dificuldade técnica de separar os fatores físicos que afetam as imagens, as avaliações quantitativas da qualidade da imagem efetuadas foram poucas, e [DOI74.a] preocupou-se em medir a FTM do filme, da não-nitidez geométrica e a do ponto focal. Isso foi feito investigando-se três específicas condições geométricas, procurando melhorar a visualização de detalhes e a conseqüente precisão do diagnóstico.

A técnica da fenda foi, mais uma vez, utilizada para obtenção da FTM do ponto focal, da qual foi obtida a FTM da não-nitidez geométrica. Além disso, foi obtida também a FTM do efeito de incidência oblíqua dos raios-X. A figura 4.5(a) retrata essas FTMs, de onde se percebe que a não-nitidez geométrica é a que mais contribui para a não-nitidez total do sistema. Para investigar a possibilidade de melhorar a visibilidade das imagens, escolheram-se três diferentes condições geométricas para levantamento das respectivas FTMs, mostradas na figura 4.5(b), ou seja: (a) foco de 1,2 mm./distância

foco-filme de 60 cm.; (b) foco de 1,2 mm./distância foco-filme de 120 cm.; e (c) foco de 0,3 mm./distância foco-filme de 120 cm. Em todos os casos, a distância foco-objeto (entre o osso do dedo e o filme) permaneceu em 24 mm.

Esses resultados foram comparados com imagens de radiografias de osso, tendo sido registrada uma correspondência ruim. Segundo [DOI74.a], os fatores que mais podem ter causado isso são:

- o efeito pequeno da diferença entre as FTMs na faixa de freqüências espaciais mais altas;

- a estrutura óssea, que é tridimensional, implicando uma variação da não-nitidez geométrica (ou da magnificação) para cada secção da estrutura; isso significa que, quanto mais próxima do filme estiver a estrutura óssea, menor a parcela de magnificação geométrica;

- o nível de ruído da granulação do filme.

Por isso, [DOI74.a] considera questionável o uso de uma geometria de exposição melhorada para aprimorar a imagem de detalhes finos de estruturas ósseas.

Já na avaliação do efeito da magnificação radiográfica agora na angiografia (onde os detalhes a serem visualizados são bem menores que para radiografia de osso), Doi & Rossmann estudaram, em seguida, a formação de imagens de vasos sanguíneos com vários tipos de sistemas tela-filme, vários tamanhos de pontos focais e várias magnificações, em [DOI74.b]. Supuseram, ainda, uma distribuição uniforme para a FEL do ponto focal porque, estudado o efeito de vários formatos dessa FEL, verificou-se que, em muitos casos, a distribuição do ponto focal não afetava as distribuições de

imagem magnificada dos vasos.

Como conclusão a partir dos resultados de diversas combinações de telas, pontos focais e fatores de magnificação, [DOI74.b] apresenta as seguintes observações: (a) se o comportamento do sistema de visualização é "ideal" ou mais que suficiente para reconhecer imagens não magnificadas de vasos, a imagem magnificada produz uma impressão de nitidez ruim. Assim, pode ser útil empregar um método de "redução" para melhor visualizar a imagem - a forma mais simples, segundo os autores, é observar a imagem magnificada de uma distância maior; (b) se, por outro lado, o comportamento do sistema é muito pobre, ou o vaso sangüíneo muito pequeno, a magnificação pode ser útil, por aumentar a qualidade física (contraste) e a distribuição da imagem.

Doi & Rossmann, juntamente com L.-N. Loo, examinaram anos mais tarde a validade da proposta de simulação feita em [DOI73], comparando a imagem computada com dados experimentais em [DOI77.b]. Assim, efetuaram um procedimento experimental através do qual mediram o padrão de raios-X da entrada utilizando um tubo de polietileno cheio de iodo, cuja imagem foi registrada num filme. O dispositivo experimental descrito em [DOI75.b] foi usado para obter as FELs do ponto focal e do sistema tela-filme empregado, a partir de imagens de fenda. Na comparação efetuada, verificou-se boa concordância entre as distribuições das imagens de vasos calculadas pelo método de simulação e as experimentais para diversas direções relativas entre feixe e objeto de teste, o que comprovou a validade da simulação.

4.2.2. Contribuições da Magnificação para a Qualidade da Imagem Radiológica

Outros trabalhos posteriores investigaram os efeitos da magnificação radiográfica na qualidade da imagem, destacando, de modo geral, as vantagens da técnica, sobretudo para imagens de detalhes pequenos.

Em [DOI76], por exemplo, Doi, Genant & Rossmann fizeram uma comparação entre a melhoria da visualização de radiografias de esqueleto com magnificação ótica e radiográfica, utilizando ponto focal de 50 μ m. No procedimento experimental, avaliaram as propriedades da imagem pelas FTMs, concluindo que, para objetos finos (como a mão), a magnificação ótica proporcionaria melhores imagens, enquanto a magnificação radiográfica seria superior para objetos mais espessos (como joelho).

Ao descrever alguns princípios físicos da radiografia com magnificação para uma revisão de aspectos sobre carcinoma mamário, Doi, em [DOI77.c], descrevia algumas vantagens da técnica, como a redução do ruído, a melhoria da nitidez (pelo aumento do padrão de raios-X) e, conseqüentemente, melhoria do efeito visual. Também no mesmo ano, em co-autoria com H. Imhof, Doi ([DOI77.d]) mostrava a redução do ruído de sistemas tela-filme com o aumento da magnificação, o que permite a melhor visualização de estruturas pequenas. Ambos novamente, em [IMHOF78], mostravam vantagens da técnica de magnificação aplicada à colecistografia oral para identificação de pedras na vesícula biliar. Usando magnificação de 2 vezes com ponto focal de 0,2 mm. e sistema tela-filme α 8-XM, compararam o resultado com a técnica convencional de contato, e verificaram que a imagem

magnificada é igual ou melhor que a convencional, reduzindo a dose na pele à metade.

A. A. De Smet, S. L. Fritz & A. W. Templeton ([DeSMET82]), por sua vez, avaliaram três tubos radiográficos com microfocos em termos de suas características focais e de formação da imagem em magnificação. Dois desses tubos (um RSI e um SIEMENS) apresentavam pontos focais homogêneos, enquanto o terceiro tubo (EIMAC) possuía foco de distribuição assimétrica. Empregando objeto de teste para simular capilares e pélvis, constataram imagens superiores com os dois primeiros tubos e piores com o terceiro, comprovando também a influência do ponto focal na qualidade das imagens magnificadas.

4.2.3. A Magnificação em Mamografia

Assim como Doi & Rossmann estudaram os efeitos da magnificação radiográfica aplicada à angiografia, a técnica mamográfica também constitui uma área em que a magnificação pode ser de extrema importância. Por isso, e por desenvolvermos nossa linha de pesquisa com vistas, entre outras, à avaliação da qualidade da imagem mamográfica, procuramos nesse item rever alguns aspectos da literatura concernentes à aplicação da magnificação em mamografia.

Entre eles, destacamos o trabalho de A. G. Haus *et al* ([HAUS75]), em que eram feitos estudos sobre a perda de nitidez e a influência do sistema de registro em mamografia com magnificação, a partir de um novo sistema tela-filme da DuPont lançado na época, que permitia reduzir a carga no tubo e a dose na paciente, em mamografia

de magnificação, usando cones compressores mais longos. Utilizando magnificações de 1,18, 1,10 e 1,03, e um foco de dimensões nominais de 0,8 x 1,1 mm., [HAUS75] calculou: as FELs para duas orientações e as correspondentes FTMs do ponto focal; e a FTM da perda de nitidez, a partir das FTMs acima determinadas e dos fatores de magnificação.

Nos resultados, observou-se que as FTMs obtidas na exposição convencional eram bem diferentes nas duas direções (paralela e perpendicular ao eixo do tubo), sendo que a perda de nitidez era mais acentuada a distâncias objeto-filme maiores. Com o cone longo do novo sistema, as FTMs eram melhores, isto é, mais largas, sobretudo na direção correspondente à menor dimensão do foco. Radiografias de uma mesma secção lateral média de mama foram usadas para comprovar os resultados: no mamograma feito com técnica-padrão não se vêem microcalcificações, mas naquele produzido com o novo sistema e cone longo, principalmente na maior magnificação de seus testes (1,18 vezes), é possível a localização de diversas microcalcificações.

Assim, [HAUS75] chegou à conclusão de que a perda de nitidez devida à geometria de exposição pode ser um fator muito importante na visualização de pequenos detalhes, como as microcalcificações em mamografia, e isso depende intimamente do tamanho e formato do foco e da distância objeto-filme.

E. A. Sickles, Doi e Genant publicaram em 1977 ([SICKLES77]) um estudo comparando mamografias convencionais com as obtidas com magnificação de 1,5 vezes. Como no trabalho de [HAUS75], uma unidade CGR Senographe foi empregada para mamografia de contato, só que um tubo de microfoco RSI foi escolhido para mamografia com magnificação. Dessa feita, resolução, ruído, contraste e dose foram comparadas para as duas técnicas através das FTMs correspondentes, da

radiação espalhada e da dosimetria em mamogramas de 125 pacientes. Como conclusão, verificaram que as imagens magnificadas eram superiores às convencionais tanto qualitativa como quantitativamente, sobretudo em virtude da melhoria na resolução e redução do ruído, sendo possível inclusive indentificar em algumas pacientes de modo bem mais preciso a distinção entre tumores malignos e benignos.

Pelo fato, porém, de que a dose à paciente era considerada alta nessa técnica, B. E. Arnold, H. Eisenberg e B. E. Bjarngard fizeram novo estudo ([ARNOLD79]) comparando não apenas a qualidade da imagem como também a exposição à radiação em mamografia convencional com a mamografia em magnificação de 2 vezes. No primeiro caso, foi empregado tubo CGR Senographe com alvo de Mo, foco de 1,16 x 1,47 mm. e sistema tela-filme Kodak Min-R; no segundo caso, o tubo empregado foi um Machlett Dynamax com alvo de W, foco de 0,10 x 0,13 mm., sistema de duas telas Min-R e filme de dupla emulsão Kodak Ortho-G. Por avaliações de FTMs e da dosimetria, verificaram uma melhor qualidade da imagem magnificada com substancial redução da dose (na técnica de magnificação de 2 vezes, a dose foi reduzida em cerca de 3,7 vezes em comparação com a técnica convencional de contato).

Finalmente, o Dr. Sickles ([SICKLES80]) procedeu a uma pesquisa com 429 pacientes para investigar como a magnificação de 1,5 vezes (utilizada também em [SICKLES77]) com tubo de microfoco em mamografia poderia auxiliar no reconhecimento e diagnóstico de microcalcificações.

O procedimento adotado consistiu em realizar mamografias com uma unidade CGR Senographe (ponto focal de 0,8 mm.) ou com um tubo Machlett Dynamax (ponto focal de 1,0 mm.) usando sistema

tela-filme ou xero-radiográfico, respectivamente. A interpretação final do diagnóstico (benigno, equivocado para maligno, ou maligno) do estudo mamográfico convencional foi completado antes de se fazer um mamograma adicional com magnificação de 1,5 vezes, usando tubo RSI com microfoco de 0,09 mm. Então, o exame todo (convencional + magnificado) foi reinterpretado para verificar se havia mudanças de impressão diagnóstica.

Um resultado importante foi que, sob magnificação, o formato das microcalcificações individuais ficou mais claro, visto que uma imagem linear, curvilínea ou vermiforme dão um diagnóstico de malignidade e formatos circulares ou ovais são diagnosticados como benignos, de acordo com Dr. Sickles. Assim, as imagens magnificadas das microcalcificações resultaram melhores e permitiram interpretação correta acima de 70% dos casos. Entretanto, do total de pacientes, 117 casos patologicamente provados da presença de microcalcificações produziram interpretação equivocada ao se empregar a mamografia convencional de contato.

4.2.4. As Magnificações "Longitudinal e Transversal"

Dois conceitos foram expostos por Doi & Rossmann em [DOI75.f] para avaliar a distorção e a resolução da imagem em radiografias com magnificação. Tratam-se da magnificação transversal, definida como a razão entre os tamanhos da imagem magnificada e da convencional para objetos localizados num plano paralelo ao do filme; e a magnificação longitudinal, definida como essa mesma razão, mas para objetos num plano perpendicular ao filme.

Na conceituação de [DOI75.f], a base é a figura 4.6,

onde pequenas escalas X e Z são usadas para representar detalhes de interesse clínico no interior de uma certa estrutura anatômica. Sejam os índices c e m utilizados nas escalas X e Z para designar o objeto radiografado, respectivamente, no modo convencional (fig. 4.6.a) e em magnificação (fig. 4.6.b). Da definição da magnificação transversal (m_t) dada no início deste item, temos que:

$$m_t = \frac{X_m}{X_c} \quad (4-6)$$

o que leva a:

$$m_t = m \left(1 - \frac{h}{d} \right) \quad (4-7)$$

que é a relação entre a magnificação transversal e a magnificação convencional. Como, na prática, $h \ll d$, a equação (4-7) se torna:

$$m_t \approx m$$

ou seja, a magnificação transversal corresponde basicamente à magnificação radiográfica convencional. Analogamente, da definição da magnificação longitudinal (m_L), chega-se a:

$$m_L \approx m^2$$

Portanto, magnificando óticamente uma radiografia de contato por um fator m, todos os detalhes são magnificados pelo mesmo fator. Mas, utilizando a magnificação radiográfica com o mesmo fator m, o detalhe transversal será ampliado ainda pelo mesmo fator, enquanto o longitudinal sofrerá uma magnificação m^2 , o que significa que ele poderá ser melhor visualizado por magnificação radiográfica do que ótica.

Entretanto, os próprios autores ressaltavam que, na

(a)
Radiografia convencional
(de contato)

(b)
Radiografia em
magnificação

FIGURA 4.6

Geometria de formação da imagem radiológica
para exposição de contato e em magnificação

([DOI75.f])

prática, as estruturas de interesse clínico do paciente estão distribuídas não apenas nas direções X e Z , mas em direções arbitrárias. Isso implica que, mesmo descrevendo essas outras orientações em termos de X e Z (o que é possível), o efeito da magnificação longitudinal nesses casos é bem mais complicado. Aliás, como inclusive Doi & Rossmann chegaram a admitir, seus resultados não tinham muito significado prático para as condições reais.

4.3. CONCLUSOES PRELIMINARES

Rossmann, em [ROSSMANN69], havia recomendado a avaliação no centro do feixe para contornar a variância dos sistemas radiológicos e exposições em diversas orientações do campo para avaliar sistemas não isotrópicos. Essa última investigação foi realizada, de forma parcial, por Rao & Bates em [RAO69] e por Doi, Fromes e o próprio Rossmann em [DOI75.b]. Contudo, nenhum desses trabalhos menciona o efeito da não linearidade nas variações das FTMs obtidas e nem relacionam esse fator com a nitidez da imagem.

Essas recomendações que mencionamos acima, porém, parecem ter sido esquecidas também pelos pesquisadores que investigaram a magnificação radiográfica a partir de então. Notamos que, quando eles trabalham com dispositivos experimentais desalinhados, os resultados da avaliação pelas funções de transferência não dão certo, por causa dos focos não uniformes de sistemas não isotrópicos (como, por exemplo, em [DOI74.a] e [HAUS75]). A magnificação, porém, produz bons resultados quando é realizada com microfocos.

Assim, os pesquisas estudadas apresentam resultados discrepantes ou sem muita significância, quando estudam a característica de campo ou a magnificação através das funções de transferência. Todavia, muitos resultados experimentais apontam para as vantagens significativas em se proceder ao emprego da técnica de magnificação para aprimoramento da qualidade da imagem mamográfica.

Em vista disso, para embasar o estudo original da presente tese, propomos uma nova abordagem da característica de campo e um estudo formal da técnica de magnificação que poderá permitir aos usuários, sobretudo de sistemas mamográficos, aproveitar melhor o próprio equipamento com base nas características do foco de tais sistemas.

NOVA ABORDAGEM DA CARACTERÍSTICA DE CAMPO E ESTUDO FORMAL DA MAGNIFICAÇÃO LATERAL

5.1. INVARIANCIA ESPACIAL

É fato admitido por todos os pesquisadores que o sistema radiológico não é invariante no espaço. Isso implica que todos concordam que a imagem de um objeto que é deslocado no campo de raios-X sofre uma deformação. O que não parece estar claro é o motivo e as conseqüências desta variação, o que levou a uma série de artigos como revisamos no capítulo anterior, onde os autores adotam simplificações arriscadas. Tais pesquisas, por não respeitarem as recomendações iniciais de [ROSSMANN69] - as quais permitem considerar o sistema como invariante e, assim, aplicar a teoria das funções de transferência -, apresentam resultados surpreendentes, às vezes, até mesmo para os próprios autores.

Devemos, neste ponto, lembrar dois aspectos associados à formação da imagem de um objeto. Primeiramente, a existência da região conhecida por "penumbra"; e segundo, a deformação da imagem devida à angulação do feixe.

No primeiro caso, a penumbra seria a deformação de contorno na imagem do objeto, causada fundamentalmente pelo tamanho finito do foco do sistema. Ela só deixa de existir se o objeto está em

contato com o plano-imagem. Entretanto, nas condições práticas de um exame real, os detalhes de interesse radiológico estão no interior de uma estrutura anatômica e, portanto, sob magnificação, por mínima que seja. Mais adiante, ainda neste capítulo, mostraremos matematicamente a formação da penumbra para alguns tipos de objetos.

No segundo caso, a variação do ângulo de incidência dos raios sobre o objeto produz uma deformação na imagem que será tanto maior quanto maior for a distância em que este objeto se encontra do centro do feixe. A figura 5.1 exemplifica ambos os efeitos comentados.

É importante, então, frisar que:

(a) a influência do tamanho do foco está diretamente ligada à formação da penumbra; um foco grande produz mais penumbra que um foco menor;

(b) a angulação do feixe de raios-X produz uma deformação e uma ampliação do tamanho da imagem do objeto.

A partir disso, cremos que a abordagem apresentada por A. F. Frère em [FRERE90] seja a mais simples e completa, pois lá as variações no campo são analisadas como devidas a dois fatores: a angulação do feixe de raios-X e, se o foco efetivo não for redondo, a variação do tamanho equivalente desse foco para todas as orientações no campo em relação ao eixo catodo-anodo do tubo.

Essa variação do tamanho equivalente do foco em função do ângulo em que ele é observado é ilustrada pela figura 5.2. A partir da parte (b) daquela figura, concluímos que a imagem de um objeto situado no ponto A do campo de radiação, num plano paralelo ao plano do foco e ao filme, sofrerá influência de dois fatores. O primeiro é devido ao tamanho equivalente do foco no eixo em que aquele

(a)

(b)

FIGURA 5.1

- (a) Formação da penumbra a partir de um foco não pontual
 (b) Deformação da imagem devida à angulação do feixe

FIGURA 5.2

- (a) Diversos formatos de FELs por projeção do foco a x b

- (b) Influência da variação do tamanho equivalente do foco e da angulação do campo na formação da imagem.

objeto se encontra e o segundo devido ao ângulo dos raios-X que o atingem em relação ao eixo central, conforme mostrado na figura.

Um outro objeto, posicionado no ponto B, porém deslocado de um ângulo α em relação ao eixo catodo-anodo, "verá" um foco de tamanho diferente daquele "visto" pelo objeto em A, mas, como está à mesma distância x do centro do campo, sofrerá a mesma influência devida à angulação do feixe de raios-X.

Um objeto, enfim, situado no ponto C ilustrado na figura 5.2(b) "verá" o mesmo foco que em A, apresentando, portanto, a mesma penumbra ao redor de sua imagem. No entanto, a angulação dos raios-X que o atingem será diferente daquela para os objetos em A e B, pois ele está mais próximo do centro do que os outros dois. Logo, a deformação da imagem deste objeto será diferente da registrada para a posição A e B.

Portanto, para efetuar a avaliação, seja do sistema como um todo, seja do foco, seja da magnificação (isto é, das condições geométricas de exposição), através das funções de transferência, no caso de sistemas variantes e não isotrópicos, como é o caso dos sistemas de imagem radiológica, deve-se proceder da seguinte maneira:

- (1) colocar a fenda (objeto) para obtenção da FEL no centro do feixe;

- (2) orientá-la em diversas direções em relação ao eixo catodo-anodo do tubo radiográfico;

- (3) calcular a magnificação e a deformação devidas à angulação do feixe de raios-X nas orientações consideradas no item (2) acima, levando em conta a distância x em que o objeto se encontra

do centro do feixe naquela orientação.

