Campus de São Carlos

SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DA NITIDEZ DE
IMAGENS RADIOLÓGICAS PARA CONTROLE DE
QUALIDADE

Autor: HENRIQUE JESUS QUINTINO DE OLIVEIRA

Orientadora: Profa. Dra. Annie F. Frère Slaets

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

**SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DA NITIDEZ DE
IMAGENS RADIOLÓGICAS PARA CONTROLE DE
QUALIDADE**

HENRIQUE JESUS QUINTINO DE OLIVEIRA

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

ORIENTADORA:

Profa. Dra. Annie F. Frère Slaets.

DEDALUS - Acervo - EESC

31100036030

**São Carlos
1995**

Class.	Tese - EESC
Cutl.	4106
Tombo	082/95

Eletricidade

lt 0741990

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

O48s Oliveira, Henrique Jesus Quintino
Simulação computacional da nitidez de imagens radiológicas
para controle de qualidade / Henrique Jesus Quintino de Oliveira.
-- São Carlos, 1995.
189p.

Dissertação (Mestrado) -- Escola de Engenharia de São
Carlos-Universidade de São Paulo, 1995.
Orientador: Annie France Frère Slaets

1. Controle de qualidade - radiologia. 2. Imagem. 3. Ponto
focal. I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Dissertação defendida e aprovada em 24/3/1995
perante a Comissão Julgadora:

Profa. Dra. ANNIE FRANCE FRÈRE SLAETS - Orientadora
(Escola de Engenharia de São Carlos - USP)

Profa. Dra. REGINA BITELLI MEDEIROS
(Escola Paulista de Medicina)

Prof. Dr. HOMERO SCHIABEL
(Escola de Engenharia de São Carlos - USP)

Presidente da Comissão de Pós-Graduação
Prof. Dr. EDUARDO CLETO PIRES

Coordenador da área - Engenharia Elétrica
Prof. Dr. AMILCAR CARELI CESAR

Dedico este trabalho aos meus
avós Damiano e Gilda, os quais eu
gostaria que estivessem presentes
nestes momentos de minha vida.

AGRADECIMENTOS

À Profa. Annie pela dedicação, compreensão e experiência que foram primordiais para a execução e conclusão deste trabalho;

A Maria Cecília pela enorme paciência nos momentos de mau humor, pela compreensão dos muitos momentos perdidos em favor deste projeto e pelo carinho que tem me dedicado. Te amo;

Aos meus amigos, Homero, Paulão, Márcio e Aledir que ajudaram diretamente na execução do trabalho com dicas, sugestões e esclarecimento de dúvidas. Eles foram capazes de transmitir a verdadeira função de uma equipe: ajuda mútua, o que contribuiu muito para o sucesso deste trabalho;

Ao Ricardo Ferrari pelas dicas fundamentais na parte computacional;

Ao Rui Bertho da oficina mecânica que contribuiu significativamente na construção dos dispositivos usados neste trabalho;

Ao pessoal do Centro de Divulgação da Astronomia (Observatório) que deram o maior apoio e incentivo;

A todos aqueles colegas e funcionários que contribuíram direta e indiretamente e que por ventura eu não tenha mencionado;

Muito obrigado a todos.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	i
LISTA DE TABELAS.....	ix
RESUMO.....	x

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

1.1 JUSTIFICATIVA DO TRABALHO.....	01
1.2 OBJETIVOS DO TRABALHO.....	02
1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	02

CAPÍTULO 2 - APRESENTAÇÃO DOS SISTEMAS DE RAIOS-X E ALGUMAS IMPLICAÇÕES NA FORMAÇÃO DE IMAGENS MÉDICAS.

2.1 INTRODUÇÃO.....	04
2.2 CONSTRUÇÃO DOS TUBOS DE RAIOS-X.....	05
2.3 INFLUÊNCIA DA FONTE NA NITIDEZ DA IMAGEM.....	06
2.4 CONSTRUÇÃO DO ÂNODO.....	07
2.4.1 Tubos de ânodo fixo.....	07
2.4.2 Tubos de ânodo giratório.....	10
2.4.3 Curvatura do ânodo.....	12
2.5 DISTRIBUIÇÃO DA INTENSIDADE DO PONTO FOCAL.....	16
2.6 CONSTRUÇÃO DO CÁTODO.....	20
2.7 MAGNIFICAÇÃO RADIOGRÁFICA.....	23
2.8 CONCLUSÕES.....	25

CAPÍTULO 3 - AVALIAÇÃO DO PONTO FOCAL

3.1 INTRODUÇÃO.....	26
3.2 AVALIAÇÃO ATRAVÉS DAS FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIA.....	27

3.2.1 Avaliação pela função de espalhamento de linha (FEL).....	32
3.2.2 Primeiro mínimo da frequência espacial.....	33
3.2.3 Método da raiz média quadrática (RMQ).....	34
3.2.4 Conclusões preliminares.....	37
3.3 CÂMARA DE ORIFÍCIO.....	38
3.3.1 Introdução.....	38
3.3.2 Descrição do método.....	38
3.3.3 Uma correção mais adequada para a câmara de orifício.....	44
3.4 CÂMARA DE FENDA.....	47
3.5 MÉTODO PADRÃO PAR DE LINHAS.....	48
3.6 MÉTODO PADRÃO DE TESTE ESTRELA.....	53
3.7 INFLUÊNCIA DA DISTRIBUIÇÃO DE INTENSIDADE NOS MÉTODOS DE MEDIDA DO PONTO FOCAL.....	57
3.8 COMPARAÇÃO DOS MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DO PONTO FOCAL..	61
3.8.1 Método do padrão estrela.....	61
3.8.2 Método da câmara de orifício.....	63
3.8.3 Método da câmara de fenda.....	64
3.8.4 Método das funções de transferência.....	65
3.9 CONCLUSÃO.....	66

CAPÍTULO 4 - CARACTERÍSTICA DE CAMPO

4.1 INTRODUÇÃO.....	68
4.1.1 MODELAMENTO DA CARACTERÍSTICA DE CAMPO.....	68
4.3 SEPARABILIDADE DO PONTO FOCAL.....	76
4.4 DEFORMAÇÃO GEOMÉTRICA DA IMAGEM DO PONTO FOCAL.....	76
4.4.1 Derivação da FEP.....	81
4.5 CONDIÇÃO DE ISOPLANATISMO NO CAMPO DE RADIAÇÃO.....	85
4.6 APLICAÇÕES DA CARACTERÍSTICA DE CAMPO.....	86
4.7 COMPARAÇÃO ENTRE OS TRABALHOS DE CARACTERÍSTICA DE CAMPO.....	87

4.7.1 Sistemas de coordenadas.....	87
4.7.2 Planicidade do alvo.....	88
4.7.3 Deformação geométrica.....	89
4.7.4 Separabilidade.....	89
4.8 CONCLUSÕES.....	89

CAPÍTULO 5 - MÉTODOS E PROCESSOS

5.1 INTRODUÇÃO.....	90
5.2 DESCRIÇÃO DA MATRIZ DE ORIFÍCIOS.....	91
5.2.1 Construção da broca.....	93
5.3 CONSTRUÇÃO DA CÂMARA DE FENDA.....	94
5.4 CONSTRUÇÃO DOS OBJETOS DE TESTE (FANTOMAS).....	96
5.4.1 Matriz de esferas.....	96
5.4.2 Matriz de anéis.....	97
5.4.3 Matriz de fios retos.....	98
5.5 DESCRIÇÃO DOS ALGORITMOS.....	98
5.5.1 Implementação da FEP simulada.....	98
5.5.2 Implementação dos objetos simulados.....	100
5.5.3 Cálculo da imagem.....	101
5.6 OBTENÇÃO DOS PARÂMETROS DO TUBO DOS SISTEMAS AVALIADOS.....	103
5.6.1 Rotação do ânodo.....	103
5.6.2 Medidas dos tamanhos a e b da imagem do ponto focal no centro do campo.....	103
5.6.3 Avaliação da inclinação do ânodo.....	104

CAPÍTULO 6 - RESULTADOS

6.1 TÉCNICAS DE EXPOSIÇÃO DA MATRIZ DE ORIFÍCIOS E DOS FANTOMAS.....	105
6.2 AVALIAÇÃO DOS FOCOS E DO ÂNGULO DE INCLINAÇÃO DOS TUBOS DOS APARELHOS ANALISADOS.....	108
6.3 TAMANHOS DO PONTO FOCAL PARA VÁRIAS POSIÇÕES DO CAMPO OBTIDOS COM A MATRIZ DE ORIFÍCIOS E COM A SIMULAÇÃO.....	109

6.4	OBTENÇÃO DAS IMAGENS DE ESFERAS SIMULADAS E REAIS.....	119
6.5	IMAGENS DAS ESFERAS OBTIDAS COM A DISTRIBUIÇÃO DE INTENSIDADE PICO DUPLO E GAUSSIANA SIMPLES.....	134
6.6	OBTENÇÃO DE IMAGENS DE ESFERAS AMPLIADAS PARA QUALQUER POSIÇÃO DO CAMPO.....	143
6.7	RELAÇÃO ENTRE O TAMANHO DA FONTE E O TAMANHO DO OBJETO.....	148
6.8	OBTENÇÃO DE SIMULAÇÕES DE OBJETOS GENÉRICOS.....	151
6.9	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	159
6.9.1	Simulação do ponto focal.....	159
6.9.2	Simulação da imagem das esferas.....	159
6.9.3	Imagens obtidas com diversas distribuições de intensidade da fonte.....	160
6.9.4	Ampliação das imagens simuladas.....	160
6.9.5	Superposição da fonte com o objeto.....	160
6.9.6	Obtenção de simulação para objetos genéricos.....	160

CAPÍTULO 7 - CONCLUSÕES

7.1	DA SIMULAÇÃO DO PONTO FOCAL.....	161
7.2	DAS IMAGENS DE ESFERAS.....	161
7.3	DA INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO DA INTENSIDADE.....	162
7.4	DA SIMULAÇÃO DE OBJETOS GENÉRICOS.....	162
7.5	CONCLUSÕES FINAIS.....	162
7.6	SUGESTÕES PARA PESQUISAS FUTURAS.....	163
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	164
	APÊNDICEA.....	169

LISTA DE FIGURAS

CAPÍTULO 2

FIGURA 2.1 - a) Imagem formada por uma fonte ideal; b) imagem formada por uma fonte normal e objeto de tamanho próximo; c) imagem formada por uma fonte normal e objeto grande.....	06
FIGURA 2.2 - Curva de absorção de alguns tecidos em função da kVp.....	08
FIGURA 2.3 - Dois tipos de tubo com ânodo fixo.....	09
FIGURA 2.4 - Esquema de um tubo com ânodo giratório.....	11
FIGURA 2.5 - Tipos de curvatura do ânodo.....	12
FIGURA 2.6 - Distribuição de intensidade ao longo do campo de radiação causada pelo efeito anódio.....	13
FIGURA 2.7 - Esquema simplificado da ocorrência do efeitoanódio.....	14
FIGURA 2.8 - Comparação do efeito anódio entre o ânodo plano e o ânodo convexo.....	15
FIGURA 2.9 - Comparação do efeito anódio entre o ânodo plano e o ânodo côncavo.....	16
FIGURA 2.10 - Tipos de distribuição de intensidade do ponto focal.....	17
FIGURA 2.11 - Sistema de foco do feixe eletrônico.....	19
FIGURA 2.12 - Distribuição de elétrons sobre o ânodo quando é usado o filamento proposto por BURGESS (1977b).....	21
FIGURA 2.13 - Padrões de borramento; a) filamento proposto; b) filamento convencional.....	22

FIGURA 2.14 - Magnificação de objetos com vários tamanhos.....	24
--	----

CAPÍTULO 3

FIGURA 3.1 - Funções de transferência no domínio do espaço e da frequência espacial.....	33
FIGURA 3.2 - Exemplo de FEL uniforme e uma FEL real.....	36
FIGURA 3.3 - Esquema de uma câmara de orifício genérica.....	40
FIGURA 3.4 - O efeito túnel ocorre quando um furo cilíndrico é usado com orifício.....	43
FIGURA 3.5 - Esquema de uma câmara de orifício de acordo com KUNTKE (1957).....	44
FIGURA 3.6 - Avaliação da câmara de orifício com uma pastilha radioativa.....	45
FIGURA 3.7 - Construção geométrica que mostra o não aproveitamento do orifício todo.....	46
FIGURA 3.8 - Esquema da câmara de fenda de acordo com KRATZAT (1988).....	47
FIGURA 3.9 - Resposta de uma sistema a uma entrada com onda quadrada e senoidal.....	49
FIGURA 3.10 - a) planos de imagens mostrando a resposta a um par de linhas como entrada; b) níveis de intensidade em cada um dos planos.....	51
FIGURA 3.11 - Padrão de barras com espessuras variáveis.....	52
FIGURA 3.12 - Padrão de barras RMI.....	53
FIGURA 3.13 - Esquema de funcionamento do padrão de teste estrela.....	55

- FIGURA 3.14 - Desenho de um padrão de teste estrela, formado por materiais raio-pacos e transparentes.....56
- FIGURA 3.15 - Distribuição de intensidade formada por um ponto focal composto de duas fontes pontuais, em vários planos de imagem.....58
- FIGURA 3.16 - Distribuição de intensidade formada por um ponto focal composto de uma fonte pontual e uma fonte linear.....59
- FIGURA 3.17 - Dois sistemas de raios-X em que os pontos focais não apresentam distribuição de intensidade uniforme.....66

CAPÍTULO 4

- FIGURA 4.1 - Desenho do modelo experimental usado por MOORES & ROECK (1973).....71
- FIGURA 4.2 - Vista do ânodo segundo BURGESS (1977c).....74
- FIGURA 4.3 - a) retângulos da FEP obtidos pela câmara de orifício; b) círculos do ponto focal obtidos pelo padrão estrela.....75
- FIGURA 4.4 - Geometria usada no cálculo da FEP em qualquer posição do campo.....76
- FIGURA 4.5 - Pirâmides ilustrando as pequenas escalas no plano alvo e no plano objeto.....81
- FIGURA 4.6 - Relação entre as pequenas escalas. a) na posição central do campo; b) numa posição arbitrária do campo.....83
- FIGURA 4.7 - Sistemas de coordenadas cartesianas (X_Y) e sistemas de coordenadas de campo (β_γ)...85

CAPÍTULO 5

FIGURA 5.1 - Esboço da matriz de orifícios.....	92
FIGURA 5.2 - Broca usada para a construção da matriz de orifício.....	94
FIGURA 5.3 - Vista da câmara de fenda.....	95
FIGURA 5.4 - Esquema da matriz de esferas.....	96
FIGURA 5.5 - Esquema da matriz de anéis.....	97
FIGURA 5.6 - Esquema das matrizes de fios retos.....	98
FIGURA 5.7 - Disposição geométrica e forma da FEP no campo de radiação.....	99
FIGURA 5.8 - Projeção de esferas no plano imagem.....	100
FIGURA 5.9 - Esquema de cálculo das matrizes fonte e objeto.....	102
FIGURA 5.10 - Obtenção da inclinação do ânodo.....	104

CAPÍTULO 6

FIGURA 6.1a - Imagens do ponto focal em várias posições do campo obtidas por simulação para o aparelho M3.....	111
FIGURA 6.1b - Foto do filme radiográfico com a imagem do ponto focal em várias posições do campo para o aparelho M3.....	112
FIGURA 6.2a - Imagens do ponto focal em várias posições do campo obtidas por simulação para o aparelho M4.....	113

- FIGURA 6.2b - Foto do filme radiográfico com a imagem do ponto focal em várias posições do campo para o aparelho M4.....114
- FIGURA 6.3a - Imagens do ponto focal em várias posições do campo obtidas por simulação para o aparelhoM5a.....115
- FIGURA 6.3b - Foto de filme radiográfico com a imagem do ponto focal em várias posições do campo para o aparelho M5a.....116
- FIGURA 6.4a - Imagens do ponto focal em várias posições do campo obtidas por simulação para o aparelhoS1.....117
- FIGURA 6.4b - Foto do filme radiográfico com a imagem do ponto focal em várias posições do campo para o aparelho S1.....118
- FIGURA 6.5a - Imagem de esferas simuladas para o aparelhoM1.....120
- FIGURA 6.5b - Fotografia do filme radiológico para matriz de esferas do aparelho M1.....121
- FIGURA 6.6a - Imagem de esferas simulada para o aparelhoM2.....122
- FIGURA 6.6b - Fotografia do filme radiológico para matriz de esferas do aparelho M2.....123
- FIGURA 6.7a - Imagem de esferas simuladas para o aparelhoM3.....124
- FIGURA 6.7b - Fotografia do filme radiológico para matriz de esferas do aparelho M3.....125
- FIGURA 6.8a - Imagem de esferas simuladas para o aparelhoM4.....126
- FIGURA 6.8b - Fotografia do filme radiológico para matriz de esferas do aparelho M4.....127

FIGURA 6.9a - Imagem de esferas simuladas para o aparelho M5a.....	128
FIGURA 6.9b - Fotografia do filme radiológico para matriz de esferas do aparelho M5a.....	129
FIGURA 6.10a - Imagem de esferas simuladas para o aparelho M5b.....	130
FIGURA 6.10b - Fotografia do filme radiológico para matriz de esferas do aparelho M5b.....	131
FIGURA 6.11a - Imagem de esferas simulada para o aparelho S1.....	132
FIGURA 6.11b - Fotografia do filme radiológico para matriz de esferas do aparelho S1.....	133
FIGURA 6.12a - Imagem da matriz de esferas para o aparelho M1 usando distribuição de intensidade gaussiana simples.....	135
FIGURA 6.12b - Imagem da matriz de esferas para o aparelho M1 usando distribuição de intensidade pico duplo.....	136
FIGURA 6.13a - Imagem da matriz de esferas para o aparelho M3 usando distribuição de intensidade gaussiana simples.....	137
FIGURA 6.13b - Imagem da matriz de esferas para o aparelho M3 usando distribuição de intensidade pico duplo.....	138
FIGURA 6.14a - Imagem da matriz de esferas para o aparelho M4 usando distribuição de intensidade gaussiana simples.....	139
FIGURA 6.14b - Imagem da matriz de esferas para o aparelho M4 usando distribuição de intensidade pico duplo.....	140

- FIGURA 6.15a - Imagem da matriz de esferas para o aparelho S1 usando distribuição de intensidade gaussiana simples.....141
- FIGURA 6.15b - Imagem da matriz de esferas para o aparelho S1 usando distribuição de intensidade gaussiana simples.....142
- FIGURA 6.16a - Imagem ampliada 20 vezes de uma esfera colocada no centro do campo do aparelho M3. Distribuição de intensidade da fonte uniforme.....144
- FIGURA 6.16b - Imagem ampliada 20 vezes de uma esfera colocada no centro do campo do aparelho M3. Distribuição de intensidade da fonte picoduplo.....145
- FIGURA 6.17a - Imagem ampliada 20 vezes de uma esfera colocada em $X = -45\text{mm}$ e $Y = -30\text{mm}$ do aparelho M3. Distribuição de intensidade da fonte uniforme.....146
- FIGURA 6.17b - Imagem ampliada 20 vezes de uma esfera colocada em $X = -45\text{mm}$ e $Y = 30\text{mm}$ do aparelho M3. Distribuição de intensidade da fonte uniforme.....147
- FIGURA 6.18 - Superposição do objeto com a fonte em várias posições do campo. O desenho em verde é o objeto e o desenho em magenta é o ponto focal.....149
- FIGURA 6.19 - Superposição da fonte com um objeto genérico. O objeto está em verde e o ponto focal em magenta.....150
- FIGURA 6.20 - Imagem de anéis e trechos de anéis com fios de 0.62mm de diâmetro e ponto focal com dimensões de 1.2 x 0.7 no centro do campo.....152
- FIGURA 6.21a - Imagem de fios com 0.62mm de diâmetro e ponto focal com dimensões de 1.2 x 0.7 no centro do campo.....153

- FIGURA 6.21b - Imagem de fios de 0.62mm de diâmetro e ponto focal com dimensões de 1.2 x 0.7 no centro do campo.....154
- FIGURA 6.22 - Foto da imagem dos anéis com fios de 0.62mm de diâmetro e ponto focal com dimensões de 1.2 x 0.7 no centro do campo.....155
- FIGURA 6.23 - Foto da imagem de fios de 0.62mm de diâmetro e ponto focal com dimensões de 1.2 x 0.7 no centro do campo.....156
- FIGURA 6.24 - Foto da tela do microcomputador. Imagem simulada para o aparelho S1.....157
- FIGURA 6.25 - Foto da tela do microcomputador. Imagem simulada para o aparelho S1 com ampliação de 3 vezes.....158

LISTA DE TABELAS

CAPÍTULO 2

TABELA 2.1 - Percentagens de conversão da kVp em raios-x e calor.....	05
--	----

CAPÍTULO 6

TABELA 6.1 - Condições de exposição da matriz de orifícios.....	105
TABELA 6.2 - Condições de exposição da matriz de esferas.....	106
TABELA 6.3 - Condições de exposição da matriz de anéis.....	107
TABELA 6.4 - Condições de exposição das matrizes de fios 1 e 2.....	107
TABELA 6.5 - Medida do ponto focal e do ângulo de inclinação.....	108
TABELA 6.6 - Comparação entre os tamanhos simulados e os tamanhos reais do ponto focal.....	109

RESUMO

O Trabalho de pesquisa consiste em desenvolver um sistema de avaliação de qualidade de imagens radiológicas que não apresente os problemas dos métodos atualmente disponíveis e principalmente ofereça para o radiologista uma relação entre as características do seu sistema e a nitidez da imagem.

Os fatores que mais influenciam a qualidade da imagem são a característica de campo e o tamanho do ponto focal. Estes assuntos foram, portanto, principalmente estudados na revisão bibliográfica, junto com os principais métodos atualmente utilizados para avaliação da qualidade da imagem.

O novo método, desenvolvido utilizando simulação computacional, apresenta a imagem do ponto focal e do objeto radiografado, de qualquer forma e qualquer tamanho, para qualquer posição do campo de raios-X. A imagem do objeto é dada com os contornos em tons de cinza que representam bem a nitidez da imagem real.

ABSTRACT

The aim of this work is the development of a system to evaluate radiologic images quality, without the constraints of the current available methods. Furthermore, the new proposed technique should present to the radiologist a relationship between the radiologic system characteristics and its image sharpness.

The main parameters which affect the radiologic image quality are the field characteristic and the focal spot size. Therefore, both issues were studied and presented in the text, beside the main methods currently used to evaluate the image quality.

The new method, which uses computational simulation, shows the images of focal spot and of the radiographed object, taking into account objects of any shape and size, and for any X-ray field location. The image is shown with grey scale boundaries which are a good representation of the actual image.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1 JUSTIFICATIVA DO TRABALHO

Uma das grandes dificuldades do controle de qualidade de imagens radiológicas é a avaliação das dimensões do ponto focal. Esta avaliação é importante devido às alterações provocadas pelo ponto focal sobre a nitidez da imagem, principalmente quando se dá ênfase ao aperfeiçoamento da resolução e, mais ainda, quando se usam técnicas de magnificação.

Entretanto, os métodos de avaliação não são sistematicamente utilizados pelos radiologistas porque:

- Eles avaliam o sistema de raios-X somente no centro do campo de radiação. Entretanto, uma estrutura anatômica que é colocada no centro do campo apresenta uma imagem com uma certa nitidez mas, por causa da característica de campo, se a mesma estrutura for colocada em outra posição, poderá apresentar uma nitidez da imagem bem diferente;

- Como os objetos a serem radiografados podem ser situados em qualquer região do campo de raios-X, a avaliação deve ser capaz de apontar as possíveis deficiências que o aparelho apresenta na formação da imagem para qualquer posição do objeto. Os métodos normalmente fornecem um ou, as vezes, dois números que representam as dimensões do ponto focal. Portanto, eles não apresentam uma relação física entre os resultados e a qualidade da imagem, ou seja, necessitam de uma interpretação. Os números obtidos não dizem ao radiologista o quanto a imagem do seu sistema é boa ou ruim, apenas indicam o quanto seu sistema é pior ou melhor que outros ou que um padrão.

Em certos centros radiológicos se utilizam fantomas onde, por exemplo, pedaços de arame, palha de aço, fios, representam estruturas anatômicas como vasos, nódulos, fibras musculares. Isso é feito com a intenção de avaliar se estas estruturas anatômicas serão identificadas pelo sistema. Além dessas simulações não representarem muito bem os tecidos, a característica de campo não é levada em consideração também nesta avaliação, pois não é definida a posição dos fantomas no plano objeto, podendo de uma radiografia para outra, ou de um aparelho para outro, variar a posição de cada estrutura no campo de raios-X.

1.2 OBJETIVOS DO TRABALHO

O trabalho visa ao desenvolvimento de um método que permita avaliar a qualidade da imagem de sistemas radiográficos de maneira rápida e completa, sem apresentar os problemas dos métodos convencionais.

Para isso desenvolveu-se um programa que a partir dos parâmetros do ponto focal, produz a imagem em tons de cinza de qualquer objeto em todo o campo de radiação. Este programa fornece uma imagem simulada igual à imagem que o radiologista obterá com seu sistema; permite separar a sombra da penumbra de todos os objetos ao longo do campo; prevê a resposta de técnicas de magnificação que produzem imagens ampliadas que melhoram a visualização de pequenos objetos. Além disso, o programa mostra a relação entre os tamanhos do ponto focal com os objetos de interesse em todo o campo.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Capítulo 2: Neste capítulo são apresentados os fatores do tubo de raios-X que influenciam a formação da imagem. São apresentados também os conceitos que serão usados no decorrer do trabalho, como magnificação e distribuição de intensidade.

