Campus de São Carlos

Novo dispositivo com sensoriamento
eletrônico para localização do raio central do
feixe de Raios-X em equipamentos de
radiodiagnóstico

Lara Helena Elerbrock dos Santos

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

✓

**NOVO DISPOSITIVO COM SENSORIAMENTO
ELETRÔNICO PARA LOCALIZAÇÃO DO RAIOS
CENTRAL DO FEIXE DE RAIOS-X EM
EQUIPAMENTOS DE RADIODIAGNÓSTICO**

LARA HELENA ELERBROCK DOS SANTOS

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

ORIENTADOR: Prof. Dr. Homero Schiabel

São Carlos
Dezembro de 1997

Class.	TESE - EESC
Cut.	5172
Tombo	10030/98

S/S 942927

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

S237n Santos, Lara Helena Elerbrock dos
Novo dispositivo com sensoriamento eletrônico
para localização do raio central do feixe de
raios-x em equipamentos de radiodiagnóstico /
Lara Helena Elerbrock dos Santos. -- São Carlos,
1997.

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

1. Ponto focal. 2. Radiologia diagnóstica.
3. Controle de qualidade. I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Candidata: Bacharela **LARA HELENA ELERBROCK DOS SANTOS**

Dissertação defendida e aprovada em 17-12-1997
pela Comissão Julgadora:

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

Prof. Doutora **ROSEMARY SANCHES**
(Instituto de Física de São Carlos - Universidade de São Paulo)

Prof. Doutora **ÂNGELA DELETE BELLUCCI**
(Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo)

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

JOSÉ CARLOS A CINTRA
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

Aos meus pais, Antônio e Lourdes,
os principais culpados...

AGRADECIMENTOS

Meus agradecimentos ao professor Homero Schiabel, pela orientação.

Ao CNPq, pelo financiamento.

Ao serviço de radiologia do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto, que nos facultou livre acesso para realização dos testes necessários para a execução deste projeto.

À professora Annie e ao Paulo Marques, sempre bem humorados e inspiradores.

Agradeço carinhosamente a todos os colegas do LADI, pela solicitude sempre presente nos momentos de dificuldades, e pelos terapêuticos momentos de descontração.

Ao Rui Berto, cuja colaboração foi indispensável para a elaboração da parte mecânica do dispositivo.

Ao Marcelo de Paula Campos, que viabilizou a elaboração do circuito eletrônico.

Meus agradecimentos muitíssimo especiais ao Henrique J. Q. Oliveira, sempre participante com excelentes sugestões e generosas porções de incentivo.

Ao Rogério, pelo seu amor e infinita paciência.

Aos meus pais, pelo incentivo, amparo e, sobretudo, pelo exemplo inspirador.

Aos meus sobrinhos, Henrique e Guilherme, simplesmente por existirem.

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	1
1.1 - PROPOSTA DO TRABALHO.....	1
1.2 - MOTIVAÇÃO DO TRABALHO	1
1.3 – ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	2
CAPÍTULO 2 - A FONTE DE RAIOS-X E SUA INFLUÊNCIA NA QUALIDADE DA IMAGEM RADIOLÓGICA	5
2.1 - INTRODUÇÃO.....	5
2.2 - O TUBO DE RAIOS-X.....	5
2.2.1 - <i>O catodo</i>	6
2.2.2 - <i>O anodo</i>	7
2.2.2.1 - A inclinação do anodo	8
2.2.2.2 - Anodos rotativos	10
2.3 - INFLUÊNCIA DO PONTO FOCAL E GEOMETRIA DE EXPOSIÇÃO NA NITIDEZ DA IMAGEM RADIOGRÁFICA.....	11
2.3.1 - <i>A característica de campo</i>	14
2.3.2 - <i>A distribuição de intensidade</i>	18
2.4 - VARIAÇÕES DO PONTO FOCAL COM PARÂMETROS OPERACIONAIS	23
2.5 - CONCLUSÕES.....	26
CAPÍTULO 3 - MÉTODOS DE MEDIÇÃO DO PONTO FOCAL	27
3.1 - INTRODUÇÃO.....	27
3.2 - MÉTODO DA CÂMARA DE ORIFÍCIO	27
3.3 - MÉTODO DA CÂMARA DE FENDA.....	35
3.4 - MÉTODOS BASEADOS NO LIMITE DE RESOLUÇÃO.....	37
3.4.1 - <i>Padrão de barras RMI</i>	41
3.4.2 - <i>Padrão estrela</i>	43
3.5 - MÉTODOS BASEADOS NAS FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIA	47
3.5.2 - <i>O primeiro mínimo da FTM</i>	48
3.5.3 - <i>Método da raiz quadrática média da FEL</i>	49

3.6 – ESTUDOS COMPARATIVOS SOBRE OS MÉTODOS.....	51
3.7 – CONCLUSÕES	53
CAPÍTULO 4 – DISPOSITIVOS JÁ EXISTENTES	55
4.1 – INTRODUÇÃO	55
4.2 - DISPOSITIVO UTILIZADO POR ARNOLD E OUTROS ([ARNOLD, 73])	55
4.3 - DISPOSITIVO DESENVOLVIDO POR DOI E ROSSMANN ([DOI, 75])	57
4.4 - DISPOSITIVO DESENVOLVIDO POR ROECK E MILNE ([ROECK, 78])	60
4.5 - DISPOSITIVO DESENVOLVIDO POR MACHADO ([MACHADO, 88])	63
4.6 – DISPOSITIVO PROPOSTO POR COSTA E FURQUIM ([COSTA, 96]).....	67
4.7 – DISPOSITIVOS DISPONÍVEIS COMERCIALMENTE.....	69
4.8 - LIMITAÇÕES DOS DISPOSITIVOS DESCRITOS	75
4.9 - CONCLUSÕES.....	78
CAPÍTULO 5 – MATERIAIS E MÉTODOS	79
5.1 - INTRODUÇÃO.....	79
5.2 - PRINCÍPIO BÁSICO DO ALINHAMENTO	80
5.3 - METODOLOGIA	81
5.4 - DESCRIÇÃO DO DISPOSITIVO	82
5.4.1 - <i>Parte mecânica</i>	83
5.4.2 - <i>Parte eletrônica</i>	86
5.5 - OBJETOS DE TESTE UTILIZADOS	88
5.5.1 – <i>Câmara de fenda</i>	89
5.5.2 – <i>Matriz de orifícios</i>	89
CAPÍTULO 6 - TESTES DE CAMPO E RESULTADOS.....	91
6.1 - INTRODUÇÃO.....	91
6.2 –METODOLOGIA DOS TESTES.....	91
6.3 - RESULTADOS.....	93
6.3.1 – <i>Mamógrafo Philips</i>	94
6.3.2 – <i>Philips Rotalix</i>	97
6.4 – ESTIMATIVA DO ERRO RESULTANTE DO ALINHAMENTO.....	98
6.4.1 – <i>Grau de inclinação dos anodos</i>	98

6.4.2 – Cálculo da precisão das medidas dos pontos focais	100
---	-----

CAPÍTULO 7 – DISCUSSÃO, ANÁLISE DOS RESULTADOS E CONCLUSÕES FINAIS..... 102

7.1 – INTRODUÇÃO	102
7.2 –ACERCA DA ELABORAÇÃO DO DISPOSITIVO E DA REALIZAÇÃO DOS TESTES DE CAMPO.....	102
7.3 – COMPARAÇÃO COM OS DISPOSITIVOS DESCRITOS NA LITERATURA...	105
7.4 – ANÁLISE DOS RESULTADOS	108
7.4 – CONCLUSÕES FINAIS.....	110

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 109

SUGESTÕES PARA PESQUISAS FUTURAS..... 122

LISTA DE FIGURAS

CAPÍTULO 2

Figura 2.1: Esquema simplificado de um tubo de raios:X.....	6
Figura 2.2: Ilustração do princípio do foco linha.....	9
Figura 2.3: Ilustração do efeito anódio.....	9
Figura 2.4: Esquema de um tubo de raios:X com anodo giratório.....	10
Figura 2.5: Processo de formação de imagens com pontos focais de diferentes tamanhos.....	12
Figura 2.6: Característica de campo de dois diferentes equipamentos mamográficos.....	15
Figura 2.7: Ilustração da característica de campo.....	16
Figura 2.8: Simulação da imagem de uma matriz de esferas.....	19
Figura 2.9: Imagens de pontos focais, mostrando diferentes distribuições de intensidade.....	21
Figura 2.10: Gráficos mostrando, para diferentes tipos de tecido, a dependência entre seus coeficientes de atenuação e a energia da radiação incidente.....	25

CAPÍTULO 3

Figura 3.1: Princípio de obtenção da imagem do ponto focal através da câmara de orifício.....	28
Figura 3.2: Diagrama mostrando a dependência entre as larguras medidas nas imagens do ponto focal e suas densidades ópticas, efetuadas por diferentes observadores	30
Figura 3.3: Ilustração do “efeito túnel”	32
Figura 3.4: O tamanho efetivo do orifício, em razão do efeito túnel, aparenta ser menor que o seu tamanho geométrico	33
Figura 3.5: Esquema ilustrativo do diafragma sugerido por [Kuntke, 57].....	34

Figura 3.6: Princípio de obtenção das dimensões do ponto focal através da câmara de fenda.....	36
Figura 3.7: Diagrama ilustrativo do princípio dos métodos de resolução.....	38
Figura 3.8: Objeto formado por vários pares de linha, de largura e espaçamento variáveis.....	39
Figura 3.9: Padrão de barras RMI.....	41
Figura 3.10: Imagem do padrão de teste estrela.....	43
Figura 3.11: Ilustração do princípio de operação do padrão estrela.....	44
Figura 3.12: Ilustração da imagem de um padrão estrela, obtida com um ponto focal formado por uma fonte linha uniforme de tamanho f e duas fontes pontuais mais intensas nas extremidades.....	45
Figura 3.13: Típico padrão de intensidade encontrado em imagens de padrões estrela, obtidos com pontos focais com distribuição aproximadamente gaussiana.....	46
Figura 3.14: Ilustração de um exemplo genérico de FTM.....	48
Figura 3.15: Exemplo de uma FEL real e uma uniforme, com mesmo valor RMQ.....	50

CAPÍTULO 4

Figura 4.1: Dispositivo construído por Arnold e outros ([Arnold, 73]).....	56
Figura 4.2: Dispositivo construído por Doi e outros ([Doi, 75]).....	58
Figura 4.3: Princípio utilizado por Roeck e Milne para localização do raio central.....	61
Figura 4.4: Partes componentes do dispositivo construído por Roeck e Milne ([Roeck, 78]).....	61
Figura 4.5: Imagem obtida no filme odontológico, com uma seta indicando a posição do raio central.....	62
Figura 4.6: Partes componentes do dispositivo construído por ([Machado, 88]).....	64
Figura 4.7: Écran utilizado por Machado ([Machado, 88]) para localização do raio central.....	66

Figura 4.8: Imagem do objeto de teste utilizado por Costa e Furquim ([Costa, 96]).....	67
Figura 4.9: Alguns dos dispositivos encontrados comercialmente.....	72
Figura 4.10: RFM: Real Time Focusmeter.....	73
Figura 4.11: Ilustração da tela do computador, mostrando o resultado da medição efetuada pelo RFM.....	74

CAPÍTULO 5

Figura 5.1: Princípio básico de alinhamento.....	80
Figura 5.2: Ilustração esquemática do processo de alinhamento.....	81
Figura 5.3: Ilustração esquemática da parte mecânica do dispositivo.....	83
Figura 5.4: principais componentes da parte mecânica do dispositivo, com suas respectivas dimensões.....	85
Figura 5.5: Esquema em blocos do circuito eletrônico.....	87
Figura 5.6: Diagrama mais detalhado do circuito eletrônico.....	88
Figura 5.6: Esquema de construção da fenda.....	89
Figura 5.7: Esquema de construção da matriz de orifícios.....	90

CAPÍTULO 6

Figura 6.1: Imagem do dispositivo no mamógrafo Philips.....	92
Figura 6.2: Imagens de fenda obtidas com os equipamentos avaliados.....	94
Figura 6.3: Imagem da matriz de orifícios obtida com o foco fino do Philips Rotalix.....	95
Figura 6.4: Imagem da matriz de orifícios obtida com o foco grosso do Philips Rotalix.....	96
Figura 6.5: Ilustração da relação entre o ângulo β e as distâncias dx e $d\theta$	100

LISTA DE TABELAS

Tabela 6.1: Tamanhos médios do ponto focal do mamógrafo Phillips, medidos através das imagens da câmara de fenda e matriz de orifícios.....	97
Tabela 6.2: Tamanhos médios dos focos fino e grosso do Phillips Rotalix, medidos através das imagens da fenda e da matriz de orifícios.....	97
Tabela 6.3: Comprimentos do ponto focal do Philips Rotalix medidos em diferentes posições no campo, e o ângulo de inclinação do anodo estimado a partir de cada medida.....	99

RESUMO

Neste trabalho, propomos um novo dispositivo para sensoramento do campo de radiação e localização do raio central do feixe de raios-X. Este dispositivo possibilita um alinhamento preciso entre os objetos de teste, utilizados pelos métodos de avaliação do ponto focal, e este raio de referência. Isto é feito através de um procedimento simples e seguro, utilizando sensores eletrônicos, sem expor o operador aos riscos da radiação, como na maioria dos dispositivos já existentes. Também apresenta um custo acessível e grande versatilidade, podendo ser utilizado em qualquer tipo de equipamento radiográfico. A necessidade do correto alinhamento destes objetos de teste deve-se à grande variação verificada nas características do ponto focal ao longo do campo de radiação. Esta variação, denominada característica de campo, origina-se devido à inclinação do anodo do tubo de raios-X. A importância da avaliação do ponto focal deve-se ao fato de que este é o principal fator limitante da capacidade de resolução espacial em muitos sistemas radiográficos.