Colocar a fenda numa posição afastada do centro do feixe, como fizeram Doi, Rossmann & Fromes em [DOI75.b], produz uma multiplicidade de informações em virtude da variação do tamanho do foco e da angulação dos raios-X, que são diferentes para cada secção da fenda, conforme ilustrado na figura 5.3. Nessa nova figura, observamos que o ponto A "vê" um determinado foco f , e sofre uma particular deformação pela angulação α_1 do feixe resultante de sua posição, distante x_1 do centro. Já o ponto B daquela fenda não só "vê" um foco diferente do ponto A, como a deformação que ele sofre também é diferente, devido à nova angulação α_2 do feixe para a posição de B, distante x_2 do centro. Analogamente, para o ponto C na figura 5.3.

Quanto à angulação do foco, consideramos seu efeito sobre a característica de campo como desprezível já que a projeção do foco real no plano gera o foco efetivo e é este que é medido nas avaliações.

A. F. Frère considerava alguns desses aspectos em [FRERE90], onde estabelecia um mapa de nitidez da imagem para o objeto em diversas posições do campo e sob diversos fatores de magnificação.

A partir de então, estudamos teoricamente esses conceitos para determinar um modo de relacionar a ampliação devida ao deslocamento lateral do objeto, afastando-se do centro do campo, e o seu tamanho obtido de modo convencional em termos, porém, somente de parâmetros conhecidos, como as distâncias foco-objeto e objeto-filme, o tamanho do objeto e o seu deslocamento x . Desse estudo, conceituamos a magnificação lateral, conforme exposto a seguir.

FIGURA 5.3

Projeção do ponto focal com uma fenda desalinhada com o centro do feixe

FIGURA 5.4

Formação da imagem (sombra) de um objeto retangular em magnificação num eixo particular de orientação.
Objeto no centro do feixe e deslocado de $\underline{x}$ (foco ideal)

5.2. MAGNIFICAÇÃO LATERAL E TAMANHOS DE SOMBRA E PENUMBRA

Partindo do que foi colocado nos dois últimos parágrafos do item anterior, consideramos que o enfoque mais realístico na investigação da magnificação de objetos localizados fora do centro do campo seja avaliar a variação do tamanho da imagem de acordo com 3 fatores fundamentais:

(1) o tamanho do foco, pois quanto menor ele for, maior e mais nítida será a imagem; ademais, para sistemas não isotrópicos - muito comuns na nossa realidade prática -, o tamanho e formato do foco variam de acordo com o ângulo de orientação do objeto em relação ao eixo catodo-anodo do tubo;

(2) o fator de magnificação convencional m , pois quanto menor a distância foco-objeto, maior a ampliação do tamanho da imagem;

(3) a variação da angulação dos raios-X com a variação da distância x entre o objeto deslocado e o centro do feixe, ao longo de um mesmo eixo de orientação.

Esses fatores nos levam a investigar a magnificação radiográfica levando em conta, não apenas as distâncias x do deslocamento do objeto, mas também os ângulos de orientação dentro do campo e o fator de magnificação convencional. A variação que ocorre no tamanho da imagem em função desses fatores será responsável por uma ampliação da imagem do objeto deslocado em relação à sua imagem no centro do campo, e é esse fenômeno que investigamos aqui.

Para tanto, partimos da seguinte questão: considerando um foco de dimensões definidas e que, em razão da característica de

campo, é visto com diferentes tamanhos e formatos de acordo com a orientação no campo, qual o comportamento da imagem à medida que se desloca o objeto radiografado, ao longo de um mesmo eixo de orientação, afastando-o do centro do feixe?

Vamos considerar, inicialmente, um foco ideal produzindo a imagem S do objeto de tamanho d num particular eixo de orientação, conforme a figura 5.4. Notamos que, no centro do campo, o tamanho S da imagem dependerá do comprimento d , da espessura (ou altura) e , e da magnificação convencional, que aqui consideramos como $m = (a+b)/a$, da seguinte maneira:

$$S = \frac{2(a+b)}{2a - e} d \quad (5-1)$$

Sendo $e \ll a$, então o tamanho da imagem se torna simplesmente:

$$S = \frac{a + b}{a} d = m.d \quad (5-2)$$

Por simples observação da figura 5.4, porém, é visível que, se o objeto considerado se desloca x do centro, a imagem S' que vai ser formada é maior que o valor de S , sem, entretanto, ter ocorrido variação de m ou de d . Deve-se também ressaltar que o tamanho do foco não exercerá influência na variação do tamanho da imagem de S para S' . Na figura 5.5, esse fato é ilustrado, tomando agora um foco real de tamanho f . O que ocorre é que a dimensão finita do foco agora provocará o aparecimento de uma região em torno da imagem real S , correspondendo à não-nitidez geométrica ou os borrões de contorno. Usando uma notação mais comum, a região S (ou S') é a que chamaremos de região de sombra, enquanto os borrões de contorno corres-

(a)

(b)

FIGURA 5.5 - Formação da imagem (sombra) e da penumbra com foco real de tamanho f para um objeto retangular em magnificação
(a) no centro do campo; (b) deslocado de x do centro

FIGURA 5.6 - Formação da sombra para objetos iguais deslocados de x_1 e x_2 do centro do campo.

ponderão à penumbra, numa analogia à ótica.

Entretanto, a penumbra permanece constante ao longo de um mesmo eixo de deslocamento do objeto, já que, nesse caso, nem o tamanho do foco, nem o tamanho do objeto mudam. Mais tarde, comprovaremos matematicamente essa conclusão.

A partir dessas avaliações, podemos verificar que aquele aumento "lateral" do tamanho da imagem se deve exclusivamente ao deslocamento do objeto, provocando uma modificação na projeção dos raios que partem do foco. Na presente tese, definimos a magnificação lateral g como a relação entre o tamanho S' da imagem do objeto deslocado no campo e o tamanho S da imagem no centro. Como esse tamanho S se relaciona ao tamanho real do objeto por meio da magnificação convencional m , fica fácil, então, relacionar o tamanho d do objeto deslocado e de sua correspondente imagem final:

$$S' \cong g.m.d \quad (5-3)$$

5.2.1. Efeito da Magnificação Lateral: objeto retangular

Na figura 5.4 foi tomado como exemplo um objeto de formas retas com espessura (ou altura) a . Vamos mostrar, nesse item, que o tamanho S da imagem sofre um acréscimo constante à medida que deslocamos o objeto ao longo de um mesmo eixo de orientação no plano-objeto e que esse acréscimo é linear e proporcional ao deslocamento x . Além disso, também será mostrado como o valor S se relaciona ao tamanho do objeto, considerando apenas os fatores conhecidos nessa projeção geométrica.

Partindo, então, da figura 5.6 - que é uma simplifi-

cação da figura 5.4 -, temos que x_1 e x_2 correspondem a deslocamentos arbitrários do objeto num eixo paralelo ao plano-imagem onde serão formadas as respectivas imagens S_1 e S_2 . Das dimensões e ângulos mostrados na figura, temos:

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{x_1}{a'} = \frac{x_1 + t}{a' + b'} \quad (5-4)$$

$$\operatorname{tg} (\alpha + \phi) = \frac{x_1}{a' - e} = \frac{x_1 + t + S_1}{a' + b'} \quad (5-5)$$

Logo, de (5-4) e (5-5):

$$S_1 = x_1 \left[\frac{e (a' + b')}{a' (a' - e)} \right] \quad (5-6)$$

Para o deslocamento x_2 do objeto, os novos ângulos seriam α' e ϕ' , como indicado na figura 5.6, e, analogamente ao que foi feito para S_1 , teremos:

$$S_2 = x_2 \left[\frac{e (a' + b')}{a' (a' - e)} \right] \quad (5-7)$$

e, portanto, que:

$$\frac{S_1}{S_2} = \frac{x_1}{x_2} \quad (5-8)$$

demonstrando a relação linear entre o tamanho da imagem e o deslocamento x do objeto.

Retornando agora à figura 5.4, vamos determinar o tamanho S' da imagem do objeto deslocado x em relação ao centro do campo. Das relações mostradas na figura, teremos:

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{x - d/2}{a + e/2} = \frac{x + l}{a + b} \quad (5-9)$$

$$\operatorname{tg} (\alpha + \varnothing) = \frac{x + d/2}{a - e/2} = \frac{x + l + S'}{a + b} \quad (5-10)$$

De (5-9) e (5-10), verificamos que S' vale:

$$S' = \frac{4(a + b)(ex + ad)}{4a^2 - e^2} \quad (5-11)$$

Como definimos a magnificação lateral como a relação entre o tamanho da imagem deslocada (S') e o tamanho da imagem no centro do campo (S), e como, no centro, esse tamanho é dado pela equação (5-1), então, para um objeto retangular como considerado até aqui, essa magnificação valerá:

$$g = \frac{S'}{S} = \frac{\frac{4(a + b)(ad + ex)}{4a^2 - e^2}}{\frac{2(a + b)}{(2a - e)} d} = \frac{2(ad + ex)}{d(2a + e)} \quad (5-12)$$

Tomando por base a figura 5.5, em que temos um foco real de tamanho f , esse valor também exercerá influência no tamanho final da imagem (ou no tamanho da "sombra"), além de produzir a região de penumbra. Para as projeções mostradas na figura 5.5, os valores da sombra no centro (S_R) e afastada dele (S'_R) e os correspondentes valores da penumbra (p e p') serão:

$$S = \frac{2d(a+b) - f(2b+e)}{2a-e} \quad (5-13)$$

$$\frac{S'}{R} = \frac{4a[d(a+b) - bf] + e(x - ef)}{4a^2 - e^2} \quad (5-14)$$

$$p = 2f \frac{2b+e}{2a-e} \quad (5-15)$$

$$p' = 2f \frac{4ab + e^2}{4a^2 - e^2} \quad (5-16)$$

Para maiores detalhes sobre as relações geométricas e o equacionamento que permitem chegar aos resultados acima, recomenda-se a leitura do APENDICE I, onde as derivações matemáticas são apresentadas de modo mais detalhado. Dos resultados acima, podemos fazer as seguintes observações:

(a) se $a \gg e$, a equação (5-11) se torna:

$$S' = \frac{a+b}{a} \cdot \frac{ex+ad}{a} = m \frac{ex+ad}{a} \quad (5-17)$$

(b) nesse caso, a magnificação lateral ficaria:

$$g = \frac{m \frac{ex+ad}{a}}{md} = 1 + \left(\frac{e}{ad} \right) x \quad (5-18)$$

Isso indica que a ampliação "lateral" da imagem estará fortemente dependente do valor do deslocamento x . Note-se que, no centro do campo, o termo em x nas equações (5-17) e (5-18) desaparece

e, então:

$$S' = md = S \quad e \quad g = 1$$

Para as relações estabelecidas com foco real de tamanho f , as observações são similares:

(a) com $a \gg e$, a equação (5-13) fica:

$$S = \frac{a+b}{R} d - \frac{b}{a} f = md - \frac{b}{a} f \quad (5-19)$$

indicando que é o mesmo tamanho obtido com foco ideal diminuído do fator $(b/a) f$, que é a penumbra.

(b) com a mesma restrição, a equação (5-14) se torna:

$$S' = \frac{a+b}{R} \left(d - f + \frac{e}{a} x \right) + f = m \left(d + \frac{e}{a} x \right) - \frac{b}{a} f \quad (5-20)$$

que é idêntica à equação (5-19) a menos do termo $m (e/a)x$, que determina o aumento "lateral" do tamanho da imagem.

(c) por fim, pode-se notar que, sob essa condição, a penumbra total fica constante, isto é, $p = p'$, independentemente do deslocamento x ($p = 2bf/a$).

5.2.2. Efeito da Magnificação Lateral: objeto esférico

Agora, vamos verificar o comportamento de sombra e penumbra para um objeto de formas circulares, semelhantemente ao que foi feito no item anterior. Para isso, partimos da figura 5.7, que retrata a geometria de exposição com um foco F inicialmente tomado como ideal para um objeto esférico colocado sob o feixe central e

deslocado x desse centro num determinado eixo.

Das relações mostradas na figura, podemos concluir, para objeto central, que:

$$\operatorname{tg} \theta = \frac{r}{\sqrt{a^2 - r^2}} = \frac{S_E/2}{a + b} \quad (5-21)$$

de onde sai que o tamanho S_E da imagem no centro será:

$$S_E = \frac{a + b}{\sqrt{a^2 - r^2}} \cdot 2r \quad (5-22)$$

Note-se que, se $a \gg r$, a equação (5-22) pode ser aproximada da relação básica:

$$S = \frac{a + b}{a} \cdot 2r = m \cdot 2r$$

que é idêntica à equação (5-2), já que o termo $2r$ corresponde ao diâmetro da circunferência da figura 5.7.

Para o objeto deslocado no campo, o equacionamento se torna um pouco mais complicado, pois é importante lembrar que nosso interesse é determinar o tamanho S_E em função apenas de a , b , r e x . Assim, temos que:

- pelos triângulos AOK e ABC:

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{x}{a} = \frac{x + h + S_1}{a + b} \quad (5-23)$$

- pelo triângulo AOE:

$$\operatorname{tg} \phi = \frac{r}{d} = \operatorname{tg} \beta \quad (5-24)$$

onde $d = \sqrt{a^2 + x^2 - r^2}$.

FIGURA 5.7 - Formação da sombra de um objeto de forma circular em magnificação num eixo particular de orientação, a partir de um foco ideal

(a) objeto no centro; (b) objeto deslocado de x

FIGURA 5.8 - Formação da sombra e da penumbra com foco real de tamanho f e objeto circular em magnificação
(a) no centro; (b) deslocado de x .

- pelo triângulo DGH:

$$S_2 = \frac{cr}{d \cos \alpha} \quad (5-25)$$

onde $c = (a+b) \sqrt{1 + x^2/a^2}$ (que sai das relações nos triângulos AOK e ABD).

- pelo triângulo HIJ:

$$S_3 = \frac{c \times r^2}{adc_1 \cos (\alpha + \phi)} \quad (5-26)$$

onde $c_1 = \sqrt{a^2 + x^2}$

- e pelos triângulos ABC e ABD:

$$S_1 = (a+b) \left[\frac{r (x^2 + a^2)}{a (ad + xr)} \right] \quad (5-27)$$

O valor final de S'_E será a soma das equações (5-25), (5-26) e (5-27); já com as substituições necessárias para $d, c, c_1, \cos \alpha$ e $\cos (\alpha + \phi)$, encontraremos¹ :

$$S'_E = 2r (a+b) (a^2 + x^2) \left[\frac{\sqrt{a^2 + x^2 - r^2}}{a^2 (a^2 + x^2 - r^2) - (xr)^2} \right] \quad (5-28)$$

Dai, para encontrarmos a magnificação lateral para esse caso agora, basta estabelecer a relação entre as equações (5-28) e (5-22):

$$g = \frac{S'_E}{S_E} = \frac{(a^2 + x^2) \sqrt{(a^2 - r^2) (a^2 + x^2 - r^2)}}{a^2 (a^2 + x^2 - r^2) - (xr)^2} \quad (5-29)$$

1. OBS.: Voltamos a lembrar que, para maiores detalhes sobre o equacionamento que conduz a esses resultados, recomendamos consultar o APENDICE I.

Pode-se verificar novamente que, para $x = 0$, ou seja, no centro do campo, a magnificação lateral g dada em (5-29) se torna igual a 1, uma vez que, fazendo $x = 0$ na equação (5-28), o resultado será o mesmo da equação (5-22) calculada para o objeto central.

Analogamente ao item anterior, podemos fazer aqui aproximações em função dos casos práticos. Então, para detalhes de interesse clínico esféricos e muito pequenos, temos a condição de $a \gg r$ (como verificado anteriormente para a equação (5-22)). Daí, as equações (5-28) e (5-29) se tornam, respectivamente:

$$S'_E = 2r \frac{(a + b)}{a} \frac{\sqrt{a^2 + x^2}}{a} = 2r.m. \frac{\sqrt{a^2 + x^2}}{a} \quad (5-30)$$

$$g = \frac{\sqrt{a^2 + x^2}}{a} \quad (5-31)$$

Das equações acima, percebemos que a magnificação lateral poderá exercer uma influência significativa desde que a relação entre a e x se aproxime da unidade. Um exemplo prático: suponhamos que um objeto em magnificação esteja situado a uma distância de 15 cm. do foco; nesse caso teríamos, para um deslocamento de 5 cm. desse objeto em relação ao centro, um aumento "lateral" de sua imagem de 1,054 vezes, pela equação (5-31). Nesse exemplo, a magnificação convencional tem um efeito bem maior, pois, se a distância foco-filme for, digamos, de 30 cm., teríamos $m = 2,0$, ou seja, 89% maior que o fator g .

Todavia, se fizéssemos com que a distância foco-objeto (isto é, o termo a) se tornasse 10 cm., para a mesma distância foco-filme, a despeito de o fator m se tornar igual a 3,0, o aumento "lateral" g da imagem seria agora de 1,12 vezes. Ou seja, a ampliação

lateral da imagem dobraria, enquanto que a magnificação convencional aumentaria em 50% somente em relação ao exemplo anterior.

Analogamente ao item 5.2.1, no caso real de um foco não ideal mas de dimensões finitas (figura 5.8), teremos, para os tamanhos de sombra no centro do campo (S_{Er}) e deslocada (S'_{Er}):

$$S_{Er} = \frac{2 ar (a+b) + f (rf/2 - b \sqrt{a^2 + f^2/4 - r^2})}{a \sqrt{a^2 + f^2/4 - r^2} + rf/2} \quad (5-32)$$

$$S'_{Er} = (a+b) \left\{ \frac{r (d_A + d_B) (a^2 + x^2 - f^2/4) + af (r^2 - d_A d_B)}{[ad_B - r (x-f/2)] [ad_A + r (x+f/2)]} \right\} + f \quad (5-33)$$

onde $d_A = \sqrt{a^2 + (x+f/2)^2 - r^2}$ e $d_B = \sqrt{a^2 + (x-f/2)^2 - r^2}$.

Aqui também haverá a penumbra que, no centro, será:

$$P_E = \frac{2f (ab + r^2)}{a^2 - r^2} \quad (5-34)$$

que será exatamente o mesmo valor para p'_E , isto é, a penumbra para o objeto deslocado de x no campo (conforme revelam os cálculos mostrados no APENDICE I). A magnificação lateral agora será a relação entre as equações (5-33) e (5-32).

Também aqui, podemos verificar que, se $x = 0$, a equação (5-33) fica igual à (5-32), isto é, $S'_{Er} = S_{Er}$. Fazendo $f \rightarrow 0$, podemos verificar o seguinte:

- a equação (5-32) se torna igual à equação (5-22), ou seja, o valor calculado para S considerando ponto focal ideal;
- a equação (5-33) se torna igual à equação (5-28),

que é o valor calculado para S' (objeto deslocado) na mesma condição;

- e a equação (5-34), como era previsto, torna-se igual a zero, já que, com foco ideal, não existe penumbra.

Do mesmo modo, se considerarmos também a condição $a \gg r$ (objetos pequenos):

(a) a equação (5-32) se torna:

$$S_{Er} = \frac{2r (a + b)}{\sqrt{a^2 + f^2/4}} - \frac{b}{a} f \quad (5-35)$$

que corresponde a uma situação muito próxima da condição de foco ideal (nesse caso, temos também pela lógica que $a \gg f$) a menos da penumbra; de fato, pode ser verificado que o termo (fb/a) é a metade do valor de P_E (equação (5-34)) na mesma condição considerada.

(b) a equação (5-33) fica, então:

$$S'_{Er} = \frac{\sqrt{a^2 + x^2}}{a} \cdot \frac{2r (a + b)}{a} - \frac{b}{a} f \quad (5-36)$$

que se diferencia da equação (5-35) basicamente apenas pelo termo $\sqrt{a^2 + x^2}/a$, que se torna igual a 1 se o objeto se encontrar no centro do campo (isto é, $x = 0$).

5.2.3. Conclusões

Os resultados teóricos explanados nos itens anteriores demonstram que existe uma importante dependência entre o tamanho da imagem e o posicionamento do objeto radiografado no campo de radiação, como era esperado. Particularmente, o estudo que fizemos preocupou-se em investigar o tamanho da imagem e da não-nitidez (ou seja, a sombra

e a penumbra, respectivamente) para objetos no centro e deslocados, ao longo de um eixo arbitrário. Mas, obviamente, o estudo do comportamento de sombra e penumbra numa consideração bidimensional, isto é, no plano-imagem como um todo, derivará do equacionamento apresentado aqui. Do mesmo modo, configurações diferentes das dos objetos estudados certamente corresponderão apenas a uma composição dos formatos considerados. Por isso e por corresponderem às configurações geométricas mais simples e mais comuns, escolhemos estudar o efeito da magnificação lateral para objetos de formas retas e esféricas. Esses últimos, por sinal, equivalem ao formato da maioria das microcalcificações que são de interesse da mamografia.