Capítulo 3: Neste capítulo é apresentada uma revisão da literatura onde são discutidos os métodos de avaliação do ponto focal. Isto porque o tamanho deste é o fator que mais influencia a qualidade da imagem.

No capítulo 4 é estudada a característica de campo e sua influência na formação da imagem radiográfica.

No capítulo 5 são descritos os dispositivos e algoritmos desenvolvidos para realizar este trabalho.

No capítulo 6 são apresentados e discutidos os resultados.

O capítulo 7 apresenta as conclusões da pesquisa.

CAPÍTULO 2

APRESENTAÇÃO DOS SISTEMAS DE RAIOS-X E ALGUMAS IMPLICAÇÕES NA FORMAÇÃO DE IMAGENS MÉDICAS

2.1. INTRODUÇÃO

Atualmente os sistemas de raios-X aplicados à radiologia possuem características peculiares, necessárias a cada tipo de aplicação. Neste capítulo, são apresentadas as características de fabricação dos tubos de raios-X e algumas influências dessas características na formação de imagens médicas.

2.2 CONSTRUÇÃO DOS TUBOS DE RAIOS-X

De acordo com SCAFF (1979) basicamente os tubos de raios-X são válvulas diodos, constituídas por um cátodo e um ânodo. É aplicada entre ambos uma diferença de potencial elétrico que pode variar de 10 kVp a 2 MVp, dependendo do tipo de aplicação que se deseja. A faixa que interessa ao propósito deste trabalho está entre 25 kVp e 150 kVp, que é a faixa usada pela radiologia diagnóstica.

Ainda segundo SCAFF (1979), a maior parte da energia utilizada num sistema de raios-X é convertida em calor. A quantidade de energia convertida em raios-X depende da kVp de operação do sistema. A tabela 2.1 mostra, de maneira simples, as faixas de operação e as percentagens de energia convertidas em raios-X e calor.

TABELA 2.1: Percentagens de conversão da kVp em raios-X e calor.

Tensão de operação		% transformada em calor	% transformada em R-X
60	kV	99,5	0,5
200	kV	99	1
4	MV	60	40
20	MV	30	70

A grande quantidade de calor produzido por um sistema de radiodiagnóstico é um limitante na sua fabricação. Existem aparelhos que permitem correntes entre cátodo-ânodo de até 1.000 mA. Se esses aparelhos produzem imagens com 60 kV, o ânodo deverá ser capaz de dissipar uma potência de quase 60 kW. Então a área de choque dos elétrons deve ser grande para que ocorra dissipação de calor suficiente, consequentemente a fonte de raios-X se torna grande, o que é um fator limitante na formação da imagem.

Na formação de imagens médicas são usados basicamente dois tipos de tubos: os de ânodo fixo e os de ânodo giratório BEETLESTONE & THURMER (1958); TAKENAKA *et al.* (1968).

2.3 INFLUÊNCIA DA FONTE NA NITIDEZ DA IMAGEM

Uma característica comum a todos os tubos de raios-X, usados na formação de imagens, é o tamanho e forma da fonte de radiação que o tubo produz. De maneira grosseira, pode-se dizer que: quanto maior a fonte de raios-X pior a imagem formada, devido à presença da penumbra. Um esboço dessa deformação é apresentado na figura 2.1b, a qual pode ser comparada com a figura 2.1a, onde é vista uma imagem formada por uma fonte ideal que não produz deformações.

FIGURA 2.1 - a) Imagem formada por uma fonte ideal; b) Imagem formada por uma fonte normal e objeto de tamanho próximo; c) Imagem formada por uma fonte normal e objeto grande.

Quando a estrutura de interesse é muito maior (> 10 vezes) que a fonte de radiação, as deformações tornam-se insignificantes (figura 2.1c). Porém, quando o objeto de interesse possui dimensões próximas ou menores que as dimensões da fonte, as deformações são importantes e merecem um estudo especial para que se possa estabelecer um diagnóstico eficiente.

2.4 CONSTRUÇÃO DO ÂNODO

Cabe dizer que a influência da construção do ânodo na qualidade da imagem radiológica é determinada principalmente por parâmetros geométricos, exceto no caso da sua curvatura. Por isso, praticamente não há polêmicas com

relação à construção do ânodo. Os próximos dois itens apresentados abaixo possuem poucas referências bibliográficas, sendo que a maioria do seu conteúdo foi retirada dos manuais de fabricantes e apostilas de cursos para técnicos de operação, além de conversas informais com técnicos da área. Com relação à curvatura do alvo, o assunto não foi totalmente esgotado e, portanto, as referências são mais abundantes.

2.4.1. Tubos de ânodo fixo

Os tubos de ânodo fixo são utilizados principalmente para tensões acima de 55 kVp, pois são radiações mais penetrantes em tecidos humanos e as imagens podem ser formadas com uma dose baixa de raios-X (≈ 300 mR), PEREIRA (1982). Outro aspecto que permite o uso de ânodo fixo nessa faixa de energia são os tipos de tecidos que normalmente se quer analisar, ossos, por exemplo. Este tipo de tecido geralmente não requer pontos focais pequenos para que as estruturas de interesse sejam vistas com razoável nitidez, como é o caso de fraturas em ossos médios e grandes. Segundo STANTON et al. (1966) os ossos possuem uma absorção (aos raios-X) muito maior que os tecidos moles, por isso o contraste é naturalmente bom. A figura 2.2 mostra algumas curvas de absorção de tecidos em função da kVp.

Um tipo de aparelho que requer ponto focal pequeno e tem ânodo fixo é o de raios-X odontológico, pois não são necessárias doses elevadas para formar imagens da boca, já que as espessuras dos tecidos bucais são pequenas e absorvem pouca radiação.

Na figura 2.3a, é mostrado um esquema simplificado de uma válvula de raios-X em que o plano do ânodo está voltado frontalmente para o feixe de elétrons. Com esse tipo de tubo podem-se produzir pontos focais de diversos tamanhos; porém, eles apresentam a desvantagem de não suportar correntes elevadas, pois, quanto maior a corrente, maior o

calor produzido e pode ocorrer a fusão do material que constitui o ânodo.

A figura 2.3b mostra o esquema de um tubo com ânodo virado, isto é, o plano do ânodo não está voltado frontalmente para o feixe de elétrons. Esse tipo de ânodo foi desenvolvido para que a área de incidência de elétrons fosse maior, por isso o calor pode ser dissipado mais facilmente. No entanto, não se conseguem pontos focais pequenos o suficiente para se ver pequenos objetos, como: diminutas fraturas, tumores incipientes, vasos sanguíneos, etc.

FIGURA 2.2 - Curva de absorção de alguns tecidos em função da kVp.

Esquema de uma válvula de raios-X com ânodo fixo

Detalhe do alvo

(a)

Esquema de uma válvula de raios-X de ânodo fixo

Detalhe do ânodo rotacionado

(b)

FIGURA 2.3 - Dois tipos de tubos com ânodo fixo.

2.4.2. Tubos de ânodo giratório

Os tubos de ânodo giratório foram desenvolvidos para se obterem pontos focais pequenos, menores que 1mm, mas suportando correntes elevadas. São aplicados principalmente em mamografia e angiografia, técnicas que requerem correntes elevadas e longos tempos de exposição quando comparadas a outras aplicações. Essas aplicações requerem kVp baixa (entre 25 e 50 kVp), pois os objetos de interesse são transparentes para kVp maiores (figura 2.2). No entanto as energias baixas são pouco penetrantes; por isso, é necessária uma corrente alta para ocorrer a formação de imagem sobre o filme. Além disso, os objetos de interesse (calcificações, microcalcificações, tumores, entupimento de pequenos vasos) são pequenos, o que requer um ponto focal de tamanho bastante reduzido, algumas vezes menor que 0.2mm.

O tubo de ânodo giratório, que está esquematizado na figura 2.4, fornece todos esses requisitos, já que o feixe eletrônico pode ser suficientemente colimado para incidir sobre uma área reduzida do alvo. Ao mesmo tempo, ele pode ser suficientemente intenso para produzir doses altas, pois sendo giratório, a relação área de incidência pelo tempo é muito maior que a de um ânodo fixo, o que torna a dissipação de calor muito mais eficaz, evitando assim a fusão ou perfuração do material do alvo. É possível construir tubos de ânodo fixo que suportem, por um período curto de tempo, a mesma corrente que um tubo de ânodo giratório; no entanto, o tempo entre um disparo e outro deve ser grande de modo a não haver super aquecimento do tubo.

FIGURA 2.4 - Esquema de um tubo de ânodo giratório

Uma limitação dos tubos com ânodo giratório é a baixíssima portabilidade, ou seja, é muito difícil construir um aparelho portátil que se possa levar no quarto do paciente ou usar num consultório dentário.

Analisando da maneira como foi feito acima, pode-se pensar que a maioria dos aparelhos de raios-X deveriam ser de ânodo giratório, já que suportam doses elevadas e pontos focais pequenos porém, deve-se levar em conta os custos desse tipo de tubo. Um tubo de ânodo giratório deve ter um rotor que gire em alta velocidade (entre 3.400 e 10.000 rpm) e muito bem balanceado, tornando assim sua construção bastante complicada. Um levantamento de preço feito recentemente pelo nosso grupo de pesquisa, revelou que um tubo de ânodo giratório pode ter um custo até quatro vezes maior que seu equivalente com ânodo fixo. Além disso, o sistema que suporta o tubo deve ser construído de maneira a atender as necessidades do mesmo: estator para o rotor interno da ampola, controle da rotação, sincronismo no disparo, refrigeração adequada, etc...

2.4.3. Curvatura do ânodo

Além da área do foco, outros fatores contribuem para a deformação das imagens dos objetos. A curvatura do ânodo é um deles. Como pode ser visto nas figuras 2.3a, 2.3b e 2.4 o alvo (ânodo) foi desenhado como sendo um plano, onde os elétrons vindos do cátodo se chocam para formar a radiação X. Entretanto, nem sempre o alvo é um plano, em muitos casos o ânodo é curvado, como mostra os perfis das figuras 2.5a, 2.5b e 2.5c.

FIGURA 2.5 - Tipos de curvatura do ânodo

O perfil plano (figura 2.5a) é o mais comum e mais simples de ser construído. Entretanto, este perfil não permite uma distribuição de intensidade de radiação uniforme sobre o campo da imagem, podendo variar de 70 a 120% com relação ao centro do campo de radiação, como mostra a figura 2.6. O fenômeno que causa esse efeito é conhecido como "Efeito Heel" ou "Efeito Anódio", PEREIRA (1982) e FRITZ & LIVINGSTON (1985).

FIGURA 2.6 - Distribuição de intensidade ao longo do campo de radiação causada pelo efeito anódio.

Simplificadamente o efeito anódio pode ser entendido da seguinte maneira: teoricamente o elétron deveria colidir com a superfície do alvo e toda a radiação também deveria ser produzida na superfície; porém, não é isso que ocorre. Na verdade, o elétron vindo do cátodo em alta velocidade penetra no material do alvo, antes de chocar-se com alguns átomos para produzir radiação; isso faz com que a radiação produzida esteja imersa no ânodo e dependendo do seu ângulo de saída, ela pode ser mais ou menos absorvida pelo alvo, como mostra a figura 2.7. Desta maneira, o filme recebe um gradiente de radiação que não depende somente do objeto (figura 2.6). Portanto, podem existir regiões do filme que não são sensibilizadas ou outras que são sensibilizadas em excesso, prejudicando o contraste necessário para obtenção de uma boa imagem.

A radiação que sofre menor absorção pelo alvo é aquela

que sai perpendicular à superfície (figura 2.7) pois, a espessura de material que ela deve percorrer é menor. Em qualquer outro ângulo de saída, menor que 90° , a radiação precisa percorrer um caminho cada vez maior, proporcional à diminuição do ângulo e, por isso, ela é mais absorvida pelo material do alvo.

FIGURA 2.7 - Esquema simplificado da ocorrência do efeito anódio.

No ânodo convexo diminui o trajeto da radiação para ângulos menores que 90° (figura 2.8) e diminui o gradiente de radiação sobre o filme.

O ânodo convexo é conveniente quando o objeto a ser radiografado possui espessura e densidade aproximadamente constantes, como é o caso da mamografia, onde a mama é pressionada (para que fique com uma espessura aproximadamente constante).

FIGURA 2.8 - Comparação do efeito anódico entre o ânodo plano e o ânodo convexo.

No ânodo côncavo (figura 2.9) pode-se ver que o caminho da radiação imersa no material é bem maior na direção do ânodo, pois ela se afasta da linha perpendicular à superfície onde o caminho é menor. A consequência disso é um maior gradiente de radiação ao longo do campo.

O ânodo côncavo não é interessante em nenhum caso e por isso mesmo, não é fabricado, porém ele pode ser comumente encontrado em sistemas mais antigos de hospitais, onde já houve aquecimento excessivo e um prévio derretimento das camadas mais superficiais do alvo. Nesse caso, o tubo continua operacional, mas a qualidade da imagem pode ser substancialmente prejudicada devido ao gradiente de radiação na direção do eixo cátodo-ânodo.

Em alguns países, onde há legislação de controle de qualidade em radiologia, esse tipo de tubo é substituído assim que o problema é detectado.

BEETLESTONE & THURMER (1958) dizem que a distribuição de intensidade ao longo do campo é função da inclinação do

ânodo que, por sua vez, está diretamente relacionada com a vida útil do tubo. Muitas vezes para obter pontos focais equivalentes pequenos, o fabricante constrói tubos com uma inclinação muito pequena (as vezes menor que 10 graus) e então, devido ao efeito anódio, é necessária uma corrente grande para se obter a intensidade adequada. Por isso o tubo é danificado mais cedo, o que é causado pelo excesso de temperatura.

FIGURA 2.9 - Comparação do efeito anódio do ânodo plano com o ânodo côncavo

2.5 DISTRIBUIÇÃO DE INTENSIDADE DO PONTO FOCAL

Normalmente o ponto focal é tratado como uma fonte transmitindo radiação de uma área retangular, com densidade uniforme (figura 2.10a). Alguns comentários foram feitos com relação à distribuição de intensidade do ponto focal e nos capítulos seguintes ela será muito citada, o que requer

uma explicação a esse respeito.

É consenso entre todos os pesquisadores que a área do ponto focal raramente tem uma distribuição uniforme de radiação. Essa distribuição é considerada uniforme, para facilidade dos cálculos e simplicidade de visualização, cada vez que algum novo método de avaliação é proposto (figura 2.10a).

Alguns exemplos de distribuição de intensidade são mostrados na figura 2.10b, obtidos dos trabalhos de TAKENAKA *et al.* (1968) e NICKOLOFF *et al.* (1990). Normalmente a distribuição de intensidade é medida por um microdensitômetro na direção paralela e perpendicular ao eixo cátodo-ânodo (ROBINSON & GRIMSHAW (1975)).

FIGURA 2.10 - Tipos de distribuição de intensidade do ponto focal.

Salvo raras exceções, a distribuição de intensidade do ponto focal ao longo do eixo cátodo-ânodo apresenta aproximadamente o mesmo aspecto (figura 2.10c). A grande variação da distribuição de intensidade está na direção perpendicular ao eixo cátodo-ânodo (NICKOLOFF et al. (1990)). Além disso, para um mesmo tipo de distribuição de intensidade - pico duplo, por exemplo - os coeficientes da curva podem variar bastante (figura 2.10d). Esses coeficientes são: largura e altura dos picos, distância entre os picos, distância dos picos ao centro e profundidade do vale. Nesse caso a distribuição de intensidade pode chegar ao extremo de apresentar o equivalente a duas pequenas fontes separadas por uma certa distância.

As causas da variação na distribuição de intensidade são apresentadas por TAKENAKA et al. (1968). Esta variação é causada pelas diferenças entre sistema de focalização do tubo, posicionamento do cátodo em relação ao ânodo, forma e disposição do filamento na capa focalizadora.

O sistema típico de focalização do tubo, em situação normal, produz uma distribuição de intensidade do tipo pico duplo, conforme mostra a figura 2.11. Se o ânodo for posicionado em outros planos diferentes do plano b-b, podem aparecer até 4 picos de intensidade, além de aumentar o tamanho do ponto focal.

Os elétrons térmicos do lado superior direito ou da metade esquerda do filamento são focalizados sobre um ponto do ânodo e os do lado inferior direito ou da metade esquerda são focalizados em outros pontos do ânodo, (figura 2.11). Os feixes se cruzam, primeiro no plano a-a e depois no plano b-b devido ao campo eletrostático. O autor afirma que o segundo plano de cruzamento (b-b) é usado para posicionamento do ânodo. Observando a figura 2.11, pode-se notar que neste plano formam-se dois pontos de foco e este é o motivo da distribuição de intensidade, chamada de pico duplo, ser a mais comum. Posicionando-se o ânodo em outras posições, antes ou depois do plano b-b, ocorrem outras distribuições de intensidade com vários picos.

FIGURA 2.11 - Sistema de focalização do feixe eletrônico

Novos tipos de cátodo são propostos por MATSUI & ONO (1985) com o objetivo de obter distribuição de intensidade a mais próxima possível da uniforme.

Segundo TAKENAKA *et al.* (1968) a distribuição de intensidade da fonte pode ter diversas origens, a saber: vibração do sistema rotativo, inclinação inadequada do ânodo, construção do cátodo, sistema de focalização eletrostática dos elétrons, corrente de tubo.

Entretanto, de acordo com TAKENAKA *et al.* (1968); BURGESS (1977b); MATSUI & ONO (1985) e NICOLOFF *et al.* (1990), a maior causa da distribuição de intensidade é a forma e posição do cátodo, além do sistema de focalização eletrostática dos elétrons.

2.6 CONSTRUÇÃO DO CÁTODO

A construção do cátodo é um assunto mais polêmico, pois sua influência na imagem final ainda não é totalmente conhecida. Vários pesquisadores têm sugerido configurações e formas para o cátodo com o objetivo de alterar a forma e a distribuição de intensidade da fonte de radiação.

TAKENAKA *et al.* (1968) aponta como uma das causas da variação da distribuição de intensidade o sistema de focalização eletrostática do feixe eletrônico (figura 2.11). Segundo ele, nos sistemas de raios-X convencionais, há uma concentração de elétrons térmicos vindos do filamento sobre um ponto no ânodo.

Um fato muitas vezes negligenciado pelos fabricantes é a inclinação do filamento. O ponto focal só terá distribuição de intensidade com pico duplo, se o filamento estiver paralelo ao ânodo, o que na maioria das vezes não ocorre. Como podem existir ânodos com diversas inclinações, normalmente o fabricante posiciona o filamento verticalmente; assim a parte superior do ponto focal está antes do plano b-b e a parte inferior está depois do plano.

Sabendo que o modelo da distribuição de intensidade uniforme, não é comum na prática, BURGESS (1977b) propõe um modelo de filamento para aproximar a distribuição de intensidade da forma retangular. Segundo ele, um filamento helicoidal que tenha a separação igual ao diâmetro, pode ser razoavelmente aproximado de um cilindro emitindo elétrons e ao mesmo tempo ser transparente aos elétrons emitidos do lado oposto ao lado do ânodo. Considerando uma pequena área no ânodo, a distribuição de intensidade nessa área é proporcional à distribuição de intensidade de elétrons, que por sua vez é proporcional à área do filamento projetada na área do ânodo. O elemento de área do filamento é incrementado continuamente para θ , variando de 0 a 90 graus de acordo com a figura 2.12. O correspondente borramento da intensidade do ânodo é dado pela FEL (função de espalhamento de linha), através da equação seguinte,

para valores absolutos de x :

$$s(x) = 1/[\pi(a^2 - x^2)]^{1/2} \quad (2.1)$$

Se o eixo da espiral é paralelo à face do ânodo, a intensidade é independente da posição ao longo do eixo, exceto nas extremidades do filamento. Essa configuração deve produzir uma distribuição de intensidade como mostrada na figura 2.13a e não borrada como a da figura 2.13b.

FIGURA 2.12 - Distribuição de elétrons sobre o ânodo quando é usado o filamento proposto por BURGESS (1977b).

O autor conclui que o modelo proposto apresenta dados consistentes e preciso. Os parâmetros requeridos pelo modelo (diâmetro e espaçamento das espirais do filamento), podem ser valores médios para que os parâmetros de espalhamento (escala e forma) produzam resultados satisfatórios. Os parâmetros de escala e forma podem ser determinados pelas medidas do padrão estrela.

FIGURA 2.13 - Padrões de borramento; a) com filamento proposto;
b) com filamento convencional

MATSUI & ONO (1985) estudaram três tipos de cátodos. Foi usado um tubo que podia ser aberto e os cátodos podiam ser trocados para que as condições de operação de cada um fossem as mesmas, inclusive o mesmo ânodo. Os cátodos estudados foram: o convencional com o filamento helicoidal, e dois cátodos com filamentos retangulares, sendo um com abertura retangular e outro com abertura em forma de V.

O sistema de focalização junto com o filamento helicoidal produz sempre o cruzamento do feixe eletrônico e praticamente não há como garantir a distribuição uniforme de elétrons sobre o ânodo. Os cátodos experimentais produziram distribuição de intensidade praticamente uniforme ou gaussiana. Os resultados foram analisados pelo método das funções de transferência e a distribuição de intensidade foi examinada através da imagem de uma câmara de orifício.

Um problema encontrado pelos autores é que os filamentos planos necessitam de tensões mais baixas, correntes maiores e têm vida útil menor que os filamentos convencionais, mas eles acreditam que isso possa ser resolvido pesquisando-se um material mais adequado para o cátodo.

2.7 MAGNIFICAÇÃO RADIOGRÁFICA

Magnificar significa, entre outras coisas, aumentar o tamanho de um objeto. Em radiodiagnóstico, onde, dependendo do exame, estruturas ou detalhes muito pequenos necessitam ser visualizados (como as microcalcificações em mamografia, fraturas de escafóide, ou vasos sangüíneos em angiografia), a técnica de magnificação radiográfica é muitas vezes empregada com o objetivo de aumentar o tamanho dessas pequenas estruturas para melhor visualização pelo radiologista.

A magnificação é dada por:

$$M = 1 + \frac{d_2}{d_1} = \frac{d_1 + d_2}{d_1} \quad (2.2)$$

Onde: d_1 = distância do ponto focal até o objeto;
 d_2 = distância do objeto até o plano imagem.

A técnica de magnificação é "uma faca de dois gumes". Por um lado ela pode revelar ao radiologista, detalhes que seriam de difícil visualização em uma radiografia de contato, por outro lado, ela pode esconder detalhes que seriam imprescindíveis no diagnóstico correto de certas enfermidades conforme mostra a figura 2.14. Quando um radiologista vai usar a técnica de magnificação, ele deve ter consciência daquilo que seu aparelho pode produzir, caso contrário seu diagnóstico torna-se duvidoso.

Quando se tem um sistema com ponto focal muito pequeno (próximo do ideal), a técnica é eficiente na maioria dos casos em que se deseja visualizar pequenas estruturas, como

ocorre na figura 2.14a. Entretanto, se o ponto focal possui dimensões consideráveis quando comparado com as dimensões do objeto de interesse, a imagem deste objeto pode ser camuflada pela presença da penumbra, como mostra a figura 2.14b. Ocorre, nesse caso, que a presença da penumbra cria em torno do objeto um gradiente de tonalidades de cinza que o esconde dentro da estrutura também borrada. O contraste fica pior quando o objeto é menor que a fonte de radiação (situação em que se deseja a magnificação do objeto para melhor visualização); nesse caso, quanto maior a magnificação, menor o tamanho da imagem do objeto (figura 2.14c) e maior a presença da penumbra, a qual acaba se diluindo nas vizinhanças da imagem do objeto, que pode desaparecer.

FIGURA 2.14 - Magnificação de objetos com vários tamanhos

KRATZAT (1988) faz uma discussão do tamanho do ponto focal em mamografia considerado razoável para exposição de contato e para magnificação. O autor conclui que para pontos focais abaixo de um determinado tamanho ($<0,15\text{mm}$) não há melhora na qualidade da imagem. Nesse caso, a melhora é limitada pelo ruído do receptor de imagem (sistema tela-filme). O ponto focal, a geometria de exposição e o sistema tela-filme podem ser casados de maneira a obter um resultado superior em mamografia.

2.8 CONCLUSÕES

Uma vez o aparelho construído e operando num hospital, nada mais pode ser feito para modificar o tubo. Resta apenas avaliar o ponto focal para saber as condições de formação da imagem.

A avaliação do ponto focal será tratada no capítulo 3.

CAPÍTULO 3

AVALIAÇÃO DO TAMANHO DO PONTO FOCAL

3.1 INTRODUÇÃO

Quando um fabricante coloca um sistema de raios-X no mercado, ele normalmente prevê a ordem de grandeza do tamanho do ponto focal: é o tamanho do ponto focal. Autores como KEMP & NICHOLS (1958); DOI (1977); EVERSON & GRAY (1987); KRATZAT (1988) e NICKOLOFF *et al.* (1990) afirmam que o tamanho nominal do ponto focal, fornecido pelo fabricante, raramente coincide com o ponto focal medido por algum método confiável. Além disso, existe o problema da deterioração do tubo com o tempo de uso. Esses motivos levam à necessidade de avaliação do sistema de raios-X quando este já estiver em operação.