ABSTRACT

In this work, we propose a new experimental device to determine the central ray position of the radiation beam. This device makes possible a precise alignment between the test objects, used by the focal spot evaluation methods, and this reference ray. This is made through a simple and safety procedure, using electronic sensors, without the risk of operator exposition to the X-rays. In addition, it presents a low cost and can be used in any type of radiographic equipment. The need for the correct alignment of the test objects is due to the large variation of the focal spot characteristics along the radiation field. This variation, named field characteristic, is originated by the target angulation of the X-ray tube. The focal spot evaluation is very important due to the fact that it is the principal limiting factor of spatial resolution capacity of many radiographic systems.

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

1.1 - Proposta do trabalho

Para a execução de estudos das características do ponto focal, que constituem um dos principais fatores limitantes da capacidade de resolução espacial de um sistema radiológico, existem vários métodos, os quais utilizam alguns objetos de teste, como câmaras de orifício, câmaras de fenda e padrões estrela, entre outros. Na avaliação dos resultados obtidos é preciso um conhecimento exato do posicionamento de tais objetos no campo de radiação, pois as características em estudo apresentam-se diferentes quando observadas de diferentes pontos, devido à chamada característica de campo. Para tanto, é necessária a utilização de um dispositivo suporte para os objetos que permita a obtenção de um alinhamento preciso destes com o eixo de referência escolhido, o raio central do feixe de raios-X. Nosso objetivo consiste na elaboração de um dispositivo que permita executar este alinhamento com precisão, utilizando controles eletrônicos, e sem os inconvenientes práticos encontrados nos dispositivos existentes atualmente.

1.2 - Motivação do trabalho

A utilização dos raios-X para obtenção de imagens anatômicas, com o objetivo de auxiliar diagnósticos médicos, iniciou-se logo nos primórdios da descoberta deste tipo de radiação, no fim do século passado. Desde então, o conhecimento do processo de obtenção destas imagens evoluiu consideravelmente, surgindo inúmeras técnicas especiais em função do tipo de tarefa diagnóstica pretendida, haja vista a complexidade e variedade de

estruturas e tipos de tecidos encontradas nas diversas porções do corpo humano. Cada vez mais, acentua-se a necessidade de obtenção de imagens de melhor qualidade, ou seja, imagens que contenham o máximo de informação possível para auxiliar o diagnóstico.

A despeito da complexidade envolvida em um diagnóstico, segundo Loo e outros ([Loo, 84]) a primeira tarefa crucial consiste na detecção de padrões de imagens associados a tumores ou outro tipo de lesões. Em certos casos, estes padrões consistem de imagens de estruturas muito pequenas, como as microcalcificações mamárias, por exemplo, cuja detecção é de fundamental importância para um diagnóstico precoce de um possível câncer de mama. Por esta razão, técnicas radiográficas como a mamografia, ou outras que também envolvam a obtenção de imagens de estruturas muito pequenas, exigem a utilização de um sistema com alta capacidade de resolução espacial. Entre os fatores mais importantes determinantes do limite desta capacidade de resolução encontram-se as características físicas da fonte de raios-x, o ponto focal. Com isso, a avaliação do ponto focal consiste em um dos procedimentos mais fundamentais na avaliação de um sistema radiográfico como um todo, sendo indispensável em um programa de garantia de qualidade de imagens em um serviço de radiodiagnóstico. Esta é a motivação do presente trabalho, onde procuramos fazer um estudo detalhado dos métodos existentes para avaliação das características do ponto focal, e onde propomos um novo dispositivo, necessário para a execução de tais estudos, que procura atender os requisitos que julgamos indispensáveis para a viabilização da aplicação de tais métodos.

1.3 – Organização do trabalho

Basicamente, podemos dividir o corpo deste trabalho em duas partes principais. Na primeira, apresentamos o resultado de uma extensa busca bibliográfica sobre o estado da arte em métodos de avaliação do ponto focal, feita para embasar a execução da nossa proposta. Com isso, pudemos

confirmar a carência de um dispositivo, para o adequado posicionamento dos objetos de teste utilizados nos estudos das características do ponto focal, que atenda a todos os requisitos que julgamos indispensáveis: praticidade, portabilidade, versatilidade e segurança do ponto de vista da radioproteção. Verificamos também nesta pesquisa a grande importância destas características no processo de obtenção de imagens de estruturas muito pequenas, como por exemplo microcalcificações mamárias e pequenos vasos sangüíneos. Os resultados corroboraram largamente nossa crença na importância da utilização de métodos de avaliação do ponto focal em programas de garantia de qualidade de imagens, sobretudo em equipamentos mamográficos, onde se faz necessária uma grande capacidade de resolução espacial. Na segunda parte do trabalho, apresentamos detalhadamente a nossa proposta, e descrevemos a sua execução e os resultados obtidos, analisando-os e por fim comparando o nosso dispositivo protótipo com os descritos na literatura e os encontrados comercialmente. O conteúdo do trabalho foi dividido nos seguintes capítulos:

- **Capítulo 2:** Descrição básica do tubo de raios-X, com seus componentes, detalhes de construção e parâmetros de operação que podem alterar as características da fonte de raios-X, o ponto focal, as quais variam largamente quando observadas de diferentes pontos no campo de radiação, resultando na chamada característica de campo. O processo de obtenção de imagens é descrito brevemente, evidenciando o papel do ponto focal e sua importância como um dos fatores limitantes da capacidade de resolução do sistema radiológico.
- **Capítulo 3:** Dada a importância do conhecimento das características do ponto focal na avaliação da capacidade de resolução do sistema radiológico, apresentamos os principais métodos existentes para o

estudo destas características descritos na literatura, discutindo seus méritos e desvantagens.

- **Capítulo 4:** Este capítulo é todo dedicado à descrição e análise dos dispositivos existentes para posicionamento dos objetos de teste, utilizados nos estudos das características do ponto focal, e execução do seu alinhamento com o raio central do feixe de raios-X. Este procedimento é essencial para uma correta avaliação do comportamento do ponto focal no processo de obtenção de imagens, em razão da característica de campo apresentada no capítulo 2.
- **Capítulo 5:** Descrição do princípio de alinhamento utilizado pelo nosso dispositivo proposto e sua metodologia básica de operação. Também descrevemos os detalhes da sua construção, materiais empregados e dimensões, além dos objetos de teste utilizados nos estudos de avaliação do ponto focal, efetuados para posterior aferição da sua precisão, através de comparação com resultados obtidos com um outro, de comprovada precisão.
- **Capítulo 6:** Descrição dos testes de campo efetuados com o protótipo e apresentação dos resultados obtidos, comparando-os com resultados de avaliações anteriores das dimensões dos pontos focais dos mesmos equipamentos, efetuadas com outro dispositivo.
- **Capítulo 7:** Discussão sobre o projeto e elaboração do dispositivo, bem como sobre os testes efetuados com o mesmo. Comparação com os dispositivos descritos no capítulo 4, análise dos resultados e conclusões finais.

CAPÍTULO 2 - A FONTE DE RAIOS-X E SUA INFLUÊNCIA NA QUALIDADE DA IMAGEM RADIOLÓGICA

2.1 - Introdução

Neste capítulo, introduziremos a composição básica de um tubo de raios-X, descrevendo brevemente seus componentes, e enfocando os detalhes de construção que podem alterar as características da fonte de raios-X, influenciando no processo de formação de imagens.

2.2 - O tubo de raios-X

Raios-X são produzidos quando um feixe de elétrons, acelerado por uma grande diferença de potencial elétrico, é abruptamente barrado por um anteparo de metal pesado. Uma pequena fração da energia cinética destes elétrons, cerca de 1%, é então convertida em raios-X, enquanto a maior parte é dissipada na forma de calor ([Curry III, 90]).

Basicamente, o tubo de raios-X compõe-se de dois eletrodos, encapsulados a vácuo em um envoltório de vidro. Ou seja, nada mais é que um diodo a vácuo. O eletrodo positivo, ou catodo, é composto por um filamento resistivo, que quando aquecido pela passagem de uma corrente elétrica, libera elétrons, dando origem ao feixe eletrônico. Este é acelerado por um campo elétrico até o eletrodo negativo, ou anodo, que apresenta, em sua extremidade, um pequeno alvo de metal pesado, em geral feito de tungstênio ou molibdênio. A pequena área do alvo onde o feixe incide, e onde efetivamente é produzida a radiação, é chamada ponto focal. Na figura 2.1 vemos um esquema simplificado da composição do tubo:

Figura 2.1 - Esquema simplificado de um tubo de raios-X

A seguir, descreveremos mais detalhadamente as características básicas destes eletrodos.

2.2.1 - O catodo

Além do filamento, que é a fonte de elétrons e seu principal componente, o catodo possui também dois outros elementos básicos: as conexões com o circuito externo, que provê a corrente elétrica que aquece o filamento, e uma capa focalizadora metálica, responsável pela colimação do feixe eletrônico.

O filamento é geralmente feito de tungstênio, um metal que apresenta como principal vantagem um alto ponto de fusão, cerca de 3370°C , o que resulta em uma vida útil longa, compensando sua baixa eficiência como emissor de elétrons, se comparado a outros metais.

O número de fótons de raios-X, produzidos em um certo intervalo de tempo, é diretamente proporcional à corrente do tubo, ou seja, ao número de elétrons que são acelerados, do catodo para o anodo, neste mesmo intervalo. Por sua vez, a corrente do tubo é influenciada pela corrente aplicada no filamento: quanto maior esta, maior o aquecimento do filamento, e conseqüentemente maior o número de elétrons emitidos pelo mesmo. Outro fator que influencia a corrente do tubo é o potencial de aceleração aplicado entre os eletrodos. Quando os elétrons são emitidos, tendem a formar uma nuvem em torno do filamento, chamada região de carga espacial. Esta tende a

coibir a emissão de novos elétrons, caso estes não tenham uma energia térmica mínima, suficiente para vencer a força de repulsão eletrostática, oriunda da nuvem eletrônica circundante. Isto é chamado efeito de carga espacial. Com a aplicação do potencial de aceleração, os elétrons emitidos adquirem uma energia cinética “extra”, o que resulta em uma maior probabilidade de vencerem a barreira repulsiva, que os atraem de volta ao filamento. Sem esta energia, após um curto intervalo de tempo, haveria um equilíbrio entre a quantidade de elétrons sendo emitidos e retornando ao filamento, e a nuvem eletrônica em torno deste adquiriria um número constante de elétrons, dependente apenas da temperatura de emissão. Assim, correntes da ordem de grandeza comumente utilizadas nos tubos de raios-X, centenas de miliamperes, seriam virtualmente impossíveis.

Outro efeito, devido à força de repulsão entre os elétrons, é a tendência do feixe eletrônico de divergir. Para evitar isso, possibilitando a obtenção de um feixe bem colimado, o filamento é posicionado dentro de uma capa metálica focalizadora, feita geralmente de níquel. Estudos mostram uma dependência entre o perfil de intensidade do feixe eletrônico, e consequentemente do ponto focal, com a posição do filamento nesta capa focalizadora ([Moores, 74]), que pode ser explicada em termos da focalização dos feixes de elétrons produzidos em diferentes partes do filamento. A forma do filamento é outro fator que influencia o perfil de intensidade do feixe. Na grande maioria dos tubos, esta forma é helicoidal, mas vários autores tem pesquisado e sugerido novos modelos, que poderiam propiciar um perfil de intensidade mais uniforme ([Oliveira, 95]).

2.2.2 - O anodo

Em geral, o anodo é construído em cobre, um metal excelente condutor de calor, condição essencial para permitir uma rápida dissipação do calor produzido pelo bombardeamento de elétrons. Na extremidade do anodo,

encontra-se o ponto focal. Como veremos adiante, o tamanho do ponto focal é um fator determinante na capacidade de resolução do sistema de formação de imagens por raios-X.

