UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA E INFORMÁTICA

AVALIAÇÃO PONTO A PONTO DE SISTEMAS DE
IMAGEM RADIOLÓGICA UTILIZANDO FUNÇÕES DE
ESPALHAMENTO DE PONTO SIMULADAS.

PAULO M. DE AZEVEDO MARQUES

Tese apresentada ao Instituto de
Física de São Carlos para a obtenção
do título de DOUTOR EM CIÊNCIAS
(Física Aplicada/Computacional).

Orientadora:
Profª Drª ANNIE FRANCE FRÈRE SLAETS

SÃO CARLOS - 1994

MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA TESE DE DOUTORADO DE PAULO MAZZONCINI DE AZEVEDO MARGUES
APRESENTADA AO INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS, DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, EM 23/09/1994

COMISSÃO JULGADORA:

Prof. Dr. Annie France Frere Slaets

Prof. Dr. Otaciro Rangel Nascimento

Prof. Dr. Osvaldo Boffa Filho

Prof. Dr. Adelaide de Almeida

Prof. Dr. Nelson Delfino D. Avila Mascarenhas

Esta pesquisa teve o apoio da CAPES -Fundação
Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de
Nível Superior.

"Tudo é uma questão de manter
a mente quieta, a espinha ereta
e o coração ... tranquilo"

(Valter Franco)

AGRADECIMENTOS

Inicialmente gostaria de agradecer à minha orientadora Profa Dra Annie France Frère Slaets, cujo apoio, auxílio e incentivo foram fundamentais para a execução deste trabalho e na minha própria "evolução científica", uma vez que estou sob sua orientação desde meus tempos de iniciação científica..

Em seguida, gostaria de agradecer de forma muito especial ao Ricardo Ferrari (Jacaré), cujo auxílio no desenvolvimento e aperfeiçoamento do programa de simulação foi imprescindível para sua conclusão.

Agradeço também ao companheiro Homero Schiabel, cujo conhecimento sobre o assunto foi base fundamental para o desenvolvimento desta pesquisa, bem como aos outros integrantes do nosso grupo de trabalho, dos quais, certamente, algo existe aqui presente.

Não poderia deixar de agradecer ao Henrique que sempre ajudou no que foi possível e cujas idéias foram bastante esclarecedoras em diversas situações, bem como ao Márcio que também colaborou na realização deste trabalho.

Quero agradecer ao Jânio do CPD-SEL, que sempre se mostrou muito prestativo e cujas "dicas" permitiram utilizar melhor os recursos de informática disponíveis, e a "Benê" do LIE-IFSC, que tão gentilmente fez os desenhos desta tese no CAD.

À Dra Ângela Bellucci, diretora do Serviço de Radiodiagnóstico do Hospital das Clínicas da FMRP-USP, que permitiu a utilização dos equipamentos radiológicos com os quais foram feitos os testes de campo desta pesquisa e à Profª Agma do ICMSC-USP, que esclareceu várias dúvidas conceituais e computacionais, meus sinceros agradecimentos.

Por fim, como não poderia deixar de ser, agradeço muito à minha esposa Fernanda e aos meus familiares, que sempre souberam me apoiar e compreender em uma situação tão complexa como a elaboração de uma tese de doutoramento e a todas as pessoas que de um modo ou de outro me ajudaram neste processo.

Gostaria de dedicar este trabalho à minha avó
Elina, de quem tenho muitas saudades!

ÍNDICE DOS CAPÍTULOS

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO.....	01
1.1. HISTÓRICO DO TRABALHO.....	01
1.2. OBJETIVOS E JUSTIFICATIVAS DO TRABALHO.....	03
1.3. DISPOSIÇÃO DO TRABALHO.....	04

CAPÍTULO 2

ANÁLISE DE SISTEMAS DE OBTENÇÃO DE IMAGEM RADIOLÓGICA ATRAVÉS DAS FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIA.....	05
2.1. RELAÇÃO ENTRE OBJETO E IMAGEM.....	06
2.2. FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA ÓTICA (FTO).....	10
2.3. LINEARIDADE E INVARIÂNCIA.....	17
2.4. FATORES QUE INFLUENCIAM A INVARIÂNCIA ESPACIAL.....	19
2.5. CONCLUSÃO.....	28

CAPÍTULO 3

CONTROLE DE QUALIDADE DE SISTEMAS DE IMAGEM RADIOLÓGICA.....	30
3.1. MÉTODOS QUE AVALIAM OS PARÂMETROS DO TUBO DE RAIOS-X..	31
3.1.1. TESTE DA KILOVOLTAGEM DE PICO.....	31
3.1.2. TESTE DO TEMPORIZADOR.....	36
3.1.3. TESTE DA CORRENTE DO TUBO (mAs).....	37
3.1.4. TESTE DA CAMADA SEMI-REDUTORA (CSR).....	37
3.1.5. FILTRAÇÃO.....	39
3.1.6. PONTO FOCAL.....	40
3.2. MÉTODOS QUE AVALIAM A QUALIDADE DA IMAGEM.....	50
3.2.1. MÉTODOS QUE UTILIZAM SIMULADORES.....	50
3.2.2. MÉTODOS QUE UTILIZAM FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIA...	51
3.3. CONCLUSÃO.....	61

CAPÍTULO 4

MATERIAIS E MÉTODOS.....	62
4.1. ALGORÍTMO PARA OBTENÇÃO DAS FEPs SIMULADAS.....	62
4.2. ALGORÍTMO PARA ROTAÇÃO DAS FEPs SIMULADAS.....	65
4.3. ALGORÍTMO PARA FILTRAGEM DA FTO.....	66
4.4. PROGRAMA PARA OBTENÇÃO DAS FEPs E FTOs SIMULADAS.....	68
4.5. DISPOSITIVO EXPERIMENTAL PARA OBTENÇÃO DAS FEPs REAIS..	73
4.6. A "MATRIZ DE ORIFÍCIOS".....	74
4.7. PROCEDIMENTO PARA OBTENÇÃO DAS FEPs REAIS.....	77
4.8. SIMULADORES UTILIZADOS.....	77

CAPÍTULO 5

AVALIAÇÃO DE SISTEMAS DE RAIOS-X DIAGNÓSTICOS ATRAVÉS DA SIMULAÇÃO DAS FUNÇÕES DE ESPALHAMENTO DE PONTO (FEP) E DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO (FTM).....	81
5.1. PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS.....	82
5.2. COMPARAÇÃO DOS DADOS EXPERIMENTAIS COM OS SIMULADOS....	86
5.2.1. COMPARAÇÃO ENTRE AS FEPs SIMULADAS E AS REAIS....	86
5.2.2. COMPARAÇÃO DAS FEPs SIMULADAS COM VALORES CONHECIDOS.....	95
5.3. RESULTADOS OBTIDOS PARA CADA APARELHO.....	100
5.4. COMPARAÇÃO ENTRE OS RESULTADOS DE CADA APARELHO.....	111

CAPÍTULO 6

CONCLUSÕES.....	117
6.1. VALIDADE DA SIMULAÇÃO.....	117
6.2. VALIDADE DO MÉTODO DE AVALIAÇÃO PONTO A PONTO PELAS FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIA.....	118
6.3. CONCLUSÕES FINAIS.....	119

CAPÍTULO 7

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	123
CONTRIBUIÇÕES DO TRABALHO.....	130

SUGESTÕES PARA PESQUISAS FUTURAS.....131

APÊNDICE I

LISTAGEM DO PROGRAMA DE SIMULAÇÃO (PTO1.M)132

APÊNDICE II

GRÁFICOS DAS FTMs - EXEMPLOS.....140

ÍNDICE DE FIGURAS

CAPÍTULO 2

FIGURA 2.1. FUNÇÃO DE ESPALHAMENTO DE PONTO.....	09
FIGURA 2.2. FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA ÓTICA.....	13
FIGURA 2.3. DISTRIBUIÇÃO DE INTENSIDADE SENOIDAL NO ESPAÇO.....	14
FIGURA 2.4. TRANSFORMADA DE FOURIER DE UMA DISTRIBUIÇÃO ESPACIAL.....	15
FIGURA 2.5. OBTENÇÃO DA FTO A PARTIR DA FEP OU DA FEL.....	16
FIGURA 2.6. FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIA DE UM SISTEMA.....	17
FIGURA 2.7. CARACTERÍSTICA DE CAMPO.....	20
FIGURA 2.8. GEOMETRIA PARA OBTENÇÃO DA CARACTERÍSTICA DE CAMPO....	21
FIGURA 2.9. GEOMETRIA DA FEP.....	24
FIGURA 2.10. VARIAÇÃO DAS DIMENSÕES DO PONTO FOCAL.....	26

CAPÍTULO 3

FIGURA 3.1. DISPOSITIVO PARA TESTE DE mAs.....	38
FIGURA 3.2. DISPOSITIVO PARA TESTE DA CORRENTE.....	39
FIGURA 3.3. MÉTODO DA CÂMARA DE ORIFÍCIO.....	41
FIGURA 3.4. DISPOSITIVO RMI.....	44
FIGURA 3.5. DIPOSITIVO RMI (DETALHE).....	44
FIGURA 3.6. MÉTODO DO PADRÃO DE FENDA.....	45
FIGURA 3.7. COMPARAÇÃO ENTRE FEL MEDIDA DE FEL UNIFORME.....	48
FIGURA 3.8. MÉTODOS CONVENCIONAIS (DIAGRAMA EM BLOCOS).....	52

CAPÍTULO 4

FIGURA 4.1. GEOMETRIA UTILIZADA PELA SIMULAÇÃO.....	63
FIGURA 4.2. MATRIZ REPRESENTANDO UMA FEP SIMULADA.....	67
FIGURA 4.3. RELAÇÃO ENTRE AS GEOMETRIAS DA FEP E DA FTO.....	68
FIGURA 4.4. FTM - EXEMPLO.....	70
FIGURA 4.5. FTM (FILTRADA) - EXEMPLO.....	71
FIGURA 4.6. FTM (FORMA DA BASE DO GRÁFICO) - EXEMPLO.....	72
FIGURA 4.7. DISPOSITVO EXPERIMENTAL PARA ALINHAMENTO.....	75
FIGURA 4.8. MATRIZ DE ORIFÍCIOS.....	76
FIGURA 4.9. MATRIZ DE ESFERAS.....	78

FIGURA 4.10. MATRIZ DE ANÉIS.....	79
FIGURA 4.11. MATRIZ DE FIOS RADIAIS.....	80

CAPÍTULO 5

FIGURA 5.1. IMAGEM DA MATRIZ DE ORIFÍCIOS - APARELHO 1.....	83
FIGURA 5.2. IMAGEM DA MATRIZ DE ORIFÍCIOS - APARELHO 2.....	84
FIGURA 5.3. IMAGEM DA MATRIZ DE ORIFÍCIOS - APARELHO 3.....	85
FIGURA 5.4. FTM APARELHO DE CHICAGO.....	97
FIGURA 5.5. FTM APARELHO DE CHICAGO - EIXO X.....	98
FIGURA 5.6. FTM APARELHO DE CHICAGO - EIXO Y.....	99
FIGURA 5.7. DISTRIBUIÇÃO ESPACIAL DOS PONTOS ANALISADOS.....	101
FIGURA 5.8. MATRIZ DE ESFERAS (APARELHO 1).....	107
FIGURA 5.9. BASE DA FTM (PONTO 8).....	108
FIGURA 5.10. BASE DA FTM (PONTO 12).....	109
FIGURA 5.11. BASE DA FTM (PONTO 11).....	110
FIGURA 5.12. FTM/CENTRO - APARELHO 1.....	112
FIGURA 5.13. FTM/CENTRO - APARELHO 2.....	113
FIGURA 5.14. FTM/CENTRO - APARELHO 3.....	114
FIGURA 5.15. FTM/CENTRO - APARELHO 4.....	115
FIGURA 5.16. MATRIZ DE ESFERAS - APARELHO 2.....	116

CAPÍTULO 6

FIGURA 6.1. MATRIZ DE ANÉIS - APARELHO 3.....	121
FIGURA 6.2. MATRIZ DE FIOS RADIAIS - APARELHO 3.....	122

ÍNDICE DE TABELAS

CAPÍTULO 5

TABELA 1 - VALORES MEDIDOS E CALCULADOS PARA O APARELHO 1.....86

TABELA 2 - VALORES MEDIDOS E CALCULADOS PARA O APARELHO 2.....89

TABELA 3 - VALORES MEDIDOS E CALCULADOS PARA O APARELHO 3.....91

TABELA 4 - VALORES SIMULADOS PARA O APARELHO 1.....102

TABELA 5 - VALORES SIMULADOS PARA O APARELHO 2.....103

TABELA 6 - VALORES SIMULADOS PARA O APARELHO 3.....104

TABELA 7 - VALORES SIMULADOS PARA O APARELHO 4.....105

RESUMO

Esta tese propõe um método de avaliação de sistemas de obtenção de imagem radiológica através das Funções de Transferência simuladas para qualquer região do campo de radiação. Esse processo de simulação reflete as mudanças sofridas pelo ponto focal e, portanto, pela Função de Espalhamento de Ponto (FEP) ao longo do campo. A avaliação utiliza informações obtidas de Funções de Transferência Ótica bi-dimensionais calculadas através da aplicação de Transformadas de Fourier sobre as Funções de Espalhamento de Ponto simuladas. O método permite realizar um mapeamento da resposta em frequências espaciais dos sistemas radiológicos para todo o campo de radiação, comparar a nitidez da imagem de sistemas distintos com relação a regiões equivalentes e estudar uma região específica para prever as distorções que serão inseridas na imagem.

ABSTRACT

In this work a method of evaluation for the radiologic imaging systems performance by simulated transfer functions for any X-ray field region is proposed. The simulation procedures provide information of the changes of the focal spot sizes and, therefore, of the Point Spread Function (PSF) along the field.

The evaluation yields the bidimensional Optical Transfer Functions calculated from Fourier Transformation of the simulated PSFs. This method provides: the spatial frequency response for the entire radiation field of the radiologic systems; comparisons of the image sharpness relative to equivalent field regions for different systems; and the study of a singular region in order to predict image distortions.

*****CAPÍTULO 1*****

INTRODUÇÃO

1.1 - HISTÓRICO DO TRABALHO

O controle de qualidade da imagem médica despertou interesse desde que se explicitou que a qualidade da informação fornecida ao médico radiologista está diretamente associada às condições de operação do sistema que a produz. Desse modo, desde há algumas décadas, os estudos realizados nesta área vêm tentando aprimorar os procedimentos existentes para tal finalidade.

Diversos métodos têm sido propostos, seja atuando na aferição dos vários parâmetros e componentes que formam o sistema radiológico (Kvp, mA, tempo de exposição, filtragem, ponto focal, etc), seja na investigação de seu desempenho como um todo, através da aplicação da teoria das funções de transferência ou do emprego de fantasmas (originário do termo inglês "phantom").

Cada um desses métodos possui vantagens e desvantagens, dependendo do aspecto sob o qual é observado, sendo possível até se obter uma certa complementariedade nas informações fornecidas por eles. Devido ao avanço tecnológico que produz sistemas de obtenção de imagens cada vez mais sofisticados, existe uma tendência de evolução dos testes no sentido de se buscar confiabilidade, precisão e simplicidade de execução. Seguindo essa tendência, partiu-se dos chamados métodos invasivos, que atuavam diretamente sobre os componentes físicos reais dos sistemas para chegar aos procedimentos que obtinham informações a partir do feixe de radiação.

Os métodos invasivos são complicados de serem utilizados pois implicam em riscos para a aparelhagem e para quem a está avaliando, uma vez que se irá medir, por exemplo, tensões da ordem de kV. Os métodos baseados em informações oriundas do feixe de radiação, tanto os que investigam os parâmetros do sistema como os que avaliam sua qualidade como um todo, já não oferecem os mesmos

riscos, porém os procedimentos envolvidos nos testes práticos são bastante demorados e trabalhosos. No caso específico de testes que utilizam filmes radiológicos, há ainda um sério problema na interpretação da imagem, que depende fortemente da subjetividade do observador.

Analisando-se, na literatura especializada, os trabalhos apresentados para avaliar o ponto focal ou a nitidez da imagem, identificam-se duas tendências: a primeira, na direção de se aprimorar os dispositivos experimentais para assim melhorar a qualidade das informações obtidas. No caso específico de testes que utilizam dispositivos de fendas ou câmeras de orifício, por exemplo, as publicações apresentam mudanças no material utilizado e nos processos de fabricação na tentativa de aumentar a precisão dos testes. Isso sem considerar todos os equipamentos, em muitos casos extremamente sofisticados, desenvolvidos para garantir o alinhamento preciso com o centro do feixe. Porém, por mais que se melhore a qualidade e precisão dos dispositivos experimentais mantém-se a limitação dos testes a um ponto qualquer do campo. A segunda tendência é formada por trabalhos que demonstraram que o ponto focal, e por consequência a nitidez da imagem, varia drasticamente em função da posição no campo de radiação (são apresentadas variações de até 300%). Porém, embora alertem sobre a pouca relevância que uma avaliação em um único ponto do campo possui, não sugerem nenhum método para avaliar o ponto focal (ou a nitidez) ao longo de todo o campo. A avaliação feita em um único ponto além de não ser precisa não reflete a realidade dos exames radiológicos, nos quais encontram-se estruturas em diversas regiões com nitidez diferente. Outro aspecto interessante é que, embora os métodos que utilizam Funções de Transferência sejam sempre citados como de grande precisão, de modo geral não são utilizados, e quando o são, estão limitados à avaliação da região central do campo.

1.2 - OBJETIVOS E JUSTIFICATIVAS DO TRABALHO

O objetivo deste trabalho é propor um método de avaliação por simulação computacional, com base na teoria das funções de transferência, que seja ao mesmo tempo mais preciso e menos trabalhoso que os métodos que utilizam procedimentos convencionais.

Mais preciso porque, de modo geral, estes métodos avaliam o sistema com base em informações obtidas no centro do campo de radiação e, então, extrapolam os resultados para toda a extensão deste. Já o método aqui proposto permite avaliar o desempenho do sistema ponto a ponto ao longo de toda a extensão do campo de radiação, não incorrendo em possíveis erros devido a generalizações não apropriadas.

Menos trabalhoso por utilizar simulação computacional, o que reduz bastante o número de procedimentos práticos necessários para obtenção das informações que possibilitam o processo de avaliação do sistema.

A opção pelas funções de transferência deveu-se ao fato destas fornecerem tanto dados quantitativos sobre a resposta do sistema, permitindo avaliações menos subjetivas, como também dados qualitativos que possibilitam previsões de desempenho do sistema à nível de formação de imagem de objetos específicos (principalmente quando se trabalha com funções de transferência bi-dimensionais).

Assim, o trabalho aqui apresentado constitui-se em uma modificação radical no procedimento convencional através da substituição de procedimentos e aparatos experimentais por um programa de simulação computacional. O novo método utiliza como dados de entrada, oriundos do sistema de obtenção de imagem sob análise, as dimensões do ponto focal e a inclinação do alvo (anodo). A partir daí é simulado um "pinhole" ideal que pode varrer toda a extensão do campo de radiação, permitindo obter a Função de Espalhamento de Ponto (FEP) para qualquer região de interesse. A partir das FEPs simuladas são determinadas as correspondentes FTOs, para a avaliação do sistema.

1.3 - DISPOSIÇÃO DO TRABALHO

Esta tese pode ser dividida, basicamente, em quatro partes.

Esta primeira contém uma introdução ao trabalho. A segunda, constituída pelos capítulos 2 e 3, fornece uma base teórica e uma noção "do estado da arte" para que se possa compreender e avaliar o procedimento proposto. No capítulo 2 são apresentados os fundamentos teóricos do método das Funções de Transferência e os requisitos de linearidade e invariância espacial necessários à sua aplicação. No capítulo 3 são discutidos os métodos convencionais utilizados em procedimentos de controle de qualidade de sistemas radiológicos. A terceira parte, formada pelos capítulos 4, 5 e 6, explicita e discute o trabalho desenvolvido nesta pesquisa. O capítulo 4 descreve os dispositivos e procedimentos experimentais, bem como os algoritmos de simulação utilizados neste trabalho. No capítulo 5 são apresentados e comparados os resultados experimentais e simulados. O capítulo 6 apresenta uma discussão sobre os dados e as conclusões obtidas a partir das informações extraídas destes. Finalmente, a quarta e última parte apresenta as referências bibliográficas (capítulo 7) e informações complementares sobre o trabalho (apêndices).

Caso o leitor esteja familiarizado com a teoria das Funções de Transferência aplicada à avaliação de sistemas radiológicos, bem como aos procedimentos utilizados para este fim, a leitura dos capítulos 2 e 3 não é imprescindível, podendo-se começar pelo capítulo 4.