Por ser uma das grandes dificuldades no controle de qualidade da imagem, a avaliação do ponto focal é um assunto polêmico.

A literatura apresenta vários métodos que tentam fazer uma avaliação rápida e segura, porém possuem limitações. Aqueles que são considerados métodos precisos têm o inconveniente da complexibilidade teórica e dificuldade de aplicação e operação. Os métodos considerados de fácil operação e aplicação não fornecem resultados confiáveis. Outros ainda são considerados bons, de fácil aplicação, mas fornecem resultados um tanto subjetivos. Além disso, todos os métodos avaliam o ponto focal somente no centro do campo de radiação.

Neste capítulo é feita uma descrição dos principais métodos, a fim de situar o leitor nas vantagens e desvantagens de cada um. Estes métodos são: avaliação através das funções de transferência, método da raiz média quadrática, câmara de orifício, câmara de fenda, método

padrão par de linhas e método padrão de teste estrela.

3.2 AVALIAÇÃO ATRAVÉS DAS FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIA

Os princípios das funções de transferências foram utilizados na descrição do desempenho de um sistema de transferência de informações, inicialmente em engenharia eletrônica, na análise da resposta de sistemas de comunicação a várias frequências temporais. Na década de 60, a técnica de análise de sistemas pelas funções de transferência foi introduzida no campo da radiografia médica por MORGAN (1962); LUBBERTS & ROSSMANN (1967); TAKENAKA et al. (1968) e ROSSMANN (1969). Desde então, os aspectos teóricos e práticos de suas aplicações foram desenvolvidos de modo mais detalhado.

Na avaliação de sistemas radiológicos podem ser utilizados, basicamente, três características de transferência: Função de Espalhamento de Ponto (FEP), a Função de Espalhamento de Linha (FEL) e a Função de Transferência Óptica (FTO). As duas primeiras, FEP e FEL, situam-se no domínio espacial e a terceira (FTO) no domínio da frequência espacial.

Segundo METZ & DOI (1979), a FEP é definida como a distribuição de intensidade de radiação na imagem de uma fonte puntiforme irradiando com intensidade unitária. Para um sistema ideal, linear e isotrópico, a imagem da fonte puntiforme no plano 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 real resultam numa perda de nitidez e/ou distorções da imagem da fonte puntual e tais distorções são medidas pela FEP.

Em um sistema radiológico de imagem, a 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 matematicamente por:

$$g(x,y) = \Omega \iint_{-\infty}^{\infty} f(x-\zeta, y-\eta) \text{ FEP}(\zeta, \eta) d\zeta d\eta \quad (3.1a)$$

sendo:

$$\text{FEP}(\zeta, \eta) = \frac{h(x,y)}{\Omega} \quad (3.1b)$$

$$\Omega = \iint_{-\infty}^{\infty} h(\zeta, \eta) d\zeta d\eta \quad (3.1c)$$

onde: $g(x,y)$ é a imagem devida ao conjunto de elementos pontuais que formam o objeto;
 $h(x,y)$ é a representação da imagem de um único ponto localizado em $(x=0, y=0)$;
 $f(x,y)$ é objeto;
 (Ω) é o "ganho" do sistema de obtenção de imagem;
 FEP é a função de espalhamento de ponto;

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 (ganho) multiplicado pela convolução unidimensional do perfil de entrada $f(x')$ com a função de x' que resulta da integração da $\text{FEP}(x, y)$ sobre todo y' . Matematicamente temos:

$$\begin{aligned}
 g(x') &= \Omega \int_{-\infty}^{\infty} f(x', \zeta') \left[\int_{-\infty}^{\infty} FEP(\zeta, \eta') d\eta' \right] d\zeta' \\
 &= \Omega \int_{-\infty}^{\infty} f(x', \zeta') FEL_0(\zeta') d\zeta'
 \end{aligned} \tag{3.2a}$$

onde:

$$FEL_0(x') = \int_{-\infty}^{\infty} FEP(x', x') dy' \tag{3.2b}$$

sendo que a FEL é chamada função de espalhamento de linha 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 .

Num sistema de imagem ideal, uma fonte linha (uma fenda infinitamente estreita e longa) de intensidade unitária do plano objeto seria representada no plano 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 função de Transferência Óptica (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 do sistema real causará 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. Matematicamente tem-se:

$$FTO(v_x, v_y) = |FTO(v_x, v_y)| \exp[j\Phi_{FTO}(v_x, v_y)] \tag{3.3a}$$

Sendo:

$$\begin{aligned} FTM(v_x, v_y) &= |FTO(v_x, v_y)| \\ &e \\ FTF(v_x, v_y) &= \Phi_{FTO}(v_x, v_y) \end{aligned} \quad (3.3b)$$

respectivamente a Função de Transferência de Modulação e a Função de Transferência de Fase (FTF) do sistema.

Desse modo, para se proceder a análise de um sistema de obtenção de imagem em termos de suas características de resposta em frequência espacial, deve-se determinar sua $FTO(x, y)$. Segundo METZ & DOI (1979), isto pode ser feito basicamente de duas maneiras distintas: 1) a FTO pode ser determinada diretamente medindo-se as mudanças de modulação (FTM) e de fase (FTF) que ocorrem quando são obtidas imagens de objetos planos e de ondas senoidais tendo várias frequências espaciais e direções; 2) a FTO pode ser determinada indiretamente medindo-se a imagem de um ponto focal (FEP) ou de um linha objeto (FEL) e, então, computando a transformada de Fourier. Matematicamente:

$$FTO(v_x, v_y) \equiv \iint_{-\infty}^{\infty} FEP(x, y) \exp[-j2\pi(v_x X, v_y Y)] dx dy \quad (3.4)$$

Para que as propriedades da imagem produzida por um determinado sistema possam ser descritas pelas funções de transferências, é necessário que este seja linear e espacialmente invariante.

O sistema é linear quando qualquer constante que multiplica 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 espacialmente invariante quando a imagem de um objeto mantém seu formato mesmo quando ele é movimentado no plano objeto. Nos sistemas radiológicos, a linearidade é mantida até a formação da imagem, porém, o processo de transformação da imagem latente em densidade óptica,

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 espacial, por sua vez, está associada a dois condicionantes. Primeiramente, para que ela seja mantido, é necessário que as funções de transferência sejam independentes das angulação do feixe de raios-X e do foco do sistema. Para alcançar essa condição, que não é satisfeita quando se considera todo o plano imagem. ROSSMANN (1969) sugere a decomposição desse plano em vários pequenos trechos invariantes, sobre os quais o formato da imagem não varie apreciavelmente, e a realização da análise feita 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. Caso isso não ocorra, a análise deverá ser feita em todas as orientações possíveis dentro do campo de radiação. Assim, a avaliação de sistemas de obtenção de imagem radilógicas, com base na não nitidez geométrica do ponto focal, pode ser feita através do estudo da FEP, da FEL ou da FTO do sistema.

Para sistemas isotrópicos e invariantes a avaliação pode ser feita a partir de uma única FEL em uma única orientação, uma vez que a resposta do sistema é semelhante em qualquer localização e para qualquer orientação dentro do campo de radiação (FEP rotacionalmente simétrica). Nesse caso a FTO pode ser obtida através de uma transformada de Fourier unidimensional da FEL e será também rotacionalmente simétrica.

Caso o sistema não seja espacialmente invariante, mas seja rotacionalmente simétrico (isotrópico), a avaliação pode ser feita a partir da obtenção de uma FEL em uma única direção para cada uma das várias regiões invariantes nas quais o campo foi dividido.

Nesse caso a FTO para cada região pode ser obtida

através de uma transformada de Fourier unidimensional de cada respectiva FEL e será também rotacionalmente simétrica. Para sistemas que não são nem invariantes nem isotrópicos a avaliação deverá ser feita em todas as direções para cada uma das regiões invariantes. Nesse caso, pode-se obter uma única FEP, ou então, várias FELs em todas as direções para, cada uma destas regiões.

Aqui, a FTO de cada região pode ser obtida a partir da aplicação de uma transformada de Fourier bidimensional sobre a FEP ou através da aplicação de transformadas unidimensionais sobre as FELs de todas as orientações possíveis do campo, para cada região.

3.2.1 Avaliação pela função de espalhamento de linha (FEL)

A maneira mais comum de se avaliar um ponto focal através das funções de transferência é descobrir qual a resposta em frequência do mesmo.

ROSSMANN (1969) descreve o método da seguinte maneira: faz-se uma imagem de fenda, usando um filme radiológico, udo ponto focal sob análise. A fenda deve ser orientada numa direção previamente escolhida e posicionada no centro do campo de radiação. Depois de processado o filme, é feita uma varredura com um microdensitômetro, onde as densidades de exposição de raios-X são lidas e quantizadas. O resultado da leitura densitométrica passa por um processo de linearização, pois a absorção do filme é logarítmica. Normalizando-se os dados linearizados tem-se a FEL, como mostra a figura 3.1a. A leitura densitométrica é feita na direção perpendicular à imagem da fenda e para isso o microdensitômetro caminha sobre o filme com passos que podem variar de 25 a 100 μ m. A FEL pode então ser plotada como a densidade normalizada em função da distância percorrida no filme. O tamanho do ponto focal pode então ser medido com uma régua.

3.2.2 Primeiro mínimo da frequência espacial

Aplicando-se a transformada de Fourier sobre os dados da FEL obtém-se a FTO normalizada em função da frequência espacial dada em ciclos/mm (figura 3.2b). Do módulo da FTO obtém-se a FTM (figura 3.1c).

FIGURA 3.1 - Funções de transferência no domínio do espaço e no domínio da frequência espacial

O primeiro mínimo da FTM é considerado a resposta em frequência espacial do ponto focal na direção perpendicular à direção da imagem da fenda. Segundo ROSSMANN (1969) tamanho do ponto focal é dado por:

$$1/(\text{ciclos/mm}) \quad (3.5)$$

Como o ponto focal normalmente não é isotrópico, a FEL obtida para uma determinada direção não representa a resposta em frequência do ponto focal como um todo. Por isso, deve-se obter a FEL em várias direções (tantas quanto

possível) para saber qual a pior resposta em frequência espacial que o ponto focal fornece, SCHIABEL *et al.* (1993). A rigor, o radiologista deveria considerar, para o exame, objetos com frequência espacial menor que a frequência mais baixa obtida pelas FELs do ponto focal, o que garantiria serem as dimensões do objeto maiores que as do ponto focal, condição desejada para obtenção de imagem com resolução satisfatória.

3.2.3 Método da raiz média quadrática (RMQ)

Segundo DOI & ROSSMANN (1974) a distribuição de intensidade dos raios-X do ponto focal pode afetar as imagens radiográficas. Para uma avaliação precisa dessa influência é necessário utilizar a FEL, FEP ou FTO. No entanto, seria muito prático descrever a influência do ponto focal, como um todo, sobre a qualidade da imagem usando apenas um número.

Por essas razões, eles propõem um método que procura avaliar o ponto focal através de um único número, ou seja, eles dão uma nova definição para o tamanho do ponto focal.

O método da raiz média quadrática (RMQ) é baseado na FEL do ponto focal. Dada uma FEL com uma certa distribuição de intensidade pode-se calcular a FEL equivalente uniforme, que é a FEL de um ponto focal com distribuição de intensidade uniforme equivalente ao ponto focal real.

A definição da RMQ da FEL do ponto focal é dada por:

$$RMQ = \left(\int_{-\infty}^{\infty} x^2 f(x) dx \right)^{1/2} \quad \text{se} \quad \begin{aligned} \int_{-\infty}^{\infty} f(x) dx &= 1 \\ \int_{-\infty}^{\infty} xf(x) dx &= 0 \end{aligned} \quad (3.6)$$

ou generalizando

$$RMQ = \left[\frac{\int_{-\infty}^{\infty} (x-c)^2 f(x) dx}{\int_{-\infty}^{\infty} f(x) dx} \right]^{1/2} \quad (3.7a)$$

onde:

$$C = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} x f(x) dx}{\int_{-\infty}^{\infty} f(x) dx} = \text{centro da FEL} \quad (3.7b)$$

A primeira definição da RMQ (equação 3.6) é aplicada somente quando a área da FEL é normalizada pela unidade e quando o valor $x = 0$ coincide com o centro da FEL. A segunda definição (equação 3.7) é a forma geral.

O processo de obtenção da RMQ é o seguinte: a FEL do ponto focal é medida e a RMQ é calculada. O tamanho do ponto focal é obtido pela multiplicação do RMQ por um fator 3,5. Esse processo corresponde a descrever a FEL uniforme equivalente, onde ambas têm o mesmo valor RMQ.

De acordo com a figura 3.2a temos:

$$g(x) = \begin{cases} \frac{1}{b-a} & \text{se } a \leq x \leq b \\ 0 & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (3.8a)$$

$$g(x) = \begin{cases} 1 & \text{se } -\frac{1}{2} \leq x \leq \frac{1}{2} \\ 0 & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (3.8b)$$

Aplicando-se essas condições na equação 3.6 obtem-se:

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

Como $a = -1/2$ e $b = 1/2$, substituindo esses valores em 3.9 tem-se:

$$RMQ = \frac{1}{\sqrt{12}} \Rightarrow RMQ \sqrt{12} = 1 \quad (3.10)$$

A nova FEL uniforme é maior que seu valor real de $(12)^{1/2}$. Por praticidade esse valor foi arredondado para 3,5, como mencionado acima.

Na figura 3.2b está um exemplo de FEL medida e FEL uniforme equivalente. A curva sólida é a FEL medida de um ponto focal com 1,2mm de tamanho e valor $RMQ = 0,507$. A curva tracejada é a FEL uniforme equivalente com o mesmo valor RMQ , sendo seu tamanho = 1,77mm. A proposta é definir o tamanho do ponto focal como uma FEL uniforme equivalente com o mesmo tamanho RMQ que a FEL real.

FIGURA 3.2 - Exemplo de FEL uniforme e uma FEL real.

A RMQ pode ser calculada não apenas para FELs mas, também para distribuição de objeto e imagem. Este aspecto é útil porque a imagem final de uma radiografia é formada por um número de processos em cascata em que há considerável variação no formato e tamanho das FELs.

DOI & ROSSMANN (1974) dão um exemplo de aplicação do método de avaliação. Eles analisam as imagens de um vaso sanguíneo obtidos a partir de diferentes formatos de pontos focais e mesmo valor RMQ e diferentes tamanhos RMQ com distribuição uniforme.

As condições experimentais do exemplo foram específicas para o caso, pois numerosas combinações de parâmetros físicos podem ser usadas para um procedimento prático. No entanto, eles escrevem que o experimento pode ser estendido a outros casos para análise.

Eles concluem que dois resultados são fundamentais:

1) a distribuição da imagem do vaso sanguíneo obtida com o ponto focal real é muito similar à imagem obtida com os pontos focais de diferentes formas mas com o mesmo tamanho de acordo com a definição do método;

2) as distribuições de intensidade das imagens obtidas com FELs uniformes de tamanhos RMQ diferentes diferem bastante.

3.2.4 Conclusões preliminares

O método das funções de transferência é considerado o mais preciso de todos, pois não há subjetividade nas medidas. Mas, o método também apresenta inconvenientes:

1) a complexidade teórica no momento de uma análise mais elaborada;

2) a necessidade de um aparato instrumental bastante sofisticado, normalmente disponível somente em nível de pesquisa;

3) a medida é feita apenas no centro do campo. Como será visto mais adiante, o ponto focal não tem forma nem tamanho constante no campo de radiação, ou seja, a condição de invariância espacial não é satisfeita.

3.3 CÂMARA DE ORIFÍCIO

3.3.1 Introdução

O método da câmara de orifício (CO), para produzir imagens é tão velho quanto o próprio estudo da óptica. De acordo com KUNTKE (1957), este método também é tão antigo, em radiologia, quanto a própria radiologia. Porém, devido à natureza da radiação-X ser penetrante na maioria dos elementos químicos, a construção de uma câmara de orifício para avaliar o ponto focal de um aparelho de raios-X inclui algumas complicações extras.

Autores que estudaram e compararam métodos de avaliação do ponto focal como: KEMP & NICHOLS (1958); ROBERTSON & WATSON (1958); ROBINSON & GRIMSHAW (1975); NIELSEN (1979) e DOI *et al.* (1982), citam o artigo de KUNTKE (1957) como o único trabalho de construção de câmaras de orifício para avaliação de ponto focal de raios-X. Além disso a maioria das comissões para estabelecimento de padrões como a International Commission on Radiological Units (ICRU), a International Electrotechnical Commission (IEC); a American Standards Association (ASA) e a National Electrical Manufacturers Association (NEMA) baseiam-se em seu trabalho para normatizar a construção de câmaras de orifício para avaliação e controle de qualidade de equipamentos radiológicos.

3.3.2 Descrição do método

O artigo de KUNTKE (1957) inicia trazendo os princípios básicos de funcionamento de uma câmara de orifício a saber:

Se um furo fino com diâmetro d (sendo d uma fração da dimensão linear do ponto focal) é colocado a uma distância d_1 da fonte e a distância d_2 do filme, conforme mostra a

figura 3.3, a imagem do ponto focal será aumentada ou diminuída pela razão $m = d_2/d_1$. Como esta câmara de orifício não é ideal a imagem do ponto focal, impressa no filme, será acrescida de um borramento de borda, o qual é incluído na medida (largura, comprimento ou diâmetro), quando se mede a imagem gravada no filme. Este incremento na medida de um ponto focal com tamanho real F é dado por:

$$S = Fm + (m+1)d \quad (3.11a)$$

onde: S é a dimensão da imagem medida no filme. Dessa maneira, pode-se obter o tamanho real do ponto focal por:

$$F = (S/m) - (m+1)d/m \quad (3.11b)$$

Para provar que esta correção é verdadeira, KUNTKE (1957) descreve o trabalho realizado por POLANSKY & O'CONNOR (1954), onde é feito um estudo para se determinar o tamanho real de um ponto focal por meio da câmara de orifício.

POLANSKY & O'CONNOR (1954) utilizaram um pequeno cilindro de cobalto radioativo com dimensões conhecidas e fizeram uma imagem dessa fonte radioativa, por meio de uma câmara de orifício, sobre um filme radiográfico. A largura da imagem foi determinada por meio de um microdensitômetro. Após a correção da equação 3.11b, eles obtiveram o tamanho real da fonte radioativa.

O mesmo método foi usado para determinar as dimensões do ponto focal de aparelhos de raios-X, usando uma câmara de orifício com o furo medindo 20% da menor dimensão dos pontos focais analisados. Concluíram que as medidas das imagens, feitas com um microdensitômetro, foram determinadas com precisão de $\pm 5\%$ depois de aplicada a correção dada pela equação 3.11b.

FIGURA 3.3 - Esquema de uma câmara de orifício genérica.

Com a intenção de dispensar o uso do microdensitômetro, pois nem sempre é possível dispor de um, KUNTKE (1957) apresenta no mesmo trabalho um estudo de observação visual do filme para realizar medidas diretas de imagens amplificadas opticamente. O estudo é feito com sete observadores e leva em conta a densidade de exposição no filme e a magnificação da imagem. Com isso ele tenta estabelecer qual o desvio causado por estes fatores na medida do ponto focal real.

KUNTKE (1957) usou um ponto focal quadrado com 1,2 mm de lado e distribuição de intensidade uniforme. Uma placa de chumbo com uma fenda de 1mm de largura foi colocada numa distância de 50cm do ponto focal e a distância da fenda ao filme, odontológico de grãos finos, foi variada para se obter variação da magnificação. Foram usados diversos tempos de exposição em cada valor de magnificação, assim

foram obtidas várias densidades em cada magnificação.

Sete observadores realizaram as medidas das imagens com amplificação de oito vezes. Dos resultados obtidos concluiu-se que:

- as larguras lidas aumentaram à proporção que o borramento e a densidade aumentaram;

- para as baixas densidades e aumento do borramento, aumentou também o desvio entre os observadores.

Quando a faixa borrada apresentava valores de densidade próximos a 0,3 notou-se que apenas metade da faixa era medida pelos observadores através de observação direta; quando a faixa assumia valores de densidade entre 0,8 e 1,0, os observadores mediam 3/4 da área borrada total e mesmo quando a densidade da área borrada assumia valor 2,0 não era possível medir a área toda por observação direta. Assim, imagens do ponto focal que tinham densidade de 0,3 não necessitaram de correção e para aquelas com densidade de 0,8 a 1,0 foi necessária apenas metade da correção para obtenção da medida real do ponto focal. A correção sugerida quando a imagem é medida com um microdensitômetro é $(1 + 1/m)d$. Como a maioria das imagens dos pontos focais possuem densidade entre 0,8 a 1,0, basta fazer a seguinte correção:

$$F = (S/m) - (1 - 1/m)(d/2) \quad (3.12)$$

Esta avaliação é superior àquela que usa a equação 3.11b. Mas, isto não é plenamente satisfatório, pois foi suposto que a intensidade de radiação na borda do ponto focal tenda a zero. Esta suposição é apenas aproximadamente correta, já que a forma da borda do ponto focal depende da distribuição de intensidade.

Percebeu-se que não era possível eliminar as incertezas nas medidas até que se construiu uma câmara de orifício bem pequena, que satisfizesse a equação seguinte:

$$(1+1/m)d \leq 0,1F \quad (3.13)$$

ou seja, para a razão entre distâncias foco-objeto e objeto-filme igual a 1:1, o diâmetro do furo da câmara de orifício deve ser de 5% ou menos da dimensão do ponto focal, para magnificação 3 vezes deve ser 7,5% ou menos. Nesse caso, a deformação causada pela distribuição de intensidade do ponto focal é igual ou maior que a deformação geométrica, então todas as correções podem ser dispensadas.

KUNTKE (1957) escreve que POLANSKY & O'CONNOR (1954) fizeram avaliações semelhantes e também encontraram as seguintes desvantagens no método que usa câmara de orifício com furos muito pequenos:

1. tempo de exposição muito longo: prejudicial ao equipamento;
2. o comprimento do furo é limitado pelo "efeito túnel";
3. a espessura do diafragma (placa de material radiopaco onde é usinado o orifício) é geralmente pequena para evitar a transmissão de radiação, o que acaba causando um aumento na densidade de fundo do filme sobrepondo-se à imagem do ponto focal.

O efeito túnel ocorre quando dois raios, que partem cada um de uma extremidade da fonte, não conseguem atravessar o orifício sem atingir as bordas, conforme mostra a figura 3.4. Isso pode causar reflexões e/ou absorções, pelo material do diafragma, que distorce as bordas da imagem do ponto focal e, portanto, altera o valor da medida.

Partindo destas restrições, são necessárias algumas regras para a construção da câmara de orifício.

O problema da exposição prolongada não pode ser resolvido, devido ao pequeno diâmetro do furo, necessário para produzir uma boa imagem. No caso da 2ª e 3ª desvantagens, uma é limitante para a outra, mas elas podem ser contornadas.

FIGURA 3.4 - O efeito túnel ocorre quando um furo cilíndrico é usado como orifício.

O efeito túnel limita o comprimento do furo, ou seja, a espessura do diafragma da câmara de orifício. No caso de imagens de pontos focais de raios-X, a espessura do diafragma (ou comprimento do furo) deve ser cinco vezes o diâmetro do furo, para não haver efeito túnel significativo. KUNTKE (1957) alega que os menores furos que podem ser produzidos mecanicamente são de 0,030mm, quando feitos numa liga com 90% de ouro e 10% de platina. Esta liga fornece boas propriedades mecânicas e boa absorção a raios-X devido à alta densidade. Assim, a espessura fica limitada a 0,150mm, no caso de furo com 0,030mm de diâmetro. Porém, essa espessura não impede que o raio-X atravessasse o material do diafragma e aumente o escurecimento de fundo do filme. Por essa razão, outras formas de diafragma foram desenvolvidas e testadas. Assim, obteve-se um diafragma dez vezes mais espesso que o limite mínimo sem

influenciar a imagem. Como o efeito túnel depende do ângulo de incidência dos raios, concluiu-se que o furo deveria ser cônico (inclinação de 8°) até a profundidade de $(S - 5d)$ e cilíndrico até atravessar o diafragma, conforme o esquema da figura 3.5. Para essa configuração o efeito de deformação geométrica pode ser desprezado e não há borramento de fundo significativo para imagens produzidas com até 200 kVp de tensão de tubo.

FIGURA 3.5 - Esquema da câmara de orifício de acordo com KUNTKE.

3.3.3 Uma correção mais adequada para a câmara de orifício

A correção apresentada por KUNTKE (1957) (equação 3.12) não foi considerada plenamente adequada para obter o valor correto do ponto focal. Por isso, as normas internacionais deixaram à sugestão de novos estudos.

NIELSEN (1980) acatou as recomendações e desenvolveu uma nova fórmula de correção das dimensões do ponto focal obtidas da imagem da câmara de orifício. Essa nova correção

leva em conta o que KUNTKE (1957) chama de efeito túnel.