Com o equacionamento, então, dos itens anteriores, podemos verificar um aspecto muito relevante: em todos os casos, é possível concluir que, ao longo de um eixo, o tamanho S' da imagem, correspondente ao objeto deslocado, é sempre maior que o tamanho S , no centro do campo. Paralelamente, as equações também mostram que o tamanho da penumbra p mantém-se constante, independentemente do deslocamento do objeto ao longo do mesmo eixo. Portanto, isso implica que, se um particular objeto radiografado estiver posicionado a uma distância x do centro do feixe, será possível observar uma imagem mais nítida do que se ele estivesse exatamente no centro, em razão desse aumento da relação sinal-ruído.

Obviamente, esse aumento de nitidez é fisicamente limitado pelas condições de exposição, sobretudo pelo limite das excursões máximas do tubo e pelo tamanho do filme. Além disso, sabemos que tal ampliação do tamanho da imagem à medida que deslocamos o objeto vem acompanhada de uma deformação de sua configuração inicial

(para o círculo original, a imagem se torna uma elipse).

Entretanto, estamos convencidos de que, na maioria das investigações clínicas, o interesse do radiologista está em, primeiramente, identificar se existe um detalhe particular (microcalcificações, tumores, etc.) na imagem radiológica e, depois, identificar as características de contorno daquele detalhe. Logo, dentro dos próprios limites inerentes à prática, consideramos que o efeito da magnificação lateral é sempre positivo no auxílio do diagnóstico por melhoria da nitidez (aumentando o tamanho da imagem para uma não-nitidez de contorno de valor constante).

Esses resultados nos levam, inclusive, a considerar se não seria conveniente uma mudança nas práticas de rotina, por exemplo, do exame mamográfico. Atualmente, é adotado o posicionamento da mama na região central do campo. Nossos resultados teóricos, contudo, mostram que, havendo microcalcificações, elas devem ser mais facilmente identificadas se sua localização for na região superior e na porção frontal da mama, pois, desse modo, estariam sendo radiografadas inevitavelmente em magnificação (tanto convencional como lateral), mesmo que fosse usada a técnica usual de mamografia de contato.

Por essa razão, uma das investigações práticas da presente tese consistiu em obter imagens radiográficas magnificadas de uma matriz de esferas de tungstênio de 1,2 mm. de diâmetro, separadas de 1,0 cm. entre si. No capítulo 9 são apresentados os resultados e as discussões a esse respeito, que vêm de encontro às conclusões teóricas a que chegamos neste capítulo.

AValiação DO EFEITO DA CARACTERÍSTICA DE CAMPO **SOBRE AS FTMs DE SISTEMAS RADIOLOGICOS REAIS**

Pela teoria associada à característica de campo, é certo que a FEL (e, portanto, a FTM) devida ao ponto focal de um sistema radiológico real é diferente para cada orientação do campo de radiação. Apresenta-se neste capítulo a investigação do comportamento das FTM's de acordo com diversas orientações da fenda para três sistemas radiológicos reais. São descritos ainda os procedimentos experimentais desenvolvidos para obtenção das imagens de fenda e sua consequente digitalização e processamento computacional, bem como uma descrição do aparato experimental necessário.

6.1. PROCEDIMENTOS PARA OBTENÇÃO DAS IMAGENS DE FENDA

O processo básico de obtenção e processamento das imagens de fenda para determinação da FTM segue a proposta de A.F. Frère & S. Mascarenhas (referência [FRERES2], apresentada no item 2.3 do capítulo 2), que utiliza a superposição de duas curvas, correspondentes a imagens digitalizadas de fenda, para linearização e, a partir daí, obtenção da FEL e da Função de Transferência de Modulação do sistema sob análise.

Os procedimentos experimentais dividem-se em três

etapas distintas:

1. obtenção das imagens de fenda junto a aparelhos radiológicos: utiliza-se um dispositivo desenvolvido no Laboratório de Análise e Digitalização de Imagens ([MACHADO88]) e modificado para esse projeto, constituído basicamente de uma mesa de coordenadas completamente desmontável, com dispositivo para alocação da fenda e do cassete com filme.

2. digitalização e tratamento computacional: procedimentos de digitalização das imagens obtidas no microdensitômetro OPTRONICS do IFQSC-USP, e posterior tratamento utilizando os programas já desenvolvidos para essa finalidade no computador VAX-80 do mesmo IFQSC-USP.

3. tratamento computacional em micro PC: processamento das imagens digitalizadas no OPTRONICS num microcomputador do tipo PC, utilizando programação em PASCAL especialmente desenvolvida para essa análise.

6.1.1. Dispositivo Experimental

Para aplicação dos conceitos envolvidos na teoria das funções de transferência de sistemas radiológicos, é necessário obter-se a distribuição de intensidade de raios-X do ponto focal do sistema considerado, através de uma imagem do próprio foco com o uso da câmara de orifício ou de uma fenda.

O dispositivo experimental utilizado para a realização dos testes de campo é uma mesa de coordenadas desmontável, desenvolvida em [MACHADO88], com algumas modificações para nossas

finalidades, e ilustrada na figura 6.1. Esse dispositivo, conforme se observa na figura, é composto fundamentalmente por: (a) uma mesa de nivelamento com quatro pés independentes e ajustáveis para estabelecer o necessário paralelismo de sua base com o objeto e o tubo de raios-X; (b) uma placa com "ecran" (placa de alinhamento de campo) que permite posicionar o objeto (fenda) no centro exato do feixe de raios-X; (c) três "bandejas" móveis, duas para ajuste de centralização e outra para deslocamento do cassete com filme, sem alterar o alinhamento estabelecido no caso (b); e (d) um suporte fixo, parafusado a um anel de alumínio com 36 furos-guia separados por 10° cada um, para sustentar a fenda ou a placa-"câmara de orifício".

Esse dispositivo foi elaborado com a preocupação de adaptabilidade a qualquer tipo de aparelho radiológico. Por isso, os pés independentes e ajustáveis, para o caso da existência de poltronas ou mesinhas fixas junto ao aparelho, e a possibilidade de inúmeros ajustes de altura, porque os movimentos máximos dos tubos existentes diferem muito entre si.

O paralelismo necessário entre mesa, eixo do tubo e objeto (dispositivo de teste), mencionado em (a), deve-se ao fato de que tal condição geométrica é requisito fundamental para que não haja distorções na imagem obtida da fenda por obliquidade dos raios do feixe.

A placa de alinhamento de campo mencionada em (b) é utilizada para garantir que o dispositivo suporte para a fenda (o "objeto") fique posicionado exatamente no centro do feixe, ou seja, o centro da fenda coincida com o centro do feixe, garantindo condições, então, de perpendicularismo da exposição. Tais condições são essenciais para que se garanta a avaliação sem influência da defor-

FIGURA 6.1

- (a) Dispositivo experimental para obtenção das imagens de fenda
 (b) Dispositivo montado sob um tubo de raios-X

mação devida à geometria de exposição, respeitando também a condição para que o sistema seja considerado invariante.

6.1.2. Obtenção das imagens de fenda

Primeiramente, realiza-se o teste de alinhamento, para que o dispositivo-suporte esteja posicionado exatamente no centro do feixe de raios-X, à meia distância foco-filme¹, e paralelamente a esses respectivos planos. O primeiro passo é a obtenção de uma imagem do tipo câmara de orifício: colocando-se no suporte um dispositivo de câmara de orifício, é feita uma exposição de raios-X de modo a se obter, após a revelação do filme, uma imagem do ponto focal do aparelho sob investigação.

Esse primeiro teste tem, basicamente, duas finalidades: (a) identificar "in loco" o formato do ponto focal, o que já propicia uma idéia inicial do provável comportamento do sistema radiológico sob análise - a partir da avaliação do tamanho e da relação entre as dimensões do foco; (b) determinar as melhores condições de exposição para obtenção de uma imagem discernível. Esse segundo aspecto está relacionado à escolha dos valores de KVp, de mA e tempo de exposição disponíveis nos diversos aparelhos de radiodiagnóstico, procurando-se utilizar os valores empregados mais freqüentemente pelos operadores do equipamento nos procedimentos clínicos.

1. Nos testes práticos, utilizaram-se:
distância foco-filme: 40 cm.;
distância foco-objeto: 30 cm.

Deve-se também destacar aqui que a escolha do nível mais adequado de intensidade de radiação a ser utilizado nas exposições está associado a diversas questões de relevância do procedimento experimental:

(1) a sobrecarga do aparelho - pelo fato de serem feitas diversas exposições subseqüentes, é preciso precaução para que o valor de KVp e corrente de tubo sejam compatíveis com uma imagem de adequado contraste sem sobrecarga do tubo por aquecimento;

(2) a corrente (ou a relação mA.s que é proporcionada pela maioria dos aparelhos, sobretudo os mamográficos) deve ser mantida preferencialmente com o mesmo valor para todas as exposições - a literatura correlata aponta mudanças no tamanho do ponto focal para grandes variações de corrente; daí a manutenção de um mesmo valor de corrente também durante os testes com a fenda para não denegrir a precisão dos resultados.

Determinadas as melhores condições de exposição, a fenda é colocada no suporte. São efetuadas, então, diversas exposições de raios-X, cada qual correspondendo a uma orientação da fenda (0, 10, 20, 30... até 90°), cujo suporte vai sendo manualmente mudado de orientação sobre o anel de alumínio com os furos-guia. Além dessas 10 imagens, é obtida mais uma para a fenda paralela (0°) ao eixo do tubo, com valores de exposição ligeiramente diferentes para que possa ser feita a superposição de curvas das imagens digitalizadas para obtenção da curva H-D, segundo o método proposto em [FREIRE82], descrito no capítulo 2. Esta curva é utilizada para linearizar o sistema no processamento convencional das imagens para obtenção das FTMs.

6.2. PROCEDIMENTOS PARA O TRATAMENTO DAS IMAGENS DE FENDA EM COMPUTADOR

Após obter imagens de fenda, deve-se proceder a sua digitalização, isto é, transformar os níveis de cinza do filme em valores binários correspondentes, numa escala de 0 a 255 (8 bits). Os procedimentos necessários para o seu processamento no computador VAX-80 correspondem às etapas comentadas a seguir.

6.2.1. Digitalização no Optronics

O filme a ser digitalizado é preso adequadamente ao tambor rotatório do microdensitômetro Optronics e varrido em pontos eqüidistantes de 25 μ m. Em seguida, o sistema é posto em funcionamento e cada nível de intensidade luminosa, correspondendo a um dos 256 níveis binários, é transferido para um disco magnético no computador VAX-80. No procedimento de digitalização, são gravadas 50 linhas da varredura no meio da imagem de fenda.

A seguir, é calculada a média aritmética das linhas varridas no filme e os dados binários são convertidos em valores de densidade ótica para obter a curva correspondente à imagem de fenda, retratada em termos dos níveis de densidade lidos no filme em função da distância varrida na leitura.

A conversão da leitura binária do Optronics em níveis de densidade ótica é feita através da utilização de uma curva de calibração previamente obtida e que muda dependendo do filme.

6.2.2. Levantamento da curva H-D e obtenção das FELs

Após a obtenção das curvas correspondentes às distribuições de densidade das imagens de fenda em função da distância, é efetuado o processamento proposto por [FRERE82] para o levantamento da curva H-D, necessária à linearização do sistema radiológico.

O programa SLIT é responsável por esse processamento. Na sua aplicação, são introduzidos os dados correspondentes a duas curvas das imagens de fenda, produzidas por duas exposições E1 e E2. O programa permite superpor as duas curvas a partir da identificação de seus máximos. Essa superposição pode ser feita manualmente pelo operador, desde que ele verifique no terminal gráfico a necessidade de aprimorar o procedimento.

Quando as duas curvas estão superpostas, plotando-se as densidades da curva F1 em função das densidades da curva F2, os pontos relativos às partes ascendentes das curvas devem ser superpostos aos relativos às partes descendentes. O programa, então, utiliza essa curva para construir a curva H-D, considerando que a diferença de densidades entre os valores das duas curvas deve-se à diferença da exposição relativa entre as duas imagens de fenda.

Obtida a curva H-D, o processo de linearização é completado, utilizando-se o programa KX, que converte os níveis de densidade das imagens de fenda em níveis correspondentes de Exposição em função da distância varrida na leitura. Em outras palavras, esse programa possibilita a obtenção da FEL de cada uma das curvas.

Para eliminação do ruído devido ao fundo do filme, é utilizado o programa SEL que, com marcadores no terminal de vídeo,

seleciona a região de interesse das curvas, fazendo também uma correção na linha de base. Essa correção se deve ao fato de que, no corte do ruído, é comum que o primeiro ponto na subida das curvas não tenha correspondência com o último ponto da descida dessas mesmas curvas, isto é, não correspondam ao mesmo valor de densidade. Nesse caso, o processamento seguinte, que consiste no cálculo da transformada de Fourier dessa função para obtenção da FTM, apresentará problemas, ao interpretar a ausência de um ponto na base como um impulso, o que altera o resultado do cálculo.

6.2.3. Obtenção da FTM

O teste final do método consiste no cálculo da FTM e do valor do tamanho do ponto focal. O programa FT é o responsável por esse procedimento.

Esse programa permite calcular a Transformada de Fourier da FEL obtida e também calcula seu valor RMQ, que equivale ao tamanho do ponto focal, segundo o método de [DOI75.c].

Posteriormente, desenvolvemos os mesmos programas em Pascal para efetuar o processamento das imagens num microcomputador PC.

6.2.4. Discussão sobre o processamento em computador

A partir da manipulação dos programas em FORTRAN existentes no VAX-80, ou em PASCAL desenvolvidos em microcomputador PC, para processamento das imagens de fenda, após digitalização no microdensitômetro OPTRONICS, algumas questões puderam ser avaliadas. Entre

elas, a vantagem do método estudado para avaliação da qualidade de sistemas radiológicos: certamente, a substituição do dispositivo convencional para levantamento da curva sensitométrica do sistema por uma programação específica representa uma significativa otimização do processo de controle de qualidade por descartar um mecanismo sofisticado, grande, caro e muito difícil de operar, sem prejuízo da precisão.

É necessário, contudo, ter muito cuidado com a determinação das condições para obtenção das imagens de fenda no departamento radiológico, porque o valor de exposição deve ser tal que seja suficiente para propiciar um nível médio de densidade ótica bem distinto dos níveis de fundo, mas sem provocar saturação na digitalização. Além disso, as melhores curvas para superposição são aquelas cuja diferença entre seus máximos seja pequena para possibilitar a utilização da maior quantidade possível de pontos no levantamento da curva H-D.

6.3. RESULTADOS DOS TESTES DE CAMPO

Os procedimentos experimentais avaliaram três equipamentos de radiodiagnóstico: um aparelho convencional para radiografias de tórax, pulmão, crânio, incluindo tomografia, e dois mamógrafos.

Todas as exposições foram feitas em filmes radiográficos CRONEX MRF33 Blue, da DuPont, sem telas intensificadoras, processados em reveladoras RP X-OMAT da Kodak, encontradas nos hospitais onde os aparelhos radiológicos estão instalados.

A seguir são apresentadas algumas características básicas dos equipamentos estudados, com a correspondente designação que passamos a dar-lhes nesta tese.

EQUIPAMENTO 1

Aparelho de Raios-X: ROTALIX ROT 350-10 - PHILIPS;
Finalidade: radiodiagnóstico em geral;
Valor nominal de ponto focal: 0,6 mm. (foco fino)- 1,3 mm. (foco grosso);
Controles: KVp - variável de 5 em 5 até 150 KV;
 mAs - controle automático ou independente
(corrente máxima: 200 mA; tempo máximo: 6,0 s.);
Anodo: W

EQUIPAMENTO 2

Aparelho de Raios-X: MAMMOMAT SIEMENS (Mod. 81 21485 G2099);
Finalidade: mamografia;
Valor nominal de ponto focal: não indicado
Controles: KVp - fixos em 28, 30, 35 e 40 KV;
 mAs - 16 a 800 (não há controles independentes de corrente e tempo de exposição);
Anodo: Mo.

EQUIPAMENTO 3

Aparelho de Raios-X: MAMMODIAGNOST ROT-201 - PHILIPS
Finalidade: mamografia;
Valor nominal de ponto focal: não indicado
Controles: KVp - fixos em 25, 28, 31, 35, 40 e 50 KV;
 mAs - automático (existe apenas o controle independente de tempo de exposição: 0,2 a 4,0 s.);
Anodo: Mo.

6.3.1. Resultados dos testes realizados com o EQUIPAMENTO 1

Após realizar os procedimentos para alinhamento do dispositivo experimental, foram determinados os melhores valores de KVp e mAs para uma imagem de contraste adequado. Optou-se por 70 KVp e 220 mAs para operação dos testes, para distância foco-filme de 60 cm. e distância foco-objeto de 30 cm. Foram obtidas, para este equipamento, imagens tipo câmara de orifício do ponto focal e imagens de fenda a 0, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80 e 90°. As imagens de câmara de orifício e de fenda foram medidas posteriormente, por meio de um comparador ótico Mitutoyo - tipo PV350 (margem de erro: $\pm 0,02$ mm.).

Para a orientação de fenda de 0°, foram feitas duas exposições (uma com 220 e outra com 160 mAs), a fim de permitir a realização do método de superposição, no processamento, para obtenção da curva H-D.

O tamanho do ponto focal foi avaliado pela medida da imagem de câmara de orifício e também pela medida da largura da imagem de fenda a 0° e 90°, através do mesmo comparador ótico Mitutoyo, sendo registradas as dimensões de 2,15 x 2,47 mm. Foram ainda medidas as larguras das imagens de fenda nas demais orientações intermediárias a fim de avaliar as variações do ponto focal em função das direções da fenda. A seguir, na tabela 6-I, são apresentados os valores correspondentes à largura de cada uma dessas imagens de fenda escolhidas para a digitalização e processamento. Os dados da tabela correspondem à média entre as 6 melhores medidas efetuadas.

TABELA 6-I

ângulo de orientação da fenda	Largura da imagem (mm)	ângulo de orientação da fenda	Largura da imagem (mm)
0°	2,47	50°	1,66
10°	2,44	60°	1,86
20°	2,31	70°	1,98
30°	2,15	80°	2,05
40°	1,87	90°	2,15

Também para garantir a precisão do dispositivo experimental utilizado, foram feitas medidas em vários pontos de cada imagem de fenda para verificar que não havia mudanças na largura da imagem à medida que se afastava do centro do campo. Tais resultados serão apresentados na discussão a ser conduzida no capítulo 8.

Digitalizamos, então, as imagens de fenda num microdensitômetro Optronics e processamos as curvas num microcomputador do tipo PC. As FTM's resultantes para cada orientação da fenda são apresentadas em conjunto na figura 6.2.

6.3.2. Resultados dos testes realizados com o EQUIPAMENTO 2

Para o equipamento 2, as imagens foram obtidas com os seguintes valores (distâncias foco-filme e foco-objeto idênticas ao caso anterior):

- imagens de câmara de orifício: a 40 KVp e 125 mAs;
- imagens de fenda entre 10 e 90°: todas a 40 KVp, 125 mAs (uma imagem para cada orientação);
- imagens de fenda a 0°: uma a 40 KVp, 100 mAs, outra a 40 KVp, 125 mAs.

Com o mesmo comparador ótico Mitutoyo utilizado para as medidas do equipamento 1, foi avaliado o tamanho do ponto focal medindo as dimensões da imagem de câmara de orifício - que registraram 0,69 x 2,14 mm. - e as larguras das imagens de fenda. Os resultados são mostrados a seguir, na tabela 6-II.

TABELA 6-II

ângulo de orientação da fenda	Largura da imagem (mm)	ângulo de orientação da fenda	Largura da imagem (mm)
0°	2,14	50°	1,38
10°	2,10	60°	1,10
20°	2,01	70°	0,72
30°	1,86	80°	0,63
40°	1,64	90°	0,66

Também semelhantemente ao equipamento 1, foi feita a digitalização dessas imagens e as FTMs resultantes do processamento são mostradas na figura 6.3.

6.3.3. Resultados dos testes realizados com o EQUIPAMENTO 3

Para o equipamento 3, foram esses os valores que levaram à obtenção das imagens (distâncias foco-filme e foco-objeto iguais aos outros testes):

- imagens de câmara de orifício: 35 KVp, 2,5 s.;
- imagens de fenda a 0°: uma com 35 KVp, 1,6 s. e outra com 35 KVp, 2,5 s.;
- imagens de fenda entre 10 e 90°: 35 KVp, 2,5 s.;

O tamanho do ponto focal, pela medida da imagem da câmara de orifício feita no comparador ótico, foi de 1,10 x 0,84 mm.