***** CAPÍTULO 2*****

ANÁLISE DE SISTEMAS DE OBTENÇÃO DE IMAGEM RADIOLÓGICA ATRAVÉS DAS FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIA

Os princípios gerais da descrição do desempenho de um sistema de transferência de informação em termos de sua resposta à funções de entrada senoidais foram aplicados primeiro dentro da engenharia eletrônica, na análise de sistemas elétricos de comunicação em relação às suas respostas a várias frequências. Posteriormente, esses princípios foram utilizados no campo da engenharia óptica e fotográfica na análise de sistemas de obtenção de imagem em termos de suas respostas em frequência espacial. Na década de 60, a técnica de análise de sistemas pelas Funções de Transferência foi introduzida no campo da radiografia médica 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], [LUBBERT67], [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. Entretanto, outro artigo, intitulado "Transfer function annalysis of radiographic imaging systems" ([METZ79]) de autoria de Charles E. Metz & Kunio Doi, resume os trabalhos anteriores e apresenta um estudo aprofundado sobre a utilização das Funções de Transferência na análise de sistemas de raios-X médicos, sendo a principal referência para o desenvolvimento que se segue.

2.1 - RELAÇÃO ENTRE OBJETO E IMAGEM:

Função de Espalhamento de Ponto (FEP)

Função de Espalhamento de Linha (FEL).

Segundo [METZ79], um objeto, $f(x,y)$, pode ser considerado como um conjunto apropriadamente ponderado de elementos pontuais, $f(x,y)dxdy$. Desde que o sistema de obtenção de imagem seja linear e espacialmente invariante, a imagem de um conjunto de pontos será a soma (i.e. integral) das imagens destes pontos. Seja $h(x,y)$ a representação da imagem de um único ponto localizado em $(x=0,y=0)$. Então, a imagem $g(x,y)$ devida ao conjunto de elementos pontuais que formam o objeto será

$$g(x,y) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(\xi,\eta) h(x-\xi, y-\eta) d\xi d\eta \quad (2.1a)$$

ou

$$g(x,y) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x-\xi, y-\eta) h(\xi,\eta) d\xi d\eta. \quad (2.1b)$$

A segunda expressão deriva-se da primeira através de mudanças apropriadas nas variáveis de integração. Devido a forma da integral mostrada aqui, a função $g(x,y)$ é definida como sendo a "**convolução**" bi-dimensional das funções $f(x,y)$ e $h(x,y)$.

Uma vez que a função de saída (imagem) pode ser expressa em unidades diferentes da adotada para a função de entrada (objeto), e de modo a separar efeitos relacionados com a resolução de efeitos relacionados com intensidade, é conveniente reescrever as expressões anteriores como

$$g(x,y) = \Lambda \iint_{-\infty}^{\infty} f(x-\xi, y-\eta) FEP(\xi,\eta) d\xi d\eta \quad (2.2)$$

onde Λ é o "ganho" do sistema de obtenção de imagem:

e **FEP** é a **Função de Espalhamento de Ponto** do sistema (figura 2.1):

$$\Lambda \equiv \int \int_{-\infty}^{\infty} h(\xi, \eta) d\xi d\eta \quad (2.3)$$

$$FEP(x, y) \equiv h(x, y) / \Lambda \quad (2.4)$$

Note-se que devido a estas definições:

$$\int \int_{-\infty}^{\infty} FEP(\xi, \eta) d\xi d\eta = 1 \quad (2.5)$$

Ou seja, a **Função de Espalhamento de Ponto (FEP)** é definida como a distribuição de intensidade de radiação na imagem de uma fonte puntiforme (abertura infinitamente pequena) irradiando com intensidade unitária. Para um sistema ideal, linear e isoplanático, a imagem da fonte puntiforme no plano do objeto é um ponto no plano imagem. Porém, para um sistema real a imagem da fonte puntiforme não é um ponto. As imperfeições do sistema de obtenção de imagem real resultam numa perda de nitidez e/ou distorções da imagem da fonte puntual em relação ao que seria o ponto-imagem ideal e tais distorções são medidas pela FEP.

A FEP é então uma característica de transferência do sistema, proporcionando uma relação única entre uma entrada de fonte puntiforme unitária e a saída correspondente. Num sistema radiológico de imagem, essa "fonte puntiforme" é representada por uma abertura muito pequena, no plano-objeto, atravessada pelos raios-X provenientes da fonte de radiação.

A partir do princípio de superposição linear, podemos observar que se uma entrada (objeto) é formada por várias fontes puntiformes de intensidade variada, 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 puntual. Portanto, conhecendo-se a distribuição de intensidade do objeto e a FEP do sistema, a distribuição de intensidade da imagem pode ser estimada.

Se a entrada (objeto) for constante em uma direção y' - como uma linha, por exemplo - então, considerando-se um sistema de coordenadas (x', y') que seja rotacionado em relação ao sistema (x, y) , pode-se mostrar que o perfil da imagem resultante, $g(x')$, é dado por Λ multiplicado pela convolução uni-dimensional do perfil da entrada $f(x')$ com a função de x' que resulta da integração da $FEP(x, y)$ sobre todo y' .

Matematicamente:

$$g(x') = \Lambda \int_{-\infty}^{\infty} f(x', \xi') \left[\int_{-\infty}^{\infty} FEP(\xi', \eta') d\eta' \right] d\xi' \quad (2.6a)$$

$$= \Lambda \int_{-\infty}^{\infty} f(x', \xi') FEL_{\theta}(\xi') d\xi' \quad (2.6b)$$

onde

$$FEL_{\theta}(x') \equiv \int_{-\infty}^{\infty} FEP(x', y') dy' \quad (2.7)$$

é chamada **Função de Espalhamento de Linha (FEL)** do sistema de obtenção de imagem para um ângulo θ e representa o perfil normalizado de uma imagem resultante de um objeto-linha reto orientado em um ângulo θ relativo ao eixo y . Em geral, a FEL depende da orientação do objeto-linha. Contudo, se a FEP for rotacionalmente simétrica (sistemas isotrópicos), de modo que $FEP(x, y)$ dependa somente de $r \equiv (x^2 + y^2)^{1/2}$, então a $FEL(x)$ será independente da orientação da entrada-linha.

FIGURA 2.1 -Função de Espalhamento de Ponto (FEP)
a)FEP - sistema não isotrópico
b)FEP - sistema isotrópico

A FEL, portanto, é outra característica de transferência do sistema de obtenção de imagem, sendo a distribuição de intensidade de radiação na imagem de uma fonte linear de intensidade unitária.

Num sistema de imagem ideal, uma fonte linha (uma fenda infinitamente estreita e longa) de intensidade unitária no plano do objeto seria representada no plano da imagem por uma linha ideal. Porém, 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. A FEL é uma característica de transferência que proporciona uma relação única entre uma entrada unidimensional e a saída correspondente.

2.2 - FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA ÓTICA (FTO):

Função de Transferência de Modulação (FTM)

Função de Transferência de Fase (FTF).

Considerando, agora, que a entrada do sistema seja um objeto senoidal descrito pela função:

$$f(x, y) = I_0 \cos [2\pi (v_x x + v_y y) + \phi_F(v_x, v_y)] + C \quad (2.8)$$

Usando-se este objeto como função de entrada para a equação 2.2 obtemos como função de saída sua imagem $g(x, y)$ dada por:

$$g(x, y) = [\Lambda \cdot FTM(v_x, v_y) \cdot I_0] \cos [2\pi (v_x x + v_y y) + \Phi_F(v_x, v_y) + FTF(v_x, v_y)] + \Lambda C \quad (2.9)$$

onde

$$FTM(v_x, v_y) \equiv \{ [A(v_x, v_y)]^2 + [B(v_x, v_y)]^2 \}^{1/2} \quad (2.10)$$

é definida pelo par de funções

$$A(v_x, v_y) \equiv \iint_{-\infty}^{\infty} FEP(x, y) \cos[2\pi(v_x x + v_y y)] dx dy \quad (2.11a)$$

e

$$B(v_x, v_y) \equiv -\iint_{-\infty}^{\infty} FEP(x, y) \sin[2\pi(v_x x + v_y y)] dx dy \quad (2.11b)$$

e onde $FTF(v_x, v_y)$ satisfaz

$$\cos[FTF(v_x, v_y)] = A(v_x, v_y) / FTM(v_x, v_y) \quad (2.12a)$$

e

$$\sin[FTF(v_x, v_y)] = B(v_x, v_y) / FTM(v_x, v_y) \quad (2.12b)$$

Pode-se notar a partir da eqn(2.9) que as componentes senoidais de $g(x, y)$ têm as mesmas frequências espaciais e direções que as da entrada $f(x, y)$, mas com amplitude mudada por um fator $\Lambda \cdot FTM(v_x, v_y)$, onde Λ é o "ganho" do sistema, e com um atraso de fase adicional $FTF(v_x, v_y)$.

Como a modulação da entrada é I_0/C e a da saída $FTM(v_x, v_y) \cdot I_0/C$, a função $FTM(v_x, v_y)$ é chamada **"Função de Transferência de Modulação"** do sistema de obtenção de imagem. Como, por definição, modulação é uma quantidade real não negativa, e também de acordo com eqn (2.10), a FTM de um sistema de obtenção de imagem pode assumir somente valores positivos ou iguais a zero.

Uma vez que a $FTF(v_x, v_y)$ descreve o atraso de fase introduzido pelo sistema, ela é chamada de **"Função de Transferência de Fase"** do sistema.

Como as expressões (2.10) a (2.12) são um tanto quanto difíceis, é conveniente definir a função complexa

$$FTO(v_x, v_y) \equiv \iint_{-\infty}^{\infty} FEP(x, y) \exp[-j2\pi(v_x x, v_y y)] dx dy \quad (2.13)$$

onde $j \equiv \sqrt{-1}$ e $\exp(-j\alpha) \equiv \cos\alpha - j\sin\alpha$, e pode-se notar das eqns (2.10) a (2.12) que as funções $FTM(v_x, v_y)$ e $FTF(v_x, v_y)$ são então dadas pelo módulo e ângulo de fase da $FTO(v_x, v_y)$ no plano complexo:

$$FTM(v_x, v_y) = |FTO(v_x, v_y)| \quad (2.14)$$

e

$$FTF(v_x, v_y) = \Phi_{FTO}(v_x, v_y) \quad (2.15)$$

onde

$$FTO(v_x, v_y) = |FTO(v_x, v_y)| \exp[j\Phi_{FTO}(v_x, v_y)] \quad (2.16)$$

Estas relações estão ilustradas na figura 2.2.

A função complexa $FTO(v_x, v_y)$ definida na eqn (2.13) é chamada **"Função de Transferência Óptica"** do sistema de obtenção de imagem e é equivalente a uma transformação bi-dimensional de Fourier da FEP do sistema.

Basicamente a FTO de um sistema de imagem proporciona a avaliação da resolução desse sistema com base nas reduções de amplitude e no atraso de fase sofridos por uma entrada senoidal.

Para um sistema ideal, a imagem de uma entrada senoidal será também senoidal. Porém, as imperfeições ópticas dos sistemas reais causarão uma redução da amplitude e um desvio lateral relativos à distribuição do objeto. A diminuição da amplitude indica uma perda na resolução do sistema e o desvio lateral indica um atraso de fase (figura 2.3).

É importante explicitar que as distribuições senoidais observadas na figura 2.3 são função não da frequência convencionalmente usada em eletrônica, dada em ciclos/seg, mas da denominada Frequência Espacial, dada em ciclos/mm.

Um sinal pode ser descrito como uma distribuição de intensidades no domínio espacial ou, através da transformada de Fourier, como uma distribuição de amplitudes no domínio da frequência espacial (figura 2.4). 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 da distribuição do objeto com a FEP ou a FEL resulta numa descrição também ponto a ponto da

FIGURA 2.2 - Função de Transferência Ótica (FTO)

distribuição de intensidade no plano imagem. Isso implica que a FEP e a FEL correspondem a características de transferência do sistema no domínio espacial.

Matematicamente:

$$g(x,y) = [f(x,y) * FEP] . \Lambda \quad (2.17)$$

Agora, aplicando-se a transformada de Fourier na função de entrada, de saída e na característica de transferência do sistema no domínio

FIGURA 2.3 - Distribuição de Intensidade Senoidal no Espaço
Linhas cheias = entrada. Linhas pontilhadas = saída

espacial, encontra-se a contrapartida no domínio da frequência:

$$G(\nu_x, \nu_y) = F(\nu_x, \nu_y) . FTO(\nu_x, \nu_y) . \Lambda \quad (2.18)$$

FIGURA 2.4 - Transformada de Fourier
a) distribuição espacial
b) espectro de frequências

Essa transformação faz com que uma operação de convolução no domínio espacial, que é matematicamente complicada, torne-se uma simples operação de multiplicação no domínio da frequência espacial (figura 2.5).

Observando a eqn (2.18) pode-se notar que, afora o fator de ganho Λ , a saída será uma aproximação acurada da entrada se e somente se $FTO(\nu_x, \nu_y) = 1$ para as frequências espaciais e direções (ν_x, ν_y) nas quais $F(\nu_x, \nu_y)$ seja apreciavelmente diferente de zero. Ou seja, se e somente se $FTM(\nu_x, \nu_y) \equiv |FTO(\nu_x, \nu_y)| = 1$ e $FTF(\nu_x, \nu_y) \equiv \phi_{FTO}(\nu_x, \nu_y) = 0$.

Quantitativamente estas observações podem ser expressas

através da equação abaixo que representa a integral da diferença quadrática entre $f(x,y)$ e $g(x,y)$, corrigida para o ganho.

$$\iint_{-\infty}^{\infty} [f(x,y) - g(x,y) / \Lambda]^2 dx dy = \iint_{-\infty}^{\infty} |1 - FTO(v_x, v_y)|^2 |F(v_x, v_y)|^2 dv_x dv_y$$

Desse modo, para se realizar a análise de um sistema de obtenção de imagem em termos de suas características de resposta em frequência espacial deve-se determinar sua $FTO(v_x, v_y)$. Segundo [METZ79], isto pode ser feito basicamente de duas maneiras distintas: (1) a FTO pode ser determinada diretamente medindo-se as mudanças de modulação (FTM) e fase (FTF) que ocorrem quando são obtidas imagens de objetos planos de ondas senoidais tendo várias frequências espaciais e direções; ou (2) a FTO pode ser determinada indiretamente medindo-se a imagem de um ponto-objeto (FEP) ou linha-objeto (FEL) e então computando a transformação de Fourier.

No caso particular de sistemas radiológicos, é bastante complicado modular senoidalmente a entrada, daí preferir-se obter a FTO indiretamente a partir da difusão de luz fornecida pela FEP e/ou FEL.

FIGURA 2.5 -Obtenção da FTO a partir da FEP ou FEL

2.3 - LINEARIDADE E INVARIÂNCIA

Segundo [ROSSMANN69], pode-se definir um sistema de obtenção de imagem como sendo aquele que produz uma imagem a partir de uma dada entrada (objeto a ser visualizado). Independentemente do conhecimento da configuração do sistema, as características da imagem obtida em sua saída podem ser previstas, a partir de sua entrada, através de suas Funções de Transferência. Na realidade, as funções de transferência explicitam as imperfeições que a imagem final possui em relação ao objeto a partir do qual ela foi obtida (figura 2.6).

FIGURA 2.6 - Funções de Transferência de um sistema

Desse modo, conhecendo-se as funções de transferência é possível se prever a "resposta" do sistema para uma dada entrada. Porém, para que as propriedades da imagem produzida possam ser descritas pelas funções de transferência do sistema, é necessário que este seja linear e invariante.

O sistema é linear quando qualquer constante que multiplique a entrada multiplica também a saída e, no caso de várias entradas distintas, a saída deve ser igual à soma das saídas correspondentes a cada entrada isolada. O sistema é invariante quando a imagem de um objeto mantém seu formato mesmo quando ele é movimentado no plano-objeto, essa propriedade é também conhecida por invariância espacial.

Nos sistemas radiológicos, a linearidade é mantida até a formação da imagem, porém, o processo de transformação da imagem latente em densidades ópticas geralmente não é linear. Esse problema é resolvido considerando-se, para efeito de cálculos, a exposição efetiva de raios-X que atinge o sensor e não a densidade óptica.

A invariância, por sua vez, está associada a dois condicionantes. Primeiramente, para que ela seja mantida, é necessário que as funções de transferência sejam independentes das angulações do feixe de raios-X e do foco do sistema. Para alcançar essa condição, que não é satisfeita considerando-se todo o plano-imagem, Rossmann sugere a decomposição desse plano em vários pequenos trechos invariantes, sobre os quais o formato da imagem não varia apreciavelmente, e a realização da análise em cada uma dessas pequenas áreas. A outra condição que deve ser considerada na análise da invariância é a necessidade de que o sistema seja isotrópico, isto é, que a orientação do objeto no campo não seja relevante.

Por ser o motivo básico para o desenvolvimento dos procedimentos descritos nesta tese, a questão da existência ou não de invariância espacial será discutida em maiores detalhes a seguir.

2.4 - FATORES QUE INFLUENCIAM A INVARIÂNCIA ESPACIAL

A nitidez da imagem radiológica depende, entre outros fatores, da posição do objeto a ser radiografado sob o feixe de raios-X. Esse fenômeno, chamado de "**Característica de Campo**", é devido à inclinação do alvo do tubo de raios-X, que causa alterações no tamanho do foco visto para cada posição do campo de radiação. A teoria da "característica de campo" é apresentada por Doi em [DOI77.a], onde o autor demonstra que a magnitude da não nitidez geométrica da imagem depende da posição na qual o objeto é colocado sob o feixe de raios-X.

Considere-se a figura 2.7 na qual estão representados o plano do alvo (anodo) do tubo de raios-X, o plano-objeto e o plano-imagem. O eixo catodo-anodo está em uma direção paralela ao plano-objeto e ao plano-imagem. O ângulo de inclinação do alvo é α , o que faz com que o plano do alvo cruze os outros dois planos com um ângulo $(\pi/2 - \alpha)$. A posição no plano do alvo é especificada pelo uso de duas pequenas escalas S_x e S_y , as quais são utilizadas para descrever a distribuição de raios-X que sai do alvo. O escala S_x é paralela aos planos objeto e imagem, e a escala S_y é perpendicular à S_x . As duas escalas se interceptam em um ponto T o qual é considerado o centro do ponto focal. O feixe central de raios-X pode ser definido como uma linha vertical do ponto T até os planos objeto e imagem, os quais esse feixe atravessa nos pontos G e C . A distância entre T e G é d_1 , e a distância entre G e C é d_2 . A projeção da escala S_y atravessa os planos objeto e imagem nos pontos H e D (ponto de cutoff), respectivamente. Um feixe arbitrário de raios-X atinge um ponto A no plano-imagem atravessando um ponto E no plano-objeto. Pode-se definir também um feixe complementar que atinge os pontos B e F nos planos objeto e imagem, respectivamente, de modo que a linha AB seja paralela à intersecção do plano imagem com o plano do alvo. Com essa geometria, a localização de um feixe

FIGURA 2.7 -Característica de Campo

FIGURA 2.8-Geometria para Obtenção da Característica de Campo

arbitrário de raios-X no plano imagem pode ser especificado pelos ângulos β e γ , onde β é o ângulo BTC e γ é o ângulo ADB . O ângulo β é positivo em direção ao catodo, e o ângulo γ é positivo na metade direita do plano imagem, visto a partir do alvo. Duas coordenadas cartesianas são utilizadas para descrever as FEPs da não nitidez geométrica no plano-imagem. As coordenadas (x,y) e (x',y') referem-se, respectivamente, às posições central e arbitrária do feixe, sendo os eixos x e x' paralelos à escala S_x . As origens dessas coordenadas estão no centro das respectivas FEPs, ou seja, nos pontos c e A .

A figura 2.8 ilustra as escalas referentes ao plano do alvo e ao plano-imagem. Como a FEP corresponde a uma imagem de pinhole do ponto focal no plano imagem, deve-se primeiro considerar como são as imagens das escalas referentes ao alvo do tubo obtidas por pinholes colocados em várias posições. Na região central do campo, as escalas S_x e S_y são representadas pelas escalas S_k e S_c , respectivamente, quando um pequeno pinhole é posto no ponto G . Do mesmo modo, para as posições A e B , escalas (S_k, S_A) e (S_k, S_B) são obtidas como imagens de pinhole das escalas (S_x, S_y) . Para as três posições, A, B e C , as escalas obtidas como imagem da escala S_x são paralelas entre si e seus tamanhos são iguais, porque S_x está em um plano paralelo aos planos objeto e imagem. Porém, as escalas S_A e S_B são diferentes da escala S_c , porque S_y está no plano do alvo que é oblíquo aos planos objeto e imagem.