Para obter resultados confiáveis, NIELSEN (1980) refez a experiência de POLANSKY & O'CONNOR (1954) que usou uma pastilha de um elemento radioativo como fonte de radiação para impressionar o filme. Essa fonte de radiação possuía dimensões e geometria conhecidas (figura 3.6), as quais puderam ser comparadas aos valores obtidos das medidas feitas na imagem do ponto focal, com a câmara de orifício. NIELSEN (1980) observou que o tamanho geométrico do orifício era maior que o tamanho efetivo do mesmo devido ao efeito túnel. Então ele deduziu uma nova correção mais ampla que leva em conta até mesmo o comprimento do orifício. Com isso ele previu os resultados obtidos por DOI et al. (1982) que mostram medidas com valores superestimados quando se mede a imagem de câmara de orifício sem a correção proposta em KUNTKE (1957) e subestimada quando usa a correção.

FIGURA 3.6 - Avaliação da câmara de orifício com uma pastilha radioativa.

NIELSEN (1980) propôs a seguinte correção para o diâmetro do furo:

$$d' = d - (l(F-d))/(2a - l) \quad (3.14)$$

onde: d' = diâmetro efetivo do orifício;
 d = diâmetro geométrico do orifício;
 l = comprimento do orifício;
 F = tamanho do ponto focal.

A geometria que mostra o motivo da nova correção está esquematizada na figura 3.7, onde pode-se notar que os raios vindos das bordas do ponto focal incidem sobre as bordas do orifício e não contribuem para formar a imagem. Por isso os pequenos cilindros de intensidade com o diâmetro do orifício e que formam a imagem no filme têm um diâmetro efetivo menor que o diâmetro do orifício original.

Assim, um novo valor de d deve ser aplicado à correção proposta por KUNTKE (1957), onde d' é o diâmetro efetivo da câmara de orifício que produziu a imagem do ponto focal.

NIELSEN (1980) fez a experiência para vários diâmetros de orifício e os resultados foram absolutamente coerentes. Todas as medidas foram feitas com microdensitômetro.

FIGURA 3.7 - Construção geométrica que mostra o não aproveitamento do orifício todo.

3.4 CÂMARA DE FENDA

Por ter o mesmo princípio da câmara de orifício a câmara de fenda não está detalhada rigorosamente na literatura. KRATZAT (1988) apresenta apenas uma figura que mostra claramente seu uso e funcionamento, (figura 3.8). A câmara de fenda não apresenta a vantagem de mostrar a imagem do ponto focal, onde todas as dimensões do ponto focal podem ser determinadas diretamente como é o caso da câmara de orifício. A câmara de fenda apresenta apenas a dimensão do ponto focal na direção perpendicular à sua, mas apresenta a vantagem de permitir a construção de fendas muito estreitas ($10\mu\text{m}$), o que permite obter dimensões de pontos focais com 0.1mm de diâmetro sem a introdução de uma deformação geométrica.

FIGURA 3.8 - Esquema da câmara de fenda de acordo com KRATZAT (1988).

3.5 MÉTODO PADRÃO PAR DE LINHAS

O método padrão par de linhas é apresentado por RAO (1971). Ele analisa um trabalho apresentado por FRIEDMAN & GREENSPAN (1969), onde é sugerido um método alternativo para avaliar o tamanho do ponto focal, usando imagens de fios finos. No trabalho, os autores mencionam que as imagens de câmara de orifício, assim como as imagens dos fios, são borradas e não nítidas nas bordas, tornando a medição do ponto focal difícil e subjetiva. Porém, RAO (1971) alega que este fenômeno, conhecido como resolução espúria, é freqüentemente mencionado na literatura mas nunca usado de modo prático.

A teoria necessária para entender a medida do ponto focal através do fenômeno da resolução espúria, é apresentada por RAO (1971), onde escreve que a resposta senoidal ou a função de transferência de modulação (FTM) de um ponto focal de raios-X de tamanho a foi deduzida por MORGAN (1962) como:

$$\begin{aligned} M(f) &= (\sin(\pi f a d_2) / (d_1 + d_2)) / ((\pi f a d_2) / (d_1 + d_2)) \\ &= \sin(\theta) / \theta \end{aligned} \quad (3.15)$$

onde: $M(f)$ é a FTM; f é a freqüência espacial (linhas/mm) de um objeto de teste colocado a uma distância d_1 do ponto focal e a uma distância d_2 do filme; $\theta = (\pi f a d_2) / (d_1 + d_2)$

RAO (1971) escreve também, que a função resposta a onda quadrada $S(f)$ de uma imagem está relacionada com sua FTM, através de:

$$S(f) = 4/\pi [M(f) - M(3f)/3 + M(5f)/5 - M(7f)/7 + \dots] \quad (3.16)$$

Substituindo (3.16) em (3.15) tem-se:

$$\begin{aligned} S(f) &= 4/\pi [\sin(\theta)/\theta - \sin(3\theta)/9\theta \\ &\quad + \sin(5\theta)/25\theta - \sin(7\theta)/49\theta \dots] \end{aligned} \quad (3.17)$$

Das equações (3.15) e (3.17) segue que se $\theta = \pi$, $M(f)$ e $S(f)$ são ambas iguais a zero. Em outras palavras, a resposta a onda senoidal e a resposta a onda quadrada são iguais a zero quando a frequência espacial f atinge um certo valor crítico dado pela equação que segue:

$$(afd_2)/(d_1+d_2) = 1 \quad \text{ou} \quad af(M-1)/M = 1 \quad (3.18)$$

onde: M é a magnificação dada por $(d_1+d_2)/d_1$.

Um aumento da frequência espacial resulta em valores negativos para a FTM em resposta a onda quadrada (figura 3.9). Assim, usando um tubo de raios-X com foco de tamanho a , o padrão de par de linhas (ou barras) desaparecerá para um valor crítico de magnificação, dado por:

$$M = af/(af-1) \quad \text{ou} \quad a = M/(f(M-1)) \quad (3.19)$$

FIGURA 3.9 - Resposta de um sistema a uma entrada com onda quadrada e senoidal.

Um aumento na magnificação leva o padrão de barras a aparecer novamente, porém com uma inversão das áreas de claro e escuro, devido aos valores negativos da resposta a onda quadrada. Esse reaparecimento do padrão de barras é conhecido como **resolução espúria** por ocorrer somente quando são feitas imagens de padrões periódicos. Dessa maneira, basta conhecer o valor da magnificação no qual as barras desaparecem e a frequência espacial do padrão de barras para se determinar o tamanho do ponto focal.

A ocorrência do ponto de zero (densidade constante sobre o filme) em função da magnificação pode ser visto na figura 3.10a onde são apresentados vários planos com diferentes magnificações e a geometria dos raios-X. Na figura 3.10b estão as respectivas respostas à onda quadrada para um ponto focal de tamanho a e um objeto que é um par de linhas finas de largura o e espaçamento também o .

RAO (1971) mostra experimentalmente a validade do método e conclui que o fenômeno da resolução espúria é a atração do método, pois ele se baseia na observação de um tipo de efeito "nulo" e não numa medida direta. Por essa razão, são evitados erros inerentes ao tradicional método da câmara de orifício.

Da maneira como foi colocado, o método proposto por RAO (1971) apresenta uma dificuldade operacional, que é a variação da magnificação até que se encontre um valor de nulo na leitura do padrão dos pares de linha. Para realizar essa variação na magnificação é necessário um aparato instrumental que não desalinhe o objeto de teste com o feixe central quando se altera a distância do plano objeto ao plano imagem. Esse é um fator limitante para o uso do método como controle de qualidade de rotina. Além disso, são necessárias várias exposições até que se encontre a magnificação em que ocorre o ponto de nulo. Por isso, duas variações desse método são encontrados na literatura (SPIEGLER (1972)). O próprio RAO (1971) faz uso de um deles.

FIGURA 3.10 - (a) Planos de imagens mostrando a resposta a um par de linhas como entrada; (b) níveis de intensidade em cada um dos planos.

Estudando-se a equação 3.19, pode-se notar que a variação da frequência espacial produz o mesmo efeito de nulo que a variação da magnificação, ou seja, ao invés de ficar alterando a distância entre o plano objeto e o plano imagem, basta que o objeto de teste apresente uma variação na frequência espacial. Isto é, o objeto deve ser construído com vários pares de linhas e cada par deve possuir uma espessura diferente, como mostra a figura 3.11. Nesse caso, há uma variação discreta da frequência espacial e, para um certo valor de frequência contida no objeto, ocorrerá um valor de nulo ou desaparecimento das barras.

O padrão de barras com linhas de espessura variável só pode avaliar a dimensão do ponto focal na direção perpendicular às linhas e, por isso, deve-se fazer uma exposição para cada dimensão que se deseje. Então, foi

criado outro tipo de padrão de barras que avalia o ponto focal em duas direções perpendiculares com uma única exposição. Esse padrão foi considerado eficiente e passou a ser comercializado pela RMI. Seu desenho é apresentado na figura 3.12.

FIGURA 3.11 - Padrão de barras com espessuras variáveis.

FIGURA 3.12 - Padrão de barras RMI.

3.6 MÉTODO DO PADRÃO DE TESTE ESTRELA

Os padrões baseados na resolução espúria descritos até aqui baseiam suas medidas numa variação discreta da magnificação ou da frequência espacial e, portanto, as dimensões do ponto focal só podem assumir valores discretos. Isso é indesejável, principalmente porque o objetivo de se criar um novo método é o aumento na precisão das medidas. Os métodos baseados na resolução espúria são tão precisos quanto se queira, desde que a leitura possa ser contínua. Então foi criado um instrumento que possui uma variação contínua da frequência espacial. Este instrumento e a maneira de usá-lo foi descrito por SPIEGLER & BRECKINRIDGE (1972), conforme segue:

O princípio da avaliação do ponto focal feita pelo padrão de teste estrela é muito parecido com aquele apresentado no padrão de teste par de linhas. Consideremos novamente a figura 3.10a onde tem-se um ponto focal de dimensão a irradiando um objeto a uma distância d_1 . O objeto consiste de duas linhas finas com largura o e separadas por um espaço também de largura o , sendo que esta dimensão deve ser menor que o tamanho do ponto focal. Quando as imagens obtidas em cada um dos planos (A, B, C e D), são lidas por um microdensitômetro na direção x , obtêm-se os padrões de intensidade que são mostrados na figura 3.10b. As imagens obtidas nos planos A e B indicam a presença de duas linhas de absorção e dois intervalos separando estas linhas. Na imagem obtida no plano C, as penumbras produzidas pelas linhas de absorção interagem e apagam a separação entre as linhas. No plano D a interação entre as penumbras faz com que a separação entre as linhas de absorção volte a aparecer, porém numa posição invertida com relação as imagens dos planos A e B. O ponto onde ocorre a situação vista no plano C é representado pela equação 3.19. Um padrão de teste estrela pode ser visto como se fosse constituído de muitos padrões de teste par de linhas, onde cada diâmetro da estrela corresponde a um par de linhas de tamanhos diferentes. Uma imagem radiográfica magnificada do padrão de teste com um ponto focal de tamanho a tem um par de linhas de dimensão o que satisfaz a equação 3.19. Por isso, para algum diâmetro d da estrela haverá uma falha de borrimento produzida pelas penumbras dos absorvedores de raios-X. Esta situação é ilustrada na figura 3.13. Dessa maneira, o tamanho do ponto focal pode ser obtido pela seguinte equação:

$$a = (\pi \theta M d) / (180(M-1)) \quad (3.20)$$

onde θ é o ângulo das ranhuras da estrela.

Um esquema de um padrão de teste estrela é mostrado na figura 3.14.

FIGURA 3.13 - Esquema de funcionamento do padrão de teste estrela

FIGURA 3.14 - Desenho de um padrão de teste estrela, formado por materiais
raiopacos e transparentes

Até agora escreveu-se apenas sobre uma dimensão do ponto focal, mas na verdade o padrão de teste estrela pode fornecer a dimensão do ponto focal, em qualquer direção; para isto basta fazer a leitura do diâmetro de falha de borramento na direção desejada.

3.7 INFLUÊNCIA DA DISTRIBUIÇÃO DE INTENSIDADE NOS MÉTODOS DE MEDIDA DO PONTO FOCAL

Não há consenso entre os pesquisadores do quanto a distribuição de intensidade influencia as medidas de dimensão do ponto focal, tanto é que os próprios propositores de métodos de medida alertam para o fato e fazem considerações a respeito como SPIEGLER & BRECKINRIDGE (1972) e KUNTKE (1957). Este último afirma que a correção para a câmara de orifício é uma aproximação para pontos focais com outras distribuições de intensidade diferentes da uniforme. De acordo com o item 3.3.3, a correção apresentada por NIELSEN (1980) para determinar as dimensões do ponto focal praticamente exclui o efeito da distribuição de intensidade, pois é possível extrair o tamanho do ponto focal sem o problema do limite da borda. A curva da distribuição de intensidade pode ser lida na própria imagem do ponto focal.

No caso do padrão de teste estrela, SPIEGLER & BRECKINRIDGE (1972), ao apresentarem o método, já fazem considerações a respeito da influência da distribuição de intensidade na medida da falha de borramento. Pontos focais com pico duplo produzem imagens duplas de objetos pequenos, quando radiografados em magnificação elevada. Esse tipo de avaliação pode ser feita através de diagramas semelhantes ao mostrado na figura 3.10. A figura 3.15 apresenta um diagrama feito para um foco que é um par de linhas separadas por uma pequena distância f , que na verdade é o tamanho do foco. Pode-se observar que praticamente não há penumbra que produza efeito de nulo. Nesse caso, os autores calcularam uma nova equação para obtenção da dimensão do ponto focal com base na imagem do padrão estrela, onde

$$f = (\pi \phi M d) / (360(M-1)) \quad (3.21)$$

Esta equação difere da equação 3.20 por um fator de 2. Segundo os autores, a equação 3.20 é para calcular a dimensão do ponto focal na direção perpendicular ao eixo

cátodo-ânodo e a equação 3.21 é para calcular a dimensão do ponto focal na direção paralela. No entanto, observando a imagem de um ponto focal percebe-se que ele é uma combinação dos diagramas das figura 3.10 e 3.15, pois o ponto focal apresenta um gradiente de radiação do centro para as bordas. Então ocorre a situação apresentada no diagrama da figura 3.16, onde o ponto focal é considerado uma combinação de uma fonte puntual com uma linha de radiação. Ocorre então o aparecimento do efeito de nulo porém, com menos intensidade e não tão nitidamente quanto no caso de uma distribuição de intensidade uniforme.

FIGURA 3.15 - Distribuição de intensidade formada por um ponto focal composto de duas fontes puntuais, em vários planos de imagem

SPIEGLER & BRECKINRIDGE (1972) concluem que a imagem do ponto focal obtida com o padrão estrela é complexa e inclui informações da dimensão do foco associada a distribuição de intensidade. Entretanto, para eles, ela

fornece ao radiologista um número mais preciso que a câmara de orifício e dá uma idéia do limite de resolução. Eles escrevem também, que os fabricantes têm demonstrado interesse em resolver o problema do foco, para obter uma distribuição de intensidade o mais uniforme possível, o que melhora a condição da medida através do padrão estrela. Além disso, como teste de rotina, o padrão estrela é mais prático, pois não depende de um alinhamento muito preciso no centro do campo e a exposição é menor.

FIGURA 3.16 - Distribuição de intensidade formada por um ponto focal composto de uma fonte puntual e uma fonte linear, em vários planos imagem.

BERNSTEIN *et al.* (1974) fazem uma simulação da influência da distribuição de intensidade em pares de linha. Eles concluem que as medidas obtidas através das técnicas de resolução (padrão de barras e padrão estrela) dependem da interpretação do resultado da frequência de borramento. Essa frequência é interpretada com a suposição

de uma distribuição uniforme, pois é a que produz o melhor efeito de nulo e é isto que o observador procura, a melhor falha de borramento na imagem do padrão estrela. Por outro lado, os radiologistas estão preocupados com a capacidade de resolução do ponto focal, independente da distribuição de intensidade. A câmara de orifício fornece diretamente as dimensões e indica a presença da não uniformidade do ponto focal, sem dar informações da capacidade de resolução.

Os métodos que usam as funções de transferência e a raiz média quadrática (RMQ) não estão sujeitos a erros de medida por causa da distribuição de intensidade, pois esses métodos levam-na em consideração. Porém, deve-se lembrar que eles avaliam o ponto focal sobre uma única linha numa direção escolhida, não levam em conta a distribuição de intensidade em outras direções.

É possível avaliar o ponto focal como um todo, mas para isso é preciso coletar FELs em várias direções e analisar todo o conjunto de dados. Essa análise não é trivial, demanda profundos conhecimentos sobre funções de transferência.

3.8 COMPARAÇÃO ENTRE OS MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DO PONTO FOCAL

Vários métodos de avaliação do ponto focal foram desenvolvidos com o intuito de prever as deformações causadas nas imagens radiográficas (KUNTKE (1957); ROSSMANN (1969); RAO (1971); SPIEGLER & BRECKINRIDGE (1972); DOI & ROSSMANN (1974) e KRATZAT (1988)). Alguns métodos sofreram modificações para se tornarem mais viáveis, como foi o caso do padrão de barras que evoluiu para o padrão estrela (RAO (1971) e SPIEGLER & BRECKINRIDGE (1972)). Desta evolução resultou que quatro métodos predominam na literatura de avaliação de ponto focal; método da câmara de orifício, método da câmara de fenda, método do padrão estrela e o método das funções de transferência. Muitas comparações entre os três primeiros métodos têm sido feitas por autores da área, como SPIEGLER & BRECKINRIDGE (1972); MOORES & ROECK (1973); ROBINSON & GRIMSHAW (1975); TREFLER & GRAY (1976); BURGESS (1976c); DOI *et al.* (1982); EVERSON & GRAY (1987); KRATZAT (1988); NICKOLOFF *et al.* (1990); SMITH *et al.* (1992); LAW (1993) e SMITH & CHATZIIIOANNOV (1993).

3.8.1 Método do padrão estrela

Depois de apresentado por SPIEGLER & BRECKINRIDGE (1972), o método do padrão estrela foi bastante difundido e usado, principalmente pela indústria, tanto é que as vezes é citado como padrão estrela Siemens (MOORES & ROECK (1973)). Os pesquisadores que avaliam a influência do ponto focal sobre a qualidade da imagem esforçam-se em comparar, principalmente, o método da câmara de orifício, do padrão estrela e o da câmara de fenda.

As vantagens do método padrão estrela são: 1) é baseado na observação de uma falha de borramento, que é mais fácil de ser observada do que o limite de uma penumbra e por isso o resultado das medidas são mais precisos (SPIEGLER & BRECKINRIDGE (1972); ROBINSON *et al.* (1975);

DOI et al. (1982)); 2) A leitura não depende de um controle rigoroso da densidade de exposição no filme (DOI et al., (1982)); 3) pequeno tempo de exposição, conseqüentemente baixa carga do tubo. EVERSON & GRAY (1987) fizeram medidas com sistema tela-filme adequados e magnificação adequada usando o padrão estrela. Eles alegam que o sistema tela-filme não introduz erros significativos nas dimensões do ponto focal. No entanto, comparando a obtenção da imagem do ponto focal usando a câmara de orifício, com filme odontológico sem tela e a obtenção da imagem do padrão estrela usando sistema tela-filme, a diferença de dose chega a 600 vezes, ou seja, para obtenção de imagem com câmara de orifício é necessário um tempo de exposição 600 vezes maior que para obtenção da imagem do padrão estrela com sistema tela-filme.

Por outro lado, o método é muito discutido com relação à influência que sofre da distribuição de intensidade do ponto focal. SPIEGLER & BRECKINRIDGE (1972) fizeram os cálculos para obtenção das dimensões de um ponto focal com distribuição de intensidade uniforme e para um ponto focal com outra distribuição de intensidade. Considerando uma distribuição de intensidade que chega ao extremo de ser próxima de duas fontes pequenas separadas por uma pequena distância, o cálculo das dimensões do ponto focal sofre uma variação de 2 vezes em relação a uma fonte com distribuição de intensidade uniforme. Vários autores detectaram que a influência da distribuição de intensidade na imagem do padrão estrela produz discrepância nas medidas (MOORES & ROECK, (1973); BERNSTEIN et al. (1974); ROBINSON et al. (1975); KRATZAT (1988) e NICKOLOFF et al. (1990)).

Foi apresentado por DOI et al. (1982) casos em que havia uma discrepância de quatro vezes no valor da dimensão do ponto focal obtida com o padrão estrela e outros três métodos de medida de ponto focal. Posteriormente, numa análise mais cuidadosa das imagens do padrão estrela, DOI et al. (1982) encontraram falhas de resolução muito sutis nas regiões onde eram esperadas as falhas que davam

dimensões do ponto focal próximas daquelas encontradas através de outros métodos. Os motivos que levaram essas falhas de borrimento a ficarem mais fracas é desconhecido.

NICKOLOFF *et al.* (1990), afirmam textualmente que o método do padrão estrela só tem precisão quando a distribuição de intensidade do ponto focal for uniforme.

Devido à influência que a distribuição de intensidade do ponto focal causa na imagem do padrão estrela, KRATZAT (1988) escreve que tal método nem sequer é reconhecido pelas normas internacionais como método de medida de ponto focal. O padrão estrela é considerado apenas um método de determinação do limite de resolução.

3.8.2 Método da câmara de orifício

Quando fazem comparação dos métodos de medidas de pontos focais, a maioria dos autores afirmam que a técnica da câmara de orifício está muito bem especificada nos padrões internacionais, como ICRU, ASA, IEC, NEMA e DIN. Estas normas incluem informações da construção da câmara tais como: forma e diâmetro do furo, material do diafragma, condições de operação, tipo de filme a ser usado para produção da imagem, intensidade que a imagem deve ter no filme, métodos de leitura das medidas da imagem e correções das medidas devidas à deformação geométrica introduzida pela câmara. A normatização destes parâmetros visa a obtenção de valores muito próximos dos valores das dimensões real do ponto focal (SPIEGLER & BRECKINRIDGE (1972); ROBINSON & GRIMSHAW (1975); TREFLER & GRAY (1976); EVERSON & GRAY (1987) e KRATZAT (1988)).

As grandes restrições atribuídas à técnica da câmara de orifício por estes autores são: 1) a presença da penumbra na imagem do ponto focal, que introduz um nível de incerteza na medida das dimensões do mesmo. Inclusive as próprias normas internacionais indicam que estudos melhores devem ser feitos para que as correções sejam melhoradas; 2)

a alta dose exigida para a formação da imagem. Essa dose é necessária devida ao pequeno diâmetro do orifício, porém, é prejudicial ao tubo por causa do longo tempo de exposição; 3) a dificuldade de avaliar pontos focais com dimensões inferiores a 0.3mm, pois o diâmetro do furo deve ser ao menos dez vezes menor que o diâmetro do ponto focal e não é possível construir câmaras de orifício com diâmetro menor que 0,030mm devido aos fatores mencionados no item 3.4 (a construção da câmara de orifício é limitada pela espessura do diafragma que é função do diâmetro do furo).

Apesar da incerteza contida nas medidas realizadas com câmaras de orifício, os resultados apresentados por DOI *et al.* (1982) indicam que as medidas feitas por observadores treinados apresentam pouca variação. EVERSON & GRAY (1987) confirmam e quantizam os resultados de DOI *et al.* (1982). Eles escrevem que o erro na medida do ponto focal através da câmara de orifício não chega a 5% e a repetibilidade das medidas é boa.

3.8.3 Método da câmara de fenda

O método da câmara de fenda era inicialmente utilizado para obtenção da FEL de um ponto focal (ROSSMANN (1969)), mas a partir da década de 80, ele tem sido usado também para obtenção das dimensões do ponto focal. O padrão norte-americano "National Electrical Manufacturers Association" (NEMA) estabeleceu normas para utilização da câmara de fenda na obtenção das dimensões do ponto focal.

Por ter o mesmo princípio da câmara de orifício as medidas obtidas através da câmara de fenda apresentam valores próximos àqueles obtidos através da câmara de orifício. A vantagem da câmara de fenda é que ela praticamente não introduz deformações geométricas na imagem, pois pode ser construída com espaçamento de 10 μm . Por outro lado, ela não proporciona uma imagem do ponto focal e fornece apenas uma dimensão. Para se obterem duas

dimensões do ponto focal devem-se fazer duas imagens de fenda e com a fenda orientada nas direções perpendiculares àquela em que se deseja obter a medida.

3.8.4 Método das funções de transferência

O método das funções de transferência é considerado o mais preciso, pois os resultados são lidos eletronicamente. A repetibilidade do método é praticamente 100%. Porém, o processo para obtenção do resultado final é complicado. Para avaliação rotineira de um sistema, o método é completamente inviável.

A interpretação do resultado final não estabelece uma boa relação física com a qualidade da imagem. A interpretação mais comum é a do primeiro mínimo. Quanto maior o primeiro mínimo da FTM, melhor o sistema. Porém, isso só é verdade se a distribuição de intensidade do ponto focal for uniforme o que produz uma FTO igual a uma função "sinc" ($\text{sen}(x)/x$). Quando a distribuição de intensidade não é uniforme a resposta do sistema não é função "sinc". DOI (1974) usa a FEL para calcular o RMQ e com isso tornar a avaliação independente da distribuição de intensidade.