FIGURA 6.3
FTMs obtidas por digitalização das imagens de fenda
(EQUIPAMENTO 2)

FIGURA 6.4
FTMs obtidas por digitalização das imagens de fenda
(EQUIPAMENTO 3)

As larguras das imagens de fenda estão a seguir na tabela 6-III, enquanto a figura 6.4 ilustra as respectivas FTMs resultantes da digitalização e processamento convencionais.

TABELA 6-III

ângulo de orientação da fenda	Largura da imagem (mm)	ângulo de orientação da fenda	Largura da imagem (mm)
0°	0,74	50°	0,94
10°	0,73	60°	1,04
20°	0,70	70°	1,12
30°	0,64	80°	1,18
40°	0,76	90°	1,20

6.4. AVALIAÇÕES

Pelos gráficos ilustrados nas figuras 6.2, 6.3 e 6.4, pode-se evidenciar um aspecto muito importante em relação aos comentários iniciais deste capítulo: o efeito que pontos focais retangulares exercem no processo de formação da imagem de sistemas radiológicos é maior do que o considerado até aqui. Sobretudo quando se trata de focos bem retangulares, como, por exemplo, o do equipamento 2 nos testes realizados.

Importante é notar que, devido a esse formato do foco, o comportamento das FTMs ao longo das orientações da fenda não apresenta linearidade, isto é, a variação registrada entre as FTMs entre 0 e 90°, por exemplo, não é linear. E esse fato é tanto mais acentuado quanto maior for a discrepância entre as dimensões do foco. Na figura 6.2, vemos diferentes regiões de primeiro mínimo das FTMs. O mesmo ocorre para a figura 6.3, e é menos ressaltado apenas na figura 6.4.

Isso aponta para uma importante consideração: dependendo da configuração do foco, existem regiões distintas no campo quanto à qualidade da imagem, expressa através de FTMs mais largas e de maior primeiro mínimo.

Pela observação da imagem da câmara de orifício, pôde-se verificar que os pontos focais dos equipamentos investigados tinham formato basicamente retangular, que correspondia a uma relação $a \times b$ de largura e comprimento tal que o valor da dimensão a era sempre o menor para os dois primeiros sistemas e o contrário no caso do equipamento 3. Por esse motivo, os resultados observados nas figuras 6.2 e 6.3 mostram que as orientações tendendo a 90° produzem as melhores FTMs, o oposto ocorrendo na figura 6.4. É, aliás, nítido nas figuras 6.2 e 6.3 que a região cuja orientação da fenda vai, ao menos, até 40° produzirá imagens pobres em qualidade em comparação com a faixa restante, enquanto que na figura 6.4 a região que proporcionará imagens mais nítidas situa-se entre 0 e 40° .

6.4.1. Avaliação no nível de atenuação de 70% das FTMs

Um procedimento de avaliação utilizado também foi verificar, a partir dos gráficos das FTMs para os três equipamentos, o valor da frequência espacial no nível de 70% de atenuação, isto é, no valor de 0,7 da escala do eixo FTM. A frequência encontrada para esse nível para cada curva das figuras 6.2 a 6.4 é a denominada "frequência de canto", ou seja, a frequência correspondente ao ponto de intersecção de duas assíntotas que seriam uma aproximação de 1ª ordem para a curva original ([OGATA82]). Na prática, de acordo com a

teoria das funções de transferência, a frequência de canto divide a curva de resposta em frequência em duas regiões: uma correspondente à resposta em baixa e outra, à resposta em alta frequência.

Portanto, nesse tipo de análise das FTMs nas diversas orientações consideradas para os três sistemas, foi calculada a variação percentual das frequências de canto encontrada entre curvas correspondentes a orientações adjacentes, a partir das figuras 6.2 a 6.4. Os resultados encontram-se na tabela 6-IV, cuja primeira coluna relaciona os pares de ângulos adjacentes nas orientações da fenda e as 3 colunas seguintes, a variação percentual registrada entre as respectivas frequências espaciais no nível de atenuação mencionado.

A finalidade dessa análise é retratar numericamente que a variação entre FTMs "consecutivas" não é linear, ou seja, uma mesma variação na angulação da fenda não corresponde sempre à mesma diferença percentual. Isso, aliás, também pode ser observado ao se verificar o valor de primeiro mínimo para aquelas FTMs "consecutivas".

TABELA 6-IV
Variações percentuais entre FTMs adjacentes
(nível de atenuação = 0,7)

ângulos (graus)	Variação (%)		
	EQUIPAMENTO 1	EQUIPAMENTO 2	EQUIPAMENTO 3
0-10	0,0	0,0	0,0
10-20	0,5	4,7	2,5
20-30	2,1	9,1	5,0
30-40	4,2	12,5	4,7
40-50	2,0	18,5	11,3
50-60	1,0	18,7	8,1
60-70	3,9	28,9	9,4
70-80	1,9	28,5	3,4
80-90	1,9	7,9	3,3

6.4.2. A não linearidade na variação das FTMs

Podemos ver que a variação entre as FTMs não segue uma relação linear, o que é comprovado pelos dados apresentados na tabela 6-IV. Isso conduz à identificação de regiões distintas de orientação da fenda, caracterizando imagens de nitidez bem diferenciada.

Na figura 6.2, observamos que as FTMs correspondentes a 0, 10 e 20° possuem formato semelhante, apresentando um primeiro mínimo em torno de 0,40 c/mm. As FTMs relativas a 40, 50 e 60° têm primeiro mínimo na casa dos 0,55 c/mm e apresentam formato semelhante inclusive às FTMs de 70, 80 e 90°, cujo primeiro mínimo, entretanto, situa-se em torno de 0,48 c/mm, mesmo valor do primeiro mínimo da FTM de 30°, cuja forma, todavia, está muito mais próxima das FTMs mais pobres encontradas para o equipamento 1.

No caso do equipamento 2 (figura 6.3), evidencia-se uma variação mais acentuada na região entre 60 e 70°, pois, enquanto houve uma variação de cerca de 27% entre 0 e 40°, no nível de atenuação considerado na tabela 6-IV, só entre 60 e 70° a variação entre as respectivas FTMs foi de 28,9%. O primeiro mínimo para a FTM de 60° está em 0,94 ciclos/mm, enquanto para a de 70° fica na casa de 1,34 c/mm. A essa brusca variação registrada entre FTMs "consecutivas" passamos a denominar aqui simplesmente de "salto".

Para o equipamento 3 (figura 6.4), as variações são menos abruptas que no caso do equipamento 2 examinado. Mas, observando aquela figura e os resultados na tabelas 6-IV, percebemos que a variação entre as FTMs também não é linear, além de existir uma variação mais acentuada entre as orientações de 40 e 50°. No nível de

atenuação de 70%, verificamos que, enquanto entre 0 e 40° foi registrada uma variação de apenas 13%, só entre 40 e 50° a variação já foi de mais de 11%.

Resultados semelhantes são observados à medida que decai o fator de transferência de modulação da figura 6.4, com um aumento daqueles percentuais de variação: entre 40 e 50°, a variação de primeiro mínimo de frequência espacial está em 20%, enquanto que a máxima variação entre as FTMs de 50 e de 90° é de apenas 28%.

Isso aponta para a existência de regiões distintas no campo - dependendo da configuração do foco - quanto à qualidade da imagem, expressa através de FTMs mais largas e de maior valor de primeiro mínimo. No caso dos equipamentos 2 e 3, há duas regiões: (a) uma que corresponde às orientações de 0 a 60°, na figura 6.3, e de 50 a 90°, na figura 6.4, cujas FTMs mais pobres indicam uma resposta pior dos respectivos sistemas, ou seja, imagens menos nítidas; (b) outra que corresponde às orientações de 70 a 90°, na figura 6.3, e de 0 a 40°, na figura 6.4, com FTMs mais largas indicando obtenção de imagens mais nítidas.

Apesar das variações serem menos pronunciadas na figura 6.2 em comparação com as figuras 6.3 e 6.4, notamos ainda um pequeno "salto" a partir da orientação de 40°, já que a diferença entre as FTMs de 30 e 40° é bem maior que entre as FTMs adjacentes anteriores ou posteriores. A partir daí as FTMs são um pouco mais largas - uma variação de aproximadamente 17% no primeiro mínimo de frequência espacial -, correspondendo, portanto, a regiões em que as imagens são ligeiramente mais nítidas que na faixa anterior. Particularmente para esse caso, é possível perceber que as FTMs correspondentes às orientações de 70 e 80° são as mais externas.

6.4.3. Conclusões preliminares

Pode-se ver, assim, que, a partir de determinados ângulos de orientação, as FTMs de cada sistema têm melhor comportamento: para o equipamento 1, a partir de 40° ; para o equipamento 2, a partir de 70° ; e para o equipamento 3, até 40° .

Desse modo, pode-se concluir que, considerando-se sistemas radiológicos não isotrópicos, como é o caso de muitos equipamentos de radiodiagnóstico em uso, em virtude de possuírem focos de dimensões bem distintas (retangulares ou ovais), é preciso realmente efetuar uma avaliação mais completa para que o método das funções de transferência tenha algum significado. Isso, contudo, cria um complicador ao processo de avaliação: a obtenção de imagens de fenda em diversas outras orientações intermediárias a 0 e 90° .

Devemos lembrar que, mesmo no centro do feixe, a FEL e, por conseguinte, a FTM se modifica de acordo com a orientação da fenda (a não ser que o foco seja perfeitamente redondo - o que nunca encontramos absolutamente na prática até agora). Por isso, consideramos que uma avaliação mais rigorosa necessite conhecer o comportamento do sistema o máximo possível dentro dos quadrantes do campo, levando em conta, assim, o efeito da característica de campo, o que é insuficiente apenas com imagens de fenda paralela e perpendicular ao tubo. Afinal, como os sistemas reais são, na maioria, não isotrópicos, é preciso obter as FELs em todas as orientações, conforme Rossmann mesmo já condicionava em [ROSSMANN69].

NOVA PROPOSTA PARA AVALIAÇÃO DE SISTEMAS RADIOLOGICOS
PELAS FUNCOES DE TRANSFERENCIA: SIMULAÇÃO DA FEL E FTM

Os resultados registrados no capítulo anterior implicam que uma avaliação rigorosa deveria obter imagens de fenda posicionada em diversas orientações em relação ao eixo do tubo, o que torna o método tradicional (que já era aplicado por poucos laboratórios bem equipados), senão inviável, pelo menos muito inadequado.

Entretanto, o método de avaliação pelas FTMs é o único que apresenta precisão, fornecendo as mais importantes características da performance do sistema de imagem radiológica. Por isso, é nesse ponto que procuramos apresentar uma proposta para que a análise da qualidade em radiodiagnóstico através das funções de transferência seja possível e fácil de ser aplicada a qualquer sistema radiológico. Trata-se de um método de simulação computacional, segundo o qual são produzidas FELs simuladas em todas as orientações desejadas para uma fenda ideal, bastando, para isso, apenas conhecer o tamanho do ponto focal do sistema radiológico sob análise. A partir dessas FELs, são obtidas as correspondentes FTMs, através do emprego da Transformada de Fourier.

7.1. ALGORITMO

7.1.1. Cálculo da FEL em diversas orientações no plano-imagem

Em [FRERE90] foi desenvolvido um algoritmo para obter as FELs em várias direções do campo de radiação, conforme pode ser visto na figura 7.1, em que uma fenda ideal é orientada a vários ângulos em relação ao eixo catodo-anodo do tubo, e irradiada por uma fonte de distribuição uniforme de intensidade. Algumas dessas FELs são mostradas na figura 7.2. Nessa figura, pode-se observar que, considerando um foco com formato retangular (lado a diferente do lado b) e com intensidade i uniforme, a FEL tem uma forma triangular nas direções diagonais, retangular para angulações de 0 e 90° , e trapezoidal para demais angulações.

A intensidade máxima de cada FEL é determinada pela soma de intensidades de cada ponto focal ideal na direção da fenda. Na prática, isso pode ser considerado como o tamanho da porção de reta perpendicular à FEL que corta a projeção do ponto focal. Na figura 7.2:

$$H_0 = b$$

$$H_\alpha = \sqrt{a^2 + b^2}$$

$$H_\beta = c$$

$$H_{90} = a$$

Conforme já exposto em capítulos anteriores, vários pesquisadores verificaram que a nitidez da imagem não depende da distribuição de intensidade da fonte de raios-X, mas somente do tamanho do ponto focal que irradia o objeto. K. Doi, inclusive, demonstrou que a melhor avaliação da nitidez da imagem é obtida quando se utiliza

FIGURA 7.1 - Orientações da fenda para obtenção das FELs do ponto focal

FIGURA 7.2 - Obtenção de diversos tipos de FEL por projeção do foco para algumas orientações da fenda ideal.

uma FEL uniforme para determinar o tamanho do ponto focal pelo método do RMQ.

Portanto, para a avaliação a que nos propomos, utiliza-se como FEL uma curva de amplitude igual, mas uniforme, com área equivalente à curva original. A validade dessa aproximação foi verificada por técnica de projeção em [FRERE90], observando-se a mesma nitidez da imagem de um objeto produzida por uma FEL uniforme e uma FEL de picos gêmeos, e por uma FEL uniforme e outra gaussiana.

7.1.2. Cálculo da FEL uniforme

O cálculo da FEL uniforme, a qual pode ser retangular, triangular ou trapezoidal, para diversas direções da fenda ideal em relação ao eixo do tubo, foi feito considerando-se, na projeção do ponto focal, dois triângulos. Eles são construídos com base na direção de orientação da fenda, a qual forma um ângulo α em relação ao eixo catodo-anodo.

A figura 7.3 ilustra o processo de projeções geométricas para determinação da FEL. O triângulo I da figura tem como base **B1** parte do eixo da fenda ideal; como hipotenusa h , metade da diagonal do retângulo-projeção do ponto focal; e como cateto **C1**, um segmento perpendicular ligando base à hipotenusa. O triângulo II tem por base **B2** também parte do eixo da direção da fenda ideal; como hipotenusa h , outra metade da diagonal; e como cateto **C2**, uma perpendicular da base até a hipotenusa.

Dessa mesma figura, onde a e b são os valores dos lados do retângulo (dimensões, respectivamente, perpendicular e paralela do

FIGURA 7.3 - Obtenção da FEL uniforme a partir das projeções do foco para uma orientação α da fenda
(l : projeção da orientação da fenda; i : ortogonal a l)

FIGURA 7.4 - Relação entre i e α
(ampliação do triângulo III da figura 7.3)

ponto focal), pode-se deduzir o seguinte:

$$(a) \text{ para o triângulo I: } B1 = h \cos(\alpha + \beta) \quad (7-1)$$

$$(b) \text{ para o triângulo II: } B2 = h \cos(\alpha - \beta) , \text{ para } \alpha > \beta \\ \text{e } B2 = h \cos(\beta - \alpha) , \text{ para } \alpha < \beta \quad (7-2)$$

onde $\beta = \arctg(a/b)$, e $h = (1/2) \sqrt{a^2 + b^2} = d/2$, sendo d: diagonal do retângulo.

Na mesma figura 7.3, pode-se ver a FEL determinada para a orientação considerada. Da projeção geométrica mostrada, é fácil verificar os seguintes valores:

$$(a) \text{ base maior } L2 = 2 B2 \quad (7-3)$$

$$(b) \text{ base menor } L1 = 2 B1 \quad (7-4)$$

Como pode ser visto na figura 7.4, que é apenas a ampliação de outro triângulo retângulo que pode ser considerado na figura 7.3 (triângulo III), a amplitude i se relaciona com o ângulo α da seguinte maneira:

$$(a) \text{ para } \alpha < \beta :$$

$$i = a/\cos \alpha \quad (7-5)$$

(b) para $\alpha < \beta < 90^\circ - \beta$: vale a mesma consideração acima até a situação limite, apresentada no caso (c);

$$(c) \text{ para } \alpha > 90^\circ - \beta :$$

$$i = b/\sin \alpha \quad (7-6)$$

Assim, das figuras 7.3 e 7.4, podem-se encontrar os valores dos parâmetros que compõem a FEL determinada. Considerando o que está expresso nas equações de (7-1) a (7-4), tem-se que:

$$(1) L1 = d | \cos(\alpha + \beta) | \quad (7-7)$$

$$(2) \quad L2 = d \mid \cos(\alpha - \beta) \mid , \text{ para } \alpha > \beta$$

$$d \mid \cos(\beta - \alpha) \mid , \text{ para } \alpha < \beta \quad (7-8)$$

A FEL uniforme equivalente, como se pode observar na mesma figura 7.3, é a FEL que apresenta a mesma área A da FEL real encontrada pela projeção do ponto focal. Essas áreas são, respectivamente:

- para a FEL real:

$$\frac{A}{R} = \frac{L1 + L2}{2} \cdot i \quad (7-9)$$

- para a FEL uniforme equivalente:

$$A_E = s \cdot i \quad (7-10)$$

Logo, é possível determinar o valor da largura s da FEL uniforme:

$$s = \frac{L1 + L2}{2} \quad (7-11)$$

7.2. DESENVOLVIMENTO DA PROGRAMAÇÃO

A programação desenvolvida nesta etapa tem por finalidade calcular as FTMs a partir das FELs obtidas das imagens de uma fenda ideal simulada, situada a meia distância foco-filme e orientada sob diversos ângulos num plano paralelo ao plano-imagem, quando irra-

diada por um feixe proveniente de um foco de dimensões conhecidas.

Desse modo, é possível simular a distribuição de intensidade, no plano-imagem, devida ao ponto focal para uma fenda ideal orientada em diversas direções no plano-objeto - o que é representado pelas FELs uniformes obtidas para cada situação - e então obter as correspondentes FTMs a fim de identificar a influência da característica de campo na avaliação de sistemas radiológicos pelas funções de transferência.

Deve-se frisar que uma das maiores vantagens do novo método é poder descartar o processo de digitalização do filme.

No estudo, foram feitas as seguintes considerações:

- (a) o plano do foco é paralelo ao plano-objeto;
- (b) a "imagem" é dada pela distribuição de intensidade de radiação no plano-imagem, ou seja, pela própria FEL;
- (c) a absorção do ar é considerada desprezível;
- (d) a intensidade de raios-X é linear;
- (e) a distribuição angular de raios-X a partir do alvo é uniforme;
- (f) a fonte de raios-X tem distribuição uniforme (esta consideração foi comprovada calculando-se a concordância entre a distribuição da imagem formada por uma FEL real e a formada por uma FEL uniforme).

7.2.1. Programa "ROTFEL"

Este programa é responsável por determinar uma FEL uniforme devida a um ponto focal cujas dimensões devem ser introduzi-

das pelo usuário. Utilizando o princípio descrito no item 7.1, ele armazena numa tabela o valor da largura da base e da altura da FEL uniforme calculada.

Para o usuário, o programa solicita o valor em mm. das dimensões a e b do ponto focal e o valor (em graus) do ângulo α , que o eixo em que se deseja calcular a FEL faz com o eixo paralelo ao do tubo de raios-X. A FEL calculada pode ser visualizada com o uso do programa "GRAPHER".

Assim, conhecendo-se o comportamento da FEL, devida a um ponto focal de determinadas dimensões, a vários ângulos com o eixo paralelo dentro do campo de radiação, é possível determinar também o comportamento das correspondentes FTMs nas mesmas direções, o que é feito com a aplicação da Transformada de Fourier através do programa seguinte.

7.2.2. Programa "ROTFFT"

Para obter a Função de Transferência de Modulação do sistema numa determinada direção, aplica-se a Transformada de Fourier à sua respectiva FEL. No processamento, a entrada é o arquivo de saída de dados do programa anterior ("ROTFFEL"), e a saída são valores armazenados numa tabela de três colunas, correspondendo aos termos real e imaginário e ao módulo do cálculo efetuado. Esses dados são visualizados graficamente.

Assim, na utilização desses programas, pode-se avaliar um determinado sistema radiológico por simulação, necessitando-se unicamente do conhecimento das dimensões do ponto focal. Essa avaliação possibilita investigar as FTMs do sistema considerando agora

não só FELs "paralelas" e "perpendiculares" ao eixo do tubo, mas também orientadas a qualquer ângulo em relação a esse eixo, a fim de determinar as diferenças existentes e verificar a influência da característica de campo na avaliação.

7.3. RESULTADOS DA SIMULAÇÃO PARA OS PONTOS FOCALIS

OBTIDOS NOS TESTES DE CAMPO

A partir das medidas e dos processamentos realizados para os testes de campo com os equipamentos reais de radiodiagnóstico - (1) Rotalix, (2) Mammomat e (3) Mammodiagnost, apresentados no item 6.3 do capítulo anterior -, utilizamos dois métodos para avaliar as dimensões dos pontos focais de cada um dos equipamentos: (1) pela medida das imagens de câmara de orifício; (2) pela largura das imagens de fenda a 0 e 90°.