A grosso modo, quanto menor o ponto focal, melhor a resolução espacial. Por outro lado, quanto menor o ponto focal, menor a área sujeita ao bombardeamento pelo feixe eletrônico, e portanto, menor a área na qual deverá haver dissipação de calor, resultando em um possível superaquecimento no local, o que pode diminuir consideravelmente a vida útil do tubo. Assim, há um compromisso entre a área do ponto focal e sua capacidade de carga, ou seja, a quantidade de corrente de tubo que este suporta, sem danificar-se devido ao aquecimento excessivo.

Para minimizar este efeito, e possibilitar a construção de pontos focais menores, dois artifícios são utilizados na construção dos tubos: anodos inclinados, em relação à direção normal à incidência do feixe de elétrons, e a construção de anodos rotativos.

2.2.2.1 - A inclinação do anodo

A construção do anodo inclinado segue o princípio do foco linha ([Curry III, 90]), ilustrado na figura 2.2. A inclinação do escudo, em relação à direção de incidência do feixe eletrônico, permite que uma área maior seja bombardeada, resultando em um ponto focal aparente menor.

Os ângulos de inclinação dos tubos de raios-X comercialmente disponíveis podem variar entre 6 e 20°, dependendo da aplicação pretendida. Quanto menor este ângulo, menor o tamanho aparente do ponto focal. No entanto, em geral este ângulo raramente é menor que 15°, devido ao aumento intolerável do efeito anódio, também chamado “efeito Heel”. Este efeito produz uma variação considerável da distribuição de intensidade de radiação ao longo do campo, com uma diminuição desta no sentido catodo-anodo, como ilustrado na figura 2.3.

Figura 2.2 - Ilustração do princípio do foco linha

Figura 2.3 - Ilustração do efeito anódio: a intensidade de radiação diminui, ao longo do campo, no sentido catodo-anodo ([Oliveira, 95])

De acordo com Curry III e outros ([Curry III, 90]), podemos explicar resumida e simplificadamente o efeito anódio da seguinte maneira: quando os elétrons atingem o ponto focal, em geral não são barrados na superfície imediata, mas logo abaixo desta. Assim, os fótons de raios-X são produzidos a

uma determinada profundidade, e atravessam uma certa espessura do material do anodo para poderem emergir, sendo atenuados neste caminho. Esta espessura dependerá do ângulo entre a direção dos fótons emergentes e a normal ao plano do anodo. Quanto maior este ângulo, maior o caminho a ser percorrido pelos fótons, e maior a atenuação sofrida.

Por outro lado, quanto menor o ângulo de inclinação do anodo, mais acentuadas serão estas diferenças de caminho, e portanto maiores as diferenças relativas de intensidade ao longo do campo. As variações entre um extremo e outro do campo de radiação útil podem ser da ordem de 50% ([Oliveira, 95]).

2.2.2.2 - Anodos rotativos

A razão de construírem-se anodos rotativos deve-se a que, desta forma, uma área maior de material do alvo é bombardeada pelo feixe de elétrons, sem aumentar o tamanho do ponto focal, possibilitando uma distribuição do calor dissipado por uma área consideravelmente maior.

Figura 2.4 - Esquema de um tubo de raios-X com anodo giratório

Estes anodos rotativos são largamente empregados, em tubos destinados às mais diversas aplicações, apesar do custo consideravelmente superior de sua construção, até três a quatro vezes o preço de um equivalente com anodo fixo ([Oliveira, 95]). Isto porque sua expectativa de vida útil é muito maior, justificando o investimento. Além disso, em aplicações em que há necessidade de grandes correntes de tubo, a utilização do anodo fixo exigiria um grande tempo de espera entre uma exposição e outra, a fim de permitir um resfriamento adequado, evitando o risco de danificar o equipamento. Por outro lado, estes anodos têm o inconveniente de exigirem um aparato maior, limitando a sua portabilidade. Assim, os anodos fixos encontram ainda larga aplicação em equipamentos de raios-X portáteis, principalmente os destinados ao uso em consultórios odontológicos, que por sua vez não necessitam de cargas muito grandes de operação, já que são utilizados para obtenção de imagens de pequenas espessuras de tecido. Também podemos ter anodos fixos em situações em que não há necessidade de pontos focais pequenos.

2.3 - Influência do ponto focal e geometria de exposição na nitidez da imagem radiográfica

Como já citamos anteriormente, a capacidade de resolução de um sistema de raios-X depende grandemente das características do ponto focal. Nesta seção, vamos discorrer sobre o assunto, enfocando também a influência da geometria de exposição.

São três as fontes possíveis de não nitidez, que contribuem para a diminuição da resolução do sistema radiográfico ([Halmshaw, 92]): a penumbra devida ao tamanho do ponto focal e geometria de exposição, a não nitidez devida ao sistema écran-filme, e a não nitidez devida ao movimento do paciente durante a exposição. Esta última em geral pode ser desprezada, considerando que as imagens comumente são obtidas em um tempo muito

curto, da ordem de frações de segundo. Quanto à não nitidez introduzida pelo sistema écran-filme, sua contribuição pode ser importante, mas na maior parte dos casos, esta é o fator limitante da resolução apenas quando o tamanho do ponto focal é pequeno. Um exemplo é a mamografia com sistema écran-filme, sem magnificação. Com o uso de técnicas de magnificação, o efeito do tamanho do ponto focal volta a predominar ([Law, 93b]), a menos que se faça uso de combinações écran-filme muito rápidas, necessárias quando o tamanho do ponto focal é muito pequeno, o que limita o valor da corrente de tubo e tempo de exposição permissíveis ([Nielsen, 86]).

Na figura 2.5, temos esquematizado o processo de formação de imagens com diferentes pontos focais.

Figura 2.5 - Processo de formação de imagens com pontos focais de diferentes tamanhos

No primeiro caso, vemos no plano imagem uma sombra do objeto, correspondendo aos raios que saíram da fonte e foram barrados, ou parcialmente atenuados por este, e que reproduz fielmente a sua projeção no plano imagem. Nos outros casos, aparece uma região de penumbra, que tende a diminuir a nitidez das bordas. Este efeito será mais acentuado quanto maior

for o tamanho do ponto focal em relação ao objeto. Assim, se o ponto focal for muito menor que este, a penumbra será desprezível, não prejudicando a definição das bordas da imagem. Por outro lado, no caso extremo em que o ponto focal é maior que o objeto, a sombra virtualmente desaparece, e temos apenas penumbra.

Observando a geometria de exposição, poderíamos em princípio levantar duas alternativas possíveis para diminuir a penumbra. Primeiro, se o plano imagem e o plano objeto coincidissem, como no caso de um objeto plano de espessura desprezível, situado diretamente sobre o sistema écran-filme radiográfico, a penumbra não existiria, e o tamanho do foco não teria influência sobre a definição da imagem. Segundo, aumentando a distância entre o objeto e o ponto focal, a penumbra tornar-se-ia cada vez menor, chegando ao ponto de podermos desprezar sua presença. Poderíamos pensar então que, lançando mão destes princípios, melhorariamos a qualidade da imagem o quanto quiséssemos. Vejamos então por que isso não é possível.

Primeiramente, em se tratando de imagens médicas, não existem partes anatômicas que possamos considerar como tendo espessura desprezível. Assim, mesmo que a parte inferior da porção do corpo em questão esteja em contato com o chassi, onde se encontra o filme ou sistema écran-filme, a parte superior está a uma certa distância deste, e a imagem das estruturas contidas nesta porção fica sujeita à formação de penumbra. Assim, as estruturas situadas na parte inferior apresentar-se-ão mais nítidas que as situadas na parte superior. Além disso, o posicionamento do objeto a uma certa distância do sistema écran-filme, a chamada técnica de magnificação, proporciona uma diminuição dos efeitos da radiação espalhada ([Sandrik, 82],[Curry III, 90]), que tende a prejudicar o contraste da imagem, diminuindo a relação sinal/ruído, e também promove um aumento da sombra em relação ao tamanho do objeto, o que pode facilitar a visualização de pequenas estruturas.

O fator de magnificação m , ou seja, a razão entre o tamanho da imagem e do objeto, é obtido tomando-se a razão entre a distância foco-filme e a distância foco-objeto (ver figura 2.5).

$$m = \frac{a+b}{a} \quad (2.1)$$

Com relação à possibilidade de aumentar indefinidamente a distância foco-objeto, temos que lembrar que a intensidade de raios-X, em um ponto no cone de radiação, diminui com o inverso do quadrado da distância à fonte ([Curry III, 90]). Assim, se situamos um objeto em um plano muito distante do ponto focal, temos uma intensidade de radiação muito pequena, e para conseguirmos um bom contraste, temos que aumentar o tempo de exposição, ou a corrente de tubo. Em ambos os casos, o procedimento implica sobrecarga do tubo, e conseqüente diminuição da sua expectativa de vida útil. Adicionalmente, no caso de imagens obtidas com exposições muito longas, uma fonte extra de não nitidez é adicionada devida ao movimento, voluntário ou não, da parte anatômica em exame.

Feitas estas considerações, não restam dúvidas quanto à importância do tamanho do ponto focal. No entanto, existem outras características deste que interferem na qualidade da imagem. São elas: a característica de campo e a distribuição de intensidade.

2.3.1 - A característica de campo

Até o momento, baseamos nossas discussões em uma geometria de exposição na qual o objeto situa-se em uma posição central em relação ao eixo principal do cone de radiação, ou seja, o objeto está posicionado logo abaixo do ponto focal. Na prática, considerando que os objetos possuem uma certa extensão, partes distintas destes estarão situadas em posições diferentes em relação ao foco. Devido à inclinação do anodo, a forma e o tamanho efetivo do ponto focal, observados em pontos diversos do campo de radiação,

apresentam-se diferentes. Na figura 2.6, temos uma ilustração do comportamento do ponto focal ao longo do plano imagem em dois equipamentos mamográficos ([Kratzat, 88]). O ponto focal apresenta-se menor na direção do anodo e mais simétrico ao longo do eixo central (paralelo ao eixo catodo-anodo), enquanto nas extremidades mais próximas do catodo apresenta-se maior e com forma mais irregular.

Figura 2.6 - Característica de campo de dois diferentes equipamentos mamográficos ([Kratzat, 88])

Esta característica, considerada primeiro por Doi ([Doi, 65]), é discutida e equacionada por vários autores, que apontam sua importância na

resolução espacial, que verifica ser diferenciada em função do posicionamento do objeto no campo de radiação ([Moores, 74],[Doi, 77],[Burgess, 77b]).

Seu equacionamento é baseado em argumentos geométricos ([Doi, 65]), que são ilustrados na figura 2.7.

Figura 2.7 – Ilustração da característica de campo e do esquema experimental utilizado por Moores e Roeck para avaliação do limite de resolução ao longo do campo de radiação ([Moores, 73])

As dimensões efetivas de um ponto focal retangular, em qualquer ponto A do plano imagem, em função das dimensões medidas no centro do campo, são dadas por:

$$f_A(x, y) = f \left\{ x + y(1 + \operatorname{tg} \alpha \cdot \operatorname{tg} \beta) \operatorname{tg} \gamma, y(1 + \operatorname{tg} \alpha \cdot \operatorname{tg} \beta) \right\} \quad (2.2)$$

Os ângulos citados na equação são os mesmos definidos na figura 2.7.

Algumas aproximações são feitas neste equacionamento e na discussão da característica de campo. Uma delas é que a superfície do alvo bombardeada pelos elétrons é plana, o que nem sempre é verdade, particularmente em tubos de raios-X que possuem um bom tempo de uso, devido ao desgaste natural do material. Segundo Doi ([Doi, 77]), o efeito desta provável curvatura ou rugosidade da superfície pode ser desprezada, já que a área em questão é muito pequena. Também considera-se que a distribuição angular de emissão de raios-x é uniforme, que os raios-x são emitidos da superfície do ponto focal e que a sua distribuição de energia não afeta as características do ponto focal.

A partir dos tamanhos efetivos de ponto focal, obtidos através desta equação, Moores e Roeck ([Moores, 74]) estimaram o limite de resolução em diversos pontos do campo de radiação, para uma dada fonte e geometria de exposição, e aferiram estes valores experimentalmente com o auxílio de um padrão de teste estrela, o qual fornece uma medida da capacidade de resolução do sistema. O aparato experimental utilizado é esquematizado na figura 2.7. No plano objeto, foi posicionado um suporte reticulado, composto por uma placa de lucite com espessura de 1/8 de polegada e 35,0 x 35,0 cm² de área, dividida em quadrados de 5 cm de lado. Posicionando o padrão estrela sobre estes quadrados, os autores obtiveram imagens do mesmo em várias posições ao longo do campo. Os limites de resolução verificados nas imagens de cada posição corroboraram estreitamente os valores esperados, de acordo com as predições de Doi ([Doi, 65]).