Ocorrem respostas em que a concavidade da curva da FTM de um sistema 1 é próxima do eixo da intensidade e o primeiro mínimo tende assintoticamente para uma frequência espacial alta (sistema 1, figura 3.17), ou a resposta de um sistema 2, em que a concavidade da curva é afastada do eixo da intensidade e o primeiro mínimo ocorre com frequência espacial baixa (sistema 2, figura 3.17). Uma proposta para avaliar sistemas desse tipo foi feita por SCHIABEL et al. (1994), onde são estabelecidos parâmetros de avaliação da FTM, que são área sob a curva, área sob a curva com corte de 3dB e primeiro mínimo. A cada parâmetro foi atribuído um pesos (P1, P2 e P3). Estes pesos entraram como parâmetros de uma equação que permite fazer comparações entre curvas

distintas e estabelecer qual o melhor sistema.

FIGURA 3.17 - Dois sistemas de raios X em que os pontos focais não apresentam distribuição de intensidade uniforme.

3.9 Conclusão

Praticamente não há, na literatura, polêmica quanto às dimensões obtidas pelo método da câmara de fenda e câmara de orifício. As deformações causadas pelas câmaras sobre a imagem do ponto focal, são bem conhecidas. Ao contrário, os efeitos do ponto focal sobre as imagens do padrão estrela geram bastante discussão, pois ainda não há uma maneira de se saber se o padrão estrela retrata ou não a realidade das dimensões do ponto focal.

Segundo EVERSON & GRAY (1987), há uma discrepância grande entre os métodos de medida (câmara de orifício, câmara de fenda e padrão estrela), principalmente com relação ao padrão estrela. No entanto, a variação das medidas para o mesmo método não chega a 5%. Como não há consenso sobre qual método é mais preciso, os trabalhos publicados recentemente, que fazem avaliação do ponto focal, SMITH *et al.* (1992); LAW (1993) e SMITH *et al.* (1993), tem trazido medidas realizadas através dos três métodos.

O método da câmara de orifício tem um argumento forte a seu favor. Foi o único em que as medidas foram comparadas a um ponto focal com dimensões conhecidas. Isto ocorreu na avaliação feita por POLANSKY & O'CONNOR (1954) e uma segunda vez em NIELSEN (1980). Ambos usaram pastilhas de elementos radioativos como fonte de radiação para impressionar o filme. Essas pastilhas tinham dimensões conhecidas. Nenhuma experiência semelhante que avalia os outros métodos de medida foi encontrada na literatura. Em tubos de raios-X não há como saber o tamanho real do ponto focal para analisar se o tamanho obtido através de qualquer método é real ou não.

Quando um trabalho avalia sistemas radiográficos em função do tempo de uso, condições de operação, ou seja, testes de rotina, os dados são fornecidos apenas usando os métodos práticos (fenda, câmara de orifício e/ou padrão estrela). Os métodos de funções de transferência só aparecem quando os trabalhos são de questionamento do sistema de medida. Este método é tomado como base para comparação dos métodos práticos de medida. Isto ocorre devido ao grande respaldo teórico que as funções de transferência apresentam.

CAPÍTULO 4

CARACTERÍSTICA DE CAMPO DO PONTO FOCAL

4.1 - INTRODUÇÃO

Quando se deseja analisar a qualidade da imagem radiológica, um fator que deve ser levado em conta é a característica de campo. A imagem de um objeto colocado em diversas posições do campo de radiação não está sujeita às mesmas deformações. Essa variação na deformação da imagem ao longo do campo é tão significativa que certos objetos de interesse clínico podem ser vistos quando colocados em algumas regiões e não em outras.

Apesar disso, nenhum método de avaliação da deformação da imagem leva em conta a característica de campo, devido a complexidade embutida. Normalmente os métodos avaliam a deformação para pequenas regiões do campo, onde a característica de campo pode ser negligenciada.

Neste capítulo são estudados os trabalhos que avaliam a característica de campo e as leis geométricas que a explicam.

4.2 - MODELAMENTO DA CARACTERÍSTICA DE CAMPO

De acordo com DOI (1977), a característica de campo é o fenômeno que causa a deformação geométrica na imagem de um objeto posicionado ao longo do campo de radiação de um aparelho de raios-X. Essa deformação é dependente da posição do objeto sobre o plano objeto e é produzida pela angulação do ânodo.

A característica de campo é um fator muito relevante na formação da imagem. Vários autores trataram deste assunto, entre eles DOI (1965) procura encontrar uma lei de variação para a imagem do ponto focal em todo o campo de radiação. Então, ele apresenta uma transformada que permite calcular a deformação sofrida pela imagem, em função da

imagem lida no centro do campo. Dadas as condições puramente geométricas a função de espalhamento de ponto (FEP), que nada mais é que a imagem do ponto focal produzida por uma câmara de orifício ideal, pode ser escrita para todo o campo de radiação como:

$$f_{\lambda}(x_1, y_1) = f\{x_c + y_c[1 + \tan(\theta)\tan(\beta)]\tan(\gamma), y_c[1 + \tan(\theta)\tan(\beta)]\} \quad (4.1a)$$

ou

$$x_1 = x_c + y_c(1 + \tan(\theta)\tan(\beta))\tan(\gamma) \quad (4.1b)$$

e

$$y_1 = y_c(1 + \tan(\theta)\tan(\beta)) \quad (4.1c)$$

onde: x_1, y_1 é um ponto genérico no plano imagem;

x_c, y_c é o ponto no plano imagem sob o raio central;

θ é o ângulo entre o plano estendido do alvo e o plano imagem;

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

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

Todos estes parâmetros podem ser vistos na figura 4.1.

MOORES & ROECK (1973) estudaram essa transformada da FEP, equacionada em DOI (1965) e seus efeitos na capacidade de resolução de imagens, sobre todo o campo de radiação e compararam os resultados com as equações 4.1a e 4.1b, em função dos ângulos β e γ , sendo que θ é intrínseco do tubo.

Eles montaram, sob o feixe de um aparelho de raios-X, um suporte reticulado como sendo o plano objeto. Sobre esse reticulado foram colocados objetos que permitiram avaliar a deformação sofrida pela FEP no plano imagem. O suporte reticulado era uma placa de lucite com 1/8 de polegada e

dividido numa matriz 7x7 com 35cm de lado, ou seja, cada unidade do reticulado era um quadrado com 5cm de lado. Assim o mesmo objeto poderia ser colocado em cada um dos quadrados, identificados com letras e números para localizar a imagem do objeto sobre o plano imagem, conforme esquematizado na figura 4.1. As mesmas marcações foram feitas no plano imagem, porém com as medidas multiplicadas por dois, já que a magnificação também são duas vezes. O centro do campo foi determinado por um método de paralaxe e foi posicionado na unidade D4; além disso, o suporte reticulado foi posicionado de maneira que o eixo cátodo-ânodo ($\gamma=0$) ficasse sobre a coluna 4.

A distância do ponto focal ao plano-objeto e do plano-objeto ao plano-imagem foram ambas de 85cm. Essa configuração permitiu um campo de radiação grande e uma medida precisa dos ângulos β e γ , já que as equações 4.1a e 4.1b são função destes ângulos. O ângulo θ que é intrínseco da construção do ânodo, era de 76 graus (figura 4.1).

Uma maneira de se obter a deformação da FEP é fazer medidas de resolução em imagens de objetos com tamanho variável, ou seja, obter a menor dimensão de objeto para o qual a imagem é resolvida.

As medidas de resolução foram feitas usando imagens do padrão de teste estrela Siemens, colocado em cada uma das unidades do reticulado, para que se pudessem testar as equações 4.1a e 4.1b. Medidas extras foram feitas na fila A no final do ânodo, com a intenção de estudar melhor os efeitos da deformação quando a variação de γ é máxima e β é fixo. Analogamente, a direção de $\gamma=24^{\circ}42'$, foi escolhida para possibilitar uma maior variação de β . Este valor de γ corresponde à linha que vai do ponto de "cutoff" à unidade G1 do reticulado conforme a figura 4.1. Os valores da resolução foram obtidos do padrão estrela Siemens correspondentes às direções X e Y. O ponto de falta de resolução foi tido como o ponto do início de borramento da imagem do padrão de teste estrela e o valor da resolução foi dado como o diâmetro entre dois pontos de início de

borramento numa mesma direção (Dx ou Dy). Para obtenção destas medidas usou-se um microscópio com um Nônio de 0,01mm.

Os resultados de MOORES & ROECK (1973) apresentaram variações aproximadamente lineares para as dimensões do ponto focal. O tamanho do foco na direção X mostrou-se constante quando $\gamma = 0$ e β qualquer, mas apresentou uma pequena variação (quando comparada a dimensão do foco nesta direção) quando γ assumiu outros valores. O tamanho do ponto focal na direção Y apresentou uma variação considerada linear com relação a $\tan(\beta)$. O mesmo ocorreu com relação a $\tan(\gamma)$.

FIGURA 4.1 - Desenho do modelo experimental usado por

MOORES & ROECKS (1974).

A variação ocorrida na direção X não é prevista e foi atribuída a três possibilidades: 1) ajuste do olho aos dados; 2) imprecisão na medida da resolução; 3) variação da distribuição da intensidade de radiação na direção do eixo cátodo-ânodo, que altera o valor da leitura.

MOORES & ROECK (1973) concluem que é surpreendente a variação na capacidade de resolução na direção Y com o ângulo β . Essa grande variação, prevista em DOI (1965), ocorre devido a angulação do ânodo, que por sua vez, produz variação na dimensão da direção Y do ponto focal quando β varia.

BURGESS (1977c), procura ampliar o conceito de característica de campo, comparando a transformada de DOI (1965) com o trabalho apresentado em MOORES & ROECK (1973) e também avaliando o ponto focal para outro tipo de configuração de tubo, que além da angulação do ânodo, inclui uma rotação.

Segundo BURGESS (1977c) o principal problema da transformada apresentada em DOI (1965) (equações 4.1a e 4.1b) é a localização correta do sistema de coordenada (X,Y). Essa localização só é possível se o eixo Y, (ângulo $\gamma = 0$) for perpendicular a linha de intersecção do plano imagem com o plano estendido do ponto focal, como pode ser observado na vista lateral da figura 4.2. Porém, existem casos em que o ponto focal está rotacionado (figura 4.2, vista frontal) e o ângulo entre a linha de intersecção dos planos e o eixo Y não é 90° , por essa razão a FEP no centro do campo deixa de ser um retângulo e passa a ser um paralelogramo em que seus lados não estão orientados de acordo com os eixos X_Y (figura 4.3a).

Dessa maneira, BURGESS (1977c) procura definir uma nova origem e uma nova orientação para o sistema de coordenadas X_Y, sobre o plano imagem. Assim, um vetor unitário OQ é construído de modo que seja perpendicular ao plano do foco e passe direto pelo centro deste (figura 4.2, vista lateral). Um plano é construído, de maneira que seja perpendicular ao plano imagem e também contenha o vetor

unitário OQ (figura 4.2, vista frontal) e a linha de intersecção deste plano com o plano imagem, define o eixo Y. Finalmente, com relação à vista de topo (figura 4.2), outro plano é construído, perpendicular ao eixo Y e passando pelo centro do foco. A intersecção deste último plano com o plano imagem define o eixo X. O ponto B está localizado na intersecção dos eixos X e Y, formando sua origem. O ponto A é a intersecção do plano focal estendido com o eixo Y (ponto de "cutoff"). A linha que sai do centro do ponto focal e atinge o ponto B no plano imagem é conhecida como 'raio central' e o eixo Y é paralelo ao eixo cátodo-ânodo. Esse sistema de coordenadas com origem no ponto B é o mesmo que o sistema definido em DOI (1965), mas somente é utilizado quando o ânodo não é rotacionado e quando o plano imagem é horizontal.

Um novo sistema de coordenadas, que leve em conta a rotação do ânodo de um ângulo σ , deve ser encontrado. O novo sistema de coordenadas fica rotacionado de um ângulo ψ sobre a origem B, onde:

$$\tan(\psi) = \sin(\sigma)\tan(90-\theta) \quad (4.2)$$

Além disso, a origem do novo sistema de coordenadas deixa de ser o ponto B e passa a ser o ponto P (figura 4.2, vista frontal). Então, partindo do centro do foco e atingindo o ponto P tem-se o 'raio principal' do tubo, que é uma referência intrínseca ao foco.

BURGESS (1977c) sugere que, mantendo o plano imagem fixo, o tubo de raios-X deve ser rotacionado até que o raio principal coincida com o raio central. Esse posicionamento pode ser feito usando-se o padrão de teste estrela. Se a imagem do ponto focal é separável (conceito apresentado mais adiante) em qualquer direção, o resultado da imagem do padrão de teste estrela produzida no ponto B será um conjunto de círculos interceptando-se (figura 4.3b). A linha que une os centros dos círculos longitudinais é paralela ao eixo Y do novo sistema de coordenadas, que é

rotacionado de ψ com o eixo cátodo-ânodo. Assim, o tubo deve ser rotacionado de um ângulo σ para que os círculos fiquem perpendiculares entre si, dessa maneira o raio principal irá coincidir com o raio central.

Nessa posição são determinados os tamanhos do ponto focal, que usualmente são descritos em termos de um retângulo equivalente com dimensões $2a$ e $2b$, de acordo com a figura 4.3a.

FIGURA 4.2 - Vista do ânodo segundo BURGESS (1977c).

FEP rotacionada e sobre o raio principal

a

Círculos de borrimento para as respectivas FEPs

b

FIGURA .4.3 a) Retângulos da FEP obtidos pela câmara de orifício; b) círculos do ponto focal obtidos pelo padrão estrela.

BURGESS (1977c) escreve que os resultados experimentais das medidas concordam plenamente com a transformada de DOI (1965). A dimensão do ponto focal na direção X mostrou-se constante em todo o campo de radiação como prevê DOI (1965), mas os resultados apresentados MOORES & ROECK (1973) apresentaram variações nessa dimensão. BURGESS (1977c) discute essa variação em termos do tipo de ponto focal estudado por MOORES & ROECK (1973) que não é separável, essa condição é absolutamente necessária para que as medidas sejam coerentes com a transformada apresentada em DOI (1965).

4.3 - SEPARABILIDADE DO PONTO FOCAL

O conceito de separabilidade do ponto focal é apresentado em BURGESS (1977a). A FEP bidimensional é descrita pela distribuição normalizada $f(x,y)$. Se a FEP é separável, então pode ser descrita pelo produto de duas funções unidimensionais:

$$f(x,y) = f_x(x,0)f_y(0,y) \quad (4.3a)$$

As funções $f_x(x,0)$ e $f_y(0,y)$ podem ser obtidas através da leitura densitométrica da imagem do foco, produzida pela câmara de orifício, ao longo dos eixos coordenados correspondentes. Se a FEP é separável, ela também pode ser calculada através da função de espalhamento de linha (FEL) correspondente, então

$$f(x,y) = s_x(x)s_y(y) \quad (4.3b)$$

onde a FEL pode ser obtida pela leitura densitométrica da imagem produzida por uma fenda, muito estreita e longa quando comparada ao ponto focal, quando esta é colocada no centro do campo. Tais imagens devem ser produzidas nas direções dos eixos coordenados X_Y .

No entanto, BURGESS (1977c) alega que para estabelecer uma FEP separável é condição necessária e suficiente que o produto das FELs lidas em quaisquer direções perpendiculares (não somente sobre os eixos coordenados) satisfaça a igualdade da equação 4.3a.

4.4 - DEFORMAÇÃO GEOMÉTRICA DA IMAGEM DO PONTO FOCAL

Em DOI (1977), é apresentada uma outra abordagem da característica de campo baseada na deformação geométrica da FEP.

Segundo ele, até então a literatura baseava-se em

aproximação de suposições teóricas, e em alguns dados experimentais. Então, ele apresenta uma explicação teórica para a característica de campo do ponto de vista geométrico.

A maior parte dos tubos de raios-X modernos são desenhados com ânodo rotativo, onde o alvo é parte de um cone, porém, a área do alvo onde incidem os elétrons é bem menor que a superfície total do alvo, por isso, assume-se que a área do ponto focal pode ser considerada como um plano. Além disso, a distribuição de intensidade angular de emissão de raios-X não tem qualquer efeito significativo sobre a forma ou distribuição dos detalhes de pequenas imagens, pois a variação do ângulo de emissão dos raios-X, sobre os objetos pequenos, é pequena. Por essa razão, a distribuição angular é considerada uniforme, quando se trata de pequenos objetos. Sabe-se também, que a distribuição da energia de raios-X pode variar sobre a área do ponto focal. A forma e o tamanho da FEP nas diversas posições do campo, variam. Além disso, os diferentes caminhos dos raios-X, dentro do alvo, causam uma distorção no espectro de energia quando observados nas várias posições do campo. Porém, dados quantitativos não são bem conhecidos, mas foi assumido que a característica de campo não é afetada por este fenômeno.

Considerando um tubo com alvo plano, objeto plano e imagem plana, como ilustrados na figura 4.4, o eixo cátodo-ânodo está na direção paralela ao plano objeto e ao plano imagem.

O ângulo do alvo é α ($\alpha = \pi/2 - \theta$) e o plano do alvo intercepta os dois outros planos com ângulo θ (figura 4.4). S_x e S_y são pequenas escalas que especificam a posição do alvo em seu plano, e são usadas para descrever a distribuição de intensidade de raios-X emanados do alvo. A escala S_x é paralela ao plano objeto e ao plano imagem e a escala S_y é perpendicular a escala S_x . As duas escalas se interceptam no ponto T que é considerado o centro do ponto focal. O raio central é definido como uma linha vertical do

ponto T ao plano objeto e ao plano imagem, que cruzam estes planos nos pontos G e C respectivamente. A distância entre T e G é d_1 e entre G e C é d_2 . Uma extensão da escala S_y cruza o plano objeto e o plano imagem nos pontos H e D respectivamente. Um raio arbitrário chegando num ponto A no plano imagem cruza o plano objeto no ponto E. Foi usado um raio complementar chegando aos pontos B e F do plano imagem e objeto respectivamente, de modo que a linha AB seja paralela à intersecção do plano imagem com o plano do alvo. Com esta geometria (figura 4.4) a localização de um raio arbitrário no plano imagem pode ser especificada por dois ângulos β e γ , onde β é o ângulo DTC e γ é o ângulo ADB. O ângulo β é positivo na direção do cátodo e o ângulo γ é positivo do lado direito quando o observador fica de frente para o alvo. Em situações práticas, β não pode ser menor que $-\alpha$.

Duas coordenadas cartesianas são empregadas para descrever a deformação geométrica da FEP no plano imagem. As coordenadas (x, y) e (x', y') que são aplicadas no centro do campo e nas posições arbitrárias respectivamente, onde os eixos x e x' são paralelos à escala S_x . As origens destas coordenadas estão no centro das respectivas FEPs, no caso os pontos C e A.

A pirâmide ilustrando as pequenas escalas do alvo e do plano imagem está mostrada na figura 4.5. Entretanto, a deformação geométrica da FEP corresponde à imagem do ponto focal no plano imagem considerando-se que as pequenas escalas na área do alvo são as dimensões laterais do ponto focal obtidas com a câmara de orifício colocada em várias posições do campo.

No centro, as escalas S_x e S_y são projetadas como escalas S_k e S_c respectivamente, sendo que uma câmara de orifício é colocada no ponto G. Analogamente, nas outras duas posições A e B, as respectivas pequenas escalas (S_k, S_a) e (S_k, S_b) , são obtidas das imagens das escalas (S_x, S_y) com a câmara de orifício. Para estas três posições A, B e C as escalas colocadas em correspondência a S_x , são

paralelas entre si e seus tamanhos são os mesmos, pois as escalas S_x estão num plano paralelo ao plano objeto e ao plano imagem. No entanto, os tamanhos das pequenas escalas S_a e S_b são diferentes da escala S_c , pois a escala S_y está no plano oblíquo ao do alvo.

FIGURA 4.4 - Geometria usado no calculo da FEP em qualquer posição do campo.

As relações entre o tamanho de pequenas escalas para várias posições são agora derivadas da magnificação m que é definida como:

$$m = 1 + d_2/d_1 \quad (4.4)$$

Para as posições A, B e C os tamanhos das pequenas escalas S_x e S_k são retratados simplesmente com base na semelhança de dois triângulos, onde:

$$S_k = (m - 1)S_x \quad (4.5)$$

Na posição central na direção do eixo Y o tamanho da pequena escala é dado por:

$$S_c = S_y \sin(\alpha) d_2 / (d_1 - S_y \cos(\alpha)) \quad (4.6)$$

Similarmente para a posição B, a escala S_b é dada pela pequena escala S_c como:

$$S_b = (S_y \sin(\alpha) + S_y \cos(\alpha) \tan(\beta)) d_2 / (d_1 - S_y \cos(\alpha)) = S_c(1 + \cot(\alpha) \tan(\beta)) \quad (4.7)$$

onde a última igualdade já está substituída na equação (4.6)

Na posição arbitrária A, a relação entre S_a e S_y é obtida pelo mesma aproximação geométrica obtida para a posição B. Porém, é usado como ajuda o triângulo IJK, que está num plano paralelo ao plano objeto e ao plano imagem, como mostrado na figura 4.5. Então, os dois triângulos IJK e ABD são semelhantes. Dois lados no triângulo pequeno são escritos como: $KJ = IK \cos(\gamma)$. Assim, tem-se:

$$S_a = S_b / \cos(\gamma) = S_c(1 + \cot(\alpha) \tan(\beta)) / \cos(\gamma) = k S_c \quad (4.8)$$

onde k é constante definida como:

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

k é um indicador do tamanho da escala da posição arbitrária relativa ao tamanho da escala na posição central. Deve-se notar que a escala S_a não é paralela à escala S_c .

FIGURA 4.5 - Pirâmide ilustrando as pequenas escalas no plano do alvo e no plano imagem.

4.4.1 - DERIVAÇÃO DA FEP

As FEPs para a posição central e posições arbitrárias são definidas como $f_a(x,y)$ e $f_a(x',y')$ respectivamente. A relação entre as pequenas escalas e coordenadas cartesianas são ilustradas na figura 4.6. Entretanto, as escalas (S_k e S_c) são perpendiculares entre si. Na posição arbitrária, as escalas (S_k e S_a) têm coordenadas oblíquas como mostra a figura 4.6b, onde um ponto determinado por estas escalas é denotado pelas coordenadas cartesianas (x',y') . Além disso, o ponto (x,y) determinado pelas escalas (S_k, S_c) para o

feixe central é mostrado na figura 4.6a, como uma sobreposição. O significado físico destes pontos é mostrado como segue. O ponto (x,y) definido pelas pequenas escalas (S_k, S_c) próximo do centro no plano imagem corresponde ao ponto especificado pelas pequenas escalas (S_x, S_y) no plano do alvo. Em outras palavras, os raios-X emanados de um ponto específico (S_x, S_y) , alcançam o ponto (x,y) sem interrupção através da câmara de orifício colocada em G. Se a câmara é colocada em E, os raios-X emanados do mesmo ponto acima, alcançam o ponto (x',y') especificado pelas pequenas escalas (S_k, S_a) , nas proximidades de A. Por esta razão, a intensidade de raios-X $f_a(x',y')dx'dy'$ observado em uma pequena área $dx'dy'$ com um ponto (x', y') próximo ao ponto arbitrário no plano imagem é igual ou proporcional a intensidade de raios $x f(x,y)dxdy$ observada numa pequena área $dxdy$ ao redor de um ponto central (x,y) . Portanto usando a constante k' tem-se:

$$f_a(x',y')dx'dy' = k'f(x,y)dxdy \quad (4.9a)$$

ou

$$f_a(x',y') = k'f(x,y)dxdy/dx'dy' \quad (4.9b)$$

onde a razão da pequena área nos dois sistemas coordenados $(dxdy/dx'dy')$ é igual ao valor absoluto do Jacobiano para as duas coordenadas, que são relatadas como mostra a figura 4.6 e dados por:

$$x = x' - y'\tan(\gamma) \quad (4.10)$$

$$y = y' / k \cos(\gamma) \quad (4.11)$$

Assim, usando as equações 4.10 e 4.11 nas equações 4.9a e 4.9b, a FEP para a posição arbitrária é derivada da FEP no centro por uma transformada e dada por:

$$f_a(x',y') = (k' / k \cos(\gamma)) \cdot f\{x' - y'\tan(\gamma), y'/k \cos(\gamma)\} \quad (4.12)$$

Está implícito que, se a FEP é medida no centro do campo, a FEP em qualquer outra posição pode ser calculada pelo uso da equação (4.12). Porém, o fator $k'/k \cos(\gamma)$ na equação (4.12) varia lentamente sobre o campo de radiação. Sua influência sobre o tamanho e a forma da FEP é pequeno quando comparado com o efeito da transformação coordenada. Por essa razão, este fator pode ser considerado uma constante, desse modo, isto não é importante para a discussão da análise da imagem.

FIGURA 4.6 - Relação entre as pequenas escalas. a) na posição central do campo;
b) numa posição arbitrária do campo

Outros fatores da característica de campo tornam-se importantes quando outros parâmetros são introduzidos. Como foi discutido, a posição no campo pode ser especificada pelos ângulos β e γ . Entretanto, um outro método que usa as coordenadas cartesianas (X e Y) no plano imagem é bem aproveitado. A relação entre os dois métodos é ilustrada na figura 4.7. O eixo Y é positivo para o lado do cátodo e o eixo X é positivo do lado direito visto do ânodo. A distância entre ponto focal e a imagem é d . A conversão matemática entre os dois métodos é prontamente obtido das seguintes equações:

$$\begin{aligned} X &= d(\tan(\alpha) + \tan(\beta))\tan(\gamma) \\ Y &= d \tan(\beta) \end{aligned} \quad (4.13)$$

$$\begin{aligned} \beta &= \arctan(Y/d) \\ \gamma &= \arctan[X/(Y + d \tan(\alpha))] \end{aligned} \quad (4.14)$$

DOI (1977) conclui que a deformação da FEP para qualquer posição do campo pode ser obtida através do feixe central. O que significa que obtendo a FEP no centro do campo, suas medidas e outras propriedades da imagem, pode-se obter a FEP para qualquer posição do campo.