Assim, os resultados que foram obtidos para cada um dos aparelhos de raios-X sob investigação foram os seguintes:

TABELA 7-I

EQUIPAMENTO	DIMENSÕES DO PONTO FOCAL (mm)	
	(Método)	
	câm. de orif.	Larg. fenda
1	2,15 x 2,47	2,15 x 2,47
2	0,69 x 2,14	0,66 x 2,14
3	1,10 x 0,84	1,20 x 0,74

A escolha do tamanho de ponto focal para o processamen-

to recaiu sobre o valor da largura das imagens de fenda (a 0 e a 90°). A justificativa para tal escolha se deve ao fato de que esse valor pode ser facilmente medido sem necessidade do procedimento de digitalização (o que não é o caso do método do RMQ, proposto por [DOI75.c]); e justamente esse processamento é o que se deseja descartar na proposta do novo método de simulação.

O valor medido a partir das imagens de câmara de orifício é mais subjetivo porque essas imagens são normalmente irregulares, ou manchadas; as densidades variam entre o centro e as bordas, ocasionando erros.

Quanto aos resultados obtidos a partir de medições das imagens por este método, é importante destacar que, normalmente, os responsáveis pelo controle de qualidade de sistemas radiológicos costumam utilizar uma régua milimetrada para medir o tamanho da imagem (geralmente sob magnificação ótica). Esse procedimento, obviamente, não produz resultados de alta confiabilidade em razão, basicamente, de dois fatores: as dificuldades inerentes de se encontrar com precisão o centro da imagem para realizar a medida nos eixos X e Y, e a própria imprecisão de leitura da régua. Nossa avaliação, porém, empregou o comparador ótico Mitutoyo que certamente representa um nível de precisão muito superior ao procedimento mencionado acima, por apresentar a imagem ampliada vinte vezes numa tela com graduações pré-fixadas e possibilitar a leitura na escala de centésimos de milímetros. Com isso, encontramos valores para as imagens de câmara de orifício que se equiparam às leituras das imagens de fenda a 0 e 90°.

Essas considerações, então, permitem concluir que, pela proximidade entre os valores encontrados, a escolha das

dimensões do ponto focal a serem utilizadas no programa de simulação pode tanto ser daquelas dadas pelo método em que se determinam as larguras das imagens de fenda paralela e perpendicularmente ao eixo do tubo, ou as obtidas da medição da imagem de câmara de orifício. Destaque-se que, a despeito de termos optado pelas larguras das imagens de fenda a 0 e 90°, escolher as medidas da câmara de orifício não afetaria basicamente em nada o resultado final apresentado e muito provavelmente simplificaria bastante o processo de coleta de dados.

Tomando, então, os valores da segunda coluna da Tabela 7-I como valores de entrada do programa de simulação, foram produzidas as FTMs - derivadas das FELs uniformes produzidas pelo programa "ROTTEL" - para as mesmas orientações entre 0 e 90° dos testes de campo, só que agora para uma fenda ideal. As figuras 7.5, 7.6 e 7.7 ilustram os resultados obtidos.

7.4. COMPARAÇÃO ENTRE AS FTMs REAIS E AS PRODUZIDAS POR SIMULAÇÃO

7.4.1. Comparações entre as FTMs reais e da simulação para o EQUIPAMENTO 1

Pelos gráficos da figura 7.5, vemos também três regiões de primeiro mínimo das FTMs produzidas por simulação entre 0 e 90°: uma situada em torno de 0,40 ciclos/mm (0, 10 e 20°), outra em torno de 0,55 ciclos/mm (40, 50 e 60°), e uma terceira, em torno de 0,48 ciclos/mm (70, 80 e 90°), como na figura 6.2. Isso mostra a

FIGURA 7.6
FTMs geradas por simulação
(EQUIPAMENTO 2)

FIGURA 7.7
FTMs geradas por simulação
(EQUIPAMENTO 3)

existência de regiões no campo bem distintas quanto à qualidade da imagem, dependendo da configuração do foco, conforme já havia sido observado pelas FTMs reais.

No que se refere à comparação entre os resultados da simulação e da digitalização/processamento convencionais para este equipamento radiológico, é possível observar a concordância imediata entre praticamente todas as FTMs para as 10 orientações consideradas. Essa concordância ocorre tanto em formato da FTM como no primeiro mínimo de frequência espacial de cada uma. A título de uma ilustração comparativa mais clara, reproduzem-se simultaneamente, na figura 7.8, FTMs a 0, 30, 60, 80 e 90°, obtidas por digitalização e por simulação para o equipamento 1. Nessa figura, é possível notar que apenas as curvas "reais" e simuladas para 90° apresentam ligeira diferença.

Na tabela 7-II, a seguir, é apresentado o valor do primeiro mínimo de frequência espacial, extraído das figuras 6.2 e 7.5 para ambos grupos de FTMs, assim como o desvio percentual relativo entre eles.

Por tais dados, podem-se observar variações em relação ao primeiro mínimo apenas para as orientações de 50, 80 e 90°, que são, entretanto, praticamente desprezíveis.

FIGURA 7.8
Comparação entre FTMs reais e simuladas
para algumas orientações (EQUIPAMENTO 1)

TABELA 7-II
Comparações entre os primeiros mínimos de freq. espacial

EQUIPAMENTO 1

Orientações da fenda	Primeiro mínimo da freq. espacial (c/mm)		Desvio Relativo (%)
	Curvas reais (digitalizadas)	Curvas simuladas	
0°	0,40	0,40	2,1
10°	0,40	0,40	0,0
20°	0,42	0,42	0,0
30°	0,47	0,47	0,0
40°	0,55	0,55	0,0
50°	0,58	0,57	1,7
60°	0,55	0,55	0,0
70°	0,50	0,50	0,0
80°	0,48	0,47	2,1
90°	0,48	0,47	0,0

**7.4.2. Comparações entre as FTMs reais e da simulação
para o EQUIPAMENTO 2**

As figuras 6.3 e 7.6, que correspondem, respectivamente, às FTMs reais e simuladas para o equipamento 2, já se mostram com uma configuração bem diferente em relação ao caso anterior, em função principalmente dos valores das dimensões do foco, que, agora, se refere a um sistema mamográfico.

Na comparação imediata das FTMs simuladas e digitalizadas das figuras 6.3 e 7.6, pode-se notar uma boa concordância entre praticamente todas as FTMs. Na figura 7.9, são reproduzidas simultaneamente FTMs a 0, 30, 60, 80 e 90°, obtidas por digitalização e por simulação para o equipamento 2, para maior clareza. Dessa nova figura, notamos pequenos desvios para 60 e 80°, restando idênticas as FTMs para 0, 30 e 90°.

Apresentamos a seguir a tabela 7-III, com os valores de primeiro mínimo para as FTMs digitalizadas e simuladas das figuras 6.3 e 7.6, e as diferenças percentuais relativas para cada grupo dessas curvas.

TABELA 7-III
Comparações entre os primeiros mínimos de freq. espacial
EQUIPAMENTO 2

Orientações da fenda	Primeiro mínimo da freq. espacial (c/mm)		Desvio Relativo (%)
	Curvas reais (digitalizadas)	Curvas simuladas	
0°	0,47	0,47	0,0
10°	0,47	0,47	0,0
20°	0,50	0,50	0,0
30°	0,55	0,55	0,0
40°	0,62	0,62	0,0
50°	0,72	0,72	0,0
60°	0,94	0,94	0,0
70°	1,34	1,34	0,0
80°	1,58	1,58	0,0
90°	1,48	1,48	0,0

7.4.3. Comparações entre as FTMs reais e da simulação para o EQUIPAMENTO 3

Semelhantemente às curvas analisadas no item anterior, as FTMs obtidas para o equipamento 3 apresentam a mesma configuração geral. Novamente, as curvas das figuras 6.4 e 7.7 (FTMs reais e simuladas, respectivamente, para este equipamento) estão, de modo geral, em concordância. Há pequenas diferenças apenas nas FTMs correspondentes a 50°, em que a gerada por simulação é um pouco mais larga que a real; provavelmente deve ser efeito de dois fatores combinados:

FIGURA 7.9
Comparação entre FTMs reais e simuladas
para algumas orientações (EQUIPAMENTO 2)

excesso de distorção de contorno, que gera muito ruído na digitalização, e efeito do formato mais arredondado do foco.

Também aqui ilustram-se simultaneamente, na figura 7.10, FTMs obtidas por digitalização e por simulação para o equipamento 3, a fim de deixar mais claras as comparações. Nessa nova comparação, identificamos algumas diferenças apenas no formato de uma das curvas, mantendo-se o ponto de primeiro zero. Assim, a orientação de 50° registra a diferença mais nítida, enquanto que 0, 30, 70 e 90° são curvas idênticas.

Em relação às demais orientações, porém, os resultados comparativos foram altamente satisfatórios, uma vez que as curvas da figura 6.4 apresentam configuração e limites similares às da figura 7.7. Prova maior disso são os dados que são mostrados na tabela 7-IV a seguir, comparando os valores de primeiro mínimo de frequência espacial para ambos grupos de FTMs.

TABELA 7-IV
Comparações entre os primeiros mínimos de freq. espacial
EQUIPAMENTO 3

Orientações da fenda	Primeiro mínimo da freq. espacial (c/mm)		Desvio Relativo (%)
	Curvas reais (digitalizadas)	Curvas simuladas	
0°	1,40	1,40	0,0
10°	1,40	1,40	0,0
20°	1,48	1,48	0,0
30°	1,48	1,48	0,0
40°	1,32	1,32	0,0
50°	1,10	1,10	0,0
60°	0,95	0,96	1,0
70°	0,88	0,88	0,0
80°	0,86	0,86	0,0
90°	0,86	0,86	0,0

158

Nesse caso, assim como ocorrera para o equipamento 2, encontramos excelente concordância entre os grupos de FTM, no que se refere ao primeiro mínimo de frequência espacial, uma vez que em todas as orientações não existe desvio relativo digno de nota.

No geral, considerando todas as comparações efetuadas entre FTMs reais e simuladas, há algumas variações entre os primeiros mínimos de frequência espacial de algumas orientações para alguns dos casos, mas que podem ser consideradas desprezíveis em virtude de sua pequena amplitude. Afinal, a situação mais extrema consiste na variação de 2,1% nas orientações de 0 e 80° para o equipamento 1, o que representa, porém, uma diferença de apenas 0,01 c/mm!

7.4.4. Comparações com as FTMs geradas por simulação para pontos focais dados pelo princípio da câmara de orifício

Reproduzimos, a seguir, nas figuras 7.11, 7.12 e 7.13, as FTMs simuladas para as orientações de 0, 30, 40, 60 e 90°, para cada um dos três respectivos equipamentos, tomando como base as dimensões das imagens medidas pela câmara de orifício (1a. coluna da tabela 7-I), em conjunto com as correspondentes FTMs reais para cada um dos sistemas investigados nas mesmas orientações da fenda, onde podemos observar uma diferença apenas ligeiramente maior entre as FTMs reais e simuladas em relação às comparações anteriores (figuras 7.8 a 7.10).

150

[illegible]

[illegible]

OBSERVAÇÕES ACERCA DOS PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Os resultados registrados nos dois capítulos anteriores suscitam uma série de discussões a respeito de um aspecto fundamental: os fatores que, de algum modo, afetam a obtenção daqueles dados.

Assim, este capítulo se propõe a debater esse assunto a partir da consideração dos fatores que influenciam os procedimentos experimentais no método convencional de avaliação pelas FTMs e também no método que estamos propondo.

8.1. MÉTODO CONVENCIONAL

Comprovamos que devem ser determinadas as FTMs em várias direções do campo para se atingir uma avaliação significativa do sistema radiológico. Entretanto, é importante que se destaque a dificuldade do procedimento experimental, já que existe uma falta de nitidez devida a imprecisões da própria fenda, que é feita de chumbo (mais sujeito a deformações) e possui uma espessura maior, por exemplo, do que a fenda feita de platina (descrita na literatura) a qual é muito mais resistente, só que de custo muito mais elevado. Esse problema ainda é agravado pelas dificuldades de alinhamento do dispo-

sitivo experimental: pequenos deslocamentos involuntários podem desalinhar ligeiramente o suporte de fenda do centro do feixe, provocando aumento dos borrões.

Além disso, algumas das imagens de fenda obtidas nos testes apresentam maior dificuldade na leitura. Tal dificuldade ocorre na digitalização para a determinação exata dos pontos onde acaba o ruído inerente do filme nas curvas digitalizadas (densidade x distância) a partir das quais serão levantadas as FELs. Este problema se deve à forma do ponto focal equivalente que irradia a fenda em determinadas orientações do campo onde a sua distribuição de intensidade se aproxima de um formato triangular; por isso, nesses casos, serão produzidas imagens cuja distribuição de densidades será parecida com aquelas FELs, ou seja, apresentarão densidades que irão sempre e gradativamente aumentando até um máximo e, em seguida, diminuindo da mesma forma até atingir o nível de "fogging" do filme. Isso dificulta uma identificação mais precisa dos contornos da imagem e é, portanto, inerente ao procedimento convencional de digitalização dessas imagens de fenda.

Para o Equipamento 1, notamos esses efeitos principalmente nas imagens referentes às orientações de 30, 40 e 70°; para o Equipamento 2, na imagem correspondente a 40°; e para o Equipamento 3, nas correspondentes a 20, 30 e 50°.

A importância de se mencionar esse problema está no fato de que verificamos que a FTM obtida por digitalização daquelas imagens depende dos "pontos de corte" da FEL correspondente, ou seja, dos pontos de início e fim, os quais determinam o valor da área da FEL já que ela é normalizada em 1,0. Se houver variação nesses valores, o mesmo obviamente ocorre com a FTM. Na digitalização, inclusive, até

mesmo o posicionamento do filme no tambor rotativo do Optronics pode induzir a erro no processo, pois a imagem deve ser colocada de modo a ficar perfeitamente perpendicular ao feixe de varredura do microdensitômetro. Além do mais, um processo de digitalização é sujeito a outros erros, já que nem todos os pontos são digitalizados, mas escolhidos em função da frequência de amostragem.

Como consequência, teremos que aquela mesma imagem, digitalizada e processada em circunstâncias diferentes, ou por pessoas diferentes, poderá levar a FTMs com pequenas diferenças entre si. Isso serve para mostrar que também o procedimento convencional de digitalização e processamento computacional possui um erro inerente cuja amplitude é muito difícil de avaliar em termos quantitativos.

Quanto ao restante dos procedimentos experimentais utilizados, a maior dificuldade está na confecção da fenda e no alinhamento do dispositivo experimental. A simulação que estamos propondo é um recurso para eliminar esse erro, uma vez que descarta a obtenção, digitalização e processamento das imagens.

8.2. AVALIAÇÃO DAS FTMs AO LONGO DOS EIXOS

Um outro aspecto a se considerar se refere ao comportamento que o sistema apresenta para a formação da imagem de um objeto que é deslocado ao longo do eixo no qual a fenda está orientada no plano-objeto.

Comprovamos, no capítulo 5, por projeção geométrica, que a variação do tamanho da sombra ao longo de um eixo no campo

depende da espessura que o objeto irradiado apresente. Como, para o caso do método de simulação, o objeto é representado por uma fenda ideal - portanto, sem espessura -, podemos deduzir que a FEL e a FTM ao longo de um eixo qualquer no plano-imagem serão as mesmas do centro do feixe.

Todavia, nos procedimentos experimentais para obtenção das imagens junto às unidades radiológicas, utilizamos uma fenda não ideal. A questão que se coloca, então, é se, no caso de uma fenda real, com largura, espessura e comprimento finitos, as mesmas condições expostas no parágrafo anterior ocorreriam ou se afetariam a FTM do sistema.

De fato, o centro da fenda, durante as exposições, estava alinhado com o centro do feixe e, portanto, do campo, mas as suas extremidades estavam evidentemente afastadas alguns centímetros daquele centro, o suficiente para que qualquer efeito maior relacionado à magnificação lateral pudesse manifestar-se.

Para essa avaliação, medimos a largura da imagem em cinco pontos distintos ao longo de seu comprimento (no centro, a 2,5 e a 5,0 cm. do centro em direção a cada um dos extremos). A verificação de eventuais mudanças no tamanho da largura da imagem de fenda, do centro para os extremos, foi feita no mesmo equipamento ótico de medida - o projetor Mitutoyo, já utilizado em medições anteriores. As características da fenda que utilizamos são: 15,5 cm. de comprimento, 0,05 mm. de largura e 1,5 mm. de espessura, construída em placas de chumbo sobre uma base de acrílico.

Os resultados foram também satisfatórios. Apenas algumas imagens com perda de nitidez de contorno, ou com pequena densidade ótica tornaram difícil a leitura. Mas, mesmo essas imagens permitiram

chegar a conclusão a que chegáramos, isto é, que não há variações altamente discerníveis ao longo da imagem de fenda conduzindo à determinação da mesma FEL ao longo de um particular eixo de orientação, ainda que a fenda seja real.

Para uma verificação numérica, fornecemos a tabela 8-I, relacionando o desvio-padrão para as medidas efetuadas para cada orientação e cada equipamento.

TABELA 8-I

Avaliação dos desvios das FTMs ao longo dos eixos de orientação

Orientações da fenda	Medidas da largura da imagem de fenda no centro e correspondente desvio-padrão (em mm.)		
	EQUIPAMENTO 1	EQUIPAMENTO 2	EQUIPAMENTO 3
0°	2,47 ± 0,01	2,14 ± 0,02	0,74 ± 0,00
10°	2,44 ± 0,01	2,10 ± 0,04	0,73 ± 0,00
20°	2,31 ± 0,01	2,01 ± 0,02	0,70 ± 0,00
30°	2,15 ± 0,02	1,86 ± 0,04	0,64 ± 0,00
40°	1,87 ± 0,02	1,64 ± 0,00	0,76 ± 0,02
50°	1,66 ± 0,03	1,38 ± 0,05	0,94 ± 0,06
60°	1,86 ± 0,01	1,10 ± 0,01	1,04 ± 0,00
70°	1,98 ± 0,05	0,72 ± 0,09	1,12 ± 0,00
80°	2,05 ± 0,02	0,63 ± 0,00	1,18 ± 0,00
90°	2,15 ± 0,01	0,66 ± 0,02	1,20 ± 0,00

A seguir, nas figuras 8.1, 8.2 e 8.3 - correspondentes aos equipamentos 1, 2 e 3, respectivamente - são ilustradas cinco FTMs obtidas numa posição afastada de 5 cm. do centro do campo, confrontadas com as correspondentes FTMs obtidas por digitalização no centro da imagem de fenda e já apresentadas nas figuras 6.2, 6.3 e 6.4.

São mostradas, nessas figuras, as FTMs em apenas algumas orientações básicas da fenda (no caso, 0, 30, 50, 70 e 90°),

FIGURA 8.2
FTMs no centro do campo (C) e deslocadas (D) de 5 cm.
EQUIPAMENTO 2

FIGURA 8.3
FTMs no centro do campo (C) e deslocadas (D) de 5 cm.
EQUIPAMENTO 3

retratando essencialmente o seguinte:

- para o equipamento 1 (figura 8.1), as FTMs no centro e deslocadas para 0, 30 e 50° são as mesmas, com desvio insignificante na FTM a 70° e uma variação ligeiramente maior na orientação de 90°;

- para o equipamento 2 (figura 8.2), há alguma variação, essencialmente de largura, das FTMs a 30, 50 e 70° e nenhum desvio a 0 e 90°;

- e para o equipamento 3 (figura 8.3), o desvio mais destacado ocorre a 50°, sendo desprezível a variação nas FTMs a 70° e inexistente para as demais orientações.

Note-se que algumas das curvas mostradas nessas figuras são justamente os casos mais críticos registrados na tabela 8-I.

Portanto, os resultados da avaliação feita ao longo de cada imagem de fenda comprovam que o fato de termos uma fenda real não afeta significativamente a FTM do sistema ao longo do eixo de orientação considerado, o que implica que a fenda que utilizamos foi bem elaborada.

8.3. INFLUENCIA DO NÍVEL DE EXPOSIÇÃO NAS IMAGENS

Apresentamos aqui alguns dados de investigações que fizemos durante os testes de campo e que mostraram que o nível de exposição utilizado na tomada das imagens é fator que pode afetar o resultado também. Assim, analisamos a influência que variações no valor de KVp e/ou mAs exercem nas imagens.

Aleatoriamente, foram selecionados valores de KVp e mAs diferentes dos utilizados na tomada das imagens consideradas no capítulo 6, e feitas exposições de câmara de orifício. Os valores desses testes foram os seguintes:

(a) para o equipamento 1:

- exposição I - 45 KVp, 35 mAs;
- exposição II - 45 KVp, 64 mAs;

(b) para o equipamento 2:

- exposição I - 40 KVp, 125 mAs.;
- exposição II - 40 KVp, 150 mAs.