A relação entre as escalas para as diferentes posições pode ser obtida utilizando-se o fator de magnificação m , o qual é definido como $m = 1 + d_2/d_1$. Nas posições A, B e C as escalas S_x e S_k estão simplesmente relacionadas, através de triângulos semelhantes, por

$$S_k = (m-1) \cdot S_x \quad (2.20)$$

Para a posição central do feixe na direção do eixo y , a escala S_c é dada por

$$S_c = s_y \sin \alpha \cdot \frac{d_2}{d_1 - S_y \cos \alpha} \quad (2.21)$$

Similarmente, para a posição B, a escala S_B está relacionada à escala S_c por

$$S_B = (S_y \sin \alpha + S_y \cos \alpha \tan \beta) \cdot \frac{d_2}{d_1 - S_y \cos \alpha} = S_c (1 + \cot \alpha \tan \beta) \quad (2.22)$$

Para uma posição arbitrária A, a relação entre S_A e S_y é obtida pela mesma aproximação geométrica utilizada para a posição B. Porém, é útil que se utilize o triângulo IJK que está em um plano paralelo aos planos objeto e imagem, como mostrado na figura 2.8. Como os triângulos IJK e ABD são semelhantes, temos que

$$S_A = S_B / \cos \gamma = S_c (1 + \cot \alpha \tan \beta) / \cos \gamma = K \cdot S_c \quad (2.23)$$

A constante K é definida como

$$k = (1 + \cot \alpha \tan \beta) / \cos \gamma \quad , \quad (2.24)$$

a qual é um indicador da relação entre o tamanho em uma posição qualquer e o tamanho na região central do feixe.

Deve-se notar que o tamanho S_A não é paralelo ao tamanho S_c . Na realidade, segundo [DOI77.a], a relação entre os tamanhos do ponto focal e os eixos cartesianos pode ser representada pela figura 2.9.

Ou seja, para uma localização arbitrária dentro do campo de radiação, fora da região central do feixe, a geometria do ponto

focal é modificada por uma variação de tamanho, dada pela constante K , e por uma rotação, definida pelo ângulo γ .

O equacionamento proposto em [DOI77.a] é confirmado por A. E. Burgess em [BURGESS77.c], onde são apresentados resultados experimentais para a característica de campo do ponto focal concordantes com os obtidos a partir da teoria desenvolvida em [DOI77.a]. Nesse artigo Burgess propõe também um novo eixo de origem para o plano imagem, chamado raio principal. Segundo o autor, a mudança em tamanho e forma sobre o plano-imagem da Função de Espalhamento de Ponto (FEP) dos focos foi explicitada sob forma matemática por Doi utilizando somente considerações geométricas ([DOI77.a]). Estas considerações geométricas permitem obter a FEP

FIGURA 2.9 -Geometria da FEP
A)no centro
B)fora do centro

em uma região arbitrária do campo a partir do conhecimento da distribuição bi-dimensional da FEP na origem das coordenadas do plano-imagem do sistema. Burgess chama esse equacionamento matemático de "Transformada de Doi". Mas, segundo o autor, o principal problema na utilização da "Transformada de Doi" está na localização correta da origem do sistema de coordenadas do plano-imagem, que pressupõe o eixo catodo-anodo sempre perpendicular à intersecção do plano-imagem com o plano do anodo. Porém, caso o anodo sofra uma rotação, por exemplo de um ângulo θ , ao redor de uma linha que passa pelo seu centróide, o sistema de coordenadas sofrerá uma rotação, em relação à posição definida em [DOI77.a], de um certo ângulo ϕ . O ângulo ϕ estará relacionado com o giro do anodo (ângulo θ) da seguinte forma:

$$\phi = \sin\theta \tan(90^\circ - \alpha) \quad , \quad (2.25)$$

onde α é o ângulo de inclinação do anodo.

Desse modo, o novo sistema de coordenadas do plano-imagem, para que se aplique a "Transformada de Doi", não está mais nas direções paralela e perpendicular ao eixo do tubo e sim rotacionado de ϕ .

Apesar de citarem os resultados obtidos por [DOI77.a] e [BURGESS77.c], os trabalhos apresentados na literatura ([ROSSMANN64], [LUBBERT67], [TAKENAKA68], [RAO69], [RAO70], [RAO71], [BRUBACHER73], [DOI75.a], [DOI75.d], [DOI75.e], [ZIELER77], [DOI82.a], [MATSUI85]) embora considerem a característica de campo um fator importante têm tratado o plano-objeto como invariante, assumindo que a imagem do objeto mantém sua forma quando este é movido e extrapolam os resultados obtidos na região central do feixe para toda a extensão do campo. Essa aproximação, porém, tem significativas implicações na análise de imagens de raios-X.

Este aspecto é bem discutido em [FRÈRE90], onde é investigado o efeito da característica de campo para pontos focais de

diferentes escalas, usando vários fatores de magnificação e escalas de objeto. Esse estudo mostrou que o tamanho, o formato e a nitidez da imagem variam em função da posição do objeto no campo de raios-X.

A variação do tamanho efetivo do ponto focal para posições diferentes dentro do campo é também discutida por E. D. Nickoloff et al em [NICKOLOFF90]. Segundo os autores, foram observadas variações no tamanho efetivo do ponto focal da ordem de duas a três vezes ao longo do eixo catodo-anodo, sendo o tamanho efetivo do foco maior do lado do catodo e menor do lado do anodo, o que coincide com o apresentado em [DOI77.a] e [BURGESS77.c]. A figura 2.10 ilustra a geometria desta situação.

FIGURA 2.10 - Variação das Dimensões do Ponto Focal

O tamanho efetivo do ponto focal para uma certa localização no plano imagem no eixo catodo-anodo relaciona-se com os tamanhos efetivos em outras posições do mesmo eixo através das seguintes equações:

$$Y = \Delta + (d_f) \cdot \tan \phi , \quad (2.26)$$

onde Y é o deslocamento ao longo do eixo catodo-anodo.

$$dm' = dm \cdot \frac{\sin(\phi + \theta - \Psi') \cdot \cos \Psi}{\sin(\phi + \theta - \Psi) \cdot \cos \Psi'} , \quad (2.27)$$

onde Ψ e Ψ' representam os ângulos de duas localizações diferentes, ϕ é o ângulo de inclinação do anodo, α é a inclinação do tubo, dm e dm' são os tamanhos efetivos do ponto focal para as duas localizações.

Um trabalho anterior, mas que já discutia a influência da variância espacial sobre o ponto focal, e conseqüentemente sobre suas funções de transferência, é o apresentado por Doi, Rossmann & Fromes em [DOI75.b]. Uma das experiências realizadas foi a simulação do desalinhamento de uma fenda em relação ao ponto focal. A fenda foi orientada numa direção perpendicular ao eixo do tubo e exposta 5 vezes: numa delas, alinhada no centro do feixe, em outras duas, deslocada 10 e 20mm em direção ao catodo e nas outras duas, deslocada 10 e 20mm 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 da frequência espacial variou em aproximadamente 8% para um deslocamento de 10mm da posição de 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.

2.5 - CONCLUSÃO

Com base no que foi apresentado até o momento, fica claro que a aproximação do sistema de raios-X como sendo espacialmente invariante ao longo de todo o campo é, de modo geral, grosseira. A teoria das funções de transferência, porém, só pode ser utilizada para avaliar sistemas que sejam lineares e invariantes. A maneira usualmente utilizada para se contornar a variância dos sistemas radiográficos é alinhar o dispositivo experimental perfeitamente no centro do feixe de raios-X. Tal procedimento permite avaliar a deformação devido ao ponto focal neste ponto, mas não avalia a qualidade da imagem nas condições de um exame radiológico, em que se torna inevitável o deslocamento de estruturas anatômicas em relação ao centro do feixe.

Desse modo, para que se possa aplicar a teoria das funções de transferência na avaliação de sistemas de obtenção de imagem radiológica de forma generalizada, isto é, ao longo de toda a extensão do campo de radiação, devemos necessariamente utilizar algum procedimento que respeite as recomendações iniciais de [ROSSMANN69], as quais permitem considerar o sistema como espacialmente invariante. Basicamente, a sugestão é decompor o plano-imagem em vários pequenos trechos invariantes, sobre os quais o formato da imagem não varie apreciavelmente. Como estas regiões devem possuir a menor dimensão possível, deve-se trabalhar com informações obtidas a partir de Funções de Espalhamento de Ponto.

Nesse sentido, a idéia básica deste trabalho é propor um método que possibilite a avaliação de sistemas radiológicos a partir da obtenção das funções de transferência ponto-a-ponto ao longo de toda a extensão do campo de radiação. Antes, porém, serão

apresentados alguns métodos usualmente empregados em procedimentos de controle de qualidade destes sistemas.

*****CAPÍTULO 3*****

CONTROLE DE QUALIDADE DE SISTEMAS DE IMAGEM RADIOLÓGICA.

Segundo L.A.M. Scaff ([SCAFF79]), uma das mais importantes funções do físico na Radiologia Diagnóstica é manter um Controle de Qualidade nas técnicas e procedimentos usados, de tal forma que se tenha uma ótima imagem com a menor exposição possível do paciente, para que dela, o radiologista obtenha todas as informações necessárias, sem necessidade de repetição do exame. É nesse sentido que se aplicam os procedimentos de controle de qualidade dos sistemas de raios-X diagnósticos, os quais visam avaliar os parâmetros que influenciam a qualidade final da imagem. Existem muitos procedimentos de controle de qualidade que se preocupam com os mais diversos aspectos do processo de obtenção da imagem final como, por exemplo, o estado da processadora, distribuição espacial dos raios-X, alinhamento do feixe e dos colimadores, escolha do par filme /tela-intensificadora apropriado, etc.

Dentre os vários métodos aplicáveis nos procedimentos de controle de qualidade, existem dois grupos que são de particular interesse para o trabalho aqui apresentado:

- (i) métodos que avaliam os parâmetros do tubo de raios-X
- (ii) métodos que avaliam a qualidade da imagem

3.1 - MÉTODOS QUE AVALIAM OS PARÂMETROS DO TUBO DE RAIOS-X

Estes métodos baseiam-se, geralmente, na avaliação de seis parâmetros básicos:

- (a) voltagem de pico aplicada à ampola (KVp)
- (b) tempo de exposição
- (c) corrente no tubo (mAs)
- (d) camada semi-redutora (CSR)
- (e) filtração
- (f) ponto focal

3.1.1 - Teste da Kilovoltagem de Pico (KVp)

A importância do teste da KVp deve-se ao fato que a máxima energia dos fótons que emergem de uma ampola de raios-X é igual à máxima energia dos elétrons que atingem o alvo da ampola, que, por sua vez depende da voltagem aplicada à ampola. Portanto, variações na voltagem aplicada irão modificar, também, a energia máxima dos fótons. Ou seja, a qualidade dos raios-X produzidos é proporcional a KV. Além disso, um aumento na voltagem acarretará um aumento na "quantidade" de raios-X produzida, mais explicitamente, a quantidade de raios-X produzida é proporcional à KV^2 . Alguns métodos para medir a KV foram estudados e apresentados por diversos pesquisadores como L. Stanton, D.A. Lightfoot & S. Mann em [STANTON66], P. Bloch & J. Hale em [BLOCH66], G.M. Ardran & H.E. Crooks em [ARDRAN68], M. Davison & D. Reeckie em [DAVISON68], H.P. Weise em [WEISE78], M.R. Cruty & T. Ghilardi Netto em [CRUTY80] e T. Ghilardi Netto & J.R. Cameron em [GHILARDI85].

Por outro lado, existem trabalhos como o de M. Trefler & J.E. Gray ([TREFLER76]) que discutem a variação do tamanho do foco do tubo de raios-X com o aumento da KVp.

Alguns sistemas foram desenvolvidos para a detecção específica da energia dos raios-X na faixa usada em diagnóstico, sendo que dentre estes os mais utilizados para obtenção de dados acerca da energia do feixe, através da detecção indireta dos raios-X, são: os

penetrâmetros, que servem como uma espécie de "filtro gradualizado" para um feixe exposto sobre um filme cuja imagem revelada fornece a informação requerida sobre a operação do tubo; os **detectores de cintilação**, que operam com um cristal cintilador e células fotomultiplicadoras, transformando a radiação incidente em luz e corrente elétrica; e as **câmaras de ionização**, que, acopladas a eletrômetros, medem correntes ou cargas correspondentes à energia da radiação incidente num determinado volume de ar ou gás entre dois eletrodos aos quais é aplicada uma d.d.p. com a finalidade de coletar os íons produzidos.

Há também os chamados métodos diretos de medição da KV em um tubo de raios-X, entre os quais podem ser citados: o método absoluto, que usa divisores de tensão conectados ao tubo de raio-X por cabos adaptadores; ou o método dos centelhadores ("spark-gap"), aberturas esféricas ou pontuais também conectadas ao tubo por cabos adaptadores. No entanto, são métodos que acabam não se tornando convenientes ou adequados à prática de inspeção de rotina por serem "invasivos" ao sistema de alta tensão, com alto risco de choques elétricos, e por necessitarem também de um sensível grau de calibração, usando equipamento volumoso. Daí o interesse e a praticidade dos métodos indiretos, que determinam as características energéticas através do próprio feixe.

A seguir serão apresentadas as características gerais desses três principais tipos de detectores de raios-X.

(a) Penetrâmetros:

Os penetrâmetros são sistemas normalmente formados por determinados materiais absorvedores de raio-X que são colocados entre o feixe e o filme radiográfico numa exposição. Geralmente, o absorvedor é um bloco de Alumínio ou Cobre em forma de uma cunha com degraus de variadas espessuras. Esses blocos vêm sobrepostos a uma placa de chumbo com fileiras de furos que se posicionam sob cada um dos degraus da cunha. Verificou-se a necessidade de se usar, paralela e simultaneamente à exposição da cunha, um outro material

absorvedor que pudesse servir de referencial. Na revelação do filme exposto, a imagem mostra seqüências de círculos, uma das quais tendo normalmente um grau homogêneo de escurecimento e a outra, um grau variável. Por comparação entre as duas seqüências, determina-se o círculo de mesma densidade ótica que os da seqüência referencial e fica, assim, determinado o "degrau de igualdade", isto é, aquele círculo corresponde à espessura da cunha que apresentou a mesma absorção de raio-X que o absorvedor de referência naquele potencial aplicado. Através de curvas de calibração, levantadas experimentalmente, pode-se deduzir o valor da KV aplicada ao tubo e que forneceu aquele específico degrau de igualdade.

Os primeiros detalhes da técnica de utilização de penetrâmetros em programas de Controle de Qualidade para avaliação da KVp foram apresentados em [STANTON66]. Neste trabalho são discutidas as dificuldades de calibração dos geradores de raios-X para valores inferiores a 50 KV, sendo esta uma das principais razões para o desenvolvimento do referido trabalho. É descrito um método de calibração de máquinas de raios-X diagnóstico utilizando um penetrâmetro, sendo também citada a grande importância que possui essa calibração em técnicas como a mamografia, que opera numa faixa de tensões entre 20 e 40 KVp. Neste trabalho são citados ainda, métodos de medição da KVp chamados de diretos como o absoluto (que utiliza divisores de tensão) ou o dos centelhadores, que determinam o valor desejado através de medidas diretas sobre os componentes do sistema. O penetrâmetro de Stanton era dividido em duas partes, uma para KVps baixas e outra para KVps altas. O dispositivo consistia de um bloco retangular de polietileno com duas cunhas metálicas idênticas de cada lado. A unidade de baixa KV usava um bloco de referência de Polietileno de 3 cm de espessura e cunhas de Al, enquanto que a de alta KV, um bloco de 6 cm de espessura com cunhas de latao. Na revelação do filme, a área sob o polietileno apresentava densidade ótica constante, enquanto as áreas sob as cunhas apresentavam densidade variável (mais clara na região sob os degraus mais espessos e mais escura sob os mais

finos). Por comparação entre as áreas em "degrade'" e a de referência, determinava-se o degrau de igualdade, isto é, o degrau que corresponde à espessura de Al ou latão de absorção idêntica ao Polietileno.

Em [ARDRAN68], Ardran e Crooks apresentam um método para medição da KVp através do uso de um penetrâmetro, a partir de modificações na técnica apresentada em [STANTON66].

As modificações consistem em utilizar cobre como material da cunha, sobreposta a uma tela intensificadora rápida, e, em vez do polietileno, uma tela intensificadora lenta como referência. Há também, a introdução de máscaras-guias que permitem que só um pequeno feixe passe através de cada degrau de cobre e da adjacente porção da tela de referência. O sistema assim descrito é colocado sobre uma placa de chumbo com seqüências de furos, uma sob a cunha e outra sobre a tela de referência e acoplado a um "cassette" com o filme. Este método recebeu o nome de "Método do CRN", ou do Número de Referência de Cobre, correspondente à espessura necessária de cobre para se obter o degrau de igualdade.

Segundo [SCHIABEL88], encontram-se na literatura dois tipos básicos de penetrâmetros capazes de fornecer boa precisão de medidas da energia do feixe: o penetrâmetro de Stanton e o de Ardran e Crook. A partir daí, todos os demais trabalhos publicados a respeito desse assunto são contribuições buscando aprimorar esses instrumentos ou avaliar seu comportamento. Nesse sentido, D. Reekie e M. Davison, em [REEKIE71], analisaram o comportamento do penetrâmetro de Stanton, verificando o efeito das formas de onda do tubo e da filtragem na sua calibração, enquanto que T. Guillard Netto e J.R. Cameron, em [GUILLARDI85], apresentaram uma modificação simples e prática para altas energias. O mesmo T. Guillard Netto, juntamente com M.R. Cruty, já havia avaliado, em [CRUTY80], a resposta espectral do chamado "Chassis de Wisconsin" que é uma modificação do penetrâmetro proposto por Ardran e Crooks.

(b) Detectores de Cintilação:

Os cintiladores são materiais que, a grosso modo, produzem cintilação, isto é, fótons de luz, ao receberem a radiação incidente. A emissão desses fótons ocorre quando um átomo é ionizado ou excitado por elétrons energizados por elétrons primários em movimento provenientes da interação com fótons de determinada radiação. O processo de cintilação pode distinguir diferentes radiações, uma vez que a emissão de luz varia de acordo com a energia absorvida. Como, normalmente, o material cintilador é sólido, isso significa que ele tem mais átomos por unidade de volume do que os detectores de radiação à base de câmaras de gás, daí, a vantagem dos detectores de cintilação quanto ao tamanho, que é muito menor que o de outros sistemas.

Os cintiladores, contudo, não produzem luz de grande intensidade e, por isso, os sistemas detectores de radiação por cintilação apresentam também, acoplado ao material cintilante, um tubo fotomultiplicador, capaz de medir e amplificar as pequenas quantidades de luz produzidas. Esse fotomultiplicador possui, além do fotocátodo sensível à luz e do anodo final, uma série de placas intermediárias, responsáveis pela "multiplicação" do fóton original através de emissão de radiação secundária. Essas placas são denominadas "dinodos". Em geral, os fotomultiplicadores produzem no anodo, a partir de uma pequena cintilação inicial, cerca de 10^6 elétrons. Então, esses elétrons produzirão um impulso de corrente que será registrado pelo sistema de contagem.

O estudo da utilização de detectores de cintilação para medição da KVp é contemporâneo ao desenvolvimento dos métodos utilizando penetrâmetros. Davison e Reekie, três anos antes de avaliarem os resultados do penetrâmetro de Stanton, estudaram, em [DAVISON68], a medição da KVp de geradores de raio-X usando radiação característica em detectores de cintilação e câmaras de ionização. Além deste, outros trabalhos podem ser citados dentro da mesma linha de pesquisa, tais como os de Craddock, Fedoruck e Reid em [CRADDUCK66], Kubalek e Sabol em [KUBALEK82] e Zelepukhi et al

em [ZELEPUKHI84].

(c) Câmaras de Ionização:

Este terceiro tipo de detector é muito utilizado em medidas de exposição à radiação-X. Consiste, basicamente, de um compartimento com ar ou gás de massa conhecida que intermeia dois eletrodos; um desses eletrodos é mantido a um potencial negativo constante, enquanto o outro é conectado a um eletrômetro. Quando esse dispositivo é submetido a uma exposição radioativa, o gás no seu interior é ionizado por aquela radiação. Os íons positivos são atraídos pela placa de potencial negativo, enquanto os íons negativos vão para a outra placa ligada ao eletrômetro. O efeito da tensão nos eletrodos sobre a corrente de ionização produz duas regiões: a de recombinação e a de saturação. Na primeira, há a neutralização entre íons de cargas opostas produzidos no gás, antes de alcançarem o eletrodo coletor. Na segunda, há a capacidade de todos os íons produzidos alcançarem os eletrodos e, portanto, serem contados. Geralmente, o problema da recombinação pode ser minimizado com o aumento da intensidade de campo entre os eletrodos ou com a diminuição da distância entre eles; ambos, contudo, têm certos limites.

Em síntese, conhecendo-se a massa do gás e medindo-se a ionização produzida, pode-se calcular a exposição num determinado ponto da câmara e então determinar a KV.