FIGURA 4.7 - Sistemas de coordenadas cartesianas (X, Y) e sistema de coordenadas de campo (β, γ) .

4.5 - CONDIÇÃO DE INVARIÂNCIA ESPACIAL NO CAMPO DE RADIAÇÃO

Segundo DOI (1975b), para aplicação dos mecanismos de avaliação da não nitidez geométrica (FEL, FEP, FTM) é necessário que as condições de linearidade e invariância espacial sejam satisfeitas. Porém, devido a angulação do ânodo e a espessura do objeto, está claro que estas condições não estão satisfeitas.

A questão de invariância espacial também tem

importantes implicações na análise de imagens de raios-X, pois as imagens podem ser calculadas pela integral de convolução do padrão de entrada (objeto) com a FEP ou FEL se obedecer à condição de invariância espacial.

A invariância espacial foi estudado experimentalmente e calculado teoricamente por DOI (1975b). O estudo foi específico para vasos sanguíneos e aplicações angiográficas. Para isso ele utilizou cilindros de cobre que simulam vasos sanguíneos com solução contrastante.

DOI (1975b) mostrou que as imagens de raios-X do pequeno objeto cilíndrico, calculadas com a suposição de um feixe monocromático, estão de acordo com os dados experimentais. Os resultados já eram esperados, pois a curva de atenuação de radiação policromática pode ser vista como linear, num gráfico semi-log, para uma pequena faixa que é maior do que o diâmetro do vaso. Em outras palavras, numa pequena região do campo de radiação, ou para um pequeno objeto, no caso o vaso sanguíneo, as condições de invariância espacial e linearidade são consideradas satisfeitas e os mecanismos de avaliação podem ser aplicados nessa região.

4.6 - APLICAÇÕES DA CARACTERÍSTICA DE CAMPO

Em KRATZAT (1988), é discutida a importância da característica de campo na técnica de magnificação, quando empregada em mamografia para detecção de microcalcificações e diagnóstico precoce de câncer de mama. Para aplicação da técnica de magnificação, é importantíssimo o tamanho do ponto focal; por essa razão, é aproveitada a parte do campo de radiação onde o ponto focal é menor e que compreende do feixe central para o lado do ânodo.

A parte da mama próxima ao tórax, que é particularmente interessante do ponto de vista de diagnóstico, deveria ser colocada onde o ponto focal é menor, mas não é isso que ocorre. O lado do tórax é

colocado sob o feixe central onde o ponto focal do mamógrafo apresenta as maiores dimensões. Clinicamente, o lado do tórax colocado no campo de radiação do lado do ânodo é interessante, porém fisicamente não é possível, já que o lado mais espesso da mama ficaria do lado onde o aparelho apresenta uma intensidade de radiação menor, o que não é conveniente, pois a parte mais espessa da mama necessita de uma dose maior para que ocorra maior penetração nos tecidos e o filme receba uma densidade de radiação mais uniforme.

Em NICKOLOFF *et al.* (1990) há um estudo da resolução mamográfica, onde a característica de campo é novamente avaliada, porém somente ao longo do eixo cátodo-ânodo. A característica de campo é usada para ampliar o controle de qualidade da resolução de imagens em conjunto com outros fatores: a magnificação e distribuição de intensidade de raios-X na área do ponto focal.

Como existem diferenças geométricas significantes entre as unidades mamográficas, NICKOLOFF *et al.* (1990) utiliza as equações de DOI (1977) para prever a variação do tamanho do foco na direção do eixo cátodo-ânodo. Ele compara com os valores das dimensões do ponto focal obtidas com o padrão estrela e câmara de orifício com os valores da equação, ou seja, ele mede o ponto focal em várias posições do campo ao longo do eixo cátodo-ânodo com o padrão estrela e com a câmara de orifício e depois compara com a equação para ver qual dos dois aproxima-se mais da realidade. Como a lei de variação do tamanho do ponto focal foi demonstrada, de acordo com a equação 4.8, ele pode usá-la para avaliar os métodos de medida do ponto focal.

4.7 - COMPARAÇÃO ENTRE OS TRABALHOS DE CARACTERÍSTICA DE CAMPO

4.7.1 - Sistemas de coordenadas

De acordo com as equações apresentadas por DOI (1965), realmente os dados apresentados por MOORES & ROECK (1973) são incoerentes no que se refere à variação do tamanho na

direção X. Como BURGESS (1977c) escreve, os dados que MOORES & ROECK (1973) apresentam são discutíveis, com relação à linearidade das curvas e com relação à separabilidade do foco em duas funções dadas em termos dos ângulos β e γ .

Os trabalhos de BURGESS (1977c) e DOI (1977) foram apresentados simultaneamente e por tratarem praticamente do mesmo assunto são passíveis de algumas comparações.

O método apresentado por BURGESS (1977c) é demasiadamente complicado para determinação do sistema de coordenadas, sendo necessário um grande número de exposições até sua obtenção. Ele define um sistema de coordenadas mais genérico, porém sua localização é bem complicada e trabalhosa, podendo ser aplicada apenas em laboratório e sem possibilidades de aplicação no controle de qualidade de rotina. Em DOI (1977) no entanto, é usado o mesmo sistema de coordenadas apresentado em DOI (1965), porém em DOI (1977) há a alegação que a grande maioria dos ânodos são giratórios (estes não possuem ponto focal rotacionado), portanto não é necessária uma generalização tão complicada do sistema de coordenadas como aquela apresentada por BURGESS (1977c).

A abordagem apresentada em DOI (1977) é muito mais simples e traduz melhor os efeitos da deformação da FEP ao longo do campo, pois é muito mais prático trabalhar apenas com os tamanhos do que com a distribuição de intensidade ao longo de uma área. Além disso, a simplicidade das equações permitem simulações da FEP em todo o campo.

4.7.2 - Planicidade do alvo

Em ânodos rotativos o ponto focal é parte de uma superfície cônica e devido à grande diferença entre a área do ponto focal, onde incidem os elétrons, e a área total do cone, DOI (1977) faz a suposição de que o ponto focal pode ser considerado um plano. BURGESS (1977c), preocupado com o fato, calcula o desvio de planicidade para um caso extremo (ponto focal com 3×10 mm) e conclui que o desvio

máximo na planicidade é $55\mu\text{m}$, ou seja, menos de 2% da menor dimensão do ponto focal, portanto é válida a consideração de foco plano.

4.7.3 - Deformação geométrica

BURGESS (1977c), assim como MOORES & ROECK (1973), procura avaliar a FEP como um todo, através de sua influência na resolução da imagem final. DOI (1977), no entanto, é mais específico, procura avaliar bem a deformação geométrica que é a mais relevante no processo de formação da imagem e depois transporta essa deformação para a avaliação da FEP.

4.7.4 - Separabilidade

Outro fato curioso é que o conceito de separabilidade do ponto focal só foi encontrado nos trabalhos de BURGESS (1977a,b,c). DOI (1977) faz um trabalho parecido na avaliação da FEP e não questiona o tipo de ponto focal como condição para satisfazer sua teoria, como ocorre quando BURGESS (1977c) critica os dados apresentados por MOORES & ROECK (1973). DOI (1977) no entanto, cita-os sem criticá-los. Ele aceita os argumentos que poderiam ter provocados os erros nas medidas, aliás dois dos argumentos são partes das considerações iniciais de DOI (1977) para a validade dos seus dados.

4.8 CONCLUSÕES

No capítulo anterior viu-se que o tamanho finito do ponto focal é o maior causador das deformações da imagem radiológica. Neste capítulo viu-se que além de ter um tamanho finito, o ponto focal varia significativamente ao longo do campo de radiação e que essa variação é conhecida. No entanto, nenhum método de avaliação considera essa variação nos resultados fornecidos pelos mesmos.

CAPÍTULO 5

MÉTODOS E PROCESSOS

5.1 INTRODUÇÃO

As câmaras de orifícios comerciais, recomendadas pelas normas internacionais, não satisfazem as necessidades deste trabalho, pois elas não fornecem todas as informações. Além do tamanho do ponto focal no centro, as informações necessárias são o ângulo do ânodo com relação ao feixe central e se este ânodo é ou não rotacionado em relação ao eixo dos elétrons incidentes. Por essas razões, um novo dispositivo teve que ser construído e que foi chamado de matriz de orifícios.

A matriz de orifícios fornece a imagem do ponto focal em várias regiões do campo, no plano imagem. Da medição dessas imagens pode-se obter uma média para o tamanho do ponto focal e pode-se extrair o valor do ângulo do ânodo, bem como obter o ponto de "cutoff" sobre o plano imagem, ou seja, levantar todos os parâmetros das equações da característica de campo dados por DOI (1977).

No entanto, como é muito difícil construir uma matriz de orifícios com furos de diâmetro suficientemente pequeno para medir pontos focais menores que 0,7mm, foi construída uma câmara de fenda que pode fazer a leitura destes pontos focais no centro sem a introdução de erros significativos.

Foram também construídos os objetos de teste para avaliação das deformações da imagem. A saber:

- Matriz de esferas. As esferas têm geometria de fácil equacionamento e por isso as deformações em suas imagens podem ser facilmente avaliadas.

- Matriz de anéis. A matriz de anéis pode ser interpretada como uma matriz de esferas mas, numa direção

tangente à circunferência existem infinitas esferas, dessa maneira as deformações ocorrem somente na direção radial e de maneira contínua. Assim, podem-se avaliar as deformações em apenas uma direção, a radial.

- Matriz de fios retos: os fios retos podem ser interpretados como um conjunto infinito de esferas alinhadas na direção dos fios. Dessa maneira pode-se avaliar as deformações causadas na direção perpendicular a cada fio.

5.2 DESCRIÇÃO DA MATRIZ DE ORIFÍCIOS

Uma placa de chumbo foi laminada até a espessura de 0,70mm. Essa placa foi cortada na forma redonda com 140mm de diâmetro, para que pudesse ser adaptada ao suporte de uma mesa posicionadora-centralizadora, construída anteriormente e apresentada por MACHADO (1988).

Sobre a placa de chumbo foram feitos 100 orifícios, dispostos radialmente, conforme o esquema da figura 5.1a. Escolheram-se as posições dos orifícios sobre a placa de chumbo onde foram marcadas com caneta para retro-projetor. A placa de chumbo foi fixada sobre uma placa de vidro bem plana e os furos foram feitos manualmente com uma broca, desenvolvida para este fim. A base de vidro serviu de suporte para o chumbo, que é muito flexível, e também de anteparo para a broca, assim, a broca não penetraria mais do que o necessário no chumbo, mantendo o diâmetro dos orifícios aproximadamente constante em 0.11mm.

Como o feixe de raios-X abre-se na forma de um cone, os orifícios não puderam ser perfurados perpendiculares à superfície da placa de chumbo. Para cada posição de orifício a partir do centro do campo foram feitos furos com uma inclinação específica estimando a inclinação dos raios e levando-se em conta que a matriz distasse aproximadamente

200mm do ponto focal. Dessa maneira, os raios-X podem atravessar cada um dos orifícios sem nenhuma obstrução extra naquela posição e com isso causar efeitos indesejados, como redução da intensidade por exemplo. Um esquema da orientação dos furos em função da direção do feixe de radiação é apresentado na figura 5.1b.

FIGURA 5.1 - Esboço da matriz de orifícios

Depois de feitos todos os orifícios, a placa de chumbo foi retirada cuidadosamente da base de vidro para não sofrer torções que causariam alterações nos diâmetros dos furos. Os diâmetros dos orifícios foram verificados numa lupa com aumento de quarenta vezes. Alguns ficaram com diâmetros menores, e foram cuidadosamente ajustados até atingir o diâmetro dos demais (0,11mm). A seguir a placa de chumbo foi prensada entre uma placa de alumínio (com 2 mm de espessura)

e uma placa de acrílico (com 3 mm de espessura) para obter boa rigidez mecânica e facilidade de manuseio. As placas de alumínio e acrílico foram vazadas com furos de diâmetros igual 2mm nas mesmas posições dos orifícios feitos no chumbo, para que não houvesse interferência na passagem dos raios-X, conforme a figura 5.1c.

Os orifícios foram construídos em formato cônico para evitar o efeito túnel. A espessura da placa de chumbo pode ser mantida em 0,70mm, pois a energia máxima para a produção das imagens não passou de 50kVp (o recomendado é 1,5mm para até 200kVp).

O chumbo oxida-se com muita facilidade e por isso a superfície torna-se rugosa. Se a oxidação ocorrer dentro do orifício o diâmetro do orifício será alterado. Por essa razão, depois de montada no suporte de alumínio e acrílico a placa de chumbo com os orifícios foi pintada com verniz de circuito impresso. O verniz evita a oxidação do chumbo por um período relativamente longo (mais de um ano) e ao mesmo tempo é transparente aos raios-X.

5.2.1 Construção da broca

Foi necessária a construção de uma broca que permitisse fazer furos menores que 0,2mm. Depois de tentar vários materiais, o que se mostrou mais adequado foi o arame de mola. O arame de mola é rígido e duro o suficiente para perfurar o chumbo, porém apresenta uma flexibilidade tal que não quebra facilmente. A ponta de um arame com 0,70mm de diâmetro, foi cuidadosamente esmerilhada até atingir o formato cônico. A ponta do cone ficou com diâmetro de aproximadamente 0,08mm e comprimento de 1,3mm onde o cone atingiu o diâmetro de 0,12mm.

Depois de devidamente apontado, o arame foi incrustado

num cabo de madeira para que pudesse ser manuseado facilmente. Um esquema da broca com o detalhe da ponta pode ser observado na figura 5.2.

FIGURA 5.2 - Broca usada para construção da matriz de orifícios

5.3 CONSTRUÇÃO DA CÂMARA DE FENDA

A câmara de fenda foi construída de placas de chumbo com 1,0mm de espessura. Foram cortadas duas placas, cada uma medindo 60x18mm. Um dos lados com 60mm foi cortado com todo cuidado para que o corte ficasse o mais retilíneo possível. O corte foi acertado com uma lixa de grão 400, a qual foi colocada sobre uma superfície bem plana. Após o corte ter sido acertado, a face foi usinada usando-se uma lixa de grão 500 e depois uma lixa de grão 600. Para melhor transmissão

dos raios-X as faces da fenda não foram lixadas perpendiculares à placa de chumbo, mas foi dada uma pequena inclinação ($<10^\circ$) para não haver efeito túnel na direção perpendicular à direção da fenda.

Antes do processo de acabamento, foram feitos três rasgos em cada placa. Esses rasgos têm o objetivo de fixar as placas num suporte rígido e também permitir a regulação do espaçamento da fenda.

O suporte da fenda foi construído com duas placas de acrílico de 3mm de espessura. Em cada placa de acrílico foi feito um rasgo da mesma extensão da fenda para que o material do suporte não interferisse na passagem do feixe de raios-X, conforme mostra a figura 5.3.

O espaçamento da fenda foi regulado com um calibre de lâmina. A lâmina usada foi de 0,025mm.

FIGURA 5.3 - Vista da câmara de fenda.

5.4 CONSTRUÇÃO DOS OBJETOS DE TESTE ("PHANTOMS")

5.4.1 Matriz de esferas

Construiu-se uma matriz de esferas de tungstênio de 0,70mm de diâmetro com tolerância de $1\mu\text{m}$ (são esferas de canetas esferográficas doadas pela Faber Castell S/A).

As esferas foram incrustradas numa placa de acrílico com 3mm de espessura. Elas foram dispostas radialmente com raios variando de 5 em 5mm. Em cada raio, ao longo de uma certa circunferência, as esferas foram mantidas numa distância aproximada de 3 a 6mm. Assim, elas ficaram quase que uniformemente distribuídas na matriz. Um desenho da matriz é apresentado na figura 5.4, para maior clareza.

FIGURA 5.4 - Esquema da matriz de esferas.

5.4.2 Matriz de anéis

Segundo a mesma idéia da matriz de esferas foi construída uma matriz de anéis para ajudar no entendimento das deformações.

Os anéis foram feitos com fios de cobre de 0,64mm de diâmetro. Eles foram colados numa placa de acrílico. O espaçamento entre cada anel foi de 3mm. Para maior clareza um esquema é apresentado na figura 5.5.

FIGURA 5.5 - Esquema da matriz de anéis

5.4.3 Matriz de fios retos

Foram construídas duas matrizes de fios retos, ambas usando fios de cobre com 0,64mm de diâmetro, os quais foram colados numa placa de acrílico.

Na matriz 1, os fios foram colados radialmente a partir do centro do campo de radiação assim como as esferas.

Na matriz 2, os fios foram colados radialmente tendo como centro o ponto de "cutoff", calculado para uma angulação média dos ânodos. As duas matrizes foram esquematizadas nas figuras 5.6a e 5.6b.

FIGURA 5.6 - Esquema das matrizes de fios retos.

5.5 DESCRIÇÃO DOS ALGORITMOS

5.5.1 Implementação da FEP simulada

A FEP para qualquer posição do campo pode ser descrita conforme as equações 4.5 e 4.8 do capítulo 4. Estas equações fornecem os tamanhos do ponto focal para uma fonte que tenha a forma de um paralelogramo regular, onde a imagem deve ser analisada. A FEP simulada é calculada para cada posição. A

disposição geométrica para o cálculo da FEP simulada é dada na figura 5.7a e sua forma, tanto na posição de origem (centro do campo) do sistema de coordenadas como em posições arbitrárias, é dada na figura 5.7b.

FIGURA 5.7 - Disposição geométrica e forma da FEP no campo de radiação

Deve-se observar que a FEP simulada é calculada num plano paralelo ao plano imagem. Assim, sabendo sua forma e as dimensões, esta pode ser desenhada numa matriz retangular $m \times n$ como pode ser visto na figura 5.7b. Essa matriz será chamada de matriz fonte (MF). Para efeito de cálculos a intensidade da fonte será considerada uniforme. Dessa maneira, a matriz pode ser desenhada com valores binários, 1 na área que compreende a FEP e 0 para os demais pontos da matriz.

5.5.2 Implementação dos objetos simulados

Neste trabalho é considerado principalmente o objeto esférico. Este é tratado tridimensionalmente, ou seja, é considerado que a imagem obtida com suas respectivas deformações é formada levando-se em conta que o objeto tem largura, comprimento e altura. No caso da esfera, essas dimensões são as mesmas independentemente do ângulo em que é observada.

Seguindo o mesmo raciocínio da implementação da FEP, o objeto é calculado e desenhado numa matriz, chamada matriz objeto (MO).

Inicialmente o cálculo da deformação da imagem do objeto é feita considerando-se uma fonte ideal. Assim, a projeção de uma esfera, sobre o plano imagem, colocada no centro do campo de radiação será um círculo de raio $= Mr$, onde M é a magnificação e r é o raio do objeto. No entanto, se a esfera não estiver no centro do campo sua projeção no plano imagem será uma elipse. Esta situação geométrica está ilustrada na figura 5.8.

FIGURA 5.8 - Projeção de esferas no plano imagem.

O eixo a da elipse tem valor $2.(Mr)$ e o eixo b tem valor $2.(Mr)/\cos(B)$. Além disso o eixo b da elipse está orientado radialmente com relação à origem (centro do campo de radiação).

Calculados estes parâmetros o objeto pode ser desenhado num plano paralelo ao plano imagem. Para isso pode-se usar uma matriz jxk . Considerando-se que o objeto é totalmente radiopaco, a matriz objeto será inicialmente preenchida com valor binário 1 e depois o objeto projetado será desenhado com valor 0.

5.5.3 Cálculo da imagem

Calculadas as duas matrizes, resta agora calcular a matriz imagem resultante. Para cada ponto da matriz imagem que receberá uma intensidade específica é feito um mascaramento entre a FEP simulada (MF) e a entrada do sistema (MO). Porém, da maneira como foi calculada, a MO ainda não está adequada para fazer o mascaramento.

Partindo-se do objetivo que se desejam imagens em tons de cinza que sejam plotadas numa tela de microcomputador, deve-se, então, calcular o valor de cinza para cada ponto da tela. Assim a imagem também pode ser considerada uma matriz de pontos.

Para um dado ponto no plano imagem, seu valor em tonalidade de cinza será proporcional à quantidade de raios-X que ele recebe da fonte. Se existir um objeto no caminho que cobre metade da área da fonte o ponto no plano imagem terá metade do valor de cinza que um ponto que "vê" toda a área da fonte. Dessa maneira, para saber qual o valor do tom de cinza que um ponto possui, basta saber qual a área que o objeto cobre da fonte, quando ela é observada daquele ponto.

Se o ponto no plano imagem for considerado uma fonte ideal, pode-se projetar a matriz objeto sobre a matriz fonte

e obter a área restante da matriz fonte. Nesse caso a matriz objeto deve ser calculada com o inverso da magnificação.

De acordo com a figura 5.9 o ponto Q do plano imagem quando projeta a MO sobre a MF faz com que a MO projetada cubra totalmente a MF, por isso sua tonalidade de cinza será 0. No caso, do ponto P que projeta a MO sobre a MF, a MO projetada não cobre totalmente a MF e portanto sua tonalidade de cinza ter um valor intermediário. Assim, para obter a imagem completa basta percorrer o plano imagem ponto a ponto e calcular o valor do tom de cinza para cada um. Os pontos N e O são os equivalentes dos pontos Q e P numa região fora do centro de radiação, pois fora do centro a MO projetada (magenta) sofre uma rotação que depende da posição no plano imagem.

FIGURA 5.9 - Esquema de cálculo das matrizes objeto e fonte.

5.6 OBTENÇÃO DOS PARÂMETROS DO TUBO DOS SISTEMAS AVALIADOS

5.6.1 Rotação do ânodo

A primeira precaução é observar se o plano do ânodo não apresenta uma rotação em relação à direção perpendicular ao feixe de elétrons incidentes. No caso de estar rotacionado o sistema não poderá ser avaliado com o método desenvolvido. A rotação, por motivos devidos à construção do tubo, acontece somente em sistemas de ânodo fixo. A rotação pode ser detectada quando as imagens sobre o eixo cátodo-ânodo da matriz de orifício não estão alinhadas na direção deste.

5.6.2 Medidas dos tamanhos a e b da imagem do ponto focal no centro do campo.

A matriz de orifício deve ser alinhada no centro do campo com a mesa desenvolvida em MACHADO (1988) e a imagem central é lida com um microscópio de projeção marca KARLL ZEISS JENA, modelo VORSCHALTGERALT HB O 200 com ampliação de 110 vezes.

A câmara de fenda deve ser posicionada no lugar da matriz de orifícios e as imagens nas direções paralela e perpendicular ao eixo do tubo serem coletadas e medidas no mesmo microscópio.

Nota-se na ampliação do microscópio que as imagens obtidas sobre o eixo cátodo-ânodo não sofrem problemas devido a distribuição de intensidade e apresentam bordas nítidas.

5.6.3 Avaliação da inclinação do ânodo

Desenvolveu-se uma técnica para obter a inclinação do ânodo a partir da relação dos tamanhos de três imagens do ponto focal localizadas sobre o eixo cátodo-ânodo com espaçamentos conhecidos. A figura 5.10 exemplifica o método.

A inclinação do ânodo traz um aumento nas imagens do ponto focal como mostrado na figura 5.10. Portanto medindo este acréscimo no aumento da imagem pode-se obter a inclinação do alvo facilmente por construção geométrica.

A inclinação é calculada para duas medidas diferentes para se fazer a média e obter um valor mais próximo do real.

FIGURA 5.10 - Obtenção da inclinação do ânodo.

CAPÍTULO 6

RESULTADOS

6.1 TÉCNICAS DE EXPOSIÇÃO DA MATRIZ DE ORIFÍCIOS E DOS "PHANTOMS"

Foram obtidas radiografias da matriz de orifícios, matriz de esferas, matriz de anéis e matrizes de fios usando 6 mamógrafos e 1 sistema de raios-X convencional. As condições de exposição de cada objeto estão relacionadas nas tabelas 6.1, 6.2, 6.3 e 6.4. Nestas tabelas as siglas M1, M2, M3, M4, M5 e M6 representam mamógrafos e a sigla S1 representa um sistema de raios-X convencional. Em todas as radiografias foi usado o filme KODAK TMG com cassete sem tela e reveladora automática RP XOMAT KODAK.

TABELA 6.1 - Condições de exposição da matriz de orifícios.

EQUIP.	Tensão (kV)	C x t (mAs)	Tempo (s)	DFO (mm)	DOF (mm)	Magn.	Nº de exp.
M1	35	100	*	220	220	2	8
M2	35	100	*	220	220	2	8
M3	35	100	*	220	220	2	8
M4	35	**	4	220	220	2	2
M5a	36	120	*	250	250	2	5
M5b	36	120	*	250	250	2	3
S1	47	125	*	250	250	2	5

* Tempo de disparo regulado internamente e corrente manual

** Corrente regulada internamente e tempo manual.

C x t. = corrente vezes o tempo;

Tempo = tempo de exposição do filme;

DFO	= distância foco-objeto;
DOF	= distância objeto-filme;
Magn.	= magnificação do objeto;
Nº de exp.	= número de vezes que o filme foi exposto.