(c) para o equipamento 3:

- exposição I - 35 KVp, 2,5 s.;
- exposição II - 50 KVp, 2,5 s. (OBS.: para esse sistema, o aumento de corrente é feito aumentando-se o tempo de exposição no painel de controles).

Então, a partir das medidas das imagens obtidas nos níveis de exposição descritos acima, foram registradas as variações do tamanho da imagem da câmara de orifício, apresentadas na tabela a seguir.

TABELA 8-II

Equipamento	Exposição	Imagem de câm. orif. (mm)
1	I	2,04 x 2,34
	II	2,08 x 2,46
2	I	0,69 x 2,16
	II	1,28 x 2,24
3	I	1,10 x 0,84
	II	1,08 x 0,85

O que a tabela acima nos mostra é que há alguma mudança nos valores lidos com mudanças nos níveis de exposição.

Comparando nossos resultados com os observados por [MATTSSON68], [BERGERON74] e [TREFLER76] - apresentados no item 3.4 do capítulo 3 - que, em linhas gerais, concluíam pelo aumento do tamanho do foco, medido pelo método da câmara de orifício, com aumento da corrente de tubo, notamos que, para o caso dessas imagens, há uma relativa concordância. Realmente, de modo geral, registra-se um aumento do tamanho do foco com o aumento da corrente, ao menos para uma das dimensões medidas.

É preciso, ainda, verificar que nosso objetivo não era determinar, num trabalho extensivo, o comportamento do foco com toda gama de variações do nível de exposição, como pelo menos [TREFLER76] chegou a fazer parcialmente, mas apenas verificar que as condições operacionais que utilizamos em nossos testes de campo não afetava nossa avaliação. Por isso, não estabelecemos várias medidas que permitissem levantar gráficos desse comportamento. Tanto que, como foi mostrado, a variação do nível de "exposição I" para "exposição II" foi representada por variação de KVp ou de corrente.

Todavia, pudemos verificar ainda que:

(1) a manutenção de KVp constante e uma pequena variação no nível de mAs do tubo (da ordem de 25%) parece não representar mais que 5% de variação no tamanho da imagem do foco; isso pôde ser constatado pelo resultado para os equipamentos 1 e 2 na tabela 8-II;

(2) como consequência, conforme mostrado pelos resultados apresentados no item 7.4.4 do capítulo anterior, uma variação da

ordem de 5% no valor do tamanho do ponto focal não implica mudanças muito significativas no conjunto final das FTMs já que uma variação de 10% neste valor produziu FTMs ainda relativamente semelhantes às originais, como ilustrava sobretudo a figura 7.13.

Comparando com os resultados obtidos considerando como dados de entrada do programa os valores das larguras das imagens de fenda a 0 e 90°, o tamanho da imagem da câmara de orifício deverá produzir resultados semelhantes se tal imagem for obtida com o mesmo nível de exposição das imagens de fenda; se isso não ocorrer, os resultados deverão ainda permanecer próximos caso ocorram diferenças pequenas, motivadas apenas por variações máximas de mAs da ordem de 25%.

Essas considerações são importantes na avaliação por causa da possibilidade de se obter a imagem da câmara de orifício isoladamente, isto é, sem obtenção paralela das imagens de fenda correspondentes num procedimento de avaliação de qualidade do sistema radiográfico. Nesse caso, os resultados que encontramos parecem indicar na direção de se tomar aquela imagem num nível de exposição compatível com os utilizados usualmente nos exames clínicos mais comuns para o equipamento sob análise.

8.4. MÉTODO DE SIMULAÇÃO: A INFLUENCIA DA FEL UNIFORME

No capítulo 7, foi apresentado o algoritmo do processo de elaboração do método de simulação computacional, mostrando os procedimentos de cálculo de uma FEL uniforme a partir da projeção do ponto focal. Sabemos, todavia, que, na prática, a distribuição de intensidade do ponto focal não é uniforme, o que faz com que as FELs reais obtidas sejam relativamente diferentes da forma calculada pelo programa. Logo, era necessário investigar o efeito que uma FEL real exerceria no método para atestar a validade da simulação.

De certo modo, isso já foi feito no capítulo anterior, pelas comparações entre FTMs reais e simuladas para os três equipamentos investigados nos testes de campo. Porém, a fim de procedermos a uma comparação mais acurada entre FTMs reais (obtidas por digitalização) e simuladas, utilizamos outras imagens de fendas, determinadas com aparelhos de precisão, o que já elimina uma das fontes de erro na obtenção das imagens.

Dessa forma, utilizamos filmes radiográficos com imagens de fenda cedidos pelo Kurt Rossmann Laboratories for Radiological Research da Universidade de Chicago há alguns anos. Essas imagens foram produzidas a partir dos sofisticados dispositivos de precisão daquela equipe de pesquisas, descritos em algumas passagens da revisão bibliográfica nas referências [DOI75.b], [HAUS77] e [DOI82.a].

As "imagens de Chicago" são dois grupos de 6 imagens de fenda: o grupo **A** corresponde a 6 imagens da fenda orientada perpendicularmente ao eixo catodo-anodo, e o grupo **B**, a outras 6 imagens

obtidas com os mesmos níveis de exposição, só que para a fenda orientada paralelamente ao eixo do tubo.

As FTMs obtidas em nosso processamento corresponderam às imagens denominadas "3A" e "3B", produzidas por um nível médio de intensidade (14,4 e 14,7 R, respectivamente). Na figura 8.4, são ilustradas as FELs obtidas pelo processamento convencional dessas imagens.

Para efeito de comparação, produziram-se as FTMs correspondentes, empregando-se a simulação computacional a partir dos valores do foco que produziu as "imagens de Chicago". No comparador ótico Mitutoyo, foram feitas as medições das larguras daquelas imagens de fenda para identificar as dimensões do ponto focal do aparelho radiográfico utilizado pela equipe de Chicago, uma vez que tais valores seriam os dados de entrada do programa de simulação.

Foram medidas as larguras de 4 das 6 imagens em cada grupo, em razão de as primeiras imagens apresentarem nível de intensidade insuficiente para proporcionar adequada leitura no comparador ótico. Para cada imagem, foram feitas três leituras e calculadas as médias, conforme é mostrado na tabela 8-III a seguir.

FIGURA 8.4 (a)
FEL real - fenda a 0°
Curva de Chicago

FIGURA 8.4 (b)
FEL real - fenda a 90°
Curva de Chicago

TABELA 8-III
Medidas das larguras das imagens de fenda de Chicago
para determinação do tamanho do ponto focal

Imagens da fenda	Larguras medidas (mm)			Média e Desvio-padrão (mm)
3A	1.77	1.72	1.67	1.72 ± 0.05
4A	1.72	1.66	1.75	1.71 ± 0.05
5A	1.83	1.78	1.75	1.80 ± 0.02
6A	1.62	1.75	1.77	1.71 ± 0.08
3B	1.67	1.64	1.76	1.69 ± 0.06
4B	1.64	1.66	1.75	1.68 ± 0.06
5B	1.61	1.69	1.73	1.67 ± 0.06
6B	1.63	1.68	1.71	1.67 ± 0.04

A partir dos valores encontrados, foram levantadas as FTMs simuladas para tal sistema, tomando 1.73×1.68 mm. como valores das dimensões do ponto focal (média entre todas as medidas para cada grupo de imagens). Tais FTMs, obtidas das FELs uniformes calculadas pelo programa e retratadas na figura 8.5, são ilustradas na figura 8.6 juntamente com as FTMs levantadas pelo processamento convencional, respectivamente, para as orientações paralela (0°) e perpendicular (90°) da fenda.

Em relação aos resultados dessas comparações, verificamos uma boa concordância entre as curvas obtidas pelo processamento convencional daquelas imagens e as simuladas. Em termos de primeiro mínimo, tanto a FTM correspondente a 0° , como a correspondente a 90° coincidem: esta em torno dos 0,66 e aquela em torno dos 0,58 ciclos/mm.

Juntamente a esses resultados, também reproduzimos, na

figura 8.7, três FTMs obtidas por simulação utilizando como dados de entrada as dimensões de ponto focal apresentadas por Doi, Fromes & Rossmann, em [DOI75.b]. Na figura, são levantadas as FTMs para 0, 45 e 90° que, comparadas às da figura 4.2 (cap. 4) reproduzidas do artigo original, mostram-se semelhantes em formato e primeiro mínimo (apenas a FTM para 90° de [DOI75.b] é ligeiramente menos larga que a nossa).

Tal concordância responde a uma importante questão: o efeito na avaliação ao se considerar uma FEL uniforme em comparação com o resultado utilizando uma FEL real (portanto, não uniforme). Estes resultados também concordam com outros trabalhos de Doi & Rossmann ([DOI74.b], [DOI75.c] e [DOI75.d] - em que, no primeiro, concluíam que as FTMs calculadas de diversas distribuições de ponto focal com o mesmo tamanho diferem pouco entre si e, nos outros, provavam que a distribuição de intensidade do ponto focal não afeta a distribuição de uma imagem magnificada). Isso ajuda a confirmar, então, tanto a validade do método de simulação, como do emprego da FEL uniforme.

CONSEQUENCIAS DAS AVALIAÇÕES REALIZADAS

A partir das avaliações conduzidas até aqui, são eminentes algumas questões acerca do método que está sendo proposto na presente tese. Entre elas, cremos que as que mais caberia destacar são: (1) O que podem representar os saltos que registramos entre determinados grupos de FTMs para os três equipamentos avaliados em termos de qualidade de seu desempenho, ou nitidez das imagens que eles reproduzem? (2) Qual o significado, para essa mesma avaliação, das variações registradas entre as FTMs?

Procurando, então, esclarecer as questões acima, são feitas nesse capítulo avaliações de determinados aspectos a elas relacionados no sentido de mostrar as possíveis conseqüências dos resultados obtidos.

9.1. A EXISTENCIA DA "REGIAO OTIMA"

Em [FRERE90], foi feita uma análise, através da relação sombra-penumbra do objeto radiografado, com a determinação de uma região do campo em que a sombra era sensivelmente maior, deduzindo-se daí ser uma região com maior nitidez das imagens e, por isso, denominada de "região ótima". Empregamos essa mesma denominação na presente tese para fazer referência à faixa de

orientações da fenda no campo para a qual são obtidas FTMs mais largas nos conjuntos registrados nas figuras 6.2 a 6.4 do capítulo 6 e suas correspondentes simuladas do capítulo 7 (7.5 a 7.7).

Conforme registrado naqueles capítulos, foi verificada a existência do "salto" entre determinadas orientações para as FTMs em cada equipamento que corresponde a uma região de descontinuidade no conjunto de FTMs obtidas. No nosso entender, esses saltos separam a região cuja orientação da fenda produz FTMs mais pobres - de pequena abrangência de frequências espaciais - da região de FTMs mais largas, que representariam imagens mais nítidas, e são tanto mais pronunciados quanto mais discrepantes forem as dimensões do foco. Portanto, consideramos essa faixa de orientações que produz imagens melhores, ilustradas pelo conjunto de FTMs mais largas, como a nossa região ótima.

9.2. O SIGNIFICADO DAS VARIAÇÕES ENTRE AS FTMs

Qual o valor de um desvio na FTM que poderia ser considerado significativo? Em outros termos, seria importante avaliar até que ponto as variações que registramos entre as FTMs entre 0 e 90° são ou não significativas para determinar o desempenho do sistema, associado à conceituação da região ótima.

Desse modo, procuraremos fazer, a partir das verificações experimentais que já possuímos, um estudo desse aspecto, avaliando a relação entre o comportamento da FTM e a nitidez da imagem que o sistema radiológico produz. Essa avaliação consistirá

numa comparação entre três elementos: o conjunto das FTMs levantadas para cada equipamento; o efeito de cada foco desses sistemas na relação sombra-penumbra de um objeto nas mesmas orientações das imagens de fenda que levaram àquelas FTMs; e as imagens radiográficas obtidas de uma matriz de esferas de tungstênio.

9.2.1. Variação entre tamanhos de "sombra" para as 10 orientações consideradas nos testes

Para determinar o valor da "sombra" de um objeto arbitrário radiografado considerando-se um foco determinado, utilizamos um programa desenvolvido em [FREIRE90]. Foram calculados, então, os tamanhos da sombra para cada ângulo de orientação da fenda e para cada um dos focos dos equipamentos radiológicos testados, considerando-se um hipotético objeto esférico de 3,0 mm. de diâmetro para o equipamento 1 e de 2,0 mm. para os outros dois sistemas. Essa diferença de tamanhos do objeto para o equipamento 1 em comparação com os outros dois deve-se ao fato de que aquele primeiro sistema possui um foco de dimensões muito grandes.

A tabela 9-I mostra os resultados para o tamanho de sombra no centro do campo para $0^\circ < \alpha < 90^\circ$ para os três focos dos equipamentos descritos no capítulo 6 (equipamento 1: 2,15 x 2,47 mm.; equipamento 2: 0,66 x 2,14 mm.; equipamento 3: 1,20 x 0,74 mm.), nas mesmas condições em que foram tomadas as imagens de fenda, isto é, as mesmas distâncias foco-filme e objeto-filme, que proporcionam, aqui, uma magnificação de 2 vezes.

TABELA 9-I

Tamanho da Sombra para os 3 equipamentos

EQUIPAMENTO 1			
ângulo (graus)	Sombra (mm.)	ângulo (graus)	Sombra (mm.)
0	3,530	50	4,353
10	3,567	60	4,138
20	3,679	70	3,979
30	3,861	80	3,882
40	4,108	90	3,850

EQUIPAMENTO 2			
ângulo (graus)	Sombra (mm.)	ângulo (graus)	Sombra (mm.)
0	1,860	50	2,624
10	1,892	60	2,930
20	1,989	70	3,268
30	2,147	80	3,350
40	2,360	90	3,340

EQUIPAMENTO 3			
ângulo (graus)	Sombra (mm.)	ângulo (graus)	Sombra (mm.)
0	3,260	50	3,081
10	3,271	60	2,961
20	3,304	70	2,872
30	3,359	80	2,818
40	3,228	90	2,800

A partir desses dados, foram calculadas as diferenças percentuais entre os tamanhos de sombra para ângulos consecutivos em relação aos respectivos tamanhos de objeto para cada caso.. Esses resultados estão na tabela 9-II¹.

1. OBS.: Os sinais de "+" e de "-" à frente dos valores anotados nessa tabela indicam se houve, respectivamente, aumento ou diminuição do valor de sombra calculado para as orientações indicadas.

TABELA 9-II

Variação percentual do tamanho da sombra
para ângulos consecutivos

ângulos (graus)	EQUIPAMENTO 1 Variação (%)	EQUIPAMENTO 2 Variação (%)	EQUIPAMENTO 3 Variação (%)
0-10	+ 1,2	+ 1,6	+ 0,5
10-20	+ 3,7	+ 4,8	+ 1,6
20-30	+ 6,1	+ 7,9	+ 2,7
30-40	+ 8,2	+ 10,6	- 6,5
40-50	+ 8,2	+ 13,2	- 7,3
50-60	- 7,1	+ 15,3	- 6,0
60-70	- 5,3	+ 16,9	- 4,4
70-80	- 3,2	+ 4,1	- 2,7
80-90	- 1,0	- 0,5	- 0,9

Considerando esses resultados, então, podemos listar as seguintes observações:

(1) Na comparação entre a variação da sombra e do primeiro mínimo das FTMs (cujos valores foram apresentados no capítulo 7), registrou-se boa concordância, ou seja, as maiores variações do tamanho da sombra e do primeiro mínimo ocorreram na mesma situação para cada caso:

- Equipamento 1: entre 30 e 40° e entre 40 e 50°;
- Equipamento 2: entre 60 e 70°;
- Equipamento 3: entre 40 e 50°;

São, aliás, os mesmos casos que havíamos discutido anteriormente como correspondentes aos "saltos" nos conjuntos de FTMs.

(2) O equipamento 1, nas circunstâncias consideradas, possibilita obter do objeto de 3,0 mm. radiografado uma sombra que

varia de 3,53 a 4,35 mm.; o equipamento 2, para o objeto de 2,0 mm., uma sombra de 1,86 a 3,35 mm.; e o equipamento 3, de 2,80 a 3,35 mm.; isso representa uma excursão de 23, 80 e 20%, respectivamente, entre o menor e o maior valor;

(3) Na avaliação qualitativa do comportamento das FTMs, pode-se destacar que, de modo geral, a variação do tamanho da sombra acompanha o comportamento das FTMs em todos os casos.

9.2.2. Comparação entre variações das FTMs e do tamanho da sombra

Observando as figuras 6.2, 6.3 e 6.4 do capítulo 6, que apresentam as FTMs nas 10 orientações empregadas com os três equipamentos radiológicos testados, identificamos, de modo geral, três regiões: uma, com FTMs mais pobres, abrangendo uma pequena faixa de frequências espaciais, que chamaremos de "região de baixa performance" dos sistemas; outra, com FTMs intermediárias; e uma terceira, com as melhores FTMs, que abrangem as maiores faixas de frequências espaciais para cada sistema, à qual denominamos anteriormente de "região ótima". No nosso caso, por estudo das figuras mencionadas, essas três regiões seriam as seguintes:

(a) para o EQUIPAMENTO 1:

- região de baixa performance: FTMs de 0 a 20°;
- região intermediária: FTMs de 30, 80 e 90°;
- região ótima: FTMs de 40 a 70°;

(b) para o EQUIPAMENTO 2:

- região de baixa performance: FTMs de 0 a 40°;
- região intermediária: FTMs de 50 a 60°;

- região ótima: FTMs de 70 a 90°;

(c) para o EQUIPAMENTO 3:

- região de baixa performance: FTMs de 60 a 90°;

- região intermediária: FTMs de 50 a 60°;

- região ótima: FTMs de 0 a 40°.

Analisando o comportamento da sombra nas regiões extremas acima para cada sistema, a partir dos dados mostrados na tabela 9-I, verificamos o seguinte:

(1) na região ótima, os maiores valores de sombra registrados foram:

- EQUIPAMENTO 1: 4,353 mm.;

- EQUIPAMENTO 2: 3,350 mm.;

- EQUIPAMENTO 3: 3,359 mm.

(2) na região de baixa performance, os maiores valores de sombra foram:

- EQUIPAMENTO 1: 3,679 mm.;

- EQUIPAMENTO 2: 2,360 mm.;

- EQUIPAMENTO 3: 2,961 mm.

Considerando que, para cada um desses sistemas, os menores valores de sombra anotados na tabela 9-I são, respectivamente, 3,53, 1,86 e 2,80 mm., verificamos as seguintes diferenças e correspondentes relações que mostramos na tabela 9-III a seguir:

TABELA 9-III

Variações da Sombra para as Regiões dos Gráficos das FTMs

Região	EQUIPAMENTO 1		EQUIPAMENTO 2		EQUIPAMENTO 3	
	ΔS (mm.)	$\Delta S/d$ (%)	ΔS (mm.)	$\Delta S/d$ (%)	ΔS (mm.)	$\Delta S/d$ (%)
ótima	0,823	27,4	1,490	74,5	0,559	27,9
Baixa Performance	0,149	4,9	0,500	25,0	0,161	8,0

Na tabela acima, ΔS corresponde à diferença entre o maior valor de sombra calculado em cada uma das regiões mostradas e o menor valor de sombra registrado na tabela 9-I para os respectivos equipamentos; e $\Delta S/d$ corresponde à relação percentual entre o valor de ΔS calculado e o diâmetro do objeto para o qual foram levantados os valores de sombra nas 10 orientações do campo, ou seja, para o equipamento 1, $d = 3,0$ mm. e para os outros dois $d = 2,0$ mm. Aliás, julgamos melhor estabelecer a relação dessa maneira uma vez que os valores de sombra calculados dependem muito do tamanho de objeto considerado; a título de ilustração, podemos perceber que uma diferença de 0,5 mm. entre o menor e o maior valor de sombra calculado é significativa para um objeto de 1,0 mm. de diâmetro, por exemplo, mas nem tanto para um objeto de 5,0 mm.

Assim, os resultados apresentados na tabela 9-III são um forte indicativo do significado físico das variações registradas nos conjuntos de FTMs que determinamos nesse trabalho. É evidente que a melhoria da nitidez da imagem dos objetos considerados aqui é muito mais pronunciada na região ótima do que nas outras regiões.