H. J. Q. Oliveira ([Oliveira, 95]) obteve radiogramas de diversos objetos de teste para aferição de resolução, como, por exemplo, uma matriz contendo orifícios (0,11 mm de diâmetro) confeccionada sobre placa de chumbo, uma placa de acrílico cravejada de pequenas esferas de tungstênio (0,7 mm de diâmetro) e outras contendo fios de cobre de pequena espessura (0,7 mm). Os objetos foram construídos de forma a simular pequenas estruturas, como microcalcificações e pequenos vasos, e suas imagens demonstraram claramente o efeito da característica de campo em função de

seu posicionamento, e no caso dos fios de cobre, também em função de sua orientação no plano imagem. As imagens da esfera de tungstênio, por exemplo, mostraram-se mais nítidas quanto mais próximas do anodo, conquanto nesta direção o tamanho aparente do ponto focal diminui. Conhecendo as dimensões do ponto focal calculadas para cada ponto do campo, por meio de uma rotina computacional, Oliveira desenvolveu um programa para prever a nitidez da imagem de qualquer objeto em qualquer região do campo, e capaz de simular computacionalmente a imagem da matriz de esferas de tungstênio. Os resultados obtidos mostraram boa concordância com as imagens reais. Uma das imagens simuladas está ilustrada na figura 2.8, a qual foi obtida com os parâmetros de um equipamento convencional, possuindo um ponto focal de $1,70 \times 1,00$ mm no centro do campo e ângulo de inclinação do ânodo de 24° . Em suas conclusões finais, o autor cita que para um dos pontos focais considerados no estudo, com dimensões de $1,75 \times 0,90$ mm no centro do campo e ângulo de inclinação do ânodo de 29° , considerando-se uma distância foco-objeto de 22,0 cm e magnificação 2x, seu comprimento variou entre 0,95 e 1,86 mm em uma distância de 11,0 cm percorrida no plano imagem, ou seja, cerca de 96%.

Dada a grande magnitude da sua variação ao longo do campo de radiação, torna-se óbvia a insuficiência do conhecimento do tamanho do ponto focal apenas. Precisamos saber com exatidão em que ponto, no campo de radiação, este foi medido, ou determinado. A partir daí, e conhecendo também o ângulo de inclinação do ânodo, podemos estimar seu tamanho em qualquer ponto, bastando para isso aplicar a equação 2.2.

2.3.2 - A distribuição de intensidade

Em nossas considerações sobre a influência do ponto focal na resolução da imagem, até aqui nos debruçamos apenas sobre os efeitos oriundos do seu tamanho e sua variação ao longo do campo de radiação. Nenhuma ressalva foi

Figura 2.8 - Simulação da imagem negativa de uma matriz de esferas radiopacas, de 0,7 mm de diâmetro, obtida em um equipamento convencional ([Oliveira, 95])

feita em relação à sua forma ou distribuição de intensidade. Apoiamos nossos argumentos em um modelo de ponto focal retangular e uniforme ([Oliveira, 95]), o que em muitas aplicações apresenta-se como uma aproximação bastante boa, principalmente na avaliação de sistemas radiográficos dedicados à obtenção de imagens de objetos com estruturas bem maiores que o tamanho do ponto focal. Entretanto, quando o objeto ou estrutura em questão é menor, ou da mesma ordem de grandeza, estes fatores passam a ser importantes, merecendo um estudo mais detalhado.

Imagens de pontos focais, obtidas através de câmaras dotadas de abertura a micro orifício, mostram claramente a não uniformidade de suas distribuições de intensidade (figura 2.9). Existem vários modelos propostos, que tentam aproximar-se dos diferentes tipos de distribuição observados na prática. Entre eles, o da distribuição retangular uniforme, utilizado nas nossas discussões, o da distribuição gaussiana, dupla-gaussiana e co-senoidal, além do modelo proposto por Burgess, sustentado no ponto de vista de que, basicamente, a distribuição de intensidade no anodo é uma imagem borrada do filamento ([Burgess, 77a]).

Além da forma do filamento, também o mecanismo de focalização do feixe eletrônico afeta a distribuição de intensidade do ponto focal, como já citado no início deste capítulo (seção 2.2.1). Adicionalmente, segundo Madsen ([Madsen, 89]), esta distribuição também é função do espectro de energia dos raios-X produzidos. Isto se deve ao fato de que os raios-X originam-se, em sua grande maioria, não na superfície do anodo, mas a alguma profundidade desta. Como a atenuação sofrida pelos fótons, antes de emergirem na superfície, é uma função da sua energia, a distribuição de intensidade resultante também o será.

Mesmo tendo uma imagem da distribuição do ponto focal, e suas dimensões nominais, é difícil inferir seus efeitos sobre a qualidade da imagem. Em muitos casos, a distribuição de intensidade, observada ao longo do eixo

Figura 2.9 - Imagens de pontos focais, mostrando diferentes distribuições de intensidade ([Nickoloff e outros, 90])

catodo-anodo, apresenta uma forma muito aproximadamente gaussiana. Assim, a maior parte dos fótons emitidos concentra-se no centro, levando a um comportamento parecido com o de um ponto focal uniforme equivalente menor ([Prasad, 76]). Por outro lado, na direção perpendicular ao eixo catodo-anodo, a distribuição apresenta-se comumente como sendo formada por dois picos muito intensos, localizados nas laterais, tendo no centro uma região de pouca emissão de fótons ([Prasad, 77]). Nesta direção então temos o efeito contrário, com o ponto focal comportando-se como se fosse maior que um ponto focal uniforme de mesma largura nominal. No caso extremo de picos muito intensos, e com uma separação muito bem definida, o comportamento é muito próximo do observado no caso de duas fontes pontuais, separadas por uma distância equivalente ao tamanho nominal do ponto focal nesta direção.

Um estudo sobre estes efeitos foi feito por Friedman e Greenspan ([Friedman, 69]). Os autores obtiveram imagens magnificadas de objetos de teste, constituídos por fios de aço inoxidável preenchidos com materiais contrastantes, simulando pequenos vasos sanguíneos, orientados tanto na direção paralela como perpendicular ao eixo catodo-anodo. Nas imagens dos objetos posicionados perpendicularmente a este eixo, e preenchidos com materiais de baixo contraste, registraram a ocorrência evidente de uma imagem dupla, resultado da distribuição de intensidade desigual.

Tendo em vista estes comportamentos, Prasad e outros ([Prasad, 76 e 77]) sugerem fatores de correção para as dimensões nominais dos pontos focais, calculados com base em características objetivas de obtenção de imagens, obtidas através das funções de transferência do sistema, sobre as quais discorreremos no próximo capítulo. Segundo Robinson e Grimshaw ([Robinson, 75]), nas recomendações publicadas pela ICRU (International Commission on radiological units and measurements) em 1962, foi estabelecido para a dimensão ao longo do eixo catodo-anodo um fator de correção de 0,7, de forma a compensar os efeitos da distribuição de intensidade irregular. Este fator foi especificado de forma arbitrária, e não existem trabalhos que o corroborem. Outro autor salienta que, antes de se fazerem comparações entre tamanhos de diferentes pontos focais, deve-se primeiramente normalizá-los à mesma distribuição de intensidade ([Milne, 74]).

Desta forma, como ressaltado por Kratzat ([Kratzat, 88]), nem sempre a máxima “quanto menor o tamanho do ponto focal melhor a imagem” é estritamente verdadeira. Um ponto focal pode ser ligeiramente maior que outro, mas ter uma distribuição de intensidade mais favorável, resultando em imagens mais nítidas. Segundo Nickoloff e outros ([Nickoloff, 90]), muitos fabricantes de equipamentos mamográficos têm despendido consideráveis esforços no sentido de alterar a distribuição de intensidade dos pontos focais de seus tubos de raios-X e propiciar uma melhoria da qualidade da imagem.

Estas alterações são produzidas tanto através de mudanças no mecanismo de focalização de elétrons, como na forma do filamento.

2.4 - Variações do ponto focal com parâmetros operacionais

A importância de se conhecer a dependência entre as características do ponto focal e os parâmetros operacionais é óbvia. Se existem variações, é fundamental que as conheçamos, a fim de poder estabelecer procedimentos padronizados, tanto para as medições do ponto focal, como para a escolha correta da melhor técnica de exposição, quando da obtenção de imagens clínicas, em função da qualidade requerida para um melhor diagnóstico.

Existem vários trabalhos acerca deste assunto, e em linhas gerais, todos os autores apresentam as mesmas conclusões: a distribuição de intensidade é afetada tanto pela tensão como pela corrente do tubo, enquanto o tamanho do ponto focal propriamente, sofre variações em função da corrente, para valores maiores que 40 mA ([Mattsson, 68],[Rao, 73],[Moore, 74]).

Mattsson ([Mattsson, 68]) estudou a influência do comportamento do ponto focal com a corrente em imagens clínicas, comparando imagens obtidas com diferentes valores de corrente, mas com mesmo mAs, de forma a obter uma mesma densidade óptica no filme. Com baixos valores de corrente, cerca de 10 mA, as estruturas anatômicas apresentavam-se notadamente mais nítidas se comparadas com imagens obtidas com correntes de 160 mA. A fim de verificar a causa deste efeito, o autor obteve imagens do ponto focal, a partir de uma câmara de orifício, variando a corrente do tubo no intervalo entre 10 e 200 mA e mantendo a tensão de operação constante. Para valores de corrente até 40 mA, o tamanho permaneceu praticamente inalterado, notando-se apenas uma diminuição da uniformidade da distribuição de intensidade. Para valores maiores de corrente, observou-se um aumento gradativo do tamanho do ponto focal, enquanto sua distribuição de intensidade tornava-se cada vez menos uniforme, com as linhas de emissão nas bordas cada vez mais acentuadas. Este

comportamento, e a influência do tamanho e distribuição de intensidade do ponto focal na qualidade da imagem, justificam inequivocamente o efeito observado nas imagens clínicas.

Os trabalhos de Rao e Moores corroboram estes resultados. Rao ressalta que, para valores altos de corrente, a temperatura do filamento aumenta, alterando substancialmente a distribuição espacial de cargas, e portanto o perfil de intensidade do feixe eletrônico, e cada vez mais a emissão é confinada às extremidades. Com relação à tensão do tubo, ambos concordam que esta não altera significativamente o tamanho, apenas a distribuição de intensidade e ligeiramente a forma do ponto focal. Moores conclui, a partir dos seus resultados, que o aumento da KVP proporciona uma distribuição de intensidade mais centralizada, e portanto mais favorável à resolução espacial da imagem. A razão disso é que, com o aumento da KVP, os efeitos de carga espacial e repulsão entre os elétrons diminuem em importância ([Trefler, 76]).

Destes dados, podemos extrair algumas conclusões interessantes. Como o tamanho do ponto focal aumenta com a corrente, em situações em que há necessidade de maior resolução, para definição de pequenas estruturas, o ideal seria usar os menores valores possíveis de corrente, aumentando para isso o tempo de exposição. Aí, obviamente, cumpre observar que tempos de exposição maiores implicam maior probabilidade de aparecer borramento devido ao movimento, o que pode causar um detrimento na imagem maior que o efeito do tamanho do ponto focal. Assim, tem-se um compromisso que deve ser avaliado para a escolha da melhor relação entre corrente e tempo.

Quanto à tensão do tubo, poderíamos pensar que seria mais vantajoso aumentá-la, ao invés da corrente, de forma a obter a densidade óptica desejada no filme, já que este aumento proporcionaria uma distribuição de intensidade mais favorável. Utilizaríamos uma corrente baixa e uma tensão alta, conseguindo desta forma um ponto focal menor e com emissão de radiação mais centralizada. Entretanto, existe um compromisso muito grande entre a energia média dos fótons de raios-X e o contraste possível de ser conseguido

entre diferentes tecidos, e portanto não se pode alterar a KVp arbitrariamente. Um exemplo claro é fornecido pela mamografia, onde as diferenças de atenuação da radiação nos tecidos, como gordura e glândulas, são muito pequenas. Como podemos ver no gráfico da figura 2.10, existe um pequeno intervalo, nos valores de tensão aplicáveis, onde podemos obter uma razoável diferenciação entre estes tecidos. Para valores de KVp altos, a atenuação é praticamente igual para todos, e portanto não é possível a obtenção de imagens que possam diferenciá-los. Desta forma, a escolha da tensão de operação do tubo deve fundamentar-se essencialmente em função do tipo de tecido das estruturas que se quer diferenciar na imagem.