OBS 1: Esta notação é válida para todas as tabelas.

OBS 2: M5a e M5b representam um único aparelho porém, com dois focos (foco grosso e foco fino repectivamente).

O número de exposições para a matriz de orifícios foi obtido de maneira que a densidade sobre o filme fosse de aproximadamente 1 (avaliada visualmente). Assim foi encontrados os valores 8 vezes para os aparelhos M1, M2 e M3, 5 vezes para os aparelhos M5a e S1, 3 vezes para o M5b. O aparelho M4 não tem regulagem manual de corrente, mas tem regulagem de tempo, então a exposição que permitiu densidade aproximadamente 1 foi 2 exposições de 4 segundos.

TABELA 6.2 - Condições de exposição da matriz de esferas

EQUIP.	Tensão (kV)	C x t (mAs)	Tempo (s)	DFO (mm)	DOF (mm)	Magn.	Nº de exp.
M1	35	100	*	220	220	2	1
M2	35	100	*	220	220	2	1
M3	35	100	*	300	300	2	1
M4	35	**	2	200	200	2	1
M5a	36	120	*	250	250	2	1
M5b	36	120	*	250	250	2	1
S1	50	100	*	250	250	2	1

TABELA 6.3 - Condições de exposição da matriz de anéis

EQUIP.	Tensão (kV)	C x t (mAs)	Tempo (s)	DFO (mm)	DOF (mm)	Magn.	Nº de exp.
M1	35	200	*	250	250	2	1
M2	--	---	---	---	---	-	-
M3	35	100	*	210	210	2	1
M4	35	**	2,5	200	200	2	1
M5a	36	120	*	250	250	2	1
M5b	36	120	*	250	250	2	1
S1	50	100	*	250	250	2	1

TABELA 6.4 - Condições de exposição da matrizes de fios 1 e 2

EQUIP.	Tensão (kV)	C x t (mAs)	Tempo (s)	DFO (mm)	DOF (mm)	Magn.	Nº de exp.
M1	--	---	---	---	---	-	-
M2	--	---	---	---	---	-	-
M3	35	100	*	210	210	2	1
M4	35	**	2	210	210	2	1
M5a	36	120	*	250	250	2	1
M5b	36	120	*	250	250	2	1
S1	50	100	*	250	250	2	1

6.2 AVALIAÇÃO DOS FOCOS E DO ÂNGULO DE INCLINAÇÃO DOS TUBOS DOS APARELHOS ANALISADOS

As medidas das imagens do ponto focal de cada aparelho, geradas pela matriz de orifícios, foram feitas usando um microscópio de projeção marca KARL ZEISS JENA, modelo VORSCHALTGERAT HB 0 200. Foi usado um retículo de 5mm com 100 divisões e ampliação de 110 vezes.

Para simular as imagens, foi necessário medir o ponto focal no centro e para calcular o ângulo de inclinação do tubo, foram feitas mais duas medidas sobre o eixo cátodo-ânodo. Os dados referentes as essas medidas estão na tabela 6.5. As colunas a e b representam os tamanhos do foco no centro do campo de radiação nas direções paralela e perpendicular ao eixo do tubo. As colunas P1 e P2 da tabela 6.5 representam o tamanho "a" do foco em duas posições sobre o eixo cátodo-ânodo na direção paralela a este. As colunas α_1 e α_2 dão valores do ângulo do alvo calculados para dois dados diferentes, P1 e P2 respectivamente. A coluna $\alpha_{\text{médio}}$ representa o valor médio inteiro entre os ângulos α_1 e α_2 .

TABELA 6.5 - Medida do ponto focal e do ângulo de inclinação

EQUIP.	a (mm)	b (mm)	P1 (mm)	α_1 (°)	P2 (mm)	α_2 (°)	$\alpha_{\text{médio}}$ (°)
M1	2.10	0.75	1.50	22.8	1.1	23.4	23
M2*	0.40	0.30	---	----	---	----	--
M3	1.75	0.90	1.40	29.4	0.85	28.2	29
M4	1.25	0.70	0.90	23.5	0.50	22.4	23
M5a	0.85	0.50	0.65	29.1	0.50	28.4	29
M5b*	0.25	0.25	---	----	---	----	--
S1	1.70	1.00	1.20	24.5	0.65	24.0	24

* Tamanhos obtidos com a câmera de fenda.

Como o tamanho do ponto focal do aparelho M2 é muito pequeno a precisão da matriz de orifício não foi suficiente para calcular o ângulo. Porém é um aparelho da mesma marca e modelo que os aparelhos M3 e M5, por isso o ângulo do tubo foi assumido 29°

6.3 TAMANHOS DO PONTO FOCAL PARA VÁRIAS POSIÇÕES DO CAMPO OBTIDOS COM A MATRIZ DE ORIFÍCIO E COM A SIMULAÇÃO

Foi utilizada uma rotina desenvolvida no laboratório de análise e digitalização de imagem (LADI) para gerar uma tabela comparativa entre o valor medido e o valor simulado. A rotina requer o valor do ponto focal medido no centro do campo, o ângulo de inclinação do tubo e a posição onde o novo tamanho do ponto focal deve ser calculado. Os dados comparativos estão na tabela 6.6

TABELA 6.6 - Comparação entre os tamanhos simulados e os tamanhos medidos a partir da matriz de orifício real.

Equipamento M3				
a = 1.75mm		b = 0.90mm		
DFO = 220mm		DOF = 220mm		
$\alpha = 29.00$ (graus)				
dx (mm)	dy (mm)	a' (mm) simulado	a' (mm) medido	Erro (mm)
0.0	0.0	1.75	1.75	0.00
0.0	39.0	1.78	1.90	0.12
0.0	59.0	1.81	2.10	0.29
-6.0	15.6	1.71	1.80	0.09
-13.0	33.8	1.67	1.80	0.13
-21.0	54.7	1.64	1.75	0.11

-27.0	27.0	1.55	1.60	0.05
-40.0	40.0	1.47	1.45	-0.02
-56.0	56.0	1.38	1.45	0.07
-69.0	69.0	1.32	1.40	0.08
-18.0	7.6	1.61	1.65	0.04
-36.0	15.2	1.47	1.50	0.03
-53.0	22.5	1.34	1.25	-0.09
-73.0	30.9	1.20	1.15	-0.05
-90.0	38.2	1.08	1.05	-0.03
-108.0	45.8	0.97	0.95	-0.02
-40.0	0.0	1.43	1.45	0.02
-59.0	0.0	1.28	1.25	-0.03
-79.0	0.0	1.13	1.15	0.02
-99.0	0.0	0.97	0.90	-0.07
-119.5	0.0	0.81	0.80	-0.01
-18.0	-7.3	1.61	1.65	0.04
-36.0	-14.5	1.47	1.50	0.03
-54.0	-21.8	1.33	1.25	-0.08
-72.0	-29.0	1.20	1.15	-0.05
-91.0	-36.8	1.07	1.00	-0.07
-110.0	-44.4	0.95	0.85	-0.10
-29.0	-29.0	1.54	1.55	0.01
-42.0	-42.0	1.46	1.45	-0.01
-56.0	-56.0	1.38	1.40	0.02
-70.0	-70.0	1.32	1.30	-0.02
-86.0	-86.0	1.27	1.25	-0.02
-8.0	-18.8	1.69	1.80	0.11
-15.5	-36.5	1.65	1.75	0.10
-22.0	-51.8	1.63	1.65	0.02
-31.0	-73.0	1.61	1.75	0.14
0.0	-39.0	1.78	1.85	0.07
0.0	-59.5	1.81	1.95	0.14
0.0	-78.5	1.86	2.10	0.24

Desvio padrão do erro

6%

As mesmas medidas foram realizadas para os aparelhos M4 e M5a e os desvios padrão de cada um foi de 8%.

As imagens do ponto focal obtidas com a matriz de orifícios simulada para os aparelhos M3, M4, M5a e S1 estão nas figuras 6.1a, 6.2a, 6.3a e 6.4a respectivamente.

As fotos das imagens do ponto focal obtidas com a matriz de orifício real estão nas figuras 6.1b, 6.2b, 6.3b e 6.4b.

FIGURA 6.1a - Imagens do ponto focal em várias posições do campo obtidas por simulação para o aparelho M3.

FIGURA 6.1b - Foto do filme radiográfico com a imagem do ponto focal em várias posições do campo para o aparelho M3.

FIGURA 6.2a - Imagens do ponto focal em várias posições do campo obtidas por simulação para o aparelho M4.

FIGURA 6.2b - Foto do filme radiográfico com a imagem do ponto focal em várias posições do campo para o aparelho M4.

FIGURA 6.3a - Imagens do ponto focal em várias posições do campo obtidas por simulação para o aparelho M5a.

FIGURA 6.3b - Foto do filme radiográfico com a imagem do ponto focal em várias posições do campo para o aparelho M5a.

FIGURA 6.4a - Imagens do ponto focal em várias posições do campo obtidas por simulação para o aparelho S1.

FIGURA 6.4b - Foto do filme radiográfico com a imagem do ponto focal em várias posições do campo para o aparelho S1.

6.4 OBTENÇÃO DAS IMAGENS DE ESFERAS SIMULADAS E REAIS

A partir dos dados dos pontos focais equivalentes para cada posição do campo, da inclinação do ânodo e dos dados de magnificação geométrica, foram geradas as imagens da matriz de esferas por simulação computacional.

Foram tiradas fotografias das radiografias obtidas com os aparelhos de raios-X que geraram estas condições.

As figuras 6.5a, 6.6a, 6.7a, 6.8a, 6.9a, 6.10a e 6.11a mostram as imagens que foram simuladas com os aparelhos M1, M2, M3, M4, M5a, M5b, S1 respectivamente.

As figuras 6.5b, 6.6b, 6.7b, 6.8b, 6.9b, 6.10b e 6.11b mostram as fotografias do filme radiológico obtidas com os aparelhos M1, M2, M3, M4, M5a, M5b, S1 respectivamente.

FIGURA 6.5a - Imagem de esferas simulada para o aparelho M1.

FIGURA 6.5b - Fotografia do filme radiológico para matriz de esferas do aparelho M1.

FIGURA 6.6a - Imagem de esferas simulada para o aparelho M2.

FIGURA 6.6b - Fotografia do filme radiológico para matriz de esferas do aparelho M2.

FIGURA 6.7a - Imagem de esferas simulada para o aparelho M3.

FIGURA 6.7b - Fotografia do filme radiológico para matriz de esferas do aparelho M3.

FIGURA 6.8a - Imagem de esferas simulada para o aparelho M4.

FIGURA 6.8b - Fotografia do filme radiológico para matriz de esferas do aparelho M4.

FIGURA 6.9a - Imagem de esferas simulada para o aparelho M5a.

FIGURA 6.9b - Fotografia do filme radiológico para matriz de esferas do aparelho M5a.

FIGURA 6.10a - Imagem de esferas simulada para o aparelho M5b.

FIGURA 6.10b - Fotografia do filme radiológico para matriz de esferas do aparelho M5b.

FIGURA 6.11a - Imagem de esferas simulada para o aparelho S1.

FIGURA 6.11b - Fotografia do filme radiológico para matriz de esferas do aparelho S1.

6.5 IMAGENS DAS ESFERAS OBTIDAS COM DISTRIBUIÇÃO DE INTENSIDADE PICO DUPLO E GAUSSIANA SIMPLES.

Para avaliar a influência da distribuição de intensidade sobre a imagem, incluiu-se no programa de simulação uma distribuição de intensidade com pico duplo e outra com forma gaussiana simples. Usando as mesmas condições das imagens anteriores foram feitas novas imagens de esferas com estas distribuições de intensidade. As imagens foram simuladas somente para os quatro aparelhos com pontos focais maiores M1, M3, M4 e S1. As imagens para distribuição de intensidade gaussiana simples estão mostradas nas figuras 6.12a, 6.13a, 6.14a e 6.15a para os respectivos aparelhos. E para distribuição de intensidade pico duplo estão nas figuras 6.12b, 6.13b, 6.14b e 6.15b.

FIGURA 6.12a - Imagem da matriz de esferas para o aparelho M1 usando distribuição de intensidade gaussiana simples.

FIGURA 6.12b - Imagem da matriz de esferas para o aparelho M1 usando distribuição de intensidade pico duplo.

FIGURA 6.13a - Imagem da matriz de esferas para o aparelho M3 usando distribuição de intensidade gaussiana simples.

FIGURA 6.13b - Imagem da matriz de esferas para o aparelho M3 usando distribuição de intensidade pico duplo.

FIGURA 6.14a - Imagem da matriz de esferas para o aparelho M4 usando distribuição de intensidade gaussiana simples.

FIGURA 6.14b - Imagem da matriz de esferas para o aparelho M4 usando distribuição de intensidade pico duplo.

FIGURA 6.15a - Imagem da matriz de esferas para o aparelho S1 usando distribuição de intensidade gaussiana simples.

FIGURA 6.15b - Imagem da matriz de esferas para o aparelho S1 usando distribuição de intensidade gaussiana simples.

6.6 OBTENÇÃO DE IMAGENS DE ESFERAS AMPLIADAS PARA QUALQUER POSIÇÃO DO CAMPO.

O programa desenvolvido também permite obter a imagem ampliada de uma esfera em qualquer posição do campo de radiação.

Escolheu-se o aparelho M3 para fazer as imagens de esferas individuais.

A figura 6.16a mostra a imagem da esfera calculada no centro do campo com a fonte apresentando distribuição de intensidade uniforme e a figura 6.16b com a fonte apresentando distribuição de intensidade pico duplo.

A figura 6.17a mostra a imagem da esfera colocada do lado do ânodo, canto superior esquerdo. A figura 6.17b mostra a imagem da esfera colocada do lado do ânodo, canto inferior esquerdo (a posição correta de ambas estão assinaladas na figura 6.7a).

FIGURA 6.16a - Imagem ampliada 20 vezes de uma esfera colocada no centro do campo do aparelho M3. Distribuição de intensidade da fonte uniforme.

FIGURA 6.16b - Imagem ampliada 20 vezes de uma esfera colocada no centro do campo do aparelho M3. Distribuição de intensidade da fonte pico duplo.

FIGURA 6.17a - Imagem ampliada 20 vezes de uma esfera colocada em $X = -45\text{mm}$ e $Y = -30\text{mm}$ do aparelho M3. Distribuição de intensidade da fonte uniforme.

FIGURA 6.17b - Imagem ampliada 20 vezes de uma esfera colocada em $X = -45\text{mm}$ e $Y = 30\text{mm}$ do aparelho M3. Distribuição de intensidade da fonte uniforme.

6.7 RELAÇÃO ENTRE O TAMANHO DA FONTE E O TAMANHO DO OBJETO

O programa permite também fazer também uma comparação entre o tamanho da fonte e o tamanho do objeto em todas as posições do campo. A figura 6.18 mostra o tamanho da fonte relativo ao tamanho do objeto projetado no plano imagem. A relação entre os tamanhos é mostrada para objetos colocados em várias posições do campo de radiação com a fonte calculada para as mesmas posições. A figura 6.19 mostra o tamanho do ponto focal em diversas posições do campo superposto à imagem de um objeto genérico projetado no plano imagem.

FIGURA 6.18 - Superposição do objeto com a fonte em várias posições do campo. O desenho em verde é o objeto e o desenho em magenta é o ponto focal.

FIGURA 6.19 - Superposição da fonte com um objeto genérico. O objeto está em verde e o ponto focal em magenta

6.8 OBTENÇÃO DE SIMULAÇÕES DE OBJETOS GENÉRICOS

O programa também permite obter imagens da deformação de outro tipo de objeto, como anéis, fios, etc.

As deformações na imagem de anéis são mostradas na figura 6.20. As deformações para fios podem ser vistas na figura 6.21a e 6.21b, onde fios foram distribuídos sobre o campo. Estas imagens foram simuladas.

As figuras 6.22 e 6.23 mostram as fotos das imagens reais obtidas a partir das matrizes de anéis e fios respectivamente.

FIGURA 6.20 - Imagem simulada de anéis com fios de 0.62mm de diâmetro e ponto focal com dimensões de 1.2x0.7 no centro do campo.

FIGURA 6.21a - Imagem de fios com 0.62mm de diâmetro e
ponto focal com dimensões de 1.2x0.7 no centro do campo

FIGURA 6.21b - Imagem de fios com 0.62mm de diâmetro e ponto focal com dimensões de 1.2x0.7 no centro do campo

FIGURA 6.22 - Foto da imagem dos anéis com fios de 0.62mm de diâmetro e ponto focal com dimensões de 1.2x0.7 no centro do campo

FIGURA 6.23 - Foto da imagem de fios de 0.62mm de diâmetro e ponto focal com dimensões de 1.2x0.7 no centro do campo

FIGURA 6.24 - Foto da tela do microcomputador. Imagem simulada para o aparelho S1.

FIGURA 6.25 - Foto da tela do microcomputador. Imagem simulada para o aparelho S1 com ampliação de 3 vezes.

6.9 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

6.9.1 Simulação do ponto focal

Como pode ser visto nas figuras 6.1 a 6.4 o ponto focal muda de tamanho e forma no campo de radiação. Os resultados da tabela 6.6 mostram uma boa concordância entre os pontos medidos e os simulados. Pode-se notar que o desvio padrão é devido principalmente ao erro apresentado por poucas medidas com valores discrepantes. A maioria das medidas mostra resultados bem próximos dos resultados simulados.

As medidas que mostraram erros grandes foram obtidas de imagens borradas no filme radiológico. Acredita-se, portanto que a fonte de erro está na construção da matriz de orifícios e a distribuição de intensidade da fonte.

Desprezando-se os resultados muito discrepantes o desvio padrão seria bem menor.

6.9.2 Simulação da imagem das esferas

As imagens simuladas de esferas mostram claramente a degradação da imagem do objeto em função de sua posição no campo de raios-X. As imagens de esferas situadas no centro e no lado do cátodo são nitidamente mais borradas que as do lado do ânodo. As imagens reais apresentam os mesmos resultados que as simuladas, comprovando a validade do método.

Apesar da representação dos tons de cinza não estar muito boa nas imagens impressas, pode-se notar diferença entre a sombra e penumbra. A representação dos tons de cinza é muito mais nítida na tela do microcomputador, como mostra a figura 6.24 e 6.25 onde estão as fotos da tela do microcomputador para um conjunto de imagens simuladas de esferas para o aparelho S1.

6.9.3 Imagens obtidas com diversas distribuições de intensidade da fonte

Das figuras 6.12 a 6.15 não é possível notar diferença sobre as imagens de esferas das diversas distribuições de intensidade. As figuras obtidas com distribuição uniforme, gaussiana simples e pico duplo parecem idênticas.

6.9.4 Ampliação das imagens simuladas

As figuras simuladas ampliadas mostram nitidamente os tons de cinza e a deformação na imagem do objeto. Elas são uma boa representação das imagens reais ampliadas.

6.9.5 Superposição da fonte com o objeto

As figuras 6.18 e 6.19 apresentam a superposição da fonte sobre o objeto, mostrando as relações entre os tamanhos.

Do lado do ânodo, onde o ponto focal é pequeno, a sombra do objeto é maior do que do lado oposto onde a fonte é grande com relação ao objeto.

6.9.6 Obtenção de simulação para objetos genéricos

As figuras 6.20 a 6.21 mostram que a nitidez do objeto depende não somente do tamanho da fonte mas também da forma do objeto e da localização deste no campo de raios-X.

CAPÍTULO 7

CONCLUSÕES

7.1 DA SIMULAÇÃO DO PONTO FOCAL

Os valores simulados e reais apresentados na tabela 6.6 são na maioria das vezes bem próximos. Acreditamos que os valores mais discrepantes não são devidos ao modelo escolhido para a simulação, mas a erros de leitura das imagens no filme radiográfico. De fato os valores que apresentaram desvios maiores são todos resultantes de medidas de imagens borradas. Estes borramentos devem ser causados por uma distribuição esparsa da intensidade da fonte.

A matriz de orifícios desenvolvida também apresenta falhas e certas imagens aparecem borradas para todos os aparelhos testados.

7.2 DAS IMAGENS DE ESFERAS

A apresentação dos resultados em papel deixa a desejar. Entretanto, esta apresentação na tela do microcomputador é muito mais parecida com as imagens reais.

Isto acontece porque a impressora não consegue representar os níveis de cinza corretamente. Ela trabalha com números de pontos por polegada para representar tonalidades.

7.3 DA INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO DA INTENSIDADE

Não foi possível detectar nenhuma influência da distribuição de intensidade sobre as imagens de esferas tanto para as figuras 6.12 a 6.15 quanto para as figuras de imagens ampliadas 6.16a e 6.16b. Estas imagens foram feitas para os aparelhos analisados.

Entretanto, deve-se ressaltar que o método permite analisar qualquer caso diferente que possa surgir.

7.4 DA SIMULAÇÃO DE OBJETOS GENÉRICOS

As figuras 6.20 a 6.23 mostram claramente que a nitidez dos objetos depende também da forma destes e de sua orientação no campo de radiação.

Estes resultados mostram a pouca validade dos métodos que utilizam fantasmas.

7.5 CONCLUSÕES FINAIS

Na tabela 6.6 podemos ver que o ponto focal considerado varia ao longo do campo de raios-X de 0.95mm a 1.86mm, isto é, 96% em 11 cm, o que é bastante significativo para a nitidez da imagem de objetos pequenos. Todos os métodos, utilizados em controle de qualidade ou apresentados na literatura, avaliam o ponto focal sem se preocupar com a localização do dispositivo ou, no máximo, o alinham no centro do campo.

É evidente que uma avaliação realizada sem cuidados na localização não tem nenhum valor significativo, além de confundir os radiologistas e o pessoal encarregado do controle de qualidade. De fato, a próxima avaliação poderá apresentar números bem diferentes dependendo da nova

posição escolhida para o dispositivo de testes.

A avaliação feita no centro tem valor de comparação com outra desde que esta seja também realizada no centro. Entretanto, dependendo da angulação do ânodo os demais valores podem ser diferentes.

Poderia ser utilizada uma matriz de orifício para avaliar o ponto focal nas principais regiões do campo, mas esta é de construção delicada porque os furos devem ser alinhados com os raios-X. Além do mais em certas regiões onde a distribuição de intensidade da fonte é bem esparsa a medida é difícil porque a imagem apresenta um borramento grande.

O fato do ponto focal apresentar uma grande variação ao longo do campo significa que as imagens localizadas onde a fonte é menor terão uma nitidez maior. É, portanto, muito interessante apresentar a avaliação dos sistemas radiológicos em função da nitidez da imagem em vez do tamanho do ponto focal.

O programa permite prever qual será a nitidez de qualquer objeto para qualquer região do campo, inclusive para técnicas de magnificação.

7.6 SUGESTÕES PARA PESQUISAS FUTURAS

Seria muito útil desenvolver um sistema prático de obtenção da imagem do ponto focal para avaliar com precisão o tamanho da fonte em uma posição determinada do campo de raios-X e a angulação do ânodo.

Um novo método de avaliação que considerasse a rotação do ânodo, poderia também ser desenvolvido.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BEETLESTONE, A. & THURMER (1958), G. Some considerations of focal spot size. *The British Journal of Radiology*, v.31, n.369, p.492-496, Setp.
- BERNSTEIN, H.; BERGERON, T.; KLEIN, D.J. (1974) The relationship of the radiant intensity distribution of focal spots to resolution. *Radiology*, v.111, p.427-431, May.
- BURGESS, A.E. (1977a) (Focal Spots: I MTF separability. *Investigative Radiology*, v.12, n.1, p.36-43, Jan./Fev.
- BURGESS, A.E. (1977b) Focal Spots: II Models. *Investigative Radiology*, v.12, n.1, p.44-53, Jan./Fev.
- BURGESS, A.E. (1977c) Focal Spots: III Field characteristics. *Investigative Radiology*, v.12, n.1, p.54-61, Jan./Fev.
- KOI, K. (1965) Optical transfer function of the focal spot of X-ray tubes. *American journal roentgen*. v.94, p.712-718, July
- DOI, K. & ROSSMANN, K. (1974) Evaluations of focal spot distribution by RMS value and tis effect on blood vessel imaging in angiography. *Proceedings of spie*, v.47, p.207-213, Aug.
- DOI, K. & ROSSMANN, K. (1975a) Effect of focal spot distribution on blood vessel imaging in magnification radiography. *Radiology*, sl, v.114, p.435-441, feb.
- DOI, K. & ROSSMANN, K. (1975b) X-ray images of small blood vessels in angiography: question of isoplanatism. *Medical Physics*, v.2 n.6, p.301-306, Nov./Dec.