3.1.2 - Teste do Temporizador

O temporizador ("timer") deve funcionar de forma exata para que se tenha controle sobre o tempo de exposição e, conseqüentemente, sobre a dose de radiação. O dispositivo utilizado para o teste de tempo possui um motor de 1rps, o qual faz girar um disco de material radiopaco com duas fendas separadas de 180° sendo que uma das fendas tem um furo para distinguir da outra. A fenda tem

largura de 2°. O dispositivo deve ser colocado sobre o filme à uma distância de 1m do ponto focal. Após uma exposição, o tempo é obtido, a partir da imagem do disco, através do ângulo medido por um transferidor.

3.1.3 - Teste da corrente do tubo (mAs)

A aferição da mili-amperagem é de fundamental importância pois a emissão total dos raios-X depende do número de elétrons que colidem no alvo, ou seja, depende da corrente no tubo; quanto maior a corrente no tubo, maior o número de elétrons e, portanto, mais radiação X é produzida. Além disso, segundo O. Mattsson ([MATTSSON68]) e R.T. Bergeron ([BERGERON74]), o tamanho da imagem do ponto focal varia com o aumento da corrente do tubo, provavelmente porque a variação desta altere as condições de focalização do feixe de elétrons sobre o alvo do tubo, modificando o tamanho do foco ([SCHIABEL92]). O dispositivo utilizado para o teste de mili-amperagem é composto de uma escada de cobre, geralmente de três degraus. São feitas três exposições à 35KVp com diferentes combinações de mA e tempo, porém, mantendo-se constante o produto correnteXtempo (mAs) e a distância foco-filme. O valor da miliamperagem é interpretado através das densidades óticas (escurecimento) das três imagens da escada. Como a KVp e a distância são mantidas constantes, se os degraus correspondentes de cada amostra forem de mesma densidade considera-se a mA correta (desde que o bom funcionamento do relógio tenha sido comprovado). Se o escurecimento variar acima de um degrau, então, considera-se que o aparelho de raios-X deve ser ajustado.

3.1.4 - Teste da Camada Semi-Redutora (CSR)

Dois aspectos físicos fundamentais caracterizam um feixe de raios-X: sua intensidade e sua energia. A intensidade do feixe se

relaciona ao grau de escurecimento que uma exposição provoca numa lâmina fotográfica. A energia, por sua vez, está associada ao poder de penetração, isto é, à "qualidade de radiação", sendo o parâmetro que mais interessa.

A camada semi-redutora é uma determinada espessura que, colocada diante de um feixe de raios-X, reduz sua intensidade à metade. A camada semi-redutora é determinada para uma certa energia e para um certo material, sendo uma informação direta sobre a qualidade de radiação pois, quanto mais energética (quanto maior for sua qualidade), maior será a espessura necessária para reduzir sua intensidade à metade. Portanto, quanto maior a qualidade, maior a camada semi-redutora.

Determinações de camadas semi-redutoras podem ser feitas utilizando-se dispositivos dosimétricos e colocando-se várias espessuras de alumínio puro entre a fonte de raios-X e o dosímetro. Segundo [SCAFF79], é importante numa medida de CSR usar feixes de radiação bem colimados, pois feixes divergentes darão valores falsos da CSR, devido à incidência de radiação secundária no aparelho de medida.

FIGURA 3.1- Dispositivo para teste de mAs

DETALHE ESCADA DE COBRE

FIGURA 3.2 - Dispositivo para teste da corrente

3.1.5 - Filtração

O feixe de raios-X que emerge do alvo de uma ampola é contínuo, e quando passa através de qualquer material, a intensidade da radiação é reduzida por absorção no material. Quando a intensidade da radiação é reduzida pela absorção de um intervalo particular de seus comprimentos de onda, o processo é chamado filtração.

Espessuras metálicas colocadas propositadamente diante de um feixe de raios-X para que parte de sua radiação seja absorvida e que seu espectro seja modificado, são chamados de "filtros". Os filtros "endurecem" o feixe removendo as radiações de baixa energia e deixando as de maior energia. A escolha adequada dos filtros depende da voltagem aplicada.

Para se saber se a filtração é adequada, devemos medir a qualidade do feixe através de sua camada semi-redutora. Sabendo-se as camadas semi-redutoras (1ª e 2ª) pode-se determinar o coeficiente de homogeneidade do feixe e verificar se a filtração está correta [SCAFF79].

3.1.6 - Ponto Focal

Uma das mais importantes causas de perda na resolução de um sistema de imagem de raios-X é o fato do ponto focal não ser puntiforme e sim possuir um tamanho finito e um certo formato. Este aspecto resulta na existência de uma região conhecida como "penumbra". A penumbra é 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 estiver em contato com o plano-imagem, o que, nas condições práticas de um exame real, dificilmente acontece. Além disso, como o sistema radiológico não é espacialmente invariante, conforme visto no capítulo 2, a imagem de um objeto que é deslocado no campo de radiação será diferente para cada posição.

Devido a reconhecida influência do tamanho e formato do ponto focal sobre a qualidade da imagem, desde os anos 50 vários pesquisadores têm proposto métodos para determinar o tamanho do ponto focal de sistemas radiográficos.

Os primeiros métodos baseados no princípio da câmara de orifício foram propostos por A.H.G. Kuntke ([KUNTKE57]), F.H. Kemp ([KEMP58]), C.W. Robertson & G. Watson ([ROBERTSON58]), A. Beetlestone & G. Thumer ([BEETLESTONE58]). Além da câmara de orifício, outros métodos para a avaliação do tamanho do ponto focal e de sua influência na qualidade das imagens radiológicas foram desenvolvidos e estudados em diversos trabalhos ([MATTSSON68], [TAKENAKA68], [RAO69], [RAO70], [RAO71], [BOOKSTEIN71], [SPIEGLER72], [BRUBACHER73], [MILNE74], [BERGERON74], [ROBINSON75], [DOI75.b], [DOI75.c], [DOI75.d], [DOI77.a], [PRASAD77], [ZIELER77], [ARNOLD79], [DOI82.b], [MATSUI85], [EVERSON87]).

Os métodos mais conhecidos para se estimar o valor do tamanho do ponto focal são:

- (a) Câmara de Orifício (Pin-hole)
- (b) Padrão de Estrela
- (c) Padrão de Barras RMI
- (d) Padrão de Fenda
- (e) Curva da Função de Espalhamento de Linha (FEL)

- (f) Primeiro Mínimo da Frequência Espacial da FTM
- (g) Valor Médio Quadrático da FEL

FIGURA 3.3 - Método da Câmara de Orifício

(a) Método da Câmara de Orifício:

Este método baseia-se na obtenção da imagem do ponto focal em um filme através de uma câmara de orifício. A técnica aqui empregada para obtenção do tamanho do ponto focal, ilustrada na figura 3.3, consiste na utilização de uma placa de chumbo com um orifício micrométrico de diâmetro d , situado a uma distância a do ponto focal e a uma distância b do filme, o que faz com que a imagem do ponto focal apresente-se ampliada (ou reduzida) pela proporção: $m=b/a$.

Entretanto, em função do tamanho do orifício, alguns graus de borramento são introduzidos. Isso ocorre, segundo [KUNTKE57], porque cada ponto do foco é reproduzido como uma área circular com um diâmetro de: $(a+b) \cdot d/a = (m+1) \cdot d$.

Se a área inteira escurecida do filme, inclusive a borrada, for levada em conta, quando a imagem for medida, qualquer dimensão obtida do ponto focal (comprimento, largura ou diâmetro) que possua valor real F receberá um incremento no seu tamanho. Desse modo, o tamanho medido (S), será dado por:

Reciprocamente, quando se calcula a dimensão do foco F pela

$$S = F.m + (m+1) . d \quad (3.1)$$

dimensão correspondente S no filme, aplica-se a seguinte equação:

$$F = \frac{S}{m} - (1 + \frac{1}{m}) . d \quad (3.2)$$

A geometria mais utilizada, no entanto, é aquela onde $a=b$, isto é, $m=1$; neste caso, tem-se:

$$F = S - 2d \quad (3.3)$$

Na prática, se o orifício for extremamente pequeno, da ordem de 1/10 da dimensão F do foco, torna-se válida a equação:

$$(1 + \frac{1}{m}) . d \leq 0.1F \quad (3.4)$$

Ou seja, no caso de uma câmara de razão 1:1 ($a=b \Rightarrow m=1$) a indefinição inerente as extremidades do foco é igual ou maior que a indefinição geométrica e, portanto, todas as correções podem ser dispensadas na determinação do tamanho do mesmo ([KEMP58]).

A principal vantagem deste método está no fato de apresentar um "retrato" do ponto focal. Porém sua aplicação requer uma certa experiência do operador para avaliar os resultados, uma vez que estes dependem de uma escolha acertada do centro da imagem no momento de medir suas dimensões.

(b) Método do Padrão de Estrela:

Um outro método para determinar a distribuição de intensidade do ponto focal é o padrão estrela. A estrela é feita de faixas alternadamente radiopacas e radiotransparentes. A região onde estas faixas são misturadas retrata o limite da capacidade do ponto focal para produzir imagens bem nítidas. O tamanho do ponto focal F, é calculado a partir da magnificação m e do diâmetro da zona distorcida d, pela equação:

As vantagens do padrão de estrela são que as imagens podem ser

$$F = k \cdot \frac{d}{m-1} , \text{ onde } k \text{ é um fator que depende da estrela (0.0174 ou 0.0347)} \quad (3.5)$$

obtidas com tempo de exposição relativamente curto e o tamanho do ponto focal medido não depende da densidade da imagem.

(c) Método do Padrão de Barras RMI:

O dispositivo utilizado neste método (figuras 3.4 e 3.5) é formado por um alvo de metal pesado, com 12 grupos de fendas de 3 fendas paralelas e 3 fendas perpendiculares de tamanho decrescente. Esse alvo é suportado por um cilindro de lucite com altura de 15.2cm, que deve ser colocado sobre o filme, situado, por sua vez, a uma distância de 61.4cm do foco. A avaliação do tamanho do foco será obtida a partir de uma tabela, baseada no grupo de barras de menor tamanho em que todas possam ser vistas com nitidez (barras resolvidas).

Neste método, a medida do tamanho do ponto focal é obtida por inspeção visual, dependendo muito da percepção da pessoa que fará a análise, uma vez que é difícil distinguir com precisão a região borrada da região nítida. Existe ainda o inconveniente deste método não poder ser aplicado em muitos tipos de aparelhos de raios-X, como é o caso dos mamógrafos, devido à excursão máxima do tubo não ser suficiente para alcançar a distância foco-imagem necessária.

Outra limitação bastante séria do Padrão de Barras RMI aparece na medida de focos não simétricos, uma vez que a tabela do fabricante aponta uma única dimensão para o foco.

CILINDRO DE LUCITE COM ALVO DE PLATINA.

FIGURA 3.4 - Dispositivo RMI

ALVO DE PLATINA COM 12 PARES DE GRUPOS DE FENDA.

FIGURA 3.5 - Dispositivo RMI (detalhe)

(d) Método do Padrão de Fenda:

Este método foi proposto para substituir o da câmara de orifício, com a finalidade de se obter uma medida mais precisa da imagem do ponto focal. Trata-se de uma chapa de chumbo (figura 3.6) com uma fenda, que deve ser menor do que $1/10$ do tamanho do ponto focal a ser medido, colocada na metade da distância foco-filme (caso em que $m=1$). São feitas exposições em duas direções, paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo do tubo. A partir da medida da imagem da fenda na posição paralela ao eixo catodo-anodo, obtém-se o tamanho do foco na direção perpendicular e vice-versa.

Esse método fornece, geralmente, uma boa estimativa do tamanho do foco nas duas direções, porém, erros podem ser introduzidos no processo de medida da largura da imagem de fenda, principalmente no que se refere à definição de seus limites.

FIGURA 3.6 - Método do Padrão de Fenda

(e) Método da Curva da Função de Espalhamento de Linha:

A FEL leva em conta as deformações do sistema de imagem devidas à geometria de exposição, ao filme e ao tamanho finito do ponto focal. Porém, minimizando-se as deformações devidas à geometria de exposição (o que é conseguido alinhando-se de forma precisa o dispositivo experimental no centro do feixe de raios-X) e ao filme (para isso deve-se utilizar filmes "lentos" sem tela intensificadora), pode-se obter uma imagem de fenda cujas deformações sejam essencialmente devidas ao tamanho finito do ponto focal. A partir da digitalização dessa imagem de fenda, e após a conversão das densidades óticas em intensidade de exposição através da curva H-D (utilizada para a linearização do sistema), obtém-se a Função de Espalhamento de Linha (FEL) ([DOI75.b]). A partir da curva da FEL, uma estimativa do tamanho do ponto focal pode ser feita pela medida geométrica da largura dessa curva.

A principal dificuldade deste método encontra-se na determinação do nível de corte da FEL para se obter a medida do ponto focal. Segundo Doi et al. ([DOI82]), após o estudo de 16 pontos focais, o nível de corte da FEL deve variar entre 0.03 e 0.23. Outro fator complicador do método é a necessidade de se alinhar de forma precisa o dispositivo experimental no centro do feixe, o que exige um equipamento de alinhamento extremamente confiável. Além disso, o processo de digitalização das imagens de fenda implica na utilização de equipamentos sofisticados, como microdensitômetros, o que dificulta a realização deste procedimento em unidades hospitalares.

(f) Método do Valor do Primeiro Mínimo de Frequência Espacial:

Neste método a Função de Transferência de Modulação (FTM) é calculada através da aplicação de uma Transformada de Fourier Rápida (FFT) à FEL e, então, o valor do primeiro mínimo de frequência espacial ($1^{\circ} \text{ min}_{FE}$) é estimado desta curva por extrapolação. A partir do $1^{\circ} \text{ min}_{FE}$ obtém-se o valor do tamanho do

ponto focal que, segundo [RA071], é dado pelo seu inverso, ou seja:

$$F = \frac{1}{1^{\circ} \min_{FE}} \quad (3.6)$$

onde F é o tamanho do foco

Este método, embora elimine o problema de se ter que decidir o nível de corte da FEL para obtenção da medida do ponto focal, mantém todos os outros inconvenientes relacionados com os equipamentos necessários para sua execução.

(g) Método da Raiz do Valor Quadrático Médio (RMQ) da FEL:

Em [DOI74.a] K. Doi & K. Rossmann apresentam uma nova definição para o tamanho do ponto focal, baseada no valor da Raiz Média Quadrática (RMQ) da FEL. Esse método calcula o valor RMQ da FEL, obtida de uma imagem de fenda. A figura 3.7 mostra as FELs medida e uniforme.

O valor RMQ da FEL do ponto focal é definido como se segue:

$$RMQ = \left[\int_{-\infty}^{\infty} x^2 g(x) dx \right]^{\frac{1}{2}}, \quad \text{se} \quad (3.7)$$

$$\begin{aligned} \int_{-\infty}^{\infty} g(x) dx &= 1, \quad e \\ \int_{-\infty}^{\infty} xg(x) dx &= 0 = c \end{aligned} \quad (3.8)$$

Essa definição só é válida quando a área da FEL é normalizada pela unidade, pois em uma distribuição uniforme a área é sempre igual a 1, e também quando sua posição central é igual à metade da FEL no caso em questão o centro c é igual a 0.

Aplicando-se as condições de contorno da figura 3.7 na equação (3.7)

obtem-se:

$$RMQ = \sqrt{\int_a^b (x-0)^2 \left(\frac{1}{b-a}\right) dx} = b^3 - \frac{a^3}{3(b-a)} \quad (3.9)$$

Substituindo-se $a=-1/2$ e $b=1/2$ tem-se:

$$RMQ = \frac{1}{\sqrt{12}} \quad \text{ou} \quad RMQ \cdot \sqrt{12} = 1 \quad (3.10)$$

Segundo [DOI74.a] esse é o valor que melhor corresponde ao tamanho real do ponto focal.

Os inconvenientes da utilização deste método são basicamente os mesmos referentes ao método descrito no item anterior.

FIGURA 3.7 - Comparação entre FEL medida e FEL uniforme

(h) Discussão dos Métodos de Determinação do Ponto Focal:

Em [DOI82] é mostrado o resultado de um estudo comparativo, sobre o efeito do tamanho do ponto focal em imagens de vasos sanguíneos, entre a "verdadeira" imagem do contraste de uma simulação de veia com os contrastes previstos a partir de medidas de pontos focais feitas com várias técnicas. A conclusão apresentada é que o tamanho do foco calculado através do $1^{\circ} \min_{FE}$ da FTM fornece uma estimativa menor do tamanho do ponto focal, uma vez que com esse método foi prevista uma distribuição maior e mais nítida do que a distribuição real. Por outro lado, o método da fenda e da câmara de orifício, por apresentarem distribuição menor, fornecem estimativas maiores para o foco. Doi conclui ainda que, o método de determinação do ponto focal através da raiz do valor RMQ da FEL fornece uma estimativa melhor do tamanho real do ponto focal, pois constatou-se uma grande semelhança entre a distribuição baseada no método RMQ e na verdadeira.

Uma análise comparativa dos vários métodos de avaliação do ponto focal de sistemas radiológicos pode ser encontrada de forma detalhada em [TRINDADE92]. O estudo deste trabalho permite concluir que não existe um consenso entre os pesquisadores quanto ao melhor método para avaliação do ponto focal. Na realidade cada um dos métodos apresenta facilidades e limitações se levarmos em consideração parâmetros diversos como precisão, praticidade ou complexidade.

Porém, existe uma característica que é geral a todos esses métodos: a restrição de obtenção de informações à região central do feixe de raios-X. Mesmo métodos considerados mais precisos, como os que se baseiam nos princípios das funções de transferência, não fogem dessa restrição.

3.2 - MÉTODOS QUE AVALIAM A QUALIDADE DA IMAGEM

Estes métodos procuram avaliar a capacidade de reprodução de objetos pelos sistemas de raios-X, sem se preocupar diretamente com a adequação dos diversos parâmetros dos sistemas de obtenção de imagem. Pode-se dividi-los basicamente em dois grupos:

- (i) Métodos que Utilizam Simuladores de Estruturas Anatômicas
- (ii) Métodos que Utilizam Funções de Transferência

3.2.1 - Métodos que Utilizam Simuladores de Estruturas Anatômicas

Estes métodos utilizam para a avaliação do sistema radiológico a exposição de fantasmas, que são objetos com características específicas que permitem obter determinadas informações a partir da leitura de suas imagens.

Existem fantasmas, por exemplo, que simulam estruturas anatômicas contidas em envólucros que simulam tecidos musculares. Um fantoma desse tipo é o mamográfico RMI que é feito de uma base de lucite contendo dezesseis blocos de cera com código colorido, possibilitando a distribuição aleatória das diversas simulações. Cinco blocos contém partículas de Al_2O_3 para simular calcificações, sendo que, os tamanhos das partículas variam de 0.2 a 0.74mm de diâmetro. Seis blocos de cera contém fibras de nylon de 1.5cm de comprimento com diâmetro variando de 0.4 a 1.56mm, que são utilizadas para simular fibromas. Outros quatro blocos contém esferas de bakelite de 0.5 a 4mm que simulam tumores. Como estas simulações possuem cores distintas e conhecidas, é possível "montar" um fantoma com determinada distribuição espacial destas estruturas, expô-lo ao raios-X e verificar quais e quantas estruturas o radiologista consegue detectar corretamente na imagem. A espessura do fantoma inteiro proporciona uma atenuação semelhante a uma mama média quando comprimida durante o exame mamográfico.

O grande problema deste tipo de método encontra-se na interpretação da imagem, que depende fortemente da subjetividade do observador, além disso é bastante complicado simular com perfeição

a multiplicidade de estruturas anatômicas existentes no corpo humano.

3.2.2 - Métodos que Utilizam Funções de Transferência

Os princípios gerais da utilização de Funções de Transferência (FTs) na avaliação da resposta de sistemas foram desenvolvidos e aplicados inicialmente na Eletrônica para analisar sistemas de comunicação, sendo posteriormente difundidos e adaptados às mais diversas áreas. As FTs permitem analisar a performance de sistemas a partir de suas respostas à entradas senoidais com frequências diversas. Uma vez respeitados os requisitos de linearidade e invariância, os métodos baseados nas FTs podem prever, de forma única, a saída do sistema para uma determinada entrada. Os métodos baseados nas FTs são, de modo geral, considerados os mais completos e precisos na literatura especializada, podendo ser divididos em dois grupos principais:

- (a) Métodos Convencionais
- (b) Métodos que Utilizam Simulação Computacional

(a) Métodos Convencionais:

Em 1982, Doi et al ([DOI82.a]) apresentam 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 reproduzido na figura 3.8.