Figura 2.10 - Gráficos mostrando, para diferentes tipos de tecido, a dependência entre seus coeficientes de atenuação e a energia da radiação incidente

2.5 - Conclusões

Essencialmente, todos os pontos levantados e discutidos neste capítulo apontam para a importância do conhecimento e controle de todos os parâmetros de um equipamento radiográfico, de forma a permitir uma otimização da sua utilização, propiciando a obtenção das melhores imagens, e portanto do melhor diagnóstico possível. Conhecendo os limites de resolução de um sistema, pode-se direcioná-lo para aplicações que requeiram tal definição, e tirar proveito das suas características, através da escolha da melhor geometria de exposição e sistema de registro da imagem, além da corrente e tensão de tubo mais adequados.

CAPÍTULO 3 - MÉTODOS DE MEDIÇÃO DO PONTO FOCAL

3.1 - Introdução

Existem inúmeros métodos para avaliar as características, e particularmente o tamanho, do ponto focal. Neste capítulo, descreveremos os principais deles, os quais enquadram-se em um dos seguintes tipos:

- Método da câmara de orifício
- Método da câmara de fenda
- Métodos baseados no limite de resolução
- Métodos baseados nas funções de transferência

Caracterizar completamente os efeitos da fonte no processo de formação de imagens através de um único número, o tamanho equivalente ou efetivo do ponto focal, fornecido através de quaisquer dos métodos acima, não é tarefa simples, podendo incorrer em excessiva simplificação ([Madsen, 89]). No entanto, na avaliação de um sistema radiográfico faz-se necessária a existência de índices comparativos, que possibilitem ao radiologista o conhecimento do potencial do seu equipamento, conduzindo a um melhor aproveitamento de suas características através da otimização do seu uso.

3.2 - Método da câmara de orifício

A utilização do método da câmara de orifício é praticamente tão antigo quanto a utilização dos próprios raios-X para obtenção de imagens médicas. O princípio no qual se baseia é o mesmo da técnica fotográfica: a imagem do ponto focal é projetada em um filme, após a radiação emanada por ele passar

por um orifício, de dimensões bem menores que o seu próprio tamanho (figura 3.1). Esta imagem pode então ser medida, fornecendo não só o tamanho efetivo do ponto focal, como também, uma vez conhecido o ângulo de inclinação do anodo, a área total sujeita ao bombardeamento pelos elétrons, o que permite ter uma idéia da capacidade de carga do ponto focal. Além disso, fornece também uma impressão direta da forma e distribuição de intensidade do ponto focal, já que nada mais é que uma fotografia deste.

Figura 3.1 - Ilustração do princípio de obtenção da imagem do ponto focal através da câmara de orifício

As especificações técnicas para aplicação do método, adotadas internacionalmente, estabelecem padrões bem definidos de tamanho e projeto da câmara de orifício, fatores de exposição e técnicas empregadas no processamento do filme, bem como na avaliação da imagem, e fundamentam-se basicamente no trabalho de Kuntke ([Kuntke, 57]). O autor estudou os efeitos do tamanho do orifício e da densidade óptica da imagem no tamanho medido do ponto focal, chegando a um valor máximo de diâmetro do orifício,

abaixo do qual não é necessária a aplicação de fatores de correção. Veremos a seguir as considerações feitas por Kuntke e suas consequências.

Tomando como base a ilustração da figura 3.1, podemos inferir que, se o ponto focal está a uma distância b do orifício, e este está a uma distância g do filme, a imagem resultante terá um tamanho aumentado por um fator $m = g/b$, em relação ao tamanho do ponto focal. Em razão do diâmetro d do orifício, cada ponto do ponto focal aparecerá na imagem como um círculo, com diâmetro igual a $\frac{g+b}{g}d = (m+1)d$. Assim, além do fator de magnificação m , deveríamos corrigir o tamanho medido, S , em função deste efeito. Este tamanho é dado por:

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

onde F corresponde à dimensão real do ponto focal, a qual pode então ser obtida através da medida do tamanho S da imagem.

Entretanto, além deste borramento introduzido pelo diâmetro do orifício, existe também a não nitidez inerente às bordas do ponto focal, o que introduz uma incerteza adicional à determinação do tamanho exato da imagem, quando medida diretamente no filme com uma escala e uma lente de aumento. Se o diâmetro do orifício for muito menor que as dimensões do ponto focal, esta incerteza pode ser muito maior que o efeito causado pelo orifício, tornando dispensável a correção embutida na equação 3.1. Uma forma de eliminar a subjetividade da medida é através do uso de uma varredura microdensitométrica, que nos fornece um perfil exato das densidades ópticas registradas no filme, possibilitando uma definição objetiva das bordas da imagem, como sugerido por Nielsen ([Nielsen, 79]). Desta forma, aplicando a equação 3.1 ao tamanho medido, obtemos F com bastante exatidão. Segundo Kuntke, adotando este procedimento, com um orifício de diâmetro igual a 20% do tamanho do ponto focal, a acurácia conseguida é da ordem de 5%.

Entretanto, a necessidade de um microdensitômetro, equipamento caro e dedicado, inviabiliza a utilização de tal procedimento na maioria dos serviços de radiologia.

A fim de determinar a magnitude da penumbra medida normalmente junto com a imagem do ponto focal, Kuntke adotou o seguinte procedimento: obteve imagens de uma fenda, em filme odontológico, com um ponto focal de dimensões conhecidas e distribuição de intensidade uniforme, variando o tempo de exposição, e portanto a densidade óptica no filme, e a distância entre a fenda e o filme, e conseqüentemente o fator de magnificação m . A largura das imagens resultantes foram medidas, com o uso de uma lente de aumento de 8 vezes, por sete diferentes observadores. Os resultados foram colocados em um diagrama (figura 3.2), mostrando as variações em função da magnificação e da densidade óptica, e também em função dos diferentes observadores.

Figura 3.2 - Diagrama mostrando a dependência entre as larguras medidas nas imagens do ponto focal e suas densidades ópticas, efetuadas por diferentes observadores

Destes resultados, verificou-se que: a) as larguras medidas aumentaram junto com a distância fenda-filme (magnificação) e o tempo de exposição (densidade óptica), e b) a variação entre resultados de diferentes observadores aumentou com o fator de magnificação, principalmente para baixos valores de densidade óptica.

Comparando-se os valores medidos com os calculados para cada fator de magnificação utilizado, verificou-se também que, para valores de densidade óptica no intervalo entre 0,8 e 1,0, apenas metade da quantidade total de penumbra na imagem era medida pelos observadores, e que para uma densidade óptica em torno de 0,3, não era necessária nenhuma correção. Assim, no caso de imagens com densidade óptica em torno de 1,0, considerada a mais adequada, a correção dada pela equação 3.1 deveria ser reduzida à metade.

No entanto, no caso estudado, a distribuição de intensidade do ponto focal era uniforme, não produzindo um gradiente de densidade que introduzisse indefinição nas bordas, o que não acontece em pontos focais encontrados normalmente. Esta indefinição é inerente ao processo de formação da imagem, não podendo ser eliminada. No caso deste efeito ser maior, ou da mesma ordem de grandeza, que o borramento causado pelo orifício, torna-se injustificável a aplicação do fator de correção para esta última. Desta forma, fazendo-se o diâmetro do orifício tão pequeno, a ponto de tornar seu efeito desprezível frente ao efeito da não uniformidade do ponto focal, torna-se desnecessária a correção pela equação 3.1. Não é possível diminuir indefinidamente o diâmetro do orifício, mas é suficiente que ele satisfaça a desigualdade:

$$\left(1 + \frac{1}{m}\right)d \leq 0,1F \quad (3.2)$$

Assim, se tivermos um fator $m = 1$, o diâmetro do orifício deverá ter, no máximo, 5% da dimensão do ponto focal que se quer avaliar. Considerando que o tamanho mínimo de orifício que se pode obter, na forma cilíndrica, é da ordem de $30\text{ }\mu\text{m}$, há uma limitação no tamanho mínimo de ponto focal que podemos avaliar, sem considerar os efeitos do diâmetro do orifício, em torno de $0,3 \times 0,3\text{ mm}$. Além disso, o tamanho diminuto do orifício leva a outras implicações práticas, que precisam ser contornadas: um longo tempo de exposição, necessário para se conseguir uma densidade óptica satisfatória no filme, e uma espessura reduzida do material do orifício, de forma a evitar-se um grau elevado de efeito túnel, o que por sua vez pode resultar em transmissão de radiação em torno do orifício, diminuindo o contraste da imagem e dificultando as medições.

Figura 3.3 - Ilustração do “efeito túnel”, devido à espessura do diafragma da câmara de orifício

Com relação ao tempo de exposição longo, já vimos que pode acarretar em superaquecimento do tubo, podendo danificá-lo. Para evitar isto, a única forma é fazendo repetidas exposições, respeitando um certo intervalo entre

uma e outra, permitindo assim um resfriamento adequado do tubo. O uso de écrans reforçadores não é recomendado, já que introduzem um borramento adicional na imagem. Com isto, o procedimento torna-se demorado, fazendo necessária, para sua execução, a interrupção dos exames de rotina do serviço, e causando inevitável transtorno. Esta é sem dúvida uma das grandes limitações do método.

O efeito túnel, ilustrado na figura 3.3, é outro fator que deve ser levado em conta na construção da câmara de orifício. Segundo Kuntke, a espessura máxima da placa, onde é feito o orifício, deve ser 5 vezes o diâmetro deste, para que este efeito não interfira nos resultados. Assim, para um diâmetro de 0,03 mm, a espessura máxima deverá ser de 0,150 mm. Segundo Nielsen ([Nielsen, 80]), no caso de uma espessura maior, o efeito observado, em virtude da radiação que atinge o orifício e é barrada por suas paredes, é de uma diminuição no tamanho efetivo do orifício, que parece então ser menor que o seu tamanho geométrico, como esquematizado na figura 3.4.

Figura 3.4 - O tamanho efetivo do orifício, em razão do efeito túnel, aparenta ser menor que o seu tamanho geométrico

Nielsen recomenda que, a fim de tornar este fator de correção desprezível, a distância mínima entre o orifício e o ponto focal deve ser de pelo menos 100 mm.

De maneira a evitar uma transmissão muito grande de radiação através do material em torno do orifício, prejudicando o contraste da imagem, uma possível solução é a construção de orifícios em diafragmas engastados em um suporte de chumbo, os quais possuem uma abertura cônica, a um ângulo de 8° , como ilustrado na figura 3.5. Kuntke utilizou um diafragma feito em uma liga de 90% de ouro e 10% de platina, a qual é excelente absorvedora de raios-X, permitindo uma pequena transmissão, e tem propriedades mecânicas desejáveis para a construção do orifício, sendo facilmente moldável. Já Robertson e Watson ([Robertson, 58]) consideram que, para diafragmas muito finos, o material mais adequado seria o tântalo, que possui uma rigidez maior que o ouro ou ligas que o empregam.

Figura 3.5 - Esquema ilustrativo do diafragma sugerido por Kuntke ([Kuntke, 57]): a) forma de um orifício em um diafragma de ouro e b) diafragma engastado em um suporte de chumbo

À parte as limitações técnicas acima, o método possui os seus méritos, como citamos inicialmente. Entretanto, uma ressalva importante deve ser feita: os resultados obtidos, ou seja, as dimensões efetivas do ponto focal, não

refletem diretamente as características da fonte no processo de formação de imagem ([Treffler, 76]). Se não tivermos informações adicionais sobre a distribuição de intensidade, não poderemos inferir com precisão a capacidade de resolução do sistema, ou fazer comparações diretas entre pontos focais de diferentes tamanhos ([Milne, 74]), já que o desempenho da fonte incorpora os efeitos tanto do seu tamanho como da sua distribuição de intensidade.

3.3 - Método da câmara de fenda

Uma das grandes dificuldades do método da câmara de orifício é a sua própria construção, como já citamos. O diâmetro do menor orifício possível de se conseguir na prática, é da ordem de 25 a 30 μm ([Kuntke, 58])([Robertson, 58]). Sem dúvida alguma, a construção de uma fenda é muito menos problemática, possibilitando a obtenção de diâmetros de abertura bem menores, da ordem de 10 μm . Assim, o método da câmara de fenda pode ser usado para avaliar pontos focais menores que 0,3 x 0,3 mm, sem introduzir distorções decorrentes do seu diâmetro

O princípio de obtenção das dimensões do foco é muito simples (figura 3.6). Se alinharmos a fenda em uma certa direção no campo de radiação, e obtivermos uma imagem, o alargamento observado dará uma medida da dimensão do ponto focal perpendicular ao posicionamento da fenda. Desta forma, para conseguirmos a dimensão ao longo do eixo catodo-anodo, temos que posicionar a fenda perpendicularmente a este, e vice-versa.