- DOI, K. (1977) Field characteristics of geometric unsharpness due to the X-ray tube focal spot. *Medical Physics*, v.4, n.1 p.15-20, Jan./Feb.
- DOI, K.; LOO, L.; CHAN, H.P. (1982) X-ray tube focal spot sizes: comprehensive studies of their measurement and effect of measured size in angiography. *Radiology*, v.144 p.383-393, July.
- EVERSON, J.D. & GRAY, J.E. (1987) Focal-spot measurement: comparison of slit, pinhole, and star resolution pattern techniques. *Radiology*, v.165, p.261-264, Oct.
- FRIEDMAN, P.J. & GREENSPAN, R.H. (1969) Observations on magnification radiography: visualization of small blood vessels and determination of focal spot size. *Radiology*, v.92, p.549-557,
- FRITZ, S.L. & LIVINGSTON, W.H. (1985) The effect of anode curvature on radiographic heel effect. *Medical Physics*, v.12 n.4, p.443-539, Jul/Aug.
- KEMP, F.H. & NICHOLS, A.F. (1958) Focal spot sizes. *The British Journal of Radiology*, v.31, n.369, p.486-488, sep.
- KRATZAT, M. (1988) Evaluating the importance of focal spot sizes in mammography. *Medicamundi*, v.33, n.2, p.74-80.
- KUNTKE, A.H.G. (1957) On the determination of roentgen tube focal spot sizes by pin-hole camera roentgenography. *Acta Radiology*, v.47, p.55-64.
- LAW, J. (1993) Measurement of focal spot size in mammography X-ray tubes. *The British Journal of Radiology*, v.66, p.44-50, Jan.

- LUBBERTS, G. & ROSSMANN, K. (1967) Modulation transfer function associated with geometrical unsharpness in medical radiography. *Physics in Medicine & Biology*. v.12, n.1, p.65-77. Jan.
- MACHADO, L. M. R. C. (1988) Avaliação da qualidade de sistemas radiográficos utilizando funções de transferência. São Carlos, 218p. *Dissertação (Mestrado)*, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.
- MATSUI, H. & ONO, K. (1988) A uniform focal spot X-ray tube with improved MTF and KW rating. *Radiology*, v.156, p.227-230, July.
- METZ, C.E. & DOI, K. (1979) Transfer function analysis of radiographic imaging systems. *Physics in Medicine & Biology*. v.24, n.6, p.1079-1106, Dec.
- MORGAN, R.H. (1962) The frequency response function. *American journal roentgen*. v.88, n.1, p.175-168, July.
- MOORES, M. & ROECK, W. (1973) The field characteristics of the focal spot in the radiographic imaging process. *Investigative Radiology*, v.8, p.53-57, Jan/Feb.
- NICKOLOFF, E.L.; DONNELLY, E.; EVE, L.; ATHERTON, J.V.; ASCH, (1990) T. Mammographic resolution: influence of focal spot intensity distribution and geometry. *Medical Physics*, v.17, n.3, p.436-447, May/Jun.
- NIELSEN, B. (1979) A source of systematic error when measuring the focal spot sizes of roentgen tubes with pinhole cameras. *Health Physics*, sl, v.36, p.726-727, June.

- NIELSEN, B. (1980) Measurements of the focal spot size of diagnostic X-ray tubes by the pinhole camera technique. The influence of the pinhole on the measured focal spot size. *Health Physics*, v.38, p.683-686, Apr.
- PRASAD, S.C. & HENDEE, W.R. (1977) Effective size of the transverse dimension of X-ray tube focal spot. *Medical Physics*, v.4, n.3, p.235-239, May/June.
- RAO, C.U.V. (1971) A new method to determine the focal spot size of X-ray tubes. *American Journal Roentgen*, v.3, n.3, p.362-632, Mar.
- ROBERTSON, C.W. & WATSON, G. (1958) Precise measurements of focal areas in diagnostic X-ray tubes and their applications in tube development. *The British Journal of Radiology*, sl, v.31, n.369, p.489-491, Sept.
- ROBINSON, A. & GRIMSHAW, G.M. (1975) Measurement of the focal spot size of diagnostic X-ray tubes a comparison of pinhole and resolution methods. *The British Journal of Radiology*, v.48, n.57, p.527-580, July.
- ROSSMANN, K. (1969) Point spread-function, line spread-function, and modulation transfer function. *Radiology*, v.93, p.257-272, Aug.
- SCAFF, L.A.M. (1979) *Bases físicas da radiologia: diagnósticos e terapia*. São Paulo, Sarvier.
- SCHIABEL, H; MARQUES, P.M.A.; FRÈRE, A.F. (1993) The need for investigating the optical transfer function in several field orientations for non-isotropic radiographic systems. *Medical Physics*, v.20, n.4, p.999-1005, Apr.

- SCHIABEL, H; NEVES, A.R.N.; MARQUES, P.M.A.; OLIVEIRA, H.J.O.; MARQUES, M.A.; FERRARI, R.J.; FRÈRE, A.F. (1994) Characterizing the performance of nonisotropic radiographic systems by a qualitative and quantitative evaluation of the MTF. In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING, Rio de Janeiro, August 21-26, 1994.(1994). *Anais. Medical Physics*.
- SMITH, C.K.; BASSETT, L.W.; GOLD, R.H.; FOX, S.A.; SOLBERG, (1992) T. Testing mammography equipment: evolution over a 4-year period. *Medical Physics*, v.19, n.6, p.1941-1945, Nov./Dec..
- STANTON, L; LIGHTFOOT, D.A; MANN, (1966) S. A penetrometer method for field kV calibration of diagnostic X-ray machines. *Radiology*, v.87, p.423-435, july.
- SMITH, C.K. & CHATZIZIOANNOV, A. (1993) Mammography focal spot measurement with a star pattern: Techniques to avoid inaccuracies. *Medical Physics*, v.20, n.1, p.93-97, Jan./Feb.
- SPIEGLER, P. & BRECKINRIDGE, W.C. (1972) Imaging of focal spots by means of the star test pattern. *Radiology*, v.102, p.679-684, Mar.
- TAKENAKA, E.; KINOSHITA, K.; NAKAJIMA, R. (1968) Modulation transfer function of the intensity distribution of the roentgen focal spot. *Acta Radiology*, v.7, p.263-272, 1968.
- TREFLER, M. & GRAY, J.E. (1976) Characterization of the imaging properties of X-ray focal spots. *Applied Optics*, v.15, n.12, p.3099-3104, Dec.

APENDICE A

LISTAGEM DAS PRINCIPAIS ROTINAS DO PROGRAMA


```

/*-----
|  Declaração das variáveis globais  |
-----*/

unsigned char far *MO;  // Ponteiro para matriz objeto
unsigned char far *MF;  // Ponteiro para matriz fonte
int a[NCOR];           // vetor para tabela de tons de cinza

struct  // Estrutura que contem os dados da fonte
{
    int a, b, CF, LF, CF2, LF2, cutoff, tipo, dist_90[200];
        long max_cinza;
    double teta, eixo, eixo_KA, eixo_90, gama, beta_x,
        inc_dis, axis_KA, axis_90 ;
} fonte;

struct  // Estrutura que contem os dados do objeto
{
    int raio_a, raio_b, CO, LO, LO2, CO2, XC, YC;
    double raio, beta, ray, espaci;
} objeto;

struct // Estrutura que contem os dados para desenho na
        // tela
{
    int XC[4000], YC[4000], x_max, y_max;
    int x_max2, y_max2, x,y;
    double dfo, dofm, mag_1, mag, escala, fator, fatmag;
    double pixel_mm;
} tela;

/*-----
|  Fim das declaracoes de variaveis globais  |
-----*/

```

```

/*-----
| Rotina  MASCARA2: realiza a convolução |
| da matriz fonte com a matriz objeto   |
|-----*/

void MASCARA2(int XC, int YC)
{
    // DECLARAÇÃO DAS VARIÁVEIS LOCAIS
    // variáveis de controle da matriz fonte
    long Xinic_Ft, Xfim_Ft, Yinic_Ft, Yfim_Ft;

    // variáveis de controle da matriz objeto
    long Xinic_Ob, Xfim_Ob, Yinic_Ob, Yfim_Ob;

    // variáveis de controle da tela
    int Xinic_tela, Xfim_tela, Yinic_tela, Yfim_tela;

    // variáveis auxiliares locais
    int x, y, somal, k, l;
    long xf, yf, xo, yo, xfim, yfim, soma;
    double desloc_x_tela, desloc_y_tela, quantiz, desloc_x,
           desloc_y;

    // Inicialização das variáveis em y para as duas
    // matrizes
    quantiz = (double)NCOR/(double)fonte.max_cinza;

    Yinic_Ft = (long)fonte.LF - 1; Yfim_Ft = (long)fonte.LF;
    Yinic_Ob = 0;                    Yfim_Ob = 1;

    desloc_x_tela = (double)(fonte.CF2 + objeto.CO2 -1)/
                    (tela.fatmag);
    desloc_y_tela = (double)(fonte.LF2 + objeto.LO2 - 1)/
                    (tela.fatmag);

    Xinic_tela = XC - around(desloc_x_tela);
    Yinic_tela = YC - around(desloc_y_tela);

```

```
y = Yinic_tela;
desloc_y = 0.0;
```

```
// MASCARAMENTO ENTRE A MATRIZ FONTE E A MATRIZ OBJETO
```

```
while(Yinic_Ob < (long)objeto.LO)
{
    // incializa as variáveis em x para as duas matrizes
    Yinic_Ft = (long)fonte.CF - 1; Xfim_Ft = (long)fonte.CF;
    Xinic_Ob = 0;                  Xfim_Ob = 1;
    x = Xinic_tela;
    desloc_x = 0.0;

    while(Xinic_Ob < (long)objeto.CO)
    {
        soma = 0;
        yo = Yinic_Ob*(long)objeto.CO;
        yfim = Yfim_Ft*(long)fonte.CF;
        yf = Yinic_Ft*(long)fonte.CF;
        for(; yf < yfim; yo+=(long)objeto.CO, yf+=(long)fonte.CF)
            for(xo = Xinic_Ob, xf = Xinic_Ft; xf < Xfim_Ft; xo++,
                xf++)
                soma += (long)((MF+xf+yf) & *(MO+xo+yo));

        for(xf = 0; xf < Xinic_Ft; xf++)
            for(yf = Yinic_Ft*(long)fonte.CF; yf < yfim;
                yf+=(long)fonte.CF)
                soma += (long)((MF+xf+yf));

        for(xf = Xfim_Ft; xf < (long)fonte.CF; xf++)
            for (yf = 0; yf < yfim; yf+=(long)fonte.CF)
                soma += (long)((MF+xf+yf));

        yfim = Yinic_Ft*(long)fonte.CF;
        for(xf = 0; xf < Xinic_Ft; xf++)
            for(yf = 0; yf < yfim; yf+=(long)fonte.CF)
                soma += (long)((MF+xf+yf));
    }
}
```



```

for(yf = 0; yf < yfim; yf+= (long)fonte.CF)
    for(xf = Xinic_Ft; xf < Xfim_Ft; xf++)
        soma += (long)(*(MF+xf+yf));

yf = Yfim_Ft*(long)fonte.CF;
yfim = (long)fonte.LF*(long)fonte.CF;
for(; yf < yfim; yf+=(long)fonte.CF)
    for(xf = Xfim_Ft; xf < (long)fonte.CF; xf++)
        soma += (long)(*(MF+xf+yf));

yf = Yfim_Ft*(long)fonte.CF;
for(; yf < yfim; yf+=(long)fonte.CF)
    for(xf = 0; xf < Xfim_Ft; xf++)
        soma += (long)(*(MF+xf+yf));

// Calcula o tom de cinza e plota na tela
somal = around((double)soma*quantiz);
putpixel(x, y, a[somal]);

// Atualiza as variáveis em x para as duas matrizes
x++;
desloc_x += tela.fatmag;
Xinic_Ft = (long)fonte.CF - aroundl(desloc_x) - 1;
if(Xinic_Ft < 0)
{
    Xinic_Ob = abs(Xinic_Ft);
    Xinic_Ft = 0;
}

Xfim_Ob = aroundl(desloc_x) + 1;
if(Xfim_Ob > (long)objeto.CO)
{
    Xfim_Ft = (long)fonte.CF - (Xfim_Ob - (long)objeto.CO);
    Xfim_Ob = (long)objeto.CO;
}
}

```

```
// atualiza as variáveis em y para as duas matrizes.
y++;
desloc_y += tela.fatmag;
Yinic_Ft = (long)fonte.LF - aroundl(desloc_y) - 1;
if(Yinic_Ft < 0)
{
    Yinic_Ob = abs(Yinic_Ft);
    Yinic_Ft = 0;
}

Yfim_Ob = aroundl(desloc_y) + 1;
if(Yfim_Ob > (long)objeto.LO)
{
    Yfim_Ft = (long)fonte.LF - (Yfim_Ob - (long)objeto.LO);
    Yfim_Ob = (long)objeto.LO;
}
}

/*-----
|   fim da rotina MASCARA2   |
-----*/
```

```

/*-----
|   ELIPCE - rotina que constroi uma elipse |
|preenchida na matriz objeto, dados os      |
|parametros 'a' e 'b'                        |
|-----*/

```

```

void ELIPCE(unsigned char cor)
{
    long x, y, x1;
    long a1, b1, i, j;
    long t1, t2, t3, t4, t5, t6, t7, t8, t9, d1, d2;

    a1 = (long)objeto.raio_a;
    b1 = (long)objeto.raio_b;
    x = objeto.raio_a;
    y = 0;

    t1 = (a1)*(a1);  t2 = 2*t1;  t3 = 2*t2;
    t4 = (b1)*(b1);  t5 = 2*t4;  t6 = 2*t5;
    t7 = (a1) * t5;  t8 = 2*t7;  t9 = 0;

    d1 = t2 - t7 + t4;  d2 = t1 - t8 + t5;
    while (d2 < 0)  // traca regioao 1 da elipse
    {
        PONTOS_SIME(x, y, cor); // rotina que preenche a elipse
                                // simetricamente

        ++y;
        t9 = t9 + t3;
        if (d1 < 0)
        {
            d1 = d1 + t9 + t2;
            d2 = d2 + t9;
        }
        else
        {
            --x;
            t8 = t8 - t6;

```



```

    d1 = d1 - t8 + t9 + t2;
    d2 = d2 - t8 + t5 + t9;
  }
}
do // traca regioao 2 da elipse
{
  PONTOS_SIME(x, y, cor);
  --x;
  t8 = t8 - t6;
  if (d2<0)
  {
    ++y;
    t9 = t9 + t3;
    d2 = d2 - t8 + t5 + t9;
  }
  else d2 = d2 - t8 + t5;
}while (x>=0);
}

/*-----
| FIM DA ROTINA ELIPCE |
-----*/

```

```

/*-----
| const_fonte - rotina que constroi a matriz fonte |
|      dados os parametros calculados na rotina      |
|      calc_font()                                     |
|-----*/

```

```

void const_fonte(void)
{
    int x_0, x_180, y_0, y_180, b_2, k, l;
    unsigned long a1, i, j;
    double inc = 0.0;

    // aloca memória para a matriz fonte
    farfree(MF);

    a1 = (unsigned long)fonte.CF*(unsigned long)fonte.LF;
    MF = (char far *)farcalloc(a1, sizeof(char));
    if (!MF)
    {
        closegraph();
        printf("\n  NAO FOI POSSIVEL ALOCAR MEMORIA PARA ");
        printf("\n          MATRIZ      FONTE          ");
        printf("\n\n\n  VERIFIQUE SE EXISTE MEMORIA RAM");
        printf("\n          DISPONIVEL");
        getch();
        exit(0);
    }

    b_2 = (int)(fonte.b/2);

    // seta MF com valores 0 para depois preencher com as
    // intensidades
    for (i=0; i<a1; i+=(long)fonte.CF)
        for (j=0; j<(long)fonte.CF; j++)
            *(MF +i +j) = 0;

    // calcula os valores de 'x' e 'y' inclinados

```

```

x_0 = around((cos(fonte.gama)*fonte.eixo)/2.0);
y_0 = around((sin(fonte.gama)*fonte.eixo)/2.0);

x_180 = fonte.CF2-x_0;
y_180 = fonte.LF2-y_0-b_2;
x_0 = x_0 + fonte.CF2;
y_0 = y_0 + fonte.LF2-b_2;

for (l=0, k=0; k<fonte.b; k++)
{
    linef(x_0, y_0+k, x_180, y_180+k, fonte.dist_90[l]);
    inc += fonte.inc_dis;
    l = around(inc);
}

// soma todos os valores de niveis de cinza possiveis da
// fonte

fonte.max_cinza = 0;
for (i=0; i<a1; i+=(long)fonte.CF)
    for (j=0; j<(long)fonte.CF; j++)
        fonte.max_cinza +=(int)(* (MF +i +j));
}

/*-----
| FIM DA ROTINA  const_fonte  |
-----

```



```

/*-----
| const_objeto:- rotina que constroi a matriz objeto|
|      dados os parametros calculados na rotina      |
|      calc_objeto()                                  |
|-----*/

void const_obj(int cor)
{
    // Declaração das variáveis locais
    long a1, j, i;

    // aloca memória para a matriz objeto
    farfree(MO);
    a1 = (long)objeto.CO*(long)objeto.LO;
    MO = (char far *)farcalloc(a1, sizeof(char));
    if (!MO)    // verifica alocação de memória
    {
        closegraph();
        printf("\n    NAO FOI POSSIVEL ALOCAR MEMORIA PARA ");
        printf("\n                MATRIZ        OBJETO                ");
        printf("\n\n\n    VERIFIQUE SE EXISTE MEMORIA RAM
                DISPONIVEL");
        getch();
        exit(0);
    }

    // seta MO com 0xFF para depois preencher com a elipse
    for (i=0; i<a1; i+=objeto.CO)
        for (j=0; j<objeto.CO; j++)
            *(MO +j + i) = 0xFF;

    ELIPCE(cor);
}

/*-----
|      FIM DA ROTINA const_obj()                      |
|-----*/

```

```

/*-----
| matriz - rotina que calcula a posição dos objetos |
|           para a tela, simulando a matriz de esferas ou |
|           a matriz orifícios                          |
|-----*/

```

```

void matriz(double espaci)
{
    // Declaração da variáveis locais
    int i, l, x, lime_x, lime_y;
    double ang, alf, j, s[72], c[72];

    // Inicialização das variáveis
    lime_x = tela.x_max2 - 10;
    lime_y = tela.y_max2 - 10;
    s[0] = 0;
    c[0] = 1;
    ang = PI/180.0;

    // calcula os valores de seno e co-seno de 5 em
    // 5 graus
    for (l=5,i=1; i<72; i++, l+=5)
    {
        alf = (double)l*ang;
        s[i] = sin(alf);
        c[i] = cos(alf);
    }

    // Calcula as posições na tela
    tela.XC[0] = 0;
    tela.YC[0] = 0;
    l= 1;
    j = espaci * tela.pixel_mm;
    for(i=0; i<360; i += 36)
    {
        alf = (double)i * ang;
        tela.XC[l] = around(cos(alf) * j);
    }
}

```

```

tela.YC[l] = around(sin(alf) * j);

if((tela.XC[l]> -fonte.cutoff) && (abs(tela.XC[l]) <
    lime_x) && (abs(tela.YC[l])<lime_y))
    l++;
}

j = 2.0*espaci*tela.pixel_mm;
for(i=0; i<72; i += 4)
{
    tela.XC[l] = around(c[i] * j);
    tela.YC[l] = around(s[i] * j);

    if((tela.XC[l]> -fonte.cutoff) && (abs(tela.XC[l])<
        lime_x) && (abs(tela.YC[l])<lime_y))
        l++;
}

for (x=3; x<7; x++)
{
    j = (double)x*espaci * tela.pixel_mm;
    for(i=0; i<72; i += 2)
    {
        tela.XC[l] = around(c[i] * j);
        tela.YC[l] = around(s[i] * j);

        if((tela.XC[l]> -fonte.cutoff) && (abs(tela.XC[l])<
            lime_x) && (abs(tela.YC[l])<lime_y))
            l++;
    }
}

for (x=7; x<50; x++)
{
    j = (double)x*espaci * tela.pixel_mm;
    for(i=0; i<72; i++ )
    {

```



```
tela.XC[l] = around(c[i] * j);
tela.YC[l] = around(s[i] * j);

if((tela.XC[l]> -fonte.cutoff) && (abs(tela.XC[l])<
    lime_x) && (abs(tela.YC[l])<lime_y))
    l++;
}
}

tela.XC[l] = 10000;
tela.YC[l] = 10001;
}

/*-----
| FIM DA ROTINA  matriz |
-----*/
```

```

/*-----
| calc_fonte - rotina que faz os cálculos |
|           para inicializar a estrutura fonte |
|           de acordo com a posicao do objeto |
|           no campo de radiacao             |
|-----*/
void calc_fonte(void)
{
    // Declaração das variáveis locais
    double termo, termob, termot, quantiz;
    int    b_mais, i;

    // Cálculo dos dados da fonte
    fonte.b = around(tela.fator*fonte.eixo_90*tela.pixel_mm);
    termot = 1.0/tan(fonte.teta);
    termo = (double)fonte.cutoff + (double)tela.x;
    if (termo <= 0.0)
        fonte.gama = PI/2.0;
    else
        fonte.gama = atan((double)tela.y/termo);

    termo = tela.dfo + tela.dofm;

    if (termo==0.0)
        fonte.beta_x = PI/2.0;
    else
        fonte.beta_x = atan((double)tela.x/termo);

    termo = cos(fonte.gama);
    termob = tan(fonte.beta_x);

    if (termo == 0.0)
        fonte.eixo = 0.0;
    else
        fonte.eixo=tela.fator*tela.pixel_mm*fonte.eixo_KA*
            ((1+(termot*termob))/termo);

```

```

fonte.a = around(fonte.eixo);
fonte.CF = fonte.a + 2;
b_mais = fonte.b + abs(around(fonte.eixo*
    sin(fonte.gama)));

fonte.LF = b_mais + 2;

if((((double)fonte.LF/2.0)- floor((double)fonte.LF/2.0))
    != 0.0)
    fonte.LF++;

if((((double)fonte.CF/2.0)-floor((double)fonte.CF/2.0))
    != 0.0)
    fonte.CF++;

fonte.CF2 = fonte.CF/2;
fonte.LF2 = fonte.LF/2;
fonte.inc_dis = 200.0/(double)fonte.b;

const_fonte();

}

/*-----
| FIM DA ROTINA calc_fonte |
-----*/

```



```

/*-----
| calc_obj - rotina que faz os calculos      |
|           para inicializar a estrutura objeto|
|           de acordo com a posicao do objeto  |
|           no campo de radiacao              |
|-----*/
void calc_obj(void)
{
    double termo;

    // calculos do objeto
    objeto.raio_b = around(tela.fator*objeto.raio*
        tela.pixel_mm*tela.mag);

    termo = sqrt(((double)tela.x*(double)tela.x) +
        ((double)tela.y*(double)tela.y));

    if ((tela.dfo+tela.dofm)==0.00)
        objeto.beta = PI/2.0;
    else
        objeto.beta = atan(termo/(tela.dfo+tela.dofm));

    objeto.raio_a = around(tela.fator*objeto.raio*
        tela.pixel_mm*tela.mag/cos(objeto.beta));

    objeto.LO = 2*(objeto.raio_a + 2);

    if(objeto.LO < fonte.LF)
        objeto.LO = fonte.LF + 2;

    objeto.CO = objeto.LO;

    if(objeto.CO < fonte.CF)
        objeto.CO = fonte.CF + 2;

    objeto.LO2 = objeto.LO/2;
    objeto.CO2 = objeto.CO/2;

```

```
objeto.XC = tela.x + tela.x_max2;
```

```
objeto.YC = tela.y + tela.y_max2;
```

```
const_obj(0);
```

```
}
```

```
/*-----  
|   FIM DA ROTINA   calc_obj   |  
-----*/
```

```
/*-----  
| Programa principal |  
-----*/  
void main(void)  
{  
    // Declaração das variáveis locais  
    long k,l;  
    int x, i;  
    char aux='0', z1='0', z2='0', carac;  
  
    // Chamada das rotinas de inicialização  
    leitura();  
    inicializa();  
    PALHETA(carac);  
    read_tela();  
    BARRA();  
  
    // Controle das rotinas de acordo com a opção  
do  
{  
    prim_aloc();  
    carac= '1';  
  
    while ((carac != 'q') && (carac != 'Q'))  
    {  
        if ((carac >=97) && (carac <=122))  
            carac -= 32;  
  
        switch (carac)  
        {  
            case '1':  
            case '2':  
            case '3':  
            case '4':  
            case '5':  
            case '6':  
            case '7':
```



```
PALHETA(carac);  
break;  
  
case 'T':  
    todos_obj();  
    break;  
  
case 'B':  
    setfillstyle(SOLID_FILL, a[235]);  
    bar(0, 0, tela.x_max, tela.y_max);  
    break;  
  
case 'O':  
    draw_obj();  
    break;  
  
case 'F':  
    draw_font();  
    break;  
  
case 'L':  
    cleardevice();  
    break;  
  
case 'P':  
    for(x = 0, k = 0; k < (long)fonte.CF*(long)fonte.LF;  
        k += fonte.CF, x++)  
        putpixel(x, (int)*(MF+fonte.CF2+k), 14);  
    break;  
  
case 'U':  
    obj_uni();  
    break;  
  
case 'A':  
    aneis();  
    break;
```

```
case 'S':
    save(z1, z2);
    z2++;
    if(z2 > '9')
        { z1++; z2 = '0'; }
    break;
}
carac = (char)getch();
}

closegraph();
clrscr();
printf("\n          Barra de espaço para continuar\n");
cprintf ("          ou ");
textcolor(4);
cprintf("E");
textcolor(7);
cprintf("xit para sair ");

aux = (char)getche();
farfree(MF);
farfree(MO);

} while ((aux != 'e') && (aux != 'E'));

clrscr();
}
```