Em valores numéricos, vemos que, para o equipamento 1, enquanto o tamanho da imagem variou apenas cerca de 5% para as orientações entre 0 e 20°, esse nível subiu em mais de cinco vezes (27,4%) nas orientações de campo entre 40 e 70°. Para o equipamento 2, percebe-se uma situação semelhante, pois entre 0 e 40°, a variação relativa de sombra registrada foi de apenas 25% contra 75% na região ótima entre 70 e 90°. Para o equipamento 3, que apresentava FTMs distribuídas mais homogeneamente (v. fig. 6.4), ainda assim houve um aumento de pouco mais de 3 vezes no nível de variação relativa entre a pior faixa (60 a 90° - 8%), e a melhor (0 a 40° - quase 28%).

Reputamos tais resultados como importantes para mostrar o que representariam as variações que foram observadas na análise das FTMs de cada um dos sistemas testados. A despeito de não se poder calcular a relação de proporcionalidade entre as variações percentuais de primeiro mínimo e de sombra da mesma forma para os três sistemas, de modo mais geral podemos constatar que, de acordo com as FTMs obtidas para as orientações de campo correspondentes à região ótima, haverá uma melhoria de nitidez nessa faixa do campo, o que é confirmado pelo aumento do tamanho da sombra.

Além disso, os dados anotados nas três tabelas levantadas nesse capítulo, segundo nosso ponto de vista, mostram quais níveis de variação não podem deixar de ser considerados como significativos para avaliação da nitidez da imagem. Não temos dúvidas de que um aumento da ordem de 17% numa imagem cujo tamanho estava na casa dos 2,5 a 3,0 mm. é muito significativo, como é o que acontece com o equipamento 2 entre 60 e 70° de orientação. Apesar de que um aumento de 8% apenas no tamanho de uma imagem de cerca de 4,0 mm. não é tão significativo assim, como é o caso da situação que

ocorre entre 30 e 40° e entre 40 e 50° para o equipamento 1. Ademais, devemos ressaltar que essa variação foi calculada no centro do feixe e que ela, portanto, deve ser associada também à ampliação devida à magnificação lateral.

Resta, porém, definir qual seria um limite mínimo a partir do qual as variações das FTMs poderiam ser consideradas significativas. Isso, ao nosso ver, é um fator de relativa subjetividade, pois depende de uma série de outros fatores, como, principalmente, o tamanho do objeto radiografado e de sua imagem. Mas, o método que aqui está sendo proposto é capaz de prever e determinar essas variações.

Por fim, é importante destacar que a conceituação do "salto" entre as FTMs relaciona-se bastante com a questão debatida no presente item, principalmente porque mostra as condições críticas na variação dos parâmetros que temos analisado até aqui (sombra e 10 mínimo da FTM principalmente). Julgamos, portanto, que, os "saltos" das FTMs podem ser utilizados também como um bom indicador da região de melhoria nas condições de nitidez da imagem para qualquer sistema radiológico sob análise.

9.3. O EFEITO DA MAGNIFICAÇÃO LATERAL

Ainda em relação ao aproveitamento da região ótima, consideramos também o efeito que a magnificação lateral, conceituada no capítulo 5, exerce na formação da imagem. A constatação disso foi possível através de um procedimento experimental adotado durante os

testes de campo: obter uma imagem com magnificação radiográfica de uma placa de acrílico contendo uma matriz de esferas de tungstênio, de 1,2 mm. de diâmetro. Cada esfera, nessa matriz, é separada das vizinhas por uma distância de 1,0 cm. e a placa de acrílico foi elaborada de modo a ser alocada no mesmo dispositivo experimental para obtenção das imagens de fenda (descrito no capítulo 6). Isso permite que a esfera central da matriz esteja alinhada com o centro do feixe de raios-X.

A título de ilustração, apresentamos alguns resultados obtidos com o equipamento 3 (foco = 1,20 x 0,74 mm.), para apresentar nesse trabalho na figura 9.1. Ressaltamos que, em face dos resultados que encontramos na análise conduzida nos capítulos anteriores, apenas o equipamento 3 apresentava dimensões de foco compatíveis com o tamanho das esferas do dispositivo de que dispúnhamos e, por essa razão, estamos apresentando uma imagem obtida com esse sistema. As condições para obtenção dessa imagem foram as seguintes:

- distância foco-filme: 42 cm.;
- distância foco-objeto: 12 cm.;
- fator de magnificação (convencional): 3,5;
- condições operacionais do aparelho de raios-X: idênticas aos testes para obtenção das imagens de fenda.

A imagem obtida, reproduzida na figura 9.1, foi avaliada também quantitativamente por meio do comparador ótico Mitutoyo usado na medida das imagens de fenda. Os resultados dessas medidas para quatro dos círculos registrados no filme e os correspondentes valores calculados - considerando as mesmas condições experimentais utilizadas - a partir de equações determinadas no capítulo 5, quando do estudo da magnificação lateral, foram os seguintes apresentados na

TABELA 9-IV

Valores médios medidos das imagens de algumas esferas da matriz e valores calculados

ESFERA	Valor do Tamanho no eixo I (mm)		Valor do Tamanho no eixo II (mm)	
	medido	calcul.	medido	calcul.
A	2,30	2,35	1,35	1,20
B	2,34	2,41	1,40	1,26
C	2,59	2,57	1,45	1,43
D	2,38	2,41	1,51	1,26

OBS.: - eixo I: dimensão paralela ao eixo catodo-anodo mostrado na figura 9.1;

- eixo II: dimensão perpendicular ao eixo I;
- esfera **A**: central;
- esfera **B**: afastada 2 cm. de **A** no eixo I;
- esfera **C**: afastada 4 cm. de **A** no eixo I;
- esfera **D**: afastada 2 cm. de **A** no eixo II.

Os dados experimentais medidos se aproximam dos calculados para o eixo I, apresentando algumas discrepâncias para as esferas **A**, **B** e **D** no eixo II. Esta última é a orientação que corresponde ao maior lado do foco daquele sistema radiológico (1,20 mm.).

A comparação entre esses valores tem uma significância relativa, já que o cálculo da magnificação lateral é feito em função exclusivamente da exposição que chega ao sistema de registro. Já o filme sobre o qual foram gravadas as imagens não apresenta uma relação linear entre a imagem latente e a revelada. Além do mais, na orientação perpendicular ao eixo catodo-anodo, torna-se difícil fazer

uma medição precisa em virtude do nível elevado de penumbra por causa do maior tamanho da dimensão focal (próxima do tamanho do objeto).

Cabe expor que, solicitando a outros observadores que determinassem os valores dos tamanhos das imagens das esferas, a variabilidade de respostas foi grande, justamente em razão de que cada um considerou diferentemente a área de sombra e de penumbra. Além disso, nessas leituras, contamos, ainda, com outra adversidade: como, ao contrário das imagens de fenda, o filme retratando a matriz de esferas de tungstênio tinha fundo escuro com as pequenas imagens claras (o negativo da figura 9.1), a dificuldade para definição de contornos se tornou muito maior, prejudicando a precisão.

Na verdade, nosso objetivo, ao apresentar a figura 9.1, é ilustrar qualitativamente o efeito da magnificação lateral. Nesse sentido, pôde-se observar que o filme produzido nas condições desse teste mostrou com clareza o aumento do tamanho das imagens mais afastadas do centro.

Outro detalhe importante que pôde ser visto no filme radiográfico original foi que as imagens correspondentes às esferas mais afastadas do centro, como, por exemplo, a esfera C, apresentaram uma relação sombra-penumbra muito maior que as imagens mais centrais, comprovando nossos estudos teóricos. Infelizmente, a reprodução feita na figura 9.1, por ser o negativo da imagem original, não permite observar essa característica, visível ao negatoscópio.

Destaque-se, por fim, nesse sentido, que as melhores imagens foram registradas na faixa de campo próxima do eixo paralelo ao eixo catodo-anodo do mamógrafo investigado, o que equivale dizer que elas se localizaram na faixa correspondente à região ótima que determinamos para esse equipamento (de 0 a 40°).

FIGURA 9.1 - Cópia do filme radiográfico revelado

CONCLUSOES FINAIS

Uma primeira e imediata conclusão a que chegamos, a partir das experiências realizadas, é que as simplificações propostas na literatura para a investigação de qualidade dos sistemas radiológicos pelo método das funções de transferência comprometem a avaliação se o sistema não for isotrópico. Isso ficou demonstrado pelos resultados apresentados no capítulo 6, que retratavam uma variação não linear entre as FTMs obtidas para as 10 orientações de fenda empregadas nessa pesquisa.

Outro aspecto relevante nesse âmbito foi a identificação dos "saltos" entre determinados grupos de FTMs, caracterizando regiões distintas de orientação do campo em termos de nitidez da imagem. Isso nos levou a considerar a existência da que chamamos de "região ótima", caracterizada por um grupo de FTMs mais largas e de maior valor de primeiro mínimo, que depende essencialmente do foco do sistema sob investigação.

Esse último dado, aliás, é importante, já que a literatura não tem apresentado estudos que levassem em conta o fato de que a maioria dos sistemas radiológicos em uso possuem focos que, geralmente, são retangulares ou ovais. Um exemplo disso está comentado na Revisão Bibliográfica que apresentamos no capítulo 4, onde dois trabalhos ([RAO69] e [DOI75.b]) descreveram experiências em que a fenda foi posicionada a 0, 45, 90 e 135° em relação ao eixo do tubo, mas

não discutiam o efeito desses resultados sobre a qualidade do sistema investigado. Sobretudo no trabalho de [DOI75.b], em que as imagens obtidas registraram quatro valores distintos para o tamanho do ponto focal.

Por isso, nossos testes de campo comprovam que, como [ROSSMANN69] recomendava, é necessário avaliar o sistema radiológico em todas as orientações possíveis, considerando que, na maioria dos casos, eles não são isotrópicos.

Evidentemente, essa conclusão traz uma importante consequência: como o método das funções de transferência já é bastante complexo para ser utilizado por qualquer departamento radiológico, a necessidade de uma investigação mais extensiva como a que comentamos torna inviável sua aplicação prática, a não ser em pesquisas de equipes bem aparelhadas. Por isso, propusemos um novo procedimento para viabilizar a utilização desse método, considerado, apesar de sua dificuldade técnica, o mais preciso para uma avaliação geral do comportamento de sistemas de imagem radiológica.

Nesse sentido, uma segunda conclusão a que podemos chegar é quanto à validade e eficácia do método de simulação computacional que descrevemos no capítulo 7. Ao simularmos o delicado procedimento experimental através da projeção do foco pela fenda ideal, eliminamos as etapas mais problemáticas do método convencional, ou seja, a obtenção das imagens de fenda por meio de um sofisticado dispositivo experimental e, principalmente, a digitalização e processamento daquelas imagens que, conforme discutimos no capítulo 8, estão sujeitos a diversos tipos de erros difíceis de se contornarem.

Comprovamos, por comparação entre as FTMs obtidas da

digitalização das imagens de fenda e as FTMs calculadas por simulação, que o método que propomos nesta tese apresenta concordância com os procedimentos convencionais.

Além disso, concluímos também que a forma como a literatura abordou até aqui a questão da característica de campo precisa ser revista. Por isso, propusemos uma nova abordagem desse aspecto no capítulo 5 para procurar esclarecer melhor o seu significado prático. Nesse sentido, para que tenhamos uma avaliação completa de sistemas radiológicos, através do método das funções de transferência, concluímos o seguinte:

- devem-se obter as FELs do ponto focal de acordo com diversas orientações da fenda (objeto) no centro do feixe de radiação;
- a partir dessas FELs, calcular as correspondentes FTMs para obter a avaliação no centro do campo;
- calcular a magnificação e deformação devidas à angulação do feixe, para cada orientação, nas diversas posições do objeto dentro do campo.

Essas três conclusões são decorrência imediata do fato de que, no exame radiológico real, dificilmente as estruturas de interesse clínico serão encontradas no centro do campo, mas em diversas outras posições. Por esse motivo, também desenvolvemos o estudo formal da que definimos como a magnificação lateral, para objetos deslocados daquele centro. Os resultados desse estudo mostraram que, ao longo de um particular eixo de orientação no campo, o tamanho da sombra (que representa a imagem real do objeto) aumenta proporcionalmente ao deslocamento do objeto em relação à imagem no centro do campo. Paralelamente, mostramos que a penumbra, responsável pela perda de nitidez da imagem, deve permanecer constante ao longo daquele mesmo

eixo. Como consequência, há um aumento da relação sombra-penumbra à medida que o objeto se afasta do centro, implicando maior nitidez da imagem.

É certo, como já comentamos anteriormente ainda no capítulo 5, que há diversos fatores que limitam essa melhoria de nitidez, entre eles, o tamanho do foco, o tamanho do objeto e mesmo o tipo de deformação causada na imagem pelo deslocamento (por exemplo, uma imagem circular no centro tornando-se oval afastada dele) no julgamento subjetivo do radiologista. Principalmente o primeiro deles tem inibido diversas equipes a realizarem exames radiológicos empregando a técnica da magnificação, pois já tivemos oportunidade de constatar que em muitos departamentos radiológicos os tamanhos de foco de certos mamógrafos, por exemplo, ficam além dos valores aceitáveis ($\leq 0,5$ mm.) para produzir imagens magnificadas de microcalcificações.

Entretanto, nossos estudos sobre a magnificação lateral e a determinação da Região Ótima mostram que é possível, ainda assim, o aproveitamento desses sistemas, já que, dependendo dos resultados de uma avaliação como a que realizamos, deverá existir uma faixa do campo em que sua performance é satisfatória, ou seja, aquela correspondente à região ótima. Isso, portanto, pode definir ao responsável pelo equipamento uma faixa de aproveitamento de seu sistema, mesmo que ele possua grandes discrepâncias nas dimensões do seu foco.

Também com base na relação sombra-penumbra, procuramos investigar o significado das variações das FTMs verificadas nos procedimentos experimentais. Consideramos necessária tal avaliação em virtude de que a literatura é apenas superficial a esse respeito. Dessa investigação, concluímos que, realmente, os "saltos" nos conjun-

tos das FTMs indicam os limites de nitidez do sistema, uma vez que, nas regiões ótimas dos três equipamentos avaliados é possível perceber um aumento bem mais acentuado do tamanho da sombra. A dificuldade está apenas na definição de que limites de variação podem ser considerados como significativos. Cremos que essa questão dependerá muito do sistema utilizado, do tamanho do objeto radiografado e também do grau de subjetividade do observador que analisa a imagem final. De qualquer modo, o método de simulação proposto é capaz de fornecer as informações necessárias para tal julgamento.

Por fim, concluímos que a contribuição mais significativa que o estudo apresentado nesta tese deverá representar será a possibilidade de estender o emprego do método das funções de transferência a qualquer unidade radiológica. De fato, a substituição de todo o complexo aparato experimental pela simulação proposta torna esse método preciso, porém pouco empregado na prática até aqui, disponível a qualquer departamento que tenha condições de determinar as dimensões do foco de seus sistemas radiológicos, já que o restante do equipamento necessário para a avaliação é apenas um microcomputador.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. [ARNOLD79]
ARNOLD, B. A.; EISENBERG, B. E.; BJARNGAARD, B. E. Magnification mammography: a low-dose technique. Radiology, v. 131, n. 3, p. 743-749, Jun. 1979.
2. [BEETLESTONE58]
BEETLESTONE, A.; THURMER, G. Some considerations of focal spot sizes. Brit. J. Radiol., v. 31, n. 369, p. 492-496, Set. 1958.
3. [BERGERON74]
BERGERON, R. T. Manufacturers' designation of diagnostic X-ray tube focal spot size: a time for Candor. Radiology, v. 111, n. 2, p. 487-488, May 1974.
4. [BOOKSTEIN71]
BOOKSTEIN, J. J.; STECK, W. Effective focal spot size. Radiology, v. 98, n. 1, p. 31-33, Jan. 1971.
5. [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.
6. [DeSMET82]
De SMET, A. A.; FRITZ, S. L.; TEMPLETON, A. W. Direct radiographic magnification: evaluation of three microfocus X-ray tubes. AJR, v. 138, p. 139-142, Jan. 1982.
7. [DOI73]
DOI, K.; ROSSMANN, K. Computer simulation of small blood vessel imaging in magnification radiography. In: Small Vessel Angiography (Imaging, Morphology, Physiology and Clinical Applications). St. Louis, The C. V. Mosby Company, 1973. p. 6-12.
8. [DOI74.a]
DOI, K.; GENANT, H. K.; ROSSMANN, K. The effect of geometric unsharpness upon image quality in fine-detail skeletal radiography. Radiology, v. 113, n. 3, p. 723-725, Dec. 1974.

9. [DOI74.b]
DOI, K.; ROSSMANN, K. The effect of radiographic magnification on blood vessel imaging with various screen-film systems. Med. Phys., v. 1, n. 5, p. 257-261, Sep-Oct. 1974.
10. [DOI75.a]
DOI, K.; ROSSMANN, K. Measurement of optical and noise properties of screen-film systems in radiography. SPIE: Medical X-Ray Photo-optical Systems Evaluation, v. 56, p. 45-53, 1975.
11. [DOI75.b]
DOI, K.; FROMES, B.; ROSSMANN, K. New device for accurate measurement of the X-ray intensity distribution of X-ray tube focal spots. Med. Phys., v. 2, n. 5, p. 268-273, Sep-Oct. 1975.
12. [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.
13. [DOI75.d]
DOI, K.; ROSSMANN, K. Effect of focal spot distribution on blood vessel imaging in magnification radiography. Radiology, v. 114, n. 2, p. 435-441, Feb. 1975.
14. [DOI75.e]
DOI, K.; ROSSMANN, K. X-ray images of small blood vessels in angiography: question of isoplanatism. Med. Phys., v. 2, n. 6, p. 301-306, Nov-Dec. 1975.
15. [DOI75.f]
DOI, K.; ROSSMANN, K. Longitudinal magnification in radiologic images of thick objects: a new concept in magnification radiography. Radiology, v. 114, n. 2, p. 443-447, Feb. 1975.
16. [DOI76]
DOI, K.; GENANT, H. K.; ROSSMANN, K. Comparison of image quality obtained with optical and radiographic magnification techniques in fine-detail skeletal radiography: effect of object thickness. Radiology, v. 118, n. 1, p. 189-195, Jan. 1976.
17. [DOI77.a]
DOI, K. Field characteristics of geometric unsharpness due to the X-ray tube focal spot. Med. Phys., v. 4, n. 1, p. 15-20, Jan-Feb. 1977.
18. [DOI77.b]
DOI, K.; LOO, L.-N.; ROSSMANN, K. Validity of computer simulation of blood vessel imaging in angiography. Med. Phys., v. 4, n. 5, p. 400-403, Sep-Oct. 1977.

19. [DOI77.c]
DOI, K. Advantages of magnification radiography. In: Breast Carcinoma: The Radiologist's Expanded Rule. John Wiley & Sons, Inc., 1977, p.83-91.
20. [DOI77.d]
DOI, K.; IMHOF, H. Noise reduction by radiographic magnification. Radiology, v. 122, n. 2, p. 479-487, Feb. 1977.
21. [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. Department of Health and Human Services, Bureau of Radiological Health, Maryland, 1982, p. 6-38.
22. [DOI82.b]
DOI, K.; LOO, L.-N.; CHAN, H.-P. X-ray tube focal spot sizes: comprehensive studies of their measurement and effect of measured size in angiography. Radiology, v. 144, n. 2, p. 383-393, Jul. 1982.
23. [EVERSON87]
EVERSON, J. D.; GRAY, J. E. Focal spot measurement: comparison of slit, pinhole and star resolution pattern techniques. Radiology, v. 165, n. 1, p. 261-264, Oct. 1987.
24. [FRERE82]
FRERE, A. F. Investigações de Qualidade de Imagens Radiológicas com um Sistema Densitométrico Computadorizado. São Carlos, IFQSC/USP, 1982. Tese (doutoramento). 148 p.
25. [FRERE90]
FRERE, A. F. Estudo da Característica de Campo de Sistemas de Imagem Radiológica. São Carlos, EESC/USP, 1990. Tese (Livre-Docência). 150 p.
26. [HAUS75]
HAUS, A. G. et al. The effect of geometric and recording system unsharpness in mammography. Invest. Radiol., v. 10, n. 1, p. 43-52, Jan-Feb. 1975.
27. [HAUS77]
HAUS, A. G. et al. Sensitometry in diagnostic radiology, radiation therapy and nuclear medicine. J. Appl. Phot. Eng., v. 3, n. 3, p. 114-124, 1977.
28. [IMHOF78]
IMHOF, H.; DOI, K. Application of radiographic magnification technique with an ultra-high-speed rare-earth screen/film system to oral cholecystography. Radiology, v. 129, n. 1, p. 173-178, Oct. 1978.