Apesar de mais simples que a câmara de orifício, este método também sofre algumas das limitações do anterior: necessidade de um longo tempo de exposição, para se conseguir uma densidade óptica adequada, e necessidade de um alinhamento perfeito com o feixe central de radiação. As dimensões medidas, por outro lado, podem diferir um pouco das obtidas com o orifício,

Figura 3.6 - Princípio de obtenção das dimensões do ponto focal através da câmara de fenda

devido ao efeito da distribuição de intensidade. Isto porque, ao invés de medirmos as dimensões de uma imagem do ponto focal, com a fenda o que medimos é o alargamento da imagem provocado pelo tamanho finito da fonte, e este efeito é provocado tanto pelo tamanho como pela forma e distribuição de intensidade do ponto focal. Segundo os resultados obtidos por Everson e Gray ([Everson, 87]), as dimensões fornecidas pela câmara de fenda, quando comparadas às fornecidas pela câmara de orifício, diferem na seguinte forma: na direção paralela ao eixo catodo-anodo, o tamanho medido é consideravelmente menor, mas quando o fator de correção de 0,7, recomendado pelo ICRU, é aplicado ao resultado da câmara de orifício, este torna-se ligeiramente menor; já na direção perpendicular, os tamanhos fornecidos pela fenda são apenas ligeiramente menores que os da câmara de orifício. Os resultados obtidos por Law ([Law, 93a]), que estudou pontos focais de equipamentos mamográficos, mostram, para os focos grossos dos tubos, um tamanho ligeiramente maior nas dimensões dadas pela fenda, e para

os focos finos, verificou-se o inverso, com as dimensões fornecidas pela câmara de orifício sendo ligeiramente maiores, tanto no sentido do comprimento como da largura.

3.4 - Métodos baseados no limite de resolução

Tanto o método da câmara de orifício quanto da fenda, além de apresentarem algumas dificuldades práticas, que os tornam pouco adequados para aferições de rotina, fornecem como resultado um valor que não reflete diretamente os efeitos do ponto focal na formação da imagem ([Treffler, 76]). O radiologista em geral preocupa-se mais em conhecer a capacidade de resolução do seu sistema do que o tamanho efetivo do ponto focal propriamente ([Milne, 74]). Em vista disto, os métodos de avaliação do ponto focal que baseiam-se na medição da sua capacidade de resolução ganham cada vez mais espaço. O princípio básico é simples, e foi muito bem descrito por Spiegler e Breckinridge ([Spiegler, 72]), através do diagrama da figura 3.7.

Um objeto, composto por um par de linhas radiopacas de largura o , separadas por uma distância também igual a o , é irradiado por um ponto focal uniforme de tamanho f , sendo f maior que o . Observando a imagem formada em diversos planos abaixo do objeto, vemos diferentes padrões de intensidade. Nos planos A e B, a imagem mostra claramente que o objeto constitui-se de duas linhas absorvedoras, separadas por um espaço vazio. No plano C, as penumbras das imagens das duas linhas se sobrepõem, apagando o espaço vazio. Para isto ocorrer, a imagem magnificada do espaço entre as linhas deve ser igual à penumbra destas, ou seja:

$$M.o = \frac{f(M-1)}{2} \quad (3.3)$$

Figura 3.7 - Em a) temos um esquema ilustrativo da exposição de um objeto composto por um par de linhas radiopacas, e em b) um diagrama ilustrando os padrões de intensidade da imagem, observados em diferentes planos abaixo do objeto, devidos ao tamanho de um ponto focal uniforme

O fator de magnificação é dado por: $M = \frac{d_1 + d_2}{d_1}$

O tamanho f do ponto focal pode ser então dado por:

$$f = 2 \cdot o \frac{M}{M - 1} \quad (3.4)$$

No plano D, as penumbras das linhas absorvedoras se sobrepõem de tal forma que a intensidade de radiação atinge um nível mínimo na imagem do que seria o espaço vazio.

Assim, sabendo-se o tamanho o , e o fator de magnificação, ou seja, conhecendo-se as distâncias entre o foco e o par de linhas, e entre este e o plano C, pode-se determinar o tamanho do ponto focal. Poderíamos, variando a distância entre o par de linhas e o plano imagem, determinar a posição do

plano C, onde desaparece a imagem do espaço vazio. Mas ao invés disso, sem dúvida é muito mais simples fixar a distância e variar o tamanho e espaçamento das linhas do objeto de teste, ou melhor ainda, construir um objeto composto por vários pares de linhas, de largura e espaçamento variáveis (figura 3.8). Desta forma, bastaria que obtivéssemos uma imagem deste objeto, e nesta verificaríamos em que par de linha ocorreu o desaparecimento do espaço vazio. Substituindo o tamanho σ , correspondente a este par, na equação 3.4, obteríamos f .

Figura 3.8 - Objeto formado por vários pares de linha, de largura e espaçamento variáveis

Da dedução da equação 3.4, os argumentos geométricos utilizados consideravam um ponto focal com distribuição de intensidade uniforme. É de se esperar que o efeito na imagem de uma distribuição não uniforme seja diferente do obtido com uma uniforme de mesmo tamanho efetivo, determinado pelo método da câmara de orifício. Assim, a aplicação da equação não fornece o tamanho efetivo do ponto focal, caso este não seja uniforme, mas sim um tamanho equivalente, correspondendo às dimensões de um ponto focal uniforme com a mesma capacidade de resolução. Desta forma, os tamanhos determinados pelos métodos da câmara de orifício e de resolução em geral apresentam-se diferentes.

Segundo Milne ([Milne, 74]), muita confusão tem sido feita entre os diferentes termos utilizados para designar o tamanho do ponto focal, e seria conveniente estabelecer claramente as diferenças existentes entre eles. O

tamanho efetivo seria definido como “o tamanho do ponto focal, como visto no plano imagem no feixe central de radiação”, ou seja, seria o tamanho determinado pela câmara de orifício. O tamanho equivalente seria o determinado através de métodos de resolução, e que leva em conta os efeitos da forma e distribuição de intensidade do ponto focal na imagem. Já o tamanho nominal, fornecido pelo fabricante, é mais difícil de ser definido, sendo talvez o tamanho esperado do ponto focal, considerando-se o tamanho e forma do filamento, seu posicionamento na capa focalizadora, e sua distância ao anodo, além da angulação deste. Ainda segundo o autor, o tamanho equivalente seria não uma medida do tamanho do ponto focal propriamente, como o nome sugere, mas sim uma medida da sua capacidade de resolução, integrando os efeitos do tamanho efetivo e da distribuição de intensidade. Assim, o tamanho equivalente de um ponto focal com distribuição gaussiana, com um pico central forte e bordas emitindo pouca intensidade, seria aproximadamente a metade do seu tamanho efetivo, enquanto o tamanho equivalente de um ponto focal de distribuição constituída por duas linhas fortes de emissão localizadas nas bordas seria o dobro.

A grande desvantagem do “tamanho equivalente” do ponto focal, é que ele não traz informação sobre o tamanho físico da área do anodo sujeita ao bombardeamento eletrônico, e portanto sobre a capacidade de carga do mesmo. Por outro lado, como já citamos, ele pode ser mais facilmente associado com o resultado obtido na imagem que o tamanho efetivo determinado pela câmara de orifício. Mas sem dúvida, o grande atrativo dos métodos de resolução é a facilidade do procedimento de medição: é necessária apenas a obtenção de uma imagem de um objeto de teste, em condições típicas de operação de rotina do equipamento, e posterior análise da mesma.

Quanto aos objetos de teste utilizados, existem vários tipos, dos quais os mais comumente encontrados são o padrão de barras RMI e o padrão estrela, os quais serão descritos a seguir.

3.4.1 - Padrão de barras RMI

Neste método, o objeto de teste é constituído por uma placa de platina, na qual encontram-se doze grupos de pares de linhas, cada um formado por dois conjuntos de três fendas, de forma que um fique posicionado paralelamente, e o outro perpendicularmente ao eixo catodo-anodo (figura 3.9). O método não mede efetivamente o tamanho do ponto focal, mas fornece apenas uma indicação grosseira da capacidade de resolução do sistema, através da qual é estimado um tamanho equivalente de ponto focal uniforme. Os pares de linhas apresentam tamanhos decrescentes, de forma a abranger o intervalo de resolução de tamanhos de pontos focais entre 0,3 e 2,3 mm ([Ghilardi, 82]). A placa de platina está engastada em um cilindro de lucite, com 15,2 cm de altura, e a distância foco-filme deve ser 60,8 cm, de forma que a magnificação obtida na imagem seja de 4/3.

Figura 3.9 - Padrão de barras RMI

O procedimento é simples: posicionado grosseiramente o cilindro no centro do campo, com o auxílio do campo de luz existente nos equipamentos radiográficos, é obtido um radiograma, sem usar écran reforçador. Na imagem, é verificado qual o menor par de linhas, em ambas as direções, que podem ser resolvidos, ou seja, que tenham definida a sua estrutura. Com este dado, consulta-se uma tabela, e encontra-se o tamanho equivalente do ponto focal.

O método não requer nenhuma prática para ser executado, mas possui algumas limitações fundamentais. A principal delas é o fato de que através de uma imagem de um objeto como este torna-se impossível identificar a que posição do campo corresponde o tamanho determinado, já que os diversos pares de fendas utilizados encontram-se distribuídos ao longo de uma área no campo de radiação, o que de pronto o desqualifica como um método aceitável para medição do ponto focal, em razão da característica de campo discutida no capítulo anterior. Também deve-se considerar o alto grau de subjetividade envolvido. A mesma imagem pode levar a resultados divergentes, posto que a escolha do menor par de fendas resolvido pode variar entre diferentes observadores. Além disso, a precisão fornecida é muito baixa, da ordem de décimos de milímetros, insuficiente para avaliação precisa da capacidade de resolução de pontos focais muito pequenos. Outro ponto a ser considerado é com relação à avaliação de pontos focais assimétricos. Este método só é aplicado em duas direções principais, e não fornece nenhuma informação acerca das assimetrias apresentadas pelo foco. Por fim, em alguns equipamentos, como mamógrafos, o intervalo de distâncias foco-filme permissíveis não permitem que ajustemos o aparato de acordo com as recomendações do fabricante, e para aplicarmos o método seria necessária a construção de uma tabela específica para cada caso, levando em conta as mudanças inevitáveis na geometria de exposição. Apesar de todas as inadequações, este é um dos métodos mais encontrados em serviços de radiologia.

3.4.2 - Padrão estrela

O padrão de barras, apesar de possuir vários conjuntos de pares de linha, em ordem de tamanho decrescente, pode apresentar lacunas na avaliação de alguns pontos focais, cujos limites de resolução se situem no intervalo entre dois pares quaisquer. Quando isto ocorre, acaba-se fazendo uma interpolação, nada precisa no caso de pontos focais pequenos, entre dois valores encontrados na tabela. Esta limitação não existe no método do padrão estrela. O princípio é o mesmo do padrão de barras, mas ao invés de conjuntos de pares de linhas, temos uma circunferência, composta por um conjunto de linhas absorvedoras radiais que se alargam, separadas por um certo ângulo, comumente de 0,5 ou 1°, constituindo um padrão que cobre continuamente todo o intervalo de resolução possível do ponto focal ([Kimme-Smith, 93]). Na figura 3.10, temos uma ilustração deste objeto de teste.

Figura 3.10 – Imagem do padrão de teste estrela ([Oliveira, 95])

Obtido o radiograma do padrão estrela, mede-se o diâmetro no qual ocorreu o borramento da imagem (figura 3.11). Feito isto, pode-se calcular o tamanho equivalente do ponto focal, utilizando uma equação análoga à 3.4, e que é facilmente dedutível a partir daquela.

Em um certo diâmetro d , a largura o do absorvedor é dada por:

$$o = \frac{\theta}{360} \pi d \quad (3.5)$$

onde θ é o ângulo entre as linhas. Combinando as equações 3.4 e 3.5, temos:

$$f = \frac{\pi \theta}{180} \frac{Md}{M-1} \quad (3.6)$$

Figura 3.11 - Ilustração do princípio de operação do padrão estrela

Para obtermos o fator de magnificação M é muito simples: basta dividirmos o tamanho aparente na imagem pelo tamanho real do objeto.

Em tese, o procedimento de medida parece realmente muito simples, mas lembremos que a equação 3.6 deriva de considerações geométricas acerca de um ponto focal com distribuição de intensidade uniforme, uma aproximação pouco freqüente na prática. No caso de distribuições não uniformes, o padrão observado na imagem pode não apresentar claramente o limite de resolução.

Na figura 3.12, temos ilustrado o padrão de intensidade, cheio de picos e vales, que seria obtido caso o ponto focal fosse constituído por duas fontes pontuais intensas, separadas por uma fonte linha de menor intensidade e tamanho f ([Spiegler, 72]).