Nesse método, são obtidas duas imagens de uma fenda de cerca de $10\mu\text{m}$ 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 intensidade

FIGURA 3.8 -Métodos Convencionais - diagrama em blocos ([DOI82.a])

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.

Vários trabalhos foram desenvolvidos no sentido de apresentar propostas para o material e dimensão da fenda. Em [ROSSMANN64], Rossmann, G. Lubbertd e H.M.Cleare apresentam um método para medir a FEL de um sistema radiológico contendo telas intensificadoras, a partir do emprego de uma fenda de urânio de $10\mu\text{m}$ de largura. Segundo eles, a escolha dos $10\mu\text{m}$ 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 justificaram a necessidade de utilização de material altamente absorvente de raios-X na confecção da fenda para que a espessura do dispositivo fosse a menor possível (usaram urânio com $900\mu\text{m}$ de espessura).

Uma interessante investigação 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 $1,5\text{mm}$ de espessura. Um micrômetro de precisão permitia ajustar a separação entre as lâminas desde $2,5\mu\text{m}$ até vários mm. Nos testes foi empregada uma abertura de $20\mu\text{m}$ 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 $1,5\mu\text{m}$, mas na prática, esse valor deve ser maior para evitar tempos de exposição muito longos.

Em [DOI75.a], Doi & Rossmann fazem 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, os autores colocam que é importante

sua escolha adequada porque, quanto maior for essa largura, maior a degradação da FEL e da FTM devida à fenda. Eles utilizam 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.

Existem outros trabalhos que utilizam equipamentos cuja função principal é satisfazer a condição de invariância e buscar uma forma mais precisa de estabelecer o alinhamento do dispositivo experimental de fenda com o feixe de raios-X. Nesse sentido, Doi, Rossmann & 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 ajustes de parafusos micrométricos e por comparação de luzes de referência com imagens do foco obtidas pela técnica da câmara de orifício.

Utilizando tal instrumento, os autores realizaram testes para obtenção das imagens de fenda a partir das quais foram levantadas as correspondentes FELs e FTMs. A fenda utilizada foi feita de irídio e platina, com 1mm de espessura e $12\mu\text{m}$ de largura.

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, pelo qual se substitui as densidades (não lineares) do filme pela exposição de raios-X que o atingiu.

O método baseia-se na variação da intensidade de exposição no plano-filme por incrementos bem conhecidos, através da movimentação do filme adiante da fonte de radiação (lei do inverso do quadrado da distância). O sistema que possibilita esse levantamento sensitométrico é composto basicamente de : uma fonte de raios-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. A imagem resultante deste sistema é uma fita com uma sequência 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. Pode-se verificar que o equipamento necessário limita a aplicação desse tipo de procedimento nas rotinas de controle de qualidade de departamentos radiológicos.

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 [FRÈRE82] 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 de níveis de densidade de ambas, ou seja, é produzida uma curva representando as densidades de uma curva em relação à outra. Esse mesmo programa emprega esse resultado gravado para construir a curva HD, considerando que a diferença de densidade entre os valores das duas curvas deve-se à diferença de exposição relativa entre as duas imagens de fenda. A curva HD é então plotada, relacionando as densidades com o $\log$ da exposição relativa. A grande vantagem desse método, além de sua maior simplicidade, é possibilitar o cálculo da curva HD, da FEL e da FTM utilizando somente duas imagens de fenda.

(b) Métodos que Utilizam Simulação Computacional:

A simulação computacional é uma ferramenta extremamente útil em situações que envolvem o processamento de grande quantidade de informações. Na área específica do controle de qualidade de sistemas de obtenção de imagem radiológica, vem sendo aplicada nas mais diversas situações.

Em [TAKENAKA68] já aparece a proposta de uma simulação, não computacional, para se estudar a influência da distribuição de intensidade do ponto focal sobre a FTM e, conseqüentemente, sobre a imagem do sistema radiológico. São levantadas as FTMs de distribuições de intensidade em forma de pico-simples, pico-duplo simétrico e assimétrico, e pico-triplo simétrico e assimétrico. Segundo o autor, a distribuição de intensidade de pico-simples seria a melhor levando-se em consideração a FTM, porém, nos tubos médicos convencionais, encontram-se geralmente distribuições com dois ou três picos. Uma discussão semelhante é feita por A. E. Burgess em [BURGESS77.b], onde são propostos e testados alguns modelos de pontos focais. Foram estudados modelos de pontos focais com perfis retangulares, em gaussiana dupla e em cosseno. Segundo o autor, cada um destes perfis possui algumas vantagens e algumas desvantagens, porém, o retângulo tem sido a base para especificar as dimensões do ponto focal e para descrever suas propriedades no domínio da frequência (FTM), sendo seus principais méritos a simplicidade conceitual, a facilidade de utilização de argumentos geométricos na descrição de seus efeitos sobre a imagem e, finalmente, o pequeno número de parâmetros necessários para sua descrição. Ainda segundo o mesmo autor, felizmente resultados experimentais têm demonstrado que, dentro de muitas situações radiográficas, o modelo retangular pode ser aplicado com satisfatória precisão. Em [DOI75.d] é feito um estudo por simulação em computador da obtenção de imagens de vasos sanguíneos a partir de FELs com perfil uniforme, triangular, em gaussiana e em gaussiana dupla, correspondendo a várias distribuições de ponto focal. Segundo os autores, encontrou-se que as imagens de vasos

magnificados menos que 6x não são muito dependentes da distribuição de intensidade do ponto focal, quando o tamanho deste é igual ou menor que o diâmetro do vaso. No caso de pontos focais maiores do que o vaso, a distribuição da imagem varia apreciavelmente com a distribuição do ponto focal, exeto para pequenas magnificações. Os autores concluem que, em muitos casos práticos, a distribuição de intensidade do ponto focal não afeta significativamente a distribuição de intensidade de imagens de vasos sanguíneos magnificadas

Em [DOI73] é apresentado um processo de simulação computacional para estudar os efeitos da magnificação radiográfica na qualidade da imagem. A justificativa para esse procedimento se baseia 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 fatores seja adequada para que a visualização de detalhes em imagens magnificadas seja realmente melhor que nas imagens radiográficas convencionais. Por isso, optou-se 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 sanguíneos 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 sanguíneo), maior a magnificação.

Os autores concluem, então, que a escolha apropriada da razão de magnificação e do tamanho do ponto focal podem levar a magnificação radiográfica a produzir imagens de vasos sanguíneos equivalentes ou melhores que sem magnificação.

Com o intuito de estender os resultados obtidos em [DOI73], 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, utilizando a simulação computacional desenvolvida ([DOI74.b]). 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 sanguíneo 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.

Em [FRÈRE90] a simulação computacional foi utilizada para se estudar, por técnicas de projeções, a característica de campo de sistemas de imagens radiológicas, avaliando o efeito da localização do objeto no feixe de raios-X sobre o tamanho, o formato e a nitidez da imagem. A partir desse estudo, é proposta uma nova forma de avaliação da qualidade desses sistemas, com base em um mapa das sombras e penumbras das imagens de um objeto localizado em qualquer posição do campo. Segundo a autora, o método possibilita também verificar a conveniência de utilizar-se magnificação para visualizar estruturas anatômicas pequenas. Nesse trabalho, um conjunto de programas foi desenvolvido para determinar a nitidez da imagem de um objeto esférico e radiopaco, colocado numa posição arbitrária qualquer de um plano paralelo ao sensor de raios-X. Os programas permitem simular a exposição para qualquer magnificação, com qualquer tamanho de ponto focal e qualquer dimensão do objeto, o que permite variar esses parâmetros de forma a estudar o efeito de várias combinações sobre a nitidez da imagem. O contorno da imagem é calculado por projeção ("ray tracing"). Para simular o objeto foi escolhida uma esfera radiopaca, o que deveu-se ao fato do interesse básico do trabalho estar voltado para o estudo da identificação de microcalcificações em mamogramas.

Existe um primeiro programa, chamado "ROTFEL" que calcula a FEL uniforme do ponto focal a partir da imagem de uma fenda ideal colocada em vários ângulos em relação ao eixo catodo-anodo do tubo, sendo o tamanho do ponto focal numa determinada direção dado pela área equivalente da FEL correspondente (valor da raiz média quadrática (RMS) equivalente do ponto focal. Um segundo programa, chamado "SOMPE" calcula a sombra e a penumbra causadas pelo ponto focal na imagem do objeto esférico posicionado a uma distância x qualquer do centro do feixe num plano paralelo ao plano-imagem, o

que permite desenhar um mapa de nitidez da imagem para determinados pontos focais, tamanhos de objeto e magnificações. Um terceiro programa ("SOMBRA") permite calcular a distribuição de intensidade, no filme, da imagem do objeto produzida por cada FEL determinada pelo programa "ROTFEL" ou obtida experimentalmente. O perfil de intensidades pode ser, então, visualizado para cada posição do objeto no campo, o que permite avaliar o efeito da distribuição de intensidade do ponto focal sobre a nitidez da imagem.

Em [SCHIABEL93.b] é apresentado um estudo demonstrando a necessidade de se realizar o levantamento do perfil da FEL do sistema em várias direções, devido à variação não linear dos valores obtidos para várias orientações da mesma. Segundo os autores, para sistemas não isotrópicos (ou seja, sem simetria de rotação) a medida da FEL na direção paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo do tubo de raios-x não pode ser considerada como uma medida mínima razoável do desempenho do aparelho, sendo necessário o levantamento da FEL em várias direções para que se tenha uma noção satisfatória das características de transferência do mesmo. Este mesmo estudo é apresentado em [SCHIABEL92] e [SCHIABEL93.a] como motivação para a aplicação do programa "ROTFEL", desenvolvido em [FRÈRE90], para se obter FELs simuladas em todas as orientações desejadas para uma fenda ideal, posicionada sob o fixo de raios-X na região central do campo de radiação. As FELs são calculadas, por projeção geométrica, a partir do conhecimento do tamanho do ponto focal do sistema radiológico sob análise e, em seguida, através do emprego da transformada de Fourier sobre as mesmas, são obtidas as FTMs correspondentes. Segundo os autores, os valores encontrados pela simulação foram coerentes com os obtidos experimentalmente para uma série de direções medidas em alguns aparelhos radiológicos. Os resultados obtidos indicaram a existência de uma "região ótima" na qual se encontram as melhores FTMs para os diversos sistemas.

3.3 - CONCLUSÃO

Pode-se notar que os métodos de avaliação de sistemas radiológicos descritos até aqui, inclusive os que trabalham com simulação computacional, baseiam-se em informações obtidas na região central do feixe, sendo seus resultados referentes somente também à esta região. O método proposto em [SCHIABEL92], por exemplo, embora represente um avanço significativo em relação aos outros descritos anteriormente, ainda fica limitado à região central do campo de radiação por se basear em informações obtidas a partir da FEL.

Desse modo, estes métodos permitem avaliar os sistemas somente na região central do campo de radiação, não permitindo uma avaliação mais geral da qualidade, uma vez que, como visto no capítulo 2, as características destes variam de forma apreciável ao longo de toda a extensão do campo. Este tipo de avaliação, embora forneça informações importantes, não é suficiente, uma vez que em condições reais de exame várias estruturas anatômicas ficam posicionadas fora da região central. Nesse sentido, a proposta da tese aqui apresentada é o desenvolvimento de um método que permita avaliar o sistema de raios-X em qualquer região do campo de radiação.

Para que isso seja possível, é necessário que as características do sistema sejam obtidas a partir da FEP, o que garante a invariância espacial do sistema para cada um dos trechos analisados. Além disso, como a obtenção experimental da característica do sistema ponto-a-ponto é praticamente impossível, a FTO em qualquer ponto do campo de radiação é obtida por simulação, através de projeções geométricas, a partir do conhecimento da FEP no centro do feixe. O método desenvolvido será descrito em detalhes nos próximos capítulos.

*****CAPÍTULO 4*****

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritos os algoritmos desenvolvidos para cálculo das Funções de Espalhamento de Ponto simuladas (FEPs simuladas), o dispositivo experimental utilizado para obtenção das Funções de Espalhamento de Ponto reais (FEPs reais), que servirão para a comparação com as FEPs simuladas dos sistemas estudados, e alguns simuladores empregados na discussão dos resultados e avaliação do método de controle de qualidade proposto.

4.1 - ALGORÍTMO PARA OBTENÇÃO DAS FEPs SIMULADAS.

A Função de Espalhamento de Ponto, conforme discutido no capítulo 2, é a imagem que se forma através de uma abertura infinitamente pequena (fonte puntual e unitária) quando esta se encontra à meia distância entre o ponto focal e o filme.

Para um determinado sistema de raios-X, a Função de Espalhamento de ponto para uma região qualquer do seu campo de radiação pode ser obtida por simulação, a partir do conhecimento das dimensões da imagem do seu ponto focal no centro do campo, através do equacionamento apresentado a seguir, cuja geometria está ilustrada na figura 4.1.

Note-se que qualquer região dentro do campo de radiação pode ser definida por uma distância R (distância do ponto de interesse ao centro do campo) e por um ângulo α (ângulo formado pelo tamanho R e o eixo catodo-anodo). Uma vez localizada a região de interesse pode-se definir alguns parâmetros:

$\Delta_x = R \cdot \cos\alpha$, é o deslocamento da região de interesse em relação ao centro do campo, na direção do eixo x.

$\Delta_y = R \cdot \sin\alpha$, é o deslocamento da região de interesse em relação ao centro do campo, na direção do eixo y.

FIGURA 4.1- Geometria Utilizada pela Simulação

θ é o ângulo de inclinação do alvo do tubo (anodo).

d_{fi} é a distância do ponto focal até o plano-imagem.

$\Delta_{cut} = d_{fi} \cdot \text{tg}\theta$, é a distância do centro do campo até o ponto de "cutoff" sobre o eixo catodo-anodo.

β é o ângulo formado entre o raio central e a reta que une o foco ao ponto de projeção da região de interesse sobre o eixo catodo-anodo.

γ é o ângulo formado entre o eixo catodo-anodo e a reta que liga o ponto de "cutoff" à região de interesse.

Nestas condições, para um ponto focal retangular que possua dimensões a e b no centro do campo - sendo a a dimensão segundo o eixo catodo-anodo e b a dimensão segundo uma direção perpendicular a este eixo -, para uma posição qualquer no campo - definida pelo tamanho R e pelo ângulo α -, temos que:

$$a' = a \cdot (1 + \cotg\theta \cdot \text{tg}\beta) / \cos\gamma$$

e

(4.1)

$$b' = b ,$$

onde a' e b' são as novas dimensões do ponto focal visto na região de interesse.

Entretanto, o tamanho a' não é sempre paralelo ao tamanho a , pois a FEP além de sofrer uma variação de dimensão quando vista em um ponto fora do centro, também sofre uma rotação em relação ao eixo x dada pelo ângulo γ , anteriormente definido [DOI77.a], quando vista fora do eixo catodo-anodo. O tamanho a' é paralelo ao novo eixo definido por γ . Já o tamanho b' , por sua vez, é numericamente igual ao tamanho b , mantendo-se perpendicular ao eixo catodo-anodo, porém, deslocado devido à rotação da FEP causada pelo alinhamento da dimensão a' paralelamente ao eixo definido por γ . Desse modo, a FEP calculada para a região de interesse possui a forma de um paralelogramo regular de lados a' e b' .

Deve-se ressaltar que a validade do equacionamento aqui descrito está intimamente relacionada com o paralelismo entre a direção do eixo x do sistema de coordenadas do plano-imagem e o eixo catodo-anodo do tubo. Caso o anodo sofra um giro em relação ao seu centróide, será necessário descobrir o posicionamento dos novos eixos do sistema de coordenadas (como discutido no capítulo 2, item 2.4). Porém, esse tipo de giro somente poderá ser encontrado em aparelhos que possuam anodo fixo. Se o anodo for do tipo rotativo, caso de sistemas de foco-fino que são o principal interesse neste trabalho, este giro do anodo não ocorrerá e o equacionamento proposto poderá, então, ser considerado sempre válido.

Uma vez conhecida a Função de Espalhamento de Ponto, obtém-se a Função de Transferência Ótica através da aplicação de uma transformada bi-dimensional de Fourier sobre esta.

4.2 - ALGORÍTMO PARA ROTAÇÃO DAS FEPs SIMULADAS

Como visto anteriormente, as FEPs calculadas para pontos fora do eixo catodo-anodo (eixo X) e seu complementar (eixo Y), possuem formato de paralelogramo regular de lados a' e b' . Desse modo, para esses pontos é necessário aplicar uma transformação geométrica sobre a FEP para que o lado a' se alinhe segundo o eixo definido pelo ângulo γ . Esse "giro" é feito pelo algoritmo de rotação.

A partir dos valores fornecidos o programa localiza dentro do campo de radiação a região de interesse. Com base nos valores de a e b , que são as dimensões do ponto focal no centro do campo, o programa calcula e exibe as novas dimensões (a' e b') do foco visto na região de interesse e o valor do ângulo γ , que caracteriza a direção segundo a qual está alinhada a dimensão a' . Os valores a' e b' são então multiplicados por mil para serem transformados de mm para μm e divididos por $25\mu\text{m}$, que é o valor do passo para preenchimento de uma matriz de entrada de 129×129 pontos. Em seguida a matriz é preenchida, a partir do centro, com o número de passos resultantes dessa divisão. Antes do preenchimento, porém, é aplicada a transformada geométrica sobre a matriz, deixando a

dimensão a' do foco paralela ao eixo definido pelo ângulo γ . Essa rotação é feita encontrando-se dois pontos - (x_i, y_i) e (x_f, y_f) -, que correspondem aos pontos iniciais e finais da primeira linha inclinada que define o tamanho a' da FEP dentro da matriz, e então preenchendo-a, com uma densidade uniforme pré estabelecida, segundo as direções de retas paralelas a reta que une estes pontos até completar o número de passos que define a dimensão b' (figura 4.2). Uma vez montada a matriz de entrada, que simula a FEP uniforme da região de interesse, aplica-se sobre ela uma FFT bi-dimensional para se obter a FTO da referida região.

4.3 - ALGORÍTMO PARA FILTRAGEM DA FTO

Os dados relativos à FTO de fundamental interesse para o processo de avaliação do desempenho do sistema são aqueles anteriores à sua frequência de corte de 1º mínimo, segundo as várias orientações no plano de frequências espaciais. Sendo assim, desenvolveu-se um algoritmo que permite eliminar as frequências superiores às de 1º mínimo, em todas as direções do plano complexo, e, então, calcular o volume da figura resultante.

O filtro foi desenvolvido a partir da idéia apresentada na figura 4.3. Pode-se notar que os zeros da FTO cortam os eixos em pontos de frequências conhecidas ($1/2a$ e $1/2b$), calculadas a partir do conhecimento das dimensões da FEP. Com base nisso, criou-se um filtro iterativo que permite que se definam fatores de corte para os eixos X e Y que multiplicarão os valores de frequência conhecidos para cada um destes eixos, de modo a definir uma região que contenha somente valores correspondentes às frequências menores que as de 1º mínimo, zerando todos os valores fora dessa região. Por ser iterativo, o filtro permite experimentar valores para os fatores de corte até que se encontre os mais adequados para cada situação. Para cada par de valores selecionado o programa plota em gráfico 3D o resultado da filtragem e calcula o volume da figura resultante.

FIGURA 4.3 -Relação entre as geometrias da FEP e da FTO

4.4 - PROGRAMA PARA OBTENÇÃO DAS FEPs E FTOs SIMULADAS

O programa para obtenção das FEPs simuladas e, posteriormente, das FTOs foi desenvolvido dentro do ambiente do executável Matlab. Isso porque as informações referentes à FTO, resultante de uma transformada bi-dimensional de Fourier da FEP, devem ser exibidas em gráficos 3D, recurso este disponível no referido executável. Além disso, o Matlab permite realizar cálculos matemáticos, necessários para obtenção da FEP nas várias regiões do campo de

radiação, e já possui internamente uma rotina de FFT bi-dimensional utilizada no cálculo da FTO. A FTO é uma função complexa bi-dimensional, possuindo módulo (FTM) e fase (FTF). Não é possível plotar uma função complexa bi-dimensional em um gráfico 3D. O que se pode fazer é plotar o módulo e a fase em gráficos separados.

O cálculo da FEP simulada para as regiões de interesse é feito, a partir do equacionamento apresentado no item 4.1, considerando-se que o feixe atravessa um orifício ideal (fonte puntual e unitária) posicionado na referida região. Para tanto basta entrar no ambiente do Matlab e chamar o programa executável (ptol.m) que aparecerá uma tela pedindo os valores de a , b , ângulo α , ângulo θ , raio (R), distância foco-imagem (d_f). Em seguida o programa pedirá um fator de escala e, então, apresentará o gráfico da FTM.