29. [KEMP58]
KEMP, F. H.; NICHOLS, A. F. Focal spot sizes. Brit. J. Radiol., v. 31, n. 369, p. 486-488, Sep. 1958.
30. [KUNTKE57]
KUNTKE, A. H. G. On the determination of roentgen tube focal spot sizes by pinhole camera roentgenography. Acta Radiol., v. 47, p. 55-64, 1957.
31. [LUBBERTS67]
LUBBERTS, G.; ROSSMANN, K. Modulation transfer function associated with geometrical unsharpness in medical radiography. Phys. in Med. & Biol., v. 12, n. 1, p. 65-77, Jan. 1967.
32. [MACHADO88]
MACHADO, L. M. R. C. Avaliação da Qualidade de Sistemas Radiográficos utilizando as Funções de Transferência. São Carlos, EESC/USP, 1988. Dissertação (Mestrado), 218 p.
33. [MATSUI85]
MATSUI, H.; ONO, K. A uniform focal spot X-ray tube with improved MTF and KW rating. Radiology, v. 156, n. 1, p. 227-230, Jul. 1985.
34. [MATTSSON68]
MATTSSON, O. Focal spot variations with exposure data - important factors in daily routine. Acta Radiol. Diag., v. 7, p. 161-169, 1968.
35. [METZ79]
METZ, C. E.; DOI, K. Transfer function annalysis of radiographic imaging systems. Phys. in Med. & Biol., v. 24, n. 6, p. 1079-1106, Dec. 1979.
36. [MILNE74]
MILNE, E. N. C. Characterizing focal spot performance. Radiology, v. 111, n. 2, p. 483-486, May 1974.
37. [MORGAN62]
MORGAN, R. H. The frequency response function. Am. J. Roentgenol., v. 88, n. 1, p. 175-186, Jul. 1962.
38. [OGATA82]
OGATA, K. Engenharia de Controle Moderno. Prentice/Hall do Brasil Ltda., 1982, 929 p.
39. [PRASAD77]
PRASAD, S. C.; HENDEE, W. R. Effective size of the transverse dimension of X-ray tube focal spots. Med. Phys., v. 4, n. 3, p. 235-238, May-Jun. 1977.

40. [RAO69]
RAO, U. V. G.; BATES, L. M. The modulation transfer functions of X-ray focal spots. Phys. Med. & Biol., v. 14, n. 1, p. 93-106, Jan. 1969.
41. [RAO70]
RAO, U. V. G.; BATES, L. M. Effective dimensions of Roentgen tube focal spots based on measurements of the modulation transfer function. Acta Radiol. (THER), v. 9, p. 362-368, Aug. 1970.
42. [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.
43. [ROBERTSON58]
ROBERTSON, C. W.; WATSON, G. Precise measurement of focal spot areas in diagnostic X-ray tubes and their applications in tube development. Brit. J. Radiol., v. 31, n. 369, p. 489-491, Set. 1958.
44. [ROBINSON75]
ROBINSON, A.; GRIMSHAW, G. M. Measurement of the focal spot size of diagnostic X-ray tubes - a comparison of pinhole and resolution methods. Brit. J. Radiol., v. 48, n. 571, p. 572-580, Jul. 1975.
45. [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.
46. [ROSSMANN69]
ROSSMANN, K. Point Spread Function, Line Spread Function and Modulation Transfer Function. Radiology, v. 93, n. 2, p. 257-272, Aug. 1969.
47. [SICKLES77]
SICKLES, E. A.; DOI, K.; GENANT, H. K. Magnification film mammography: image quality and clinical studies. Radiology, v. 125, n. 1, p. 69-76, Oct. 1977.
48. [SICKLES80]
SICKLES, E. A. Further experience with microfocal spot magnification mammography in the assessment of clustered breast microcalcifications. Radiology, v. 137, n. 1, p. 9-14, Oct. 1980.
49. [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.

50. [TAKENAKA68]

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

51. [ZIELER77]

ZIELER, E.; PULVERMACHER, H. Evaluation of size and MTF measurements on X-ray sources. In: 14th. International Congress of Radiology, Rio de Janeiro, Oct. 23-29, 1977.

SUGESTOES PARA PESQUISAS FUTURAS

(1) Ampliar a extensão do método aqui proposto, por determinação da FTM do filme também por simulação, a fim de avaliar o sistema de registro da imagem.

(2) No mesmo rumo, determinar, por simulação, as FTMs de outros componentes de sistemas radiológicos (como telas fluorescentes, e digitalizadores de imagem).

(3) Investigar o efeito do formato das FTMs sobre a imagem radiológica.

(4) Avaliar sistemas mamográficos com focos considerados como grandes para aproveitar a Região Ótima com técnicas de magnificação convencional e lateral.

EQUACIONAMENTO DA MAGNIFICAÇÃO LATERAL (CAP. 5)

CALCULOS SUPLEMENTARES DE SOMBRA E PENUMBRA

1. OBJETO RETANGULAR - FOCO REAL DE TAMANHO f (FIG. 5.5)

1.1. Imagem no centro do campo (fig. 5.5.a)

Dos triângulos AA'F e ADE:

$$\operatorname{tg} \phi = \frac{o}{a+b} = \frac{d/2 - f/2}{a - e/2} \quad (\text{A1})$$

Por simetria:

$$S_R = 2.(o + f/2) \quad (\text{A2})$$

Então, de (A1) e (A2):

$$S_R = \frac{2(a+b)d - (2b+e)f}{2a - e} \quad (\text{A3})$$

resultado mostrado como equação (5-21) no capítulo 5.

Para a penumbra, temos ainda, dos triângulos BB'G e BCE:

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{p1 + o + f}{a+b} = \frac{d/2 + f/2}{a - e/2} \quad (\text{A4})$$

E, de (A1) e (A4), temos:

$$p1 = \frac{2b + e}{2a - e} f \quad (\text{A5})$$

que, por simetria, será o mesmo valor de p_2 . A penumbra total, então, valerá:

$$p = p_1 + p_2 = 2 p_1 = 2f \frac{2b + e}{2a - e} \quad (A6)$$

resultado da equação (5-23).

1.2. Imagem deslocada (fig. 5.5.b)

- dos triângulos AEC e AE'A':

$$\operatorname{tg} \beta = \frac{f/2 + x - d/2}{a + e/2} = \frac{f/2 + x + (o + p_1')}{a + b} \quad (A7)$$

- dos triângulos BFD e BF'B':

$$\operatorname{tg} \theta' = \frac{x - f/2 + r/2}{a - e/2} = \frac{x - f/2 + (o + p_1') + S_R}{a + b} \quad (A8)$$

De (A7) e (A8), podemos encontrar a equação (5-22):

$$S_R = \frac{4a [d(a+b) - bf] + e(x - ef)}{4a^2 - e^2} \quad (A9)$$

Para cálculo da penumbra agora, observamos que:

- dos triângulos BF'B'' e BF''C:

$$\operatorname{tg} \theta = \frac{x - (f/2) + o}{a + b} = \frac{x - (f/2) - (d/2)}{a + (e/2)} \quad (A10)$$

- dos triângulos AE'A'' e AE''D:

$$\operatorname{tg} \beta' = \frac{(f/2) + x + p1' + o + S + p2'}{a + b} = \frac{x + (f/2) + (d/2)}{a - (e/2)} \quad (\text{A11})$$

Usando (A10) e (A7), encontramos o valor de $p1'$:

$$p1' = \frac{2b - e}{2a + e} f \quad (\text{A12})$$

enquanto que, de (A11) e (A8):

$$p2' = \frac{2b + e}{2a - e} f \quad (\text{A13})$$

o que mostra que $p2'$ é, nesse caso, maior que $p1'$. A penumbra total, porém, será a soma de $p1'$ e $p2'$, levando a:

$$p' = 2 f \frac{4 ab + e^2}{4 a^2 - e^2} \quad (\text{A14})$$

o resultado da eq. (5-24). De qualquer modo, essas três últimas equações mostram que nenhuma das partes em que dividimos a penumbra depende do deslocamento x .

2. OBJETO ESFÉRICO - FOCO IDEAL (FIG. 5.7)

Além das relações apresentadas no capítulo 5 (eq. (5-31) a (5-35)), ainda podemos destacar:

- no triângulo ADG:

$$l = c \operatorname{tg} \phi = c (r/d) \quad (\text{A15})$$

pois o valor para $\text{tg } \phi$ sai do triângulo AOE. Como, no triângulo DGH:

$$l = S2 \cos \alpha \quad (\text{A16})$$

então:

$$S2 = \frac{c r}{d \cos \alpha} \quad (\text{A17})$$

mostrado na eq. (5-33).

No mesmo triângulo DGH:

$$t = l \text{ tg } \alpha = l (x/a) \quad (\text{A18})$$

e no triângulo GHI:

$$w = t \text{ sen } \phi = t (r/c_1) \quad (\text{A19})$$

Então, como, pelo triângulo HIJ:

$$w = S3 \cos (\alpha + \phi) \quad (\text{A20})$$

usando (A18) e (A19):

$$S3 = \frac{c x r^2}{a d c_1 \cos (\alpha + \phi)} \quad (\text{A21})$$

que é a eq. (5-34).

Finalmente, no triângulo ABC, temos que:

$$\text{tg } (\alpha - \beta) = (x + h)/(a + b) \quad (\text{A22})$$

Usando esse resultado juntamente com as eq. (5-31) e (5-32) do cap. 5 para $\text{tg } \alpha$ e $\text{tg } \beta$, verificamos que:

$$S1 = (a + b) \frac{r (x^2 + a^2)}{a (ad + xr)} \quad (\text{A23})$$

que é a eq. (4-35).

Na soma $S1 + S2 + S3$, substituímos:

$\cos \alpha = a/c_1$, a partir do triângulo AOK, e

$$\cos (\alpha + \phi) = \cos \alpha \cos \phi - \text{sen } \alpha \text{ sen } \phi = \frac{a \sqrt{a^2 + x^2 - r^2} - xr}{a^2 + x^2}, \text{ dos tri-}$$

ângulos AOK e AOE. E daí:

$$S = S_1 + S_2 + S_3 = 2r (a+b) (a^2+x^2) \frac{\sqrt{a^2+x^2-r^2}}{a^2(a^2+x^2-r^2) - (xr)^2} \quad (A24)$$

resultado de (5-36).

3. OBJETO ESFÉRICO - FOCO REAL (FIG. 5.8)

3.1. Imagem no centro do campo (fig. 5.8.a)

- do triângulo BD'E:

$$\operatorname{tg} \phi = \frac{S_{Er} - f}{2(a+b)} \quad (A25)$$

- do triângulo BOC'':

$$\operatorname{tg} \theta = f/2a \quad (A26)$$

- do triângulo BOC':

$$\operatorname{tg} (\phi + \theta) = \frac{r}{\sqrt{a^2 + f^2/4 - r^2}} \quad (A27)$$

De (A25), (A26) e (A27), encontramos o valor de S_{Er} :

$$S_{Er} = \frac{2ar(a+b) + f(rf/2 - b\sqrt{a^2 + f^2/4 - r^2})}{a\sqrt{a^2 + f^2/4 - r^2} + rf/2} \quad (A28)$$

Cada parcela p_R da penumbra total p_E no centro do campo valerá:

$$p_R = 2r(a+b)(a^2+f^2/4) \left[\frac{\sqrt{a^2 + f^2/4 - r^2}}{a^2(a^2+f^2/4-r^2) - r^2f^2/4} \right] - S_{Er} \quad (A29)$$

que sai da eq. (A24) ao se considerarem os extremos A e B do foco f como pontos focais ideais. Nesse caso, o termo em x na equação (A24) é substituído por $f/2$ na eq. (A29). Por simetria, a penumbra total no centro será igual a $2p_R$. Logo:

$$p_E = 2 p_R = \frac{2f (ab + r^2)}{a^2 - r^2} \quad (A30)$$

3.2. Imagem deslocada (fig. 5.8.b)

- dos triângulos AOC, AEA'' e OO'A'':

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{x + f/2}{a} = \frac{f/2 + x + o + p1' + s1 + s2}{a + b} = \frac{o + p1' + s1 + s2}{b} \quad (A31)$$

- dos triângulos BDO, BFB'' OO'B'':

$$\operatorname{tg} \phi = \frac{x - f/2}{a} = \frac{x - f/2 + o + p1' + s1}{a + b} = \frac{o + p1' + s1}{b} \quad (A32)$$

- dos triângulos AEJ e AEH:

$$\operatorname{tg} (\alpha + \beta) = \frac{f/2 + x + o + p1' + S_{Er}' + p2'}{a + b} \quad (A33)$$

$$\operatorname{tg} (\alpha - \beta) = \frac{f/2 + x + o + p1'}{a + b} \quad (A34)$$

- dos triângulos BFI e BFG:

$$\operatorname{tg} (\phi + \theta) = \frac{x - f/2 + o + p1' + S_{Er}' }{a + b} \quad (A35)$$

$$\operatorname{tg}(\phi - \theta) = \frac{x - f/2 + o}{a + b} \quad (\text{A36})$$

- dos triângulos AA'O e BB'O:

$$\operatorname{tg} \beta = \frac{r}{d_A} \quad (\text{A37})$$

$$\operatorname{tg} \theta = \frac{r}{d_B} \quad (\text{A38})$$

$$\text{onde } d_A = \sqrt{a^2 + (x+f/2)^2 - r^2} \quad \text{e } d_B = \sqrt{a^2 + (x-f/2)^2 - r^2}.$$

Lembrando que:

$$\operatorname{tg}(A+B) = \frac{\operatorname{tg} A + \operatorname{tg} B}{1 - \operatorname{tg} A \operatorname{tg} B} \quad \text{e} \quad \operatorname{tg}(A-B) = \frac{\operatorname{tg} A - \operatorname{tg} B}{1 + \operatorname{tg} A \operatorname{tg} B}$$

usamos, inicialmente, a primeira parte da eq. (A32) e a eq. (A38) em (A36), encontrando o valor de ϕ . Usando esse resultado na eq. (A34), juntamente com (A31) e (A37), podemos calcular o valor de $p1'$:

$$p1' = (a+b) \left[\frac{d_A (x+f/2) - ar}{ad_A + r (x+f/2)} - \frac{d_B (x-f/2) - ar}{ad_B + r (x-f/2)} \right] - f \quad (\text{A39})$$

Com esse resultado, retornamos à eq. (A35) para encontrar o valor de S_{ER} e, a partir daí, voltamos à eq. (A33) e calculamos a outra parcela da penumbra $p2'$. Desse modo:

$$p2' = (a+b) \left[\frac{d_A (x+f/2) + ar}{ad_A - r (x+f/2)} - \frac{d_B (x-f/2) + ar}{ad_B - r (x-f/2)} \right] - f \quad (\text{A40})$$

e

$$S_{ER}' = (a+b) \left\{ \frac{r (d_A + d_B) (a^2 + x^2 - f^2/4) + af (r^2 - d_A d_B)}{[ad_B - r (x-f/2)] [ad_A + r (x+f/2)]} \right\} + f \quad (\text{A41})$$

Como a penumbra total será a soma de $p1'$ e $p2'$, temos:

$$p'_E = p1' + p2' = -2f + (a+b) \left[\left(\frac{Ad_A - ar}{ad_A + Ar} + \frac{Ad_A + ar}{ad_A - Ar} \right) - \left(\frac{Bd_B - ar}{ad_B + Br} + \frac{Bd_B + ar}{ad_B - Br} \right) \right] \quad (A42)$$

onde, para simplificar o cálculo, chamamos o termo $(x+f/2)$ de A e $(x-f/2)$ de B . O resultado final, já com as devidas substituições feitas, levará a:

$$p'_E = \frac{2f (ab + r^2)}{a^2 - r^2} \quad (A43)$$

que é o mesmo valor da penumbra no centro do campo (eq. (A30)), indicando, portanto, que ela realmente independe do deslocamento x .

APRESENTAÇÃO DOS DIAGRAMAS DE FASE PARA OS 3 EQUIPAMENTOS ESTUDADOS

Nas figuras A1, A2 e A3 a seguir, são apresentadas as curvas que compõem os diagramas de fase para os três equipamentos investigados nos testes de campo no capítulo 6 e para os quais foi aplicado o método de simulação do capítulo 7. Cada curva em cada uma das figuras corresponde a uma das orientações consideradas no estudo, ou seja, de 0 a 90°.

Também neste APENDICE, fazemos uma extrapolação para estudar esses diagramas a partir da análise conduzida por Rao & Bates na referência [RAO69]. Eles concluíam aquele trabalho, mostrando o significado físico do efeito do desvio de fase na formação de imagens radiológicas usando o seguinte exemplo prático.

Suponhamos duas lesões adjacentes, uma de 0,1 mm. e outra de 2,0 mm. em tamanho. Para as análises feitas no trabalho deles (como as FTMs e os correspondentes diagramas de fase para as condições experimentais utilizadas - e descritas previamente no capítulo 2), a primeira lesão corresponderia a uma frequência fundamental de Fourier (definida como o inverso de 2 vezes o diâmetro considerado) de 5 ciclos/mm. Para essa frequência, eles determinavam o ângulo de fase de - 180° (ou - π) no diagrama. A partir desse valor, definiam o deslocamento linear correspondente (que chamamos aqui de δ) como a relação:

$$\delta = \phi / 2\pi f \quad (I)$$

onde ϕ = ângulo encontrado no diagrama de fase correspondente à frequência espacial f calculada.

Para o exemplo em questão, portanto, o valor de δ calculado por [RA069] é de 0,1 mm., o que significa que esse seria o valor do deslocamento da imagem daquele objeto nas condições experimentais empregadas. Todavia, efetuando os mesmos procedimentos para calcular o deslocamento linear correspondente para a segunda lesão, o resultado é praticamente 0. Assim, através desse exemplo, eles apontam que a consequência seria a incapacidade do observador em detectar ambas como lesões separadas, como elas seriam na estrutura anatômica real. [RA069] ainda dizia não ser grande o efeito do ponto focal no desvio de fase, o que se torna ainda menos significativo quanto mais simetria o foco possuir.

Derivando, então, essa análise para nossos diagramas, podemos fazer um estudo em função das frequências espaciais de primeiro mínimo das FTMs que determinamos nos capítulos 6 e 7. Como, *a priori*, essa seria a máxima frequência que o sistema seria capaz de reproduzir, pelo estudo de [RA069], ela corresponderia ao menor tamanho de objeto que aquele mesmo sistema seria capaz de reproduzir na imagem. Logo, tomando por base os dados mostrados nas tabelas 7-II a 7-IV, do capítulo 7, relacionando o valor do primeiro mínimo de frequência espacial para cada sistema em cada uma das orientações consideradas nessa pesquisa, podemos calcular o menor valor de diâmetro d que cada equipamento conseguiria reproduzir naquelas respectivas orientações ($d = 1/2f$). A tabela AI mostra os resultados calculados.

TABELA AI

Orient. da fenda	Diâm. mín. (mm.) do objeto reproduzido na imagem		
	EQUIPAMENTO 1	EQUIPAMENTO 2	EQUIPAMENTO 3
0°	1,25	1,06	0,36
10°	1,25	1,06	0,36
20°	1,19	1,00	0,34
30°	1,06	0,91	0,34
40°	0,91	0,81	0,38
50°	0,88	0,69	0,45
60°	0,91	0,53	0,52
70°	1,00	0,37	0,57
80°	1,06	0,32	0,58
90°	1,06	0,34	0,58

A partir também dos mesmos valores de frequência espacial de primeiro mínimo para cada condição, podemos calcular o deslocamento linear (δ) da imagem utilizando a equação (I) e os diagramas de fase das figuras A1, A2 e A3, conduzindo aos valores da tabela AII.

TABELA AII

Deslocamento linear correspondente para a freq. de 19 mín. da FTM

Orient. da fenda	Valor calculado para δ (mm.)		
	EQUIPAMENTO 1	EQUIPAMENTO 2	EQUIPAMENTO 3
0°	0,519	0,387	0,147
10°	0,519	0,387	0,147
20°	0,492	0,366	0,140
30°	0,428	0,336	0,138
40°	0,351	0,296	0,149
50°	0,330	0,251	0,165
60°	0,356	0,201	0,173
70°	0,408	0,145	0,180
80°	0,428	0,121	0,174
90°	0,427	0,121	0,171

FIGURA A1 (A)

DIAGRAMAS DE FASE - EQUIPAMENTO 1

FIGURA A1 (B)

DIAGRAMAS DE FASE - EQUIPAMENTO 1

(Orientações das PTMs)

◊ 90°

+ 80°

◻ 70°

FIGURA A2 (A)

DIAGRAMAS DE FASE - EQUIPAMENTO 2

FIGURA A2 (B)

DIAGRAMAS DE FASE - EQUIPAMENTO 2

□ 50° + 60° ◇ 70° △ 80° × 90° (Orientações das FTMs)

FIGURA A3 (A)
DIAGRAMAS DE FASE - EQUIPAMENTO 3

FIGURA A3 (B)

DIAGRAMAS DE FASE - EQUIPAMENTO 3

Alf