Figura 3.12 - Ilustração da imagem de um padrão estrela, obtida com um ponto focal formado por uma fonte linha uniforme de tamanho f e duas fontes pontuais mais intensas nas extremidades

Existem inúmeros possíveis padrões de intensidade, sem considerar ainda as assimetrias que possam ser apresentadas pela forma do ponto focal. Um padrão comum observado em imagens de padrões estrela, é o ilustrado na figura 3.13 ([Kratz, 88]), onde não se tem um diâmetro exato onde a imagem do padrão de linhas torna-se indefinida, como acontece com as distribuições uniformes, mas sim uma defasagem gradual, como podemos ver na figura. Isto é comum em pontos focais que apresentam uma distribuição de intensidade aproximadamente gaussiana, e pode levar a uma considerável ambigüidade na

determinação do seu tamanho equivalente. Outros fatores que podem prejudicar a exatidão dos resultados são: a escolha imprópria do tamanho do padrão e do fator de magnificação, em função do tamanho esperado do ponto focal, alinhamento impreciso com o feixe central de radiação, e parâmetros operacionais do tubo inadequados, prejudicando o contraste da imagem ([Kimme-Smith, 93]).

Figura 3.13 - Típico padrão de intensidade encontrado em imagens de padrões estrela, obtidos com pontos focais com distribuição aproximadamente gaussiana

Em razão dos aspectos apresentados, a determinação do tamanho do ponto focal através deste método torna-se um tanto complicada, apresentando um alto grau de subjetividade, o que compromete sua exatidão. Todavia, segundo alguns autores, este seria o meio mais adequado de avaliar rotineiramente o ponto focal, em vista da facilidade do procedimento de obtenção da imagem ([Spiegler, 72],[Bernstein, 73],[Robinson, 75]). Além disso, o padrão observado, mesmo que de difícil avaliação objetiva, oferece uma ilustração do comportamento do ponto focal no processo de formação de imagens, uma informação mais útil ao radiologista que o valor do tamanho do ponto focal simplesmente. Também é um método adequado para se verificar possíveis variações no ponto focal, tanto com o tempo de uso como com os

parâmetros operacionais do tubo, como KVp e mA. No entanto, ressaltamos que este método não possibilita a determinação do tamanho do ponto focal em uma posição definida do campo de radiação, o que também o desqualifica como um método aceitável em razão da característica de campo.

3.5 - Métodos baseados nas funções de transferência

As funções de transferência propiciam meios objetivos de avaliação de sistemas radiográficos, e sua aplicação nesta área iniciou-se na década de 60. Sua teoria apresenta uma considerável complexidade matemática, um fator que limitou a propagação do seu emprego. São dois os métodos de avaliação do tamanho do ponto focal através das funções de transferência propostos na literatura: determinação através do primeiro mínimo da FTM (Função de Transferência de Modulação) e através da raiz quadrática média da FEL (Função de Espalhamento de Linha). Ambos apresentam como principal atrativo a objetividade, ao contrário dos outros métodos citados. As desvantagens são o alto custo do equipamento necessário para a obtenção das funções e a complexidade teórica envolvida na análise destas.

Podemos definir a função de transferência de um sistema da seguinte forma: é a função que, aplicada a uma dada entrada, prediz inequivocamente a saída fornecida pelo sistema. Para análise de sistemas de imagem radiológica, as funções que nos interessam são: a função de espalhamento de ponto (FEP), a função de espalhamento de linha (FEL) e a função de transferência de modulação (FTM).

Para medirmos a FEP, é necessário obtermos a imagem de um objeto de dimensões muito pequenas, se comparado com a própria função ([Rossmann, 69]). Para isso, podemos utilizar uma câmara de orifício, o que traz alguns inconvenientes práticos, como dificuldades de alinhamento e necessidade de

tempo de exposição muito longo. Com a imagem em mãos, é feita uma varredura microdensitométrica, que determina o perfil da sua distribuição de intensidade. Já a função de espalhamento de linha (FEL) pode ser obtida de forma mais fácil que a FEP, através da imagem de uma fenda muito estreita. Esta função descreve a distribuição de intensidade da imagem de um objeto infinitamente longo e estreito ([Evans, 81]), no caso a fenda. A FTM pode ser obtida de duas formas: medindo-se diretamente a saída correspondente a uma entrada senoidal, através da imagem de objetos contendo pares de linhas de várias frequências espaciais ([Curry III, 90]), ou matematicamente, através do cálculo da transformada de Fourier da FEP ou da FEL. Este último é o meio mais empregado, já que obter e medir a distribuição de intensidade de um ponto ou fenda é mais simples que o procedimento experimental requerido pela primeira alternativa.

3.5.2 - O primeiro mínimo da FTM

Uma forma simples e direta de avaliar o ponto focal, é através da sua resposta em função da frequência espacial de um padrão de teste. Isto é o que fazem, de maneira subjetiva, os métodos que determinam o tamanho equivalente através do limite de resolução (secção 3.4). Mas podemos fazer isto objetivamente, através da determinação do primeiro mínimo da FTM, como sugerido por Rao ([Rao, 71]).

Figura 3.14- Ilustração de um exemplo genérico de FTM

O procedimento é simples: a imagem de uma fenda é obtida, em condições similares às descritas anteriormente, para o método da câmara de fenda, na direção perpendicular à dimensão do ponto focal que se quer avaliar, e seu perfil de distribuição é determinado através de uma varredura microdensitométrica. Da FEL resultante, calcula-se a transformada de Fourier, obtendo-se a FTM correspondente. O tamanho equivalente do ponto focal é então determinado como sendo o inverso da frequência espacial para a qual esta função atingiu seu primeiro mínimo. Na figura 3.14 temos um exemplo genérico de FTM.

Para determinar um valor único, que caracterize o tamanho do ponto focal, podemos medir a FEL em várias direções, e determinar a pior resposta em frequência espacial. Na prática, o radiologista pode considerar que o seu sistema, que possui um certo tamanho de ponto focal assim determinado, não é capaz de resolver estruturas menores que este.

3.5.3 - Método da raiz quadrática média da FEL

Uma outra forma de definir um tamanho equivalente para o ponto focal, proposta por Doi e Rossmann ([Doi, 73]), é através do valor da raiz média quadrática (RMQ) da sua FEL. Este valor RMQ é definido por:

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

$$\int_{-\infty}^{\infty} f(x) dx = 1$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} x f(x) dx = 0$$

A equação 3.7 é válida quando a área da FEL em questão é normalizada à unidade, e o valor $x = 0$ coincide com o centro da mesma. No caso mais geral, o valor RMQ é dado por:

$$\text{RMQ} = \left[\frac{\int_{-\infty}^{\infty} (x-c)^2 f(x) dx}{\int_{-\infty}^{\infty} f(x) dx} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (3.8)$$

A constante c , em 3.8, corresponde à coordenada do centro da FEL.

Calculado o valor RMQ da FEL, o procedimento de determinação do tamanho equivalente do ponto focal resume-se a multiplicar este valor por um fator 3,5. Isto porque o tamanho de um ponto focal uniforme é igual a $(12)^{1/2}$ vezes o valor RMQ da sua FEL. Para simplificar, aproxima-se este valor para 3,5. Na figura 3.15, temos um exemplo de uma FEL uniforme e uma real, com mesmo valor RMQ.

Figura 3.15 - Exemplo de uma FEL real e uma uniforme, com mesmo valor RMQ

Um dos atrativos desta definição, apontado pelos autores, é que o valor RMQ total ao quadrado de um processo que contém várias etapas é igual à soma dos quadrados dos valores RMQ correspondentes a cada etapa separadamente, o que pode simplificar consideravelmente sua análise. Além disso, o valor RMQ é proporcional à segunda derivada da FTM na frequência espacial zero, o que em outras palavras significa que esta definição de tamanho do ponto focal está relacionada com o desempenho do sistema de obtenção de imagens em frequências espaciais baixas, as quais compõem a maior porção do espectro de frequências espaciais contido nas estruturas de interesse em imagens clínicas.

3.6 – Estudos comparativos sobre os métodos

Muitas das vantagens e limitações inerentes a cada método já foram discutidas juntamente com sua descrição. Nos atemos principalmente às dificuldades técnicas de aplicação de cada um, e também ao significado do resultado obtido e sua utilidade na avaliação da capacidade de resolução do sistema de imagens radiológicas. Existem vários estudos, na literatura, que comparam os resultados fornecidos por cada método, tentando estabelecer um paralelo entre a informação fornecida e a qualidade possível de ser conseguida na imagem. Dentre estes estudos comparativos, citamos os publicados por Robinson e Grimshaw ([Robinson, 75]), Doi e outros ([Doi, 82]), Everson e Gray ([Everson, 87]) e Law ([Law, 93a]). Além destes, muitos outros trabalhos discutem os méritos de cada método, na tentativa de estabelecer qual o mais conveniente para aferições de rotina, e qual fornece o resultado que melhor caracteriza as propriedades do ponto focal, entre os quais Bernstein e outros ([Bernstein, 73]), Milne ([Milne, 74]) e Kratzat ([Kratzat, 88]).

As ponderações e conclusões apresentadas pelos autores citados são algumas vezes discordantes entre si. Há consideráveis controvérsias acerca da

relação existente entre os resultados fornecidos por cada método, e fica claro que estes dependem grandemente da distribuição de intensidade do ponto focal avaliado. Com isso, podemos afirmar que a distribuição de intensidade é um fator importante a ser considerado quando da análise do tamanho do ponto focal fornecido por um determinado método. Quanto à importância dos efeitos da distribuição de intensidade no processo de obtenção de imagens, não podemos afirmar qual a sua magnitude, e mesmo se estes efeitos são realmente relevantes, já que não encontramos na literatura nenhum estudo detalhado e conclusivo a respeito.

Em geral, existe consenso no seguinte aspecto: os métodos baseados no limite de resolução oferecem uma informação mais diretamente relacionada com a qualidade da imagem que os métodos da câmara de orifício ou fenda, e, em princípio, mais útil ao radiologista, e também são sensíveis a mudanças no ponto focal, podendo ser usados para monitorá-lo. Também são interessantes no aspecto relacionado à praticidade, sendo de aplicação mais fácil que os demais. Por outro lado, pecam pelo alto grau de subjetividade dos resultados, e não fornecem informações a respeito da forma e tamanho físico do ponto focal. Kratzat ressalta que, considerando que o método do padrão estrela, e por extensão os demais métodos de resolução, nem sempre é capaz de fornecer resultados inequívocos, padrões internacionais não o reconhecem como um método de medição do ponto focal, mas apenas de avaliação do seu limite de resolução. Já a câmara de orifício fornece uma fotografia do ponto focal, e portanto uma impressão direta da sua forma, tamanho físico e distribuição de intensidade, mas que, por sua vez, não se consegue relacionar facilmente com a qualidade esperada na imagem. A isso somam-se os inconvenientes práticos inerentes à sua aplicação. O método da câmara de fenda apresenta-se um pouco mais prático no que se refere à aplicação, e embora não forneça um resultado que possa caracterizar o ponto focal como um todo, pode ser aplicado em diferentes direções, quantas se julgue necessário, a fim de determinar suas dimensões efetivas, e integrando-as, inferir sua forma e sua

distribuição de intensidade. Por fim, as funções de transferência apresentam-se como um meio de caracterizar o ponto focal e o desempenho do sistema radiográfico como um todo, integrando todas as suas características de uma forma objetiva. Por meio de simulação computacional das distribuições de intensidade de imagens de pequenos vasos sanguíneos, Doi e outros ([Doi, 82]) inferiram que o tamanho do ponto focal determinado através do valor RMQ da FEL é o que apresenta maior correlação com a qualidade esperada na imagem. Já o método do primeiro mínimo da FTM constitui uma maneira objetiva de determinação do limite máximo de resolução do sistema.

3.7 – Conclusões

Como vimos, todos os métodos de avaliação do tamanho do ponto focal encontrados na literatura possuem limitações, e também méritos que os validam e fornecem subsídios para muitas discussões e estudos comparativos. Muitos pesquisadores defendem o uso de métodos de resolução em avaliações de rotina, em vista da maior praticidade dos procedimentos envolvidos e com a alegação de que o resultado fornecido em princípio está mais estreitamente relacionado com a capacidade de resolução do ponto focal. Em nenhum dos estudos porém é apontada uma falha essencial dos métodos de resolução: a impossibilidade de medir o ponto focal em uma posição bem determinada do campo, já que estes métodos baseiam-se em imagens de objetos extensos, como o padrão estrela e o RMI. Nos métodos que utilizam câmaras de fenda ou orifício tais objetos são posicionados bem no centro do campo, sob o raio central do feixe de radiação, e portanto temos uma localização precisa da posição onde foi medido o ponto focal. Esta é uma informação essencial para a correta avaliação da capacidade de resolução do sistema, em razão da característica de campo apresentada no capítulo anterior. Mesmo quando sugerido o uso de tais métodos para verificação rotineira de possíveis

variações na capacidade de resolução do sistema, há que se fazer uma importante ressalva: o objeto de teste deve ser posicionado sempre na mesma posição no campo de radiação, sob a mesma geometria e parâmetros de exposição, para que se obtenha um resultado que possa ser reproduzido com precisão, fornecendo dados confiáveis para comparações com resultados anteriores e posteriores.