O programa permite filtrar os valores obtidos para a FTM e calcular o volume da figura resultante, bem como rotacionar os gráficos resultantes para que se possa visualizá-los de qualquer direção e sob qualquer perspectiva desejada. A figura 4.4 mostra o exemplo de uma FTM calculada a partir de uma determinada FEP. A figura 4.5 mostra a mesma FTM filtrada e a figura 4.6 mostra uma vista superior da figura 4.5.

A opção por uma geometria de ponto focal retangular baseou-se em dados colhidos nos testes que o grupo de Análise e Digitalização de Imagem da Escola de Engenharia de São Carlos - USP vem realizando desde de 1985, nos quais a geometria preponderante é a retangular e também em trabalhos como o de [BURGESS77.b]. Quanto à distribuição de intensidade uniforme, esta opção foi feita a partir da análise de trabalhos ([TAKENAKA68], [DOI75.d], [BURGESS77.b], [NICKOLOFF90]) que apresentam estudos referentes à relevância da variação desta distribuição sobre a qualidade da imagem final, conforme discutido no capítulo 3 - item 3.2.2. Devido à geometria retangular e à distribuição de intensidade uniforme da FEP simulada os perfis das FTMs serão funções do tipo SINC, conforme pode ser visto nas figuras 4.4 e 4.5.

FIGURA 4.4 - FTM (exemplo)

FIGURA 4.5 - FTM (filtrada)

FIGURA 4.6 - FTM (forma da base do gráfico)

4.5 - DISPOSITIVO EXPERIMENTAL PARA OBTENÇÃO DAS FEPs REAIS

Para o cálculo das FEPs simuladas e posterior 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 no centro do sistema considerado, através de uma imagem do próprio foco com o uso de uma câmara de orifício ("pin-hole"). Além disso, para verificação da consistência das FEPs simuladas é necessário a obtenção das FEPs reais para diversas regiões do campo de radiação, a fim de compará-las.

O dispositivo experimental utilizado para realização dos testes de campo é composto por uma mesa de coordenadas desmontável, desenvolvida em [MACHADO88], com algumas modificações para nossas finalidades, ilustrada na figura 4.7, e por uma "matriz de orifícios", ilustrada na figura 4.8.

O dispositivo é composto fundamentalmente por: (a) uma mesa de nivelamento com quatro pés independentes e ajustáveis para estabelecer o necessário paralelismo de sua base, onde é colocado o filme, com o objeto e o tubo de raios-X; (b) uma placa com "ecran" (placa de alinhamento de campo) que permite posicionar o objeto (matriz de orifícios) 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 furos guias para sustentar a placa-matriz de orifícios.

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 matriz por obliquidade dos raios do feixe, bem como para que seja válido o equacionamento apresentado no item 4.1.

A placa de alinhamento de campo mencionada em (b) é utilizada para posicionar o dispositivo suporte para a matriz de orifícios (o "objeto") exatamente no centro do feixe, ou seja, o centro da matriz coincidindo com o centro do feixe, garantindo condições de perpendicularismo da exposição. Tais condições são essenciais para que se obtenha uma avaliação sem influência da deformação devida à geometria de exposição, respeitando também a condição de invariança nas regiões referentes aos orifícios da matriz.

4.6 - A "MATRIZ DE ORIFÍCIOS"

A matriz de orifícios (figura 4.8) é constituída basicamente de uma placa suporte de alumínio com furos radiais, recoberta por uma placa de chumbo na qual são feitos os "furos de alfinete" (pin-hole) e uma placa de acrílico, cuja função é prender a placa de chumbo à de alumínio e também protegê-la contra choques mecânicos. A placa de acrílico é parafusada à placa de alumínio, fazendo um "sanduíche" com a placa de chumbo, e possui furos radiais coincidentes com os da placa de alumínio. A matriz foi projetada para ser utilizada com uma distância foco-filme de 400mm e uma distância foco-objeto de 200mm. Como os furos da placa não são ideais, ou seja possuem uma espessura finita, foi necessário fixar a distância foco-filme para que se pudesse calcular a inclinação com que os raios-X atingiriam a placa na região correspondente a cada furo, o que pode ser feito conhecendo-se d_f e a posição do furo sobre a placa, e, então, incliná-los de mesmo ângulo, para diminuir a atenuação do feixe, uma vez que devido às dimensões reduzidas dos furos, a densidade ótica obtida no filme já é pequena. Por sua vez, a distância foco-objeto também ficou fixa pois deve ser a metade da distância foco-filme. Com as dimensões que possui (150x125mm), a matriz permite obter a Função de

Espalhamento de Ponto para 98 posições diferentes ao longo do campo de radiação, além da posição central, em uma mesma chapa.

FIGURA 4.7 - Dispositivo de Alinhamento

FIGURA 4.8 - Matriz de Orifícios

4.7 - PROCEDIMENTO PARA OBTENÇÃO DAS FEPs REAIS

Após a montagem e alinhamento da mesa suporte, realiza-se o teste de alinhamento para verificar se o dispositivo suporte está realmente alinhado com o centro do feixe de raios-X e posicionado à meia distância foco-filme.

Sendo confirmado o alinhamento da mesa, são feitas algumas exposições da matriz de orifícios para se obter as melhores condições de exposição para uma imagem discernível. Este aspecto do teste é bastante importante, pois se a imagem estiver saturada poderá ocorrer um comprometimento da informação relativa às dimensões do ponto focal. Deve-se sempre trabalhar com os valores de corrente e voltagem utilizados em exames reais, uma vez que estes parâmetros, como visto no capítulo 3, podem influenciar as características do foco. Porém, como os furos são pequenos, embora alinhados com a inclinação do feixe, a densidade obtida no filme é pequena, exigindo que se realizem múltiplas exposições.

4.8 - SIMULADORES UTILIZADOS

Os simuladores foram utilizados para permitir uma associação direta entre os resultados obtidos para as FTOs e a qualidade das imagens dos sistemas estudados. Foram basicamente três os simuladores utilizados: uma "matriz de esferas", uma "matriz de anéis" e uma "matriz de fios radiais".

(a) Matriz de Esferas:

A matriz de esferas (figura 4.9) é constituída por uma placa de acrílico com vários rebaixamentos preenchidos com esferas de tungstênio de 0.7mm de espessura. Essa matriz também possui geometria radial, permitindo obter imagens de esferas posicionadas ao longo de todo o campo de radiação.

(b) Matriz de Anéis:

Essa matriz é formada por anéis concêntricos, feitos de fio de cobre de diâmetro de 0.65mm, espaçados de 3mm de centro a centro (figura 4.10). A imagem desta matriz permite verificar a resposta do sistema em regiões em forma de anel.

(c) Matriz de Fios Radiais:

Como o próprio nome diz, é formada por fios de cobre de diâmetro igual ao dos fios da matriz de anéis, porém distribuídos segundo uma geometria radial (figura 4.11). Esta matriz fornece informações semelhantes às fornecidas pela matriz de esferas, só que para objetos contínuos.

FIGURA 4.9 - Matriz de Esferas

FIGURA 4.10 - Matriz de Anéis

FIGURA 4.11 - Matriz de Fios Radiais

*****CAPÍTULO 5*****

AVALIAÇÃO DE SISTEMAS DE RAIOS-X DIAGNÓSTICOS ATRAVÉS DA SIMULAÇÃO DAS FUNÇÕES DE ESPALHAMENTO DE PONTO (FEP) E DE TRANSFERÊNCIA DE MODULAÇÃO (FTM).

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos pela simulação computacional, que são comparados com dados obtidos a partir de procedimentos práticos, para que se comprove sua validade. É feita também uma discussão destes resultados, com o intuito de se explicitar seu significado perante o método de avaliação aqui proposto.

As informações obtidas através da simulação permitem analisar o desempenho dos sistemas radiológicos, basicamente, de três maneiras:

- (i) pode-se fazer a comparação de resposta de um mesmo sistema para regiões distintas;
- (ii) pode-se fazer a comparação de sistemas distintos com relação a regiões equivalentes;
- (iii) pode-se, também, estudar uma determinada região de um determinado sistema e obter uma previsão de sua resposta com relação às distorções que serão inseridas na imagem de um determinado objeto.

Essas análises foram feitas para quatro aparelhos radiológicos e são apresentadas a seguir.

5.1 - PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Os dados experimentais foram coletados para os seguintes aparelhos:

APARELHO 1 - o aparelho 1 é um mamógrafo MAMMODIAGNOST-ROT-201/PHILIPS, de anodo de molibdênio do tipo rotativo, com controle de KVp pontual em 25, 28,31,35 40 e 45 KV, controle de amperagem automático e de tempo de exposição variando entre 0.2-4.0 segundos.

APARELHO 2 - o aparelho 2 é um mamógrafo SENOGRAPHE-550t/CGR, anodo de molibdênio rotativo, controle de KVp e mAs pontuais.

APARELHO 3 - o aparelho 3 é um UNIMAX/SIEMENS convencional/portátil ("Pica-Pau"), anodo de tungstênio do tipo fixo, controle de KVp e tempo de exposição pontuais e miliamperagem de 30mA.

APARELHO 4 - o aparelho 4 é um mamógrafo MAMMOMAT/SIEMENS, de anodo de molibdênio do tipo rotativo, com controle de KVp em 28, 30, 35 e 40 KVp, mAs entre 16 e 800, não possuindo controles independentes para corrente e tempo de exposição.

Os filmes utilizados foram KODAK-TMG/RA, sem tela intensificadora, e as técnicas de exposição utilizadas para obtenção de todas as imagens foram 35KVp, 100mAs e $d_{FO} = d_{OF} = 20\text{cm}$.

Utilizando-se a mesa de coordenadas e a matriz de pinhole descritos no capítulo 4, foram obtidas, após cuidadoso alinhamento dos dispositivos de teste, imagens da referida matriz para os três primeiros aparelhos (figuras 5.1 a 5.3). As imagens foram medidas com o auxílio de um microscópio de projeção equipado com uma objetiva reticulada. Os valores obtidos, para cada aparelho, foram plotados em uma tabela juntamente com os valores simulados para permitir a comparação. O valor lido nas imagens da matriz para o centro do campo de cada aparelho foi utilizado como dado de entrada para o programa de simulação.

ANODO
↑

KODAK TVG/RA □

KODAK TVG/RA □

KODAK TVG/RA □

(22/03/94)

Matriz de Orifícios - aparelho 1
Anodo - 2000 V
Catodo - 1000 V
Tubo - 1000 V
Tubo - 1000 V

FIGURA 5.1 - Matriz de Orifícios - aparelho 1

FIGURA 5.2 - Matriz de Orifícios - aparelho 2

FIGURA 5.3 - Matriz de Orifícios - aparelho 3

5.2 - COMPARAÇÃO DOS DADOS EXPERIMENTAIS COM OS SIMULADOS

O programa que realiza a simulação das FEPs e calcula as FTMs foi desenvolvido inicialmente em uma "Estação de Trabalho" SUN, tendo sido posteriormente compilada uma versão para PC-486. Como descrito anteriormente no capítulo 4, o programa foi desenvolvido dentro do executável MATLAB devido a uma série de facilidades matemáticas, como cálculo de FFT-2D, resolução de matrizes, plotagem de gráficos 3D etc, apresentadas por este executável. Os valores calculados são apresentados, juntamente com os valores medidos, para cada um dos aparelhos nas tabelas 1 a 3.

5.2.1 - Comparação entre as FEPs simuladas e as reais

Para cada uma das tabelas à seguir, a coluna 1 mostra os valores da FEP na direção definida pelo ângulo γ (a') obtidos por simulação, a 2ª coluna o valor correspondente medido na radiografia da matriz de pinhole e a 3ª o erro calculado através da diferença entre os valores medidos e obtidos através da simulação.

TABELA 1 - VALORES MEDIDOS E CALCULADOS PARA O APARELHO 1

		APARELHO 1		
ALFA (GRAUS)	RAIO (mm)	a' (mm) (calculado)	a' (mm) (medido)	ERRO (mm)
0.00	0.00	1.20	1.20	0.00
0.00	40.00	1.48	1.60	0.12
336.00	20.00	1.33	1.40	0.07
336.00	40.00	1.47	1.55	0.08
315.00	40.00	1.42	1.55	0.13
315.00	60.00	1.53	1.65	0.12
292.00	20.00	1.26	1.25	0.01
292.00	40.00	1.33	1.45	0.12

292.00	60.00	1.40	1.40	0.00
270.00	40.00	1.23	1.25	0.02
270.00	60.00	1.27	1.30	0.03
270.00	80.00	1.32	1.35	0.03
247.00	20.00	1.16	1.20	0.04
247.00	40.00	1.13	1.20	0.07
247.00	60.00	1.12	1.20	0.08
247.00	80.00	1.13	1.15	0.02
223.00	20.00	1.03	1.05	0.02
223.00	40.00	0.96	1.05	0.09
223.00	60.00	0.90	1.10	0.20
223.00	80.00	0.86	1.10	0.24
223.00	100.00	0.85	0.75	0.10
200.00	20.00	1.07	1.05	0.02
200.00	40.00	0.95	0.95	0.00
200.00	60.00	0.84	0.80	0.04
200.00	80.00	0.72	0.75	0.03
200.00	100.00	0.63	0.55	0.08
200.00	120.00	0.54	0.50	0.04
180.00	40.00	0.92	0.90	0.02
180.00	60.00	0.78	0.75	0.03
180.00	80.00	0.64	0.70	0.06
180.00	100.00	0.50	0.50	0.00

180.00	120.00	0.36	0.40	0.04
156.00	20.00	1.07	1.05	0.02
156.00	40.00	0.95	0.95	0.00
156.00	60.00	0.83	0.80	0.03
156.00	80.00	0.72	0.75	0.03
156.00	100.00	0.61	0.60	0.01
156.00	120.00	0.53	0.55	0.02
135.00	20.00	1.02	1.00	0.02
135.00	40.00	0.95	1.00	0.05
135.00	60.00	0.90	1.00	0.10
135.00	80.00	0.86	0.95	0.09
135.00	100.00	0.85	0.90	0.05
113.00	20.00	1.15	1.20	0.05
113.00	40.00	1.12	1.20	0.08
113.00	60.00	1.11	1.20	0.09
113.00	80.00	1.11	1.20	0.09
90.00	40.00	1.23	1.30	0.07
90.00	60.00	1.27	1.35	0.08
90.00	80.00	1.32	1.40	0.08
68.00	20.00	1.25	1.30	0.05
68.00	40.00	1.33	1.35	0.02
68.00	60.00	1.42	1.45	0.03
68.00	80.00	1.51	1.60	0.09

68.00	100.00	1.61	1.75	0.14
44.00	40.00	1.41	1.50	0.09
44.00	60.00	1.53	1.60	0.07
22.00	20.00	1.33	1.30	0.03
22.00	40.00	1.47	1.55	0.08

desvio: (0.06±0.05)mm

TABELA 2 - VALORES MEDIDOS E CALCULADOS PARA O APARELHO 2

		APARELHO 2		
ALFA (GRAUS)	RAIO (mm)	a' (mm) (calculado)	a' (mm) (medido)	ERRO (mm)
0.00	0.00	1.75	1.75	0.00
270.00	40.00	1.78	1.90	0.12
270.00	60.00	1.81	2.10	0.29
247.00	20.00	1.71	1.80	0.09
247.00	40.00	1.67	1.80	0.13
247.00	60.00	1.64	1.75	0.11
223.00	27.00	1.55	1.60	0.05
223.00	40.00	1.47	1.45	0.02
223.00	56.00	1.38	1.45	0.07
223.00	69.00	1.32	1.40	0.08
200.00	20.00	1.61	1.65	0.04
200.00	40.00	1.47	1.50	0.03
200.00	60.00	1.34	1.25	0.09

200.00	80.00	1.20	1.15	0.05
200.00	100.00	1.08	1.05	0.03
200.00	120.00	0.97	0.95	0.02
180.00	40.00	1.43	1.45	0.02
180.00	60.00	1.28	1.25	0.03
180.00	80.00	1.13	1.15	0.02
180.00	100.00	0.97	0.90	0.07
180.00	120.00	0.81	0.80	0.01
156.00	20.00	1.61	1.65	0.04
156.00	40.00	1.47	1.50	0.03
156.00	60.00	1.33	1.25	0.08
156.00	80.00	1.20	1.15	0.05
156.00	100.00	1.07	1.00	0.07
156.00	120.00	0.95	0.85	0.10
135.00	20.00	1.54	1.55	0.01
135.00	40.00	1.46	1.45	0.01
135.00	60.00	1.38	1.40	0.02
135.00	80.00	1.32	1.30	0.02
135.00	100.00	1.27	1.25	0.02
113.00	20.00	1.69	1.80	0.11
113.00	40.00	1.65	1.75	0.10
113.00	60.00	1.63	1.65	0.02
113.00	80.00	1.61	1.75	0.14

90.00	40.00	1.78	1.85	0.07
90.00	60.00	1.81	1.95	0.14
90.00	80.00	1.86	2.10	0.24

desvio: (0.07 ± 0.06) mm

TABELA 3 - VALORES MEDIDOS E CALCULADOS PARA O APARELHO 3

		APARELHO 3		
ALFA (GRAUS)	RAIO (mm)	a' (mm) (calculado)	a' (mm) (medido)	ERRO (mm)
0.00	0.00	2.20	2.20	0.00
0.00	40.00	2.88	3.30	0.42
0.00	60.00	3.22	3.60	0.38
0.00	80.00	3.55	4.00	0.45
336.00	20.00	2.51	2.80	0.29
336.00	40.00	2.82	3.25	0.43
336.00	60.00	3.13	3.40	0.27
336.00	80.00	3.50	3.90	0.40
336.00	100.00	3.82	4.15	0.33
315.00	20.00	2.71	3.20	0.49
315.00	40.00	2.98	3.35	0.37
315.00	60.00	3.30	3.70	0.40
315.00	80.00	3.61	4.05	0.44
292.00	20.00	2.32	2.60	0.28
292.00	40.00	2.49	2.85	0.36

292.00	60.00	2.73	3.20	0.47
292.00	80.00	2.99	3.40	0.41
292.00	100.00	3.26	3.75	0.49
270.00	40.00	2.30	2.45	0.15
270.00	60.00	2.42	2.90	0.48
270.00	80.00	2.58	3.05	0.47
270.00	100.00	2.78	3.75	0.97
247.00	20.00	2.09	2.40	0.31
247.00	40.00	2.03	2.50	0.47
247.00	60.00	2.03	2.60	0.57
247.00	80.00	2.10	2.25	0.15
247.00	100.00	2.19	3.20	1.01
223.00	40.00	1.77	2.00	0.23
223.00	60.00	1.61	1.85	0.24
223.00	80.00	1.52	1.70	0.18
223.00	100.00	1.50	1.60	0.10
200.00	20.00	1.88	2.00	0.12
200.00	40.00	1.56	1.80	0.24
200.00	60.00	1.27	1.50	0.23
200.00	80.00	1.01	1.15	0.14
180.00	40.00	1.51	1.50	0.01
180.00	60.00	1.17	1.25	0.08
180.00	80.00	0.83	0.75	0.08

156.00	20.00	1.90	2.00	0.10
156.00	40.00	1.58	1.70	0.12
156.00	60.00	1.33	1.35	0.02
156.00	80.00	1.09	1.00	0.09
225.00	40.00	1.78	1.90	0.12
225.00	60.00	1.63	1.80	0.17
225.00	80.00	1.57	1.60	0.03
225.00	100.00	1.57	1.35	0.22
113.00	20.00	2.10	2.10	0.00
113.00	40.00	2.04	1.80	0.24
113.00	60.00	2.03	2.20	0.17
113.00	80.00	2.08	2.35	0.27
113.00	120.00	2.36	3.20	0.84
90.00	40.00	2.30	2.45	0.15
90.00	60.00	2.43	2.70	0.27
90.00	80.00	2.58	3.00	0.42
90.00	100.00	2.81	3.60	0.79
68.00	20.00	2.36	2.50	0.14
68.00	40.00	2.53	2.90	0.37
68.00	60.00	2.73	3.10	0.37
68.00	80.00	3.02	3.55	0.53
68.00	100.00	3.22	3.75	0.53
68.00	120.00	3.51	3.95	0.44

44.00	40.00	2.73	3.20	0.47
44.00	60.00	3.01	3.40	0.39
44.00	80.00	3.30	3.75	0.45
44.00	100.00	3.59	4.05	0.46
44.00	120.00	3.96	4.50	0.54
22.00	20.00	2.51	2.70	0.19
22.00	40.00	2.84	3.25	0.41
22.00	60.00	3.15	3.40	0.25
22.00	80.00	3.49	3.80	0.31
22.00	100.00	3.83	4.10	0.27

desvio: (0.32±0.21) mm

Observando-se os valores das tabelas 1 à 3 pode-se notar que, de modo geral, os resultados da simulação das FEPs e os valores medidos experimentalmente para as mesmas são concordantes para os aparelhos 1 e 2. Existem resultados para os quais o erro é maior, o que é certamente devido a um problema de leitura dos dados experimentais obtidos nestas localizações. Examinando imagens da matriz de pinhole pode-se perceber que certos pontos apresentam distribuições de intensidades irregulares (borramentos), o que dificulta a definição dos limites de contorno para se efetuar a medida de suas dimensões. Esses borramentos devem-se a imperfeições de confecção da matriz, uma vez que seus orifícios devem possuir dimensões máximas da ordem de 1/10 do valor do ponto focal o que fica bastante crítico em algumas situações. Além disso, o dispositivo foi elaborado considerando um valor médio para o ponto focal, já que o valor deste varia para cada ponto dentro do campo de radiação, o que pode também colaborar para tornar o borramento

maior em algumas regiões onde o valor do foco é muito diferente deste. Deve-se lembrar também que, como essas medidas são resultantes de teste de pinhole, elas estão sujeitas aos erros de leitura e interpretação inerentes a este tipo de teste, conforme discutido no capítulo 3.