Outros pesquisadores defendem o uso do método da câmara de orifício, que fornece o tamanho efetivo, e com isso uma noção da capacidade de carga do ponto focal, e também uma ilustração da forma e distribuição de intensidade. A câmara de fenda, por sua vez, apresenta vantagens sobre a câmara de orifício no que tange à sua construção, além de possibilitar a medição de pontos focais com dimensões inferiores a 0,3 mm, sendo o método recomendado atualmente pelas normas internacionais. Já os métodos que utilizam funções de transferência apresentam como grande vantagem a objetividade, característica que nenhum outro apresenta.

CAPÍTULO 4 – DISPOSITIVOS JÁ EXISTENTES

4.1 – Introdução

Sobre os métodos de obtenção do tamanho do ponto focal, sobretudo no caso da câmara de orifício, existem várias descrições acerca dos requisitos técnicos para sua aplicação, como já citamos, e vários organismos internacionais, como a International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU), International Electrotechnical Commission (IEC), American Standards Association (ASA) e a National Electrical Manufacturers Association (NEMA), possuem normas para padronizá-los. Também encontramos muitas referências à importância de um perfeito posicionamento e alinhamento do objeto de teste utilizado com o raio central do campo de radiação.

Para conseguir tal alinhamento, faz-se necessária a utilização de um dispositivo suporte para o objeto de teste, construído de forma que permita ao operador verificar quando este alinhamento é conseguido, e quando não, possibilite efetuar as correções necessárias. São poucas porém as descrições de tais dispositivos encontradas na literatura, as quais apresentaremos nesta seção, juntamente com alguns modelos disponíveis comercialmente.

4.2 - Dispositivo utilizado por Arnold e outros ([Arnold, 73])

Para obter imagens do ponto focal, com magnificação de 30 vezes ou mais, utilizando uma câmara de orifício, Arnold e outros ([Arnold, 73]) construíram um aparato muito simples (figura 4.1). Na parte superior, situa-se o orifício para obtenção da imagem, construído de acordo com as

especificações do ICRU, e também dois outros orifícios, situados a uma certa distância entre si, que servem para aferição do fator de magnificação, já que a grande distância entre o plano objeto e o plano imagem tornam sua medida pouco precisa. Na parte inferior, um écran reforçador, com uma cruz de referência no centro, é utilizado para verificar o alinhamento. Para proceder a este, o operador efetua uma exposição, observando no écran a posição de incidência do feixe de radiação transmitido pelo orifício central, e manualmente desloca o dispositivo até que o feixe incida exatamente sobre a cruz de referência. O orifício é posicionado a uma distância de pelo menos 10 cm do ponto focal, o que implica uma distância entre o orifício e o sistema écran-filme, utilizado para o registro da imagem, de pelo menos 3 metros. Os autores não citam a distância entre as partes superior e inferior do dispositivo.

Figura 4.1 - Dispositivo construído por Arnold e outros ([Arnold, 73])

O uso de um grande fator de magnificação, de 30x ou mais, fornece uma imagem consideravelmente maior do ponto focal, permitindo a determinação do perfil de intensidade do ponto focal com o uso de um densitômetro, não tão caro e muito mais acessível do que um microdensitômetro, como sugerido por Nielsen ([Nielsen, 79]) para tal fim. Neste caso, o uso de écrans reforçadores não introduziria um grau intolerável de borramento, em vista do tamanho da imagem, e diminuiria o risco de sobrecarga do tubo, já que aumentar a distância entre o ponto focal e o filme

exige um aumento da exposição para se obter uma imagem satisfatória. Os inconvenientes deste método que podemos apontar de pronto são: a dificuldade de alinhamento, que é monitorado visualmente através da luz emitida pelo écran durante a exposição, fazendo com que o operador necessariamente tenha que se posicionar próximo ao aparato, ficando exposto à radiação, e as grandes distâncias necessárias para se conseguir a magnificação sugerida, o que nem sempre é viável, tanto em virtude das características de muitos equipamentos como também do tamanho restrito de grande parte das salas de exame. Adicionalmente, os autores não descrevem o procedimento de posicionamento e movimentação do aparato para executar o alinhamento, que parece ser pouco prático.

4.3 - Dispositivo desenvolvido por Doi e Rossmann ([Doi, 75])

Um projeto mais elaborado, também utilizando écran reforçador para visualizar o alinhamento com o feixe central, foi desenvolvido por Doi e Rossmann ([Doi, 75]). O dispositivo contém duas placas suportes. Na superior localizam-se cinco orifícios, em discos de chumbo de 1 mm de espessura, todos com 1 mm de diâmetro, um no centro de um quadrado de 10 cm de lado, e os quatro restantes localizados nos seus vértices. Estes últimos encontram-se focalizados de tal forma que as linhas que passam por eles cruzam-se a uma altura de 50 cm da placa superior, onde está posicionado o ponto focal. Na placa inferior, há um écran reforçador de raios-X no centro de um quadrado de 20 cm, e quatro outros posicionados nos vértices. O centro de cada écran é assinalado por um ponto de luz vermelha, projetado através de um furo no suporte, logo abaixo e em contato com o écran, com 200 μ m de diâmetro, no qual também foi feito um furo de igual tamanho, para evitar difusão excessiva da luz através da base plástica e da camada de fósforo. A superfície do écran

central encontra-se um pouco abaixo da superfície dos circundantes, de forma que um chassi contendo um filme radiográfico possa ser posicionado no centro, ficando sua superfície no mesmo nível que a destes últimos. Tudo para que, colocando-se as duas placas a uma distância de 50 cm uma da outra, e alinhando-as perfeitamente com o ponto focal, os feixes atravessando os orifícios coincidam exatamente com os pontos de luz nos écrans. O aparato todo é apresentado na figura 4.2.

Figura 4.2 - Dispositivo construído por Doi e outros ([Doi, 75])

Para conseguir o alinhamento, a posição relativa entre as placas e o ponto focal pode ser ajustada nas três direções ortogonais por três parafusos micrométricos. As duas placas podem mover-se simultaneamente, sem

variação nas suas posições relativas, com a distância entre elas podendo ser alterada no intervalo entre 30 e 50 cm, por meio de um parafuso micrométrico posicionado embaixo do dispositivo. A acurácia estimada para a distância entre os orifícios, e também entre os écrans, é da ordem de 25 μm , enquanto uma estimativa para um possível desvio do paralelismo entre as placas fica em torno de 100 μm . Esta acurácia mecânica garante a boa acurácia das medições posteriores.

Para obter as imagens necessárias para avaliação do ponto focal, o dispositivo é colocado abaixo do tubo de raios-X e é apropriadamente alinhado. Isto requer que um operador, já ambientado com a baixa luminosidade de uma sala escura, posicione-se próximo ao dispositivo, e ligue o tubo de raios-X no modo de fluoroscopia, com as luzes da sala de exames apagada. Observando a luminosidade provocada pela radiação incidente nos écrans, o operador vai ajustando os parafusos, variando a posição relativa entre as placas e o ponto focal, nas três direções ortogonais, até fazer com que os feixes coincidam com os pontos de luz vermelha. Os autores salientam que freqüentemente faz-se necessária a repetição dos ajustes vertical e horizontal, sendo conveniente inicialmente ajustar a posição do orifício central.

Feito isto, pode-se substituir a placa de chumbo com os orifícios usados no alinhamento por quaisquer dos objetos de teste que se queira: uma placa, feita de uma liga de platina, contendo um micro orifício de diâmetro adequado para obtenção da imagem do ponto focal, um dispositivo de fenda, com diâmetro de abertura regulável por meio de um parafuso micrométrico, ou um padrão estrela, para determinação do limite de resolução do sistema. Pode-se também posicionar objetos de teste simulando vasos sangüíneos, ou outras estruturas de interesse, construídos de forma que caibam na abertura de 20 x 50 cm localizada no topo da placa superior.

A despeito da versatilidade e bons resultados possíveis de se obter com este aparato, ele apresenta alguns inconvenientes. Como no dispositivo anterior, a exposição inevitável à radiação torna necessário proceder ao

alinhamento no menor tempo possível, o que implica a exigência de uma certa habilidade e prática do operador. O dispositivo pode ser posicionado sobre a mesa de exames da maioria dos equipamentos radiográficos convencionais, já que em geral eles apresentam uma mobilidade muito grande em relação a esta, permitindo distâncias foco-mesa de até 120 a 150 cm. Por outro lado, nem todos são construídos para operar no modo fluoroscópico, inviabilizando o procedimento de alinhamento descrito. A avaliação de mamógrafos é inviável, já que este tipo de equipamento além de não operar no modo fluoroscópico, apresenta restrições impostas pelo pequeno tamanho da mesa de exames, dificultando o posicionamento do dispositivo, e pelo fato do campo de radiação ser cortado à metade pelo colimador.

4.4 - Dispositivo desenvolvido por Roeck e Milne ([Roeck, 78])

Contornando a inconveniência de expor o operador à radiação, inevitável nos mecanismos de alinhamento vistos até aqui, Roeck e Milne ([Roeck, 78]) construíram um dispositivo alinhável segundo um princípio bem diverso, e muito simples: se duas grades idênticas são postas uma sobre a outra em um campo de radiação, de maneira que fiquem exatamente paralelas entre si, as imagens das barras das grades serão superpostas apenas no ponto através do qual passa o raio central. Este princípio é ilustrado na figura 4.3.

O dispositivo de alinhamento e obtenção de imagens foi construído de forma que pudesse ser acoplado facilmente à saída do tubo de qualquer equipamento convencional de raios-X, no lugar do colimador. Por meio de operações simples, determina-se a posição exata do raio central, e após, o orifício pode ser posicionado com acurácia e precisão, possibilitando a obtenção de imagens do ponto focal com qualquer fator de magnificação que

se deseje. Alternativamente, pode-se substituir a câmara de orifício por um padrão estrela. As partes que compõem o dispositivo são apresentadas na figura 4.4.

Figura 4.3 - Princípio utilizado por Roeck e Milne ([Roeck, 78]) para localização do feixe central

Figura 4.4 - Partes componentes do dispositivo construído por Roeck e Milne ([Roeck, 78])

Para localizar o raio central, a cúpula do dispositivo é acoplada na saída do tubo, no lugar do colimador, onde permanecerá até que se obtenha a imagem desejada. Um filme de raios-X odontológico é colocado em um suporte, no qual também são colocadas as grades, e acoplado à cúpula. Marcas nas bordas do filme permitem que este possa sempre ser recolocado com precisão na mesma posição. Uma exposição é feita, utilizando 50 KVp e 1 mAs. O filme odontológico é revelado, após desacoplar seu suporte para retirá-lo, e a posição do raio central é indicada pelo ponto onde as imagens das grades se superpõem. Uma marca é feita para assinalar este ponto (figura 4.5)

Figura 4.5 - Imagem obtida no filme odontológico, com uma seta indicando a posição do raio central

Para posicionar o orifício, o filme já revelado é recolocado no suporte, na posição exata em que se encontrava inicialmente, e um dispositivo de centralização (figura 4.4), feito em alumínio e com uma janela de acrílico transparente, é colocado no lugar das grades. Este pode ser rotacionado, de forma que a janela fique sobre a marca no filme. Sobre esta, é então colocado o disco contendo o orifício, que também é rotacionado até coincidir exatamente com a posição do raio central. Feito isto, o orifício encontra-se alinhado, e pode-se proceder à exposição para obter a imagem, colocando um filme, inserido em um chassi radiográfico, sobre a mesa de exames, abaixo do conjunto. O fator de magnificação pode ser variado, alterando-se a altura do conjunto tubo/dispositivo à mesa. A distância do orifício ao foco pode ser

calculada de maneira simples, usando a imagem das grades, e usando argumentos de semelhança de triângulos, que podemos deduzir a partir da figura 4.3. A um certo ponto próximo às bordas do filme, as imagens das grades se superpõem novamente, e a distância foco/orifício, em mm, pode ser obtida da relação:

$$DFO = \frac{X}{1}10 \quad (4.1)$$

onde **X** corresponde à distância entre os pontos onde ocorre a superposição das imagens.

Além da vantagem de não propiciar uma exposição desnecessária do operador, este dispositivo também apresenta uma grande portabilidade, em comparação com o dispositivo anterior e seus 50 cm de altura. Por sua vez, a necessidade de acoplar o aparato à cúpula do tubo de raios-X, retirando seu colimador, é um inconveniente nem sempre contornável, limitando a utilização do dispositivo aos equipamentos convencionais que permitam esta substituição. Outro ponto negativo, é que o fato de ter que efetuar uma exposição, processar um filme manualmente (já que se trata de um filme odontológico de pequenas dimensões e não poderíamos utilizar uma processadora automática como as que se encontram nos serviços de radiologia normalmente), e posteriormente proceder ao alinhamento, para então obter a imagem do ponto focal, faz com que