O aparelho 3 é o que apresenta valores mais discrepantes entre os dados simulados e os medidos. Isto deve-se ao fato deste aparelho possuir anodo fixo, apresentando, além da inclinação característica, um giro do anodo em torno de seu centróide (segundo discutido em [BURGESS77.c]), o que acarreta um erro maior entre os valores simulados e os medidos.

O desvio relacionado ao final de cada tabela apresenta o valor do erro médio $\pm$ seu desvio padrão.

5.2.2 - Comparação das FTMs simuladas com valores conhecidos

Embora, uma vez definida a FEP, a FTM seja obtida a partir da aplicação de uma transformada bi-dimensional de Fourier, para verificar a validade dos resultados obtidos simulou-se a resposta para um ponto focal de 1.73x1.68mm, cujas medidas e processamento foram realizados pelo Kurt Rossmann Laboratories for Radiological Research da Universidade de Chicago e apresentados em [DOI75.b] há alguns anos. As "imagens de Chicago" são formadas por duas imagens de FELs orientadas perpendicularmente e paralelamente ao eixo catodo-anodo do respectivo aparelho. Essas imagens foram produzidas a partir de sofisticados dispositivos de precisão daquela equipe de pesquisa, descritos na revisão bibliográfica. Para efeito de comparação, produziu-se a FTM bi-dimensional, empregando-se a simulação computacional aqui apresentada, a partir dos valores do foco que produziu as "imagens de Chicago". A FTM bi-dimensional foi simulada para o centro do campo, uma vez que os dados de Chicago referem-se somente à esta posição. A figura 5.4 mostra a FTM bi-dimensional resultante e as figuras 5.5 e 5.6 mostram cortes segundo os eixos paralelo e perpendicular ao eixo catodo-anodo respectivamente.

No caso dos resultados apresentados em [DOI75.b], os valores

obtidos para as frequências de corte de 1º mínimo para os eixos foram de 0.58 cy/mm para o eixo paralelo à direção catodo-anodo e de 0.66 cy/mm para o eixo perpendicular a essa direção. A simulação realizada aqui resultou em valores de 0,58 cy/mm para a direção catodo-anodo e 0.63 cy/mm para a direção perpendicular. Pode-se notar que os resultados são muito próximos, sendo o pequeno desvio apresentado devido, provavelmente, a erros inseridos pelos procedimentos experimentais de medida, digitalização e processamento utilizados em [DOI75.b].

Deve-se ressaltar que por questões inerentes ao processamento feito no MATLAB, os gráficos apresentados possuem escala em 10cy/mm a partir do valor central de 1.6, de modo que para se obter os valores apresentados para as frequências de 1º mínimo, a partir dos gráficos, deve-se subtrair 1.6 do valor lido e multiplicar o resultado por 10.

FIGURA 5.4 - Aparelho de Chicago

FIGURA 5.5 - Aparelho de Chicago (eixo X)

FIGURA 5.6 - Aparelho de Chicago (eixo γ)

5.3 -RESULTADOS OBTIDOS PARA CADA APARELHO

Foram escolhidos 16 pontos para serem simulados e servirem de dados para se avaliar os quatro aparelhos. A figura 5.7 mostra a distribuição espacial destes pontos dentro do campo de radiação. As tabelas 4 à 7 apresentam os resultados obtidos para cada um dos aparelhos.

FIGURA 5.7 - Distribuição Espacial dos Pontos Analisados

ponto1 ($\alpha=0, R=0$)	ponto 9 ($\alpha=170, R=50$)
ponto2 ($\alpha=0, R=80$)	ponto10 ($\alpha=180, R=30$)
ponto3 ($\alpha=30, R=70$)	ponto11 ($\alpha=180, R=80$)
ponto4 ($\alpha=70, R=70$)	ponto12 ($\alpha=220, R=70$)
ponto5 ($\alpha=90, R=80$)	ponto13 ($\alpha=270, R=80$)
ponto6 ($\alpha=100, R=50$)	ponto14 ($\alpha=290, R=700$)
ponto7 ($\alpha=140, R=40$)	ponto15 ($\alpha=330, R=70$)
ponto8 ($\alpha=140, R=70$)	ponto16 ($\alpha=190, R=50$)

TABELA 4 - VALORES SIMULADOS PARA O APARELHO 1

APREL-1	NOVO VALOR DE a	NOVO VALOR DE b	GAMA	VOLUME (e+03)	1º MIN. EIXO X	1º MIN. EIXO Y
PONTO 1	1.200	0.7000	0.000	2.0370	1.70	1.67
PONTO 2	1.7654	0.7000	0.000	1.1515	1.70	1.62
PONTO 3	1.6471	0.7000	+ 8.637	1.3413	1.70	1.63
PONTO 4	1.4460	0.7000	+18.754	1.6139	1.70	1.64
PONTO 5	1.3265	0.7000	+25.228	1.5956	1.70	1.64
PONTO 6	1.1906	0.7000	+16.995	2.0342	1.70	1.67
PONTO 7	1.0001	0.7000	+10.468	2.0253	1.70	1.67
PONTO 8	0.8805	0.7000	+21.173	2.3133	1.70	1.70
PONTO 9	0.8542	0.7000	+ 4.119	2.7440	1.70	1.68
PONTO10	0.9880	0.7000	0.000	2.7483	1.70	1.67
PONTO11	0.6346	0.7000	0.000	4.3031	1.70	1.72
PONTO12	0.8805	0.7000	-21.173	2.3133	1.70	1.70
PONTO13	1.3265	0.7000	-25.228	1.5956	1.70	1.64
PONTO14	1.4460	0.7000	-18.754	1.6139	1.70	1.64
PONTO15	1.6471	0.7000	- 8.637	1.3413	1.70	1.63
PONTO16	0.8542	0.7000	- 4.119	2.7440	1.70	1.68

TABELA 5 - VALORES SIMULADOS PARA O APARELHO 2

APREL-2	NOVO VALOR DE a	NOVO VALOR DE b	GAMA	VOLUME (e+03)	1º MIN. EIXO X	1º MIN. EIXO Y
PONTO 1	1.7500	0.9000	0.000	0.8541	1.68	1.64
PONTO 2	2.3814	0.9000	0.000	0.6640	1.68	1.63
PONTO 3	2.2455	0.9000	+ 7.066	0.7460	1.68	1.63
PONTO 4	2.0073	0.9000	+14.989	0.7507	1.68	1.64
PONTO 5	1.8604	0.9000	+19.839	0.8456	1.68	1.64
PONTO 6	1.7385	0.9000	+13.238	0.9899	1.68	1.64
PONTO 7	1.5204	0.9000	+ 7.664	0.9899	1.68	1.65
PONTO 8	1.3735	0.9000	+14.985	1.1879	1.68	1.66
PONTO 9	1.3620	0.9000	+ 2.883	1.1970	1.68	1.66
PONTO10	1.5132	0.9000	0.000	1.0034	1.68	1.65
PONTO11	1.1186	0.9000	0.000	1.5040	1.68	1.68
PONTO12	1.3735	0.9000	-14.985	1.1879	1.68	1.66
PONTO13	1.8604	0.9000	-19.839	0.8456	1.68	1.64
PONTO14	2.0073	0.9000	-14.989	0.7507	1.68	1.64
PONTO15	2.2455	0.9000	- 7.066	0.7460	1.68	1.63
PONTO16	1.3620	0.9000	- 2.883	1.1970	1.68	1.66

TABELA 6 - VALORES SIMULADOS PARA O APARELHO 3

APREL-3	NOVO VALOR DE a	NOVO VALOR DE b	GAMA	VOLUME (e+03)	1º MIN. EIXO X	1º MIN. EIXO Y
PONTO 1	2.2000	1.4000	0.000	0.4896	1.65	1.64
PONTO 2	3.5542	1.4000	0.000	0.2797	1.65	1.61
PONTO 3	3.2801	1.4000	+10.405	0.3013	1.65	1.62
PONTO 4	2.8332	1.4000	+23.141	0.3529	1.65	1.63
PONTO 5	2.5834	1.4000	+31.613	0.4605	1.65	1.63
PONTO 6	2.2158	1.4000	+22.096	0.4784	1.65	1.63
PONTO 7	1.7367	1.4000	+14.513	0.6387	1.65	1.64
PONTO 8	1.5001	1.4000	+30.513	0.7646	1.65	1.65
PONTO 9	1.3744	1.4000	+ 6.138	0.7871	1.65	1.66
PONTO10	1.6922	1.4000	0.000	0.6529	1.65	1.64
PONTO11	0.8458	1.4000	0.000	1.3369	1.65	1.70
PONTO12	1.5001	1.4000	-30.513	0.7646	1.65	1.65
PONTO13	2.5834	1.4000	-31.613	0.4605	1.65	1.63
PONTO14	2.8332	1.4000	-23.141	0.3529	1.65	1.63
PONTO15	3.2801	1.4000	-10.405	0.3013	1.65	1.62
PONTO16	1.3744	1.4000	- 6.138	0.7871	1.65	1.66

TABELA 7 - VALORES SIMULADOS PARA O APARELHO 4

APREL-4	NOVO VALOR DE a	NOVO VALOR DE b	GAMA	VOLUME (e+03)	1º MIN. EIXO X	1º MIN. EIXO Y
PONTO 1	2.100	0.7000	0.000	1.0026	1.70	1.64
PONTO 2	2.8916	0.7000	0.000	0.7462	1.70	1.63
PONTO 3	2.7219	0.7000	+ 7.309	0,8033	1.70	1.63
PONTO 4	2.4258	0.7000	+15.563	0.8888	1.70	1.63
PONTO 5	2.2442	0.7000	+20.653	1.0038	1.70	1.64
PONTO 6	2.0722	0.7000	+13.598	1.0031	1.70	1.64
PONTO 7	1.8147	0.7000	+ 8.058	1.1546	1.70	1.64
PONTO 8	1.6313	0.7000	+15.837	1.3450	1.70	1.65
PONTO 9	1.6151	0.7000	+ 3.049	1.3443	1.70	1.65
PONTO10	1.8032	0.7000	0.000	1.1515	1.70	1.64
PONTO11	1.3084	0.7000	0.000	1.6126	1.70	1.66
PONTO12	1.6313	0.7000	-15.837	1.3450	1.70	1.65
PONTO13	2.2442	0.7000	-20.653	1.0038	1.70	1.64
PONTO14	2.4258	0.7000	-15.563	0.8888	1.70	1.63
PONTO15	2.7219	0.7000	- 7.309	0.8033	1.70	1.63
PONTO16	1.6151	0.7000	- 3.049	1.3443	1.70	1.65

Pode-se notar que conforme se anda ao longo do campo de radiação ocorre variação na dimensão a , o que resulta em variação na frequência de corte de 1º mínimo no eixo Y e no volume, ao passo que a dimensão b (perpendicular ao eixo catodo-anodo) permanece constante mantendo fixa a frequência de corte de 1º mínimo no eixo X . Note-se também que o ponto 11 possui o menor valor de a e o maior valor para o volume, enquanto o ponto 2 possui maior valor de a e menor volume. O valor do volume está associado à nitidez da imagem de forma direta.

Quanto maior o volume, maior a nitidez da imagem no ponto. Esta constatação foi feita com base na análise das imagens da matriz de esferas feitas para cada um dos aparelhos. A figura 5.8 mostra uma reprodução por matriz de impresso da imagem da matriz de esferas obtida para o aparelho 1. Deve-se ressaltar que a imagem reproduzida não apresenta de forma alguma a riqueza de detalhes da imagem radiográfica da qual ela foi feita. Nesta imagem, entretanto, fica claro que a nitidez das imagens é coerente com os volumes apresentados na tabela 4. O ponto 11 (volume = 4.30) está mais nítido que o ponto 5 (volume = 1.59).

Uma outra informação sobre o sistema radiológico dada pelas funções de transferência é o formato da base do gráfico da FTM que pode ser obtido através da projeção da vista superior do mesmo. Esta vista fornece o 1º mínimo da frequência espacial em todas as direções. As figuras 5.9, 5.10 e 5.11 representam estas bases para os pontos 8, 12 e 11, respectivamente, do campo para o aparelho 1. Comparando com a figura 5.8, matriz de esferas deste mesmo aparelho, pode-se verificar que as figuras 5.9 e 5.10 mostram a inclinação que as imagens adquirem nestas localizações. A deformação apresentada pelas figuras 5.9 e 5.10 é maior que a apresentada pela figura 5.11, onde o 1º mínimo da frequência espacial é maior no eixo Y .

Note-se que o eixo Y das figuras 5.9 e 5.10 é paralelo à direção catodo-anodo do tubo.

FIGURA 5.8 - Matriz de Esferas (aparelho 1)

FIGURA 5.9 - Base da FTM (ponto 8)

FIGURA 5.10 - Base da FTM (ponto 12)

FIGURA 5.11 - Base da FTM (ponto 11)

5.4 - COMPARAÇÃO ENTRE OS RESULTADOS DE CADA APARELHO

Como, de modo geral, os dados dos quatro aparelhos seguem uma mesma tendência de variação ao longo do campo de radiação, será feita uma comparação entre os valores obtidos para cada um deles no ponto 1 (centro do campo), uma vez que os demais pontos seguem a mesma tendência.

Pode-se notar que, com relação ao ponto 1, o aparelho1 possui o menor valor de a (1.2mm) seguido em ordem crescente pelo aparelho2 (1.75mm), aparelho4 (2.1mm) e aparelho3 (2.2mm). Com relação ao volume, por sua vez, a ordem é outra, o aparelho1 possui o maior volume (2.0370) e em seguida temos aparelho4 (1.0026), aparelho2 (0.8541) e aparelho3 (0.4896). O maior valor de b corresponde ao aparelho3 (1.4mm), seguido do aparelho2 (0.9mm) e dos aparelhos 1 e 4 ambos com 0.7mm. As frequências de corte de 1ºmínimo para o eixo X são em ordem crescente 1.65 (aparelho3), 1.67 (aparelho2) e 1.7 (aparelhos 1 e 4). Com relação ao eixo Y, temos 1.64 para os aparelhos 2, 3 e 4 e 1.67 para o aparelho1. Os valores de gama são iguais pois referem-se à mesma posição dentro do campo de radiação.

As figuras 5.12 a 5.15 mostram as FTMs calculadas no ponto 1 para cada um dos quatro aparelhos.

Da análise das matrizes de esferas se nota que, de uma maneira geral, as imagens do aparelho 1 (figura 5.8) apresentam uma melhor nitidez para os objetos radiografados em comparação com as imagens do aparelho 2 (figura 5.16), o que é coerente com os resultados apresentados nas tabelas 4 e 5, onde o volume para o aparelho 1 é maior que o volume para o aparelho 2 em todos os pontos.

FIGURA 5.12 - Aparelho 1 (centro)

FIGURA 5.13 - Aparelho 2 (centro)

FIGURA 5.14 - Aparelho 3 (centro)

FIGURA 5.15 - Aparelho 4 (centro)

FIGURA 5.16 - Matriz de esferas (aparelho 2)

*****CAPÍTULO 6*****

CONCLUSÕES

6.1 - VALIDADE DA SIMULAÇÃO

Num artigo de 1977 ([DOI77.a]), Doi, a partir de considerações geométricas, avalia a FEP E FTO unidimensionais, discutindo a questão da invariância espacial. Segundo o autor: "*Não é, logicamente, possível representar a FTO bidimensional do ponto focal rotacionalmente assimétrico de modo completo por um número finito de FTOs unidimensionais, mas duas FTOs unidimensionais em duas direções são frequentemente usadas como uma medida mínima*". De modo geral tais direções são escolhidas como a paralela e a perpendicular ao eixo do tubo, para as quais são obtidas as FTOs por meio de exposição de uma fenda posicionada, no centro do campo, nas direções perpendicular e paralela ao eixo do tubo, respectivamente. Porém, foi mostrado pelos resultados obtidos no capítulo anterior que este tipo de avaliação não é suficiente para sistemas não isotrópicos, sendo necessário avaliá-los segundo todas as orientações do campo de radiação. Os resultados que mostram as mudanças sofridas pela função de espalhamento de ponto para várias regiões do campo provam que é necessário, além da avaliação ao longo de todas as direções, a avaliação ao longo de toda a extensão do campo de radiação. É claro que uma avaliação desse tipo, em todos os pontos e em todas as direções dentro do campo, não poderia tomar por base procedimentos experimentais, uma vez que o número de "medidas" necessárias seria muito grande o que tornaria o procedimento extremamente demorado e cansativo. Desse modo para que se possa realizar uma avaliação ponto a ponto do sistema, a solução é se utilizar simulação computacional, mesmo porque, com o avanço tecnológico, os computadores estão se tornando ferramentas cada

vez mais poderosas e difundidas.

Os resultados apresentados no capítulo anterior mostram que o método de simulação desenvolvido fornece resultados semelhantes aos obtidos com dispositivos experimentais, o que comprova a validade do modelo escolhido para a simulação.

6.2 - VALIDADE DO MÉTODO DE AVALIAÇÃO PONTO A PONTO PELAS FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIA.

A maioria dos procedimentos de controle de qualidade avalia os sistemas radiológicos em um ponto do campo (preferencialmente o ponto central). Os métodos que avaliam a qualidade da imagem radiográfica através de fantasmas utilizam, de modo geral, dois tipos de dispositivos de teste: os comerciais que apresentam simulações diversas em vários pontos do campo, o que fornece resultados diferentes dependendo do posicionamento do dispositivo, e os que apresentam objetos contínuos, tipo esqueleto envolto em cera. Na realidade, a imagem resultante deste tipo de teste é resultado da interação entre as características do sistema e do objeto, fornecendo resultados diferentes para objetos diferentes. As figuras 6.1 e 6.2 mostram as imagens de dois objetos diferentes radiografados sob as mesmas condições para o mesmo aparelho. Pode-se notar que a avaliação do sistema seria diferente se baseada em uma ou outra imagem. Sendo assim, para se garantir uma avaliação criteriosa seria necessário um tipo específico de fantoma para cada aplicação clínica do sistema.

Por outro lado, a imagem das Funções de Espalhamento de ponto obtidas para todo o campo de radiação (figuras 5.1, 5.2 e 5.3) é um dado interessante pois se percebe facilmente qual a melhor região dentro do campo de um determinado aparelho, permitindo também comparar a qualidade de diversos aparelhos. A utilização de simulação computacional melhora bastante o processo de avaliação uma vez que permite aumentar o número de informações disponíveis, já que as Funções de Espalhamento de Ponto simuladas são bem mais fáceis de serem obtidas que as experimentais. Além disso a

confeção de uma matriz de pinhole é um processo bem delicado para que se consiga bons resultados práticos. O processamento das FEPs para obtenção das FTOs fornece informações de caráter quantitativo sobre a resposta em frequência do sistema, permitindo comparações mais precisas e previsões das respostas para determinados objetos.

6.3 - CONCLUSÕES FINAIS

O método de avaliação proposto permite:

(i) comparar as diversas regiões de um sistema permitindo posicionar as estruturas a serem radiografadas de maneira a obter a maior nitidez.

(ii) comparar sistemas distintos com relação a regiões equivalentes permitindo escolher o melhor aparelho.

(iii) estudar uma região específica de um determinado sistema para obter uma previsão de sua resposta com relação as distorções que serão inseridas na imagem.

Tanto no caso da comparação entre pontos do mesmo aparelho, como também entre pontos equivalentes para aparelhos distintos, a informação dada pelo volume é que permite que se defina quais as melhores respostas. A idéia básica é que pontos que possuem volume maior estão associados a uma melhor nitidez da imagem (para um mesmo objeto), implicando em frequências de corte maiores nas várias direções do plano de frequências, indicando desta forma regiões capazes de produzir imagens com menor área de penumbra e maior área de sombra.

Uma outra informação, importante na análise da resposta dos sistemas ponto a ponto, é o formato da base do gráfico da FTM bi-dimensional, que pode ser obtido através da projeção da vista superior do mesmo. Esta vista fornece a informação de como são as frequências de corte de 1º mínimo em todas as direções do plano de frequências, propiciando a previsão de como um determinado objeto será deformado quando for feita sua imagem naquela determinada

região. Em um aparelho ideal (isotrópico), essa projeção da base do gráfico teria o formato de uma circunferência, o que implicaria em uma mesma resposta para todas as direções do plano. Em sistemas reais, porém, isso não ocorre e a projeção da base irá fornecer, então, uma noção da deformação que será inserida na imagem do objeto. Em situações radiológicas nas quais as dimensões do objeto sejam próximas às dimensões do ponto focal, essa tendência à deformação será mais pronunciada, sendo possível encontrar situações nas quais a forma da imagem de determinados objetos se aproxima bastante da forma da base do gráfico da FTM-2D obtido para a região estudada.

A informação fornecida pelo "desenho" da base dos gráficos, por permitir uma "previsão qualitativa" da deformação da imagem, possibilita também a comparação das regiões, uma vez que pode-se tomar por critério que, quanto menor a deformação da imagem, melhor a qualidade da informação fornecida pelo sistema. Esta análise pode servir inclusive como critério de decisão em situações nas quais as regiões estudadas apresentem um mesmo valor para o volume.

FIGURA 6.1 - Matriz de Anéis - aparelho 3

FIGURA 6.2 - Matriz de Fios Radiais - aparelho 3

*****CAPÍTULO 7*****

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[ARDRAN68]

ARDRAN, G.M.; CROOKS, H.E. Checking diagnostic X-ray beam quality. British Journal of Radiology, n.41, p.193-198, Mar.1968.

[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.

[BEETLESTONE58]

BEETLESTONE, A.; THURMER, G. Some considerations of focal spot sizes. Brit. J. Radiol., v.31, n.369, p.492-496, Set.1968.

[BERGERON74]

BERGERON, R.T. Manufacturers designation of diagnostic X-ray tube focal spot size: a time for Candor. Radiology, v.111, n.2, p.478-488, May 1974.

[BLOCH66]

BLOCH, P.; HALE, J. Calibration of potential of X-ray generators in the diagnostic energy region. Physics in Medicine and Biology, v.11, n.4, p.577-587, 1966.

[BOOKSTEIN71]

BOOKSTEIN, J.J.; STECK, W. Effective focal spot size. Radiology, v.98, n.1, p.31-33, Jan.1971.

[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.

[BURGESS77.a]

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

[BURGESS77.b]

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

[BURGESS77.c]

BURGESS,A.E. Focal Spots: III. Field Characteristics. Investigative Radiology, v.12, n.1, p.54-61, Jan/Feb.1977.

[CRADDUCK66]

CRADDUCK,T.D.; FEDORUCK,S.O.; REID,W.B. A new method of assessing the performance of scintillation cameras and scanners. Physics in Medicine and Biology, v.11, n.3, p.423-435, 1966.

[CRUTY80]

CRUTY,M.R.; GHILARDI NETTO,T. Evaluation of the spectral response of the Wisconsin Mammographic KVp cassettes. Medical Physics, v.7, n.2, p.151-156, Jan/Feb. 1980.

[DAVISON68]

DAVISON,M.; REECKIE,D. Measurement of peak voltage diagnostic X-ray generators. Physics in Medicine and Biology, v.13, n.4, p.643-651, 1968.

[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, p.6-12, 1973.

[DOI74.a]

DOI,K.; ROSSMANN,K. Evaluation of focal spot distribution by RMS value and its effects on blood vessel imaging in angiography. Proceeding of the Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, v.47, p.207-213, Aug.1974.

[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

[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.

[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.

[DOI75.c]

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

[DOI75.d]

DOI,K.; ROSSMANN,K. Effect of focal spot distribution on blood vessel imaging in magnification radiography. Radiology, v.114, n.2, p.435-441, Feb.1975.

[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.

[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.

[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.

[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.

[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.

[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.

[FRÈRE82]

FRÈRE,A.F. Investigações de Qualidade de Imagens Radiológicas com um Sistema Densitométrico Computadorizado. São Carlos, IFQSC/USP, 1982. Tese (Doutoramento), 148p.

[FRÈRE90]

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

[GHILARDI85]

GHILARDI NETTO, T.; CAMERON, J.R. An inexpensive KVp penetrometer. Medical Physics, v.12, n.2, p.259-260, Mar/Apr.1985.

[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.

[KEMP58]

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

[KUBALEK82]

KUBALEK, J.; SABOL, J. Some aspects of pulse shape discrimination in scintillation detectors. TESLA Eletronics, v.15, n.2, p.52-58, Jun.1982.

[KUNTKE57]

KUNTKE, A.H.G. On the determination of roentgen tube focal spot sizes by pin-hole camera roentgenography. Acta Radiol, v.47, p.55-64, 1957.

[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.

[MACHADO88]

MACHADO, L.M.R.C. Avaliação da Qualidade de Sistemas Radiográficos Utilizando as Funções de Transferência. São Carlos, EESC/USP, 1988. Dissertação (Mestrado), 223p.

[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.

[MATTSSON68]

MATTSSON, O. Focal spot variations with exposure data - important factors in daily routine. Acta Radiol. Diag., v.7, p.161-169, 1968.

[METZ79]

METZ, C.E.; DOI, K. Transfer function analysis of radiographic imaging systems. Phys. in Med. & Biol., v.24, n.6, p.1079-1106, Dec.1979.

[MILNE74]

MILNE, E.N.C. Characterizing focal spot performance. Radiology, v.111, n.2, p.483-486, May 1974.

[MORGAN62]

MORGAN, R.H. The frequency response function. Am. J. Roentgenol., v.88, n.1, p.175-186, Jul.1962.

[NICKOLOFF90]

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

[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.

[RAO69]

RAO, U.V.G.; BATES L.M. The modulation transfer function of X-ray focal spots. Phys. Med. & Biol., v.14, n.1, p.93-106, Jan.1969.

[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.

[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.

[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.48, n.571, p.489-491, Set.1958.

[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.

[ROSSMANN64]

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

[ROSSMANN69]

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

[SCAFF79]

SCAFF, L.A.M. Bases Físicas da Radiologia: Diagnóstico e Terapia. São Paulo, Sarvier, 1979, 334p.

[SCHIABEL88]

SCHIABEL, H. Análise da qualidade de feixes de raios-X em unidades mamográficas através do desenvolvimento de sistemas medidores da KVP. São Carlos, EESC/USP, 1988. Dissertação (mestrado). 225p.

[SCHIABEL92]

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

[SCHIABEL93.a]

SCHIABEL, H.; FRÈRE, A.F. Radiographic systems evaluation: obtaining the MTF by simulation. SPIE - Biomedical Image Processing and Biomedical Visualization, v.1905, p.766-773, Jan/Feb 1993.

[SCHIABEL93.b]

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

[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.

[STANTON66]

STANTON, L.; LIGHTFOOT, D.A.; MANN, S. A penetrameter method for field KV calibration of diagnostic X-ray machines. Radiology, n.87, p.423-435, Jul.1966.

[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.

[TREFLER76]

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

[TRINDADE92]

TRINDADE, S.M.M. Um Sistema de Simulação para controle de Qualidade de Imagem Radiológica Através de Mapas de Nitidez. São Carlos, EESC/USP, 1992. Dissertação (mestrado). 82p.

[WEISE78]

WEISE, H.P. A simple filter method for measuring peak voltage and inherent filtration of pulsating potential X-ray machines. Health Physics (GB), v.34, n.5, p.483-486, May.1978.

[ZELEPUKHIN84]

ZELEPUKHIN, M.V.; KRUPIN, S.V.; MELESHKO, E.A.; MOROZOV, A.G.; CHECHIN, A.I.; VORONIN, A.V.; SOKOLOV, A.D. Time and frequency characteristics of scintillation and semiconductor X-ray detectors. Instruments and Experimental Techniques, v.27, n.6, p.1360-1362, Nov/Dec. 1984.

[ZIELER77]

ZILER, 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.

CONTRIBUIÇÕES DO TRABALHO

1. Fornecer um método de avaliação de sistemas de imagem radiológicas mais preciso e menos trabalhoso que os convencionais.
2. Possibilitar a avaliação pelas funções de transferência de qualquer unidade radiológica sem dispositivos especiais e sem treinamento dos operadores.
3. Comprovar que os métodos atuais de avaliação de nitidez das imagens radiológicas são de pouca precisão.
4. Alertar sobre possíveis interpretações enganosas baseadas em informações fornecidas por simuladores.
5. Possibilitar uma melhor visualização de pequenas estruturas determinando a região de melhor nitidez de cada aparelho de raios-X.
6. Prever as diferentes deformações das estruturas radiografadas em função de sua localização no campo de radiação.

SUGESTÕES PARA PESQUISAS FUTURAS

O desenvolvimento de um dispositivo experimental simples que permitisse avaliar a variação de tamanho da imagem do ponto focal para duas regiões do campo de radiação e a inclinação do anodo não seria difícil e tornaria o método de avaliação aqui apresentado ainda mais prático.

A partir da simulação da variação das funções de espalhamento de ponto é possível prever qual seria a resposta para objetos localizados em qualquer região do campo de raios-X, apresentando os resultados em função da imagem obtida. Este procedimento tornaria o processo de avaliação mais compreensível para os usuários dos sistemas radiológicos. Poderia se ampliar a simulação para objetos tridimensionais de várias formas e para fontes com distribuição de intensidades variadas.

O estudo do fenômeno que retrata objetos contínuos iguais com nitidez diferente dependendo da sua orientação no campo de raios-X, seria também relevante.

APÊNDICE I

LISTAGEM DO PROGRAMA DE SIMULAÇÃO (PTO1.M)

PTO1.M

```

% *****
%
%          PROGRAMA -> pto1.m
%          SUBROTINA Solicitada -> linha.m
% *****
%

% a      -> Dimensao do foco paralela ao eixo do tubo
% b      -> Dimensao do foco perpendicular ao eixo do tubo
% Teta   -> Angulo de inclinacao do anodo
% Alfa   -> Angulo de orientacao no campo
% Dfi    -> Distancia foco-imagem
% R      -> Distancia do centro ao longo do eixo de orientacao Alfa

% *****
% Inicializacao de Variaveis
% *****
clear
PASSO      = 25;                % passo em micro-metros
MAXROW     = 129;              % nro. de linhas da matriz
    entrada
MAXCOL     = 129;              % nro. de colunas da matriz
    entrada
CONTINUA   = 1;                % variavel logica 1=VERDADE
    0=FALSO
TO_GRAU    = 180/pi;           % transforma para grau
TO_RAD     = pi/180;           % transforma para radianos
MATRIZ     = zeros (MAXROW,MAXCOL); % matriz de entrada

% *****
% Limpa a tela
% *****
clc

while CONTINUA == 1
    disp ('Digite a=0 para encerrar !!')
    disp (' ')

    % *****
    % ENTRADA DE DADOS
    % *****
    a      = input ('a [1.2 mm] .....: ');
    if a==0
        exit
    end

    b      = input ('b [0.7 mm] .....: ');
    Alfa   = input ('Angulo Alfa [ 0.0 graus] .....: ');
    Teta    = input ('Angulo Teta [16.0 graus] .....: ');

```

PTO1.M

```

Raio      = input ('Raio [150 mm] .....: ');
Dfi       = input ('Dfi [250 mm] .....: ');
Densi1    = input ('Densidade 1a.Faixa [1.0] .....: ');

Densi2    = input ('Densidade 2a.Faixa [2.0] .....: ');
Densi3    = input ('Densidade 3a.Faixa [3.0] .....: ');

% *****
% TRANSFORMA ANGULOS -> GRAUS PARA RADIANS
% *****
Teta = Teta*TO_RAD;
Alfa = Alfa*TO_RAD;

% *****
% CALCULO E EXIBICAO de a' e b', dimensao perpendicular
% ao eixo catodo-anodo de b'
% *****
DeltaX   = Raio*cos (Alfa);
DeltaY   = Raio*sin (Alfa);
DeltaCut = Dfi *tan (Teta);
Gama     = atan (DeltaY/(DeltaCut + DeltaX));
Beta     = atan (DeltaX/Dfi);

a = a*(1+(1/tan(Teta))*tan(Beta))/cos(Gama);
b = b;
disp (' ')
disp (' ')
disp ('Novo valor de a :')
disp (a)
disp ('Novo valor de b :')
disp (b)
disp ('Valor de Gama   :')
disp (Gama*TO_GRAU)

% *****
% PREENCHIMENTO DA MATRIZ DE ENTRADA (MATRIZ DE 0s e 1s)
% *****
Escala    = input ('Digite o fator de escala .....: ');

aa = ((b*1000)/PASSO)*Escala;
bb = ((a*1000)/PASSO)*Escala;
x  = (aa/2)*cos(Gama);
y  = (aa/2)*sin(Gama);

xm = x + MAXCOL/2 + 1;
ym = MAXROW/2 - y - bb/2;
xmm = MAXCOL/2 - x + 1;
ymm = MAXROW/2 + y - bb/2;

```


PTO1.M

```

for i=1 : bb
    x1 = xm;
    y1 = ym +i;
    x2 = xmm;
    y2 = ymm+i;

    if (x1 > MAXROW | x2 > MAXROW)
        break;
    end

    if (y1 > MAXCOL | y2 > MAXCOL)
        break;
    end

    Densidade = Densi1;
    if ((y1-ym) > 0.7*bb)
        Densidade = Densi3;
    end
    if ((y1-ym) > 0.3*bb)
        Densidade = Densi2;
    end

%     MATRIZ = linha (x2,y2,x1,y1,Densidade,MATRIZ);
    MATRIZ = linha (y1,x1,y2,x2,Densidade,MATRIZ);

end

% *****
% Calcula o valor absoluto da FFT Bidimensional
% *****
RESULTADO = abs ((fftshift (fft2 (MATRIZ)))));

% *****
% Normaliza a matriz de resultados
% *****
MaiorValor = 0;
for i=1:MAXROW
    for j=1:MAXCOL
        if RESULTADO(i,j) > MaiorValor
            MaiorValor = RESULTADO(i,j);
        end
    end
end
for i=1:MAXROW
    for j=1:MAXCOL
        RESULTADO (i,j) = RESULTADO (i,j)/MaiorValor;
    end
end

% *****
% Calcula escala dos eixos X e Y e plota matriz

```

PT01.M

```
% RESULTADO em grafico 3D
% *****
Meio  = ( ((MAXROW*PASSO)/1000) )/2;
Inicio = (Meio - Meio*Escala);
Fim    = (Meio + Meio*Escala);
Inc    = (PASSO/1000);
cont   = 1;
for i=Inicio: Inc :Fim
    if (cont == 129)
        break;
    end
    X(cont) = i;
    Y(cont) = i;
    cont    = cont + 1;
end

meshz (X,Y,RESULTADO);
title ('MODULATION TRANSFER FUNCTION ')
xlabel ('SPATIAL FREQUENCY - Y')
ylabel ('SPATIAL FREQUENCY - X ')
zlabel ('INTENSITY')
grid on

% *****
% LOOP permite plotar a figura novamente, apos o filtro
% *****
while CONTINUA
    % *****
    % Calcula o valor absoluto da FFT Bidimensional
    % *****
    RESULTADO = abs ((fftshift (fft2 (MATRIZ))));

    % *****
    % Normaliza a matriz de resultados
    % *****
    MaiorValor = 0;
    for i=1:MAXROW
        for j=1:MAXCOL
            if RESULTADO(i,j) > MaiorValor
                MaiorValor = RESULTADO(i,j);
            end
        end
    end
    for i=1:MAXROW
        for j=1:MAXCOL
            RESULTADO (i,j) = RESULTADO (i,j)/MaiorValor;
        end
    end
end

% *****
% Efetua filtro da matriz resultado -calculo do volume-
```

PT01.M

```

% *****
disp (' ')
disp (' ')
YesNo = input ('Deseja Efetuar Filtragem (S/N) ...: ','s');
if YesNo == 'S' | YesNo == 's'
    if (a > b)
        FatorX = input ('Fator de Corte X [3.5] .....: ');
        FatorY = input ('Fator de Corte Y [1.1] .....: ');
    else
        FatorX = input ('Fator de Corte X [1.1] .....: ');
        FatorY = input ('Fator de Corte Y [3.5] .....: ');
    end

    iPtoCorteX = FatorX*(20/a);
    iPtoCorteY = FatorY*(20/b);

    Xi = (MAXROW/2 + 1) - iPtoCorteX;
    Xf = Xi + 2*iPtoCorteX;
    Yi = (MAXCOL/2 + 1) - iPtoCorteY;
    Yf = Yi + 2*iPtoCorteY;

    for i=1:MAXROW
        for j=1:MAXCOL
            if (i<Xi | i>Xf)
                RESULTADO(i,j) = 0;
            else
                if (j<Yi | j>Yf)
                    RESULTADO(i,j) = 0;
                end
            end
        end
    end

    end

% *****
% Calcula escala dos eixos X e Y e plota matriz
% RESULTADO em grafico 3D
% *****
Meio = ( ((MAXROW*PASSO)/1000) )/2;
Inicio = (Meio - Meio*Escala);
Fim = (Meio + Meio*Escala);
Inc = (PASSO/1000);
cont = 1;
for i=Inicio: Inc :Fim
    if (cont == 129)
        break;
    end
    X(cont) = i;
    Y(cont) = i;
    cont = cont + 1;
end

```

PT01.M

```
meshz (X,Y,RESULTADO);
title ('MODULATION TRANSFER FUNCTION ')
xlabel ('SPATIAL FREQUENCY - Y')
ylabel ('SPATIAL FREQUENCY - X')
zlabel ('INTENSITY')
grid on

% *****
% Calculo do VOLUME
% *****
Volume = 0;
for i=1:MAXROW
    for j=1:MAXCOL
        Volume = Volume + RESULTADO(i,j);
    end
end
disp (' ')
disp ('Valor do Volume .....:')
disp (Volume)
else
    CONTINUA = 0;
end
end
end
```

LINHA.M

```
function l = linha(x1,y1,x2,y2,Densidade,MATRIZ)
```

```
dx = x2 - x1;  
dy = y2 - y1;  
ix = abs (dx);  
iy = abs (dy);  
inc = max (ix,iy);
```

```
plotx = x1;  
ploty = y1;  
FALSE = 0;  
TRUE  = 1;
```

```
x = 0;  
y = 0;
```

```
MATRIZ (plotx,ploty) = Densidade;
```

```
for i=0 : inc  
    x = x + ix;  
    y = y + iy;  
    plot = FALSE;
```

```
    if (x > inc)  
        plot = TRUE;  
        x = x - inc;  
        plotx = plotx + sign(dx);  
    end
```

```
    if (y > inc)  
        plot = TRUE;  
        y = y - inc;  
        ploty = ploty + sign(dy);  
    end
```

```
    if (plot == TRUE)  
        MATRIZ (plotx,ploty) = Densidade;  
    end
```

```
end  
l = MATRIZ;  
return;
```

```
❏
```

APÊNDICE II

GRÁFICOS DAS FTM_s - EXEMPLOS

MODULATION TRANSFER FUNCTION

aparelho 1
centro

aparelho 1
centro

MODULATION TRANSFER FUNCTION

aparelho 1
raio = 70
alfa = 70

aparelho 1
raio =70
alfa =70

aparelho 1
raio = 70
alfa = 70

MODULATION TRANSFER FUNCTION

aparelho 1
raio = 70
alfa = 290

aparelho 1
raio = 70
alfa = 290

aparelho 1
raio = 70
alfa = 290

MODULATION TRANSFER FUNCTION

aparelho 1
raio = 60
alfa = 150

aparelho 1
raio = 60
alfa = 150

aparelho 1
raio = 60
alfa = 150

MODULATION TRANSFER FUNCTION

aparelho 1
raio = 60
alfa = 150

MODULATION TRANSFER FUNCTION

aparelho 1
raio = 80
alfa = 180

MODULATION TRANSFER FUNCTION

aparelho 1
raio = 50
alfa = 100

MODULATION TRANSFER FUNCTION

aparelho 2
centro-filtrado

MODULATION TRANSFER FUNCTION

aparelho 2
raio = 40
alfa = 140

MODULATION TRANSFER FUNCTION

aparelho 1
raio = 50
alfa = 170

MODULATION TRANSFER FUNCTION

aparelho 2
raio = 70
alfa = 140

aparelho 2
raio = 70
alfa = 140

aparelho 2
raio = 70
alfa = 140

MODULATION TRANSFER FUNCTION

aparelho 2
raio = 80
alfa = 180

aparelho 2
raio = 80
alfa = 180

aparelho 2
raio = 80
alfa =180

MODULATION TRANSFER FUNCTION

aparelho 3
raio = 80
alfa = 90

aparelho 3
raio = 80
alfa = 90

aparelho 3
raio = 80
alfa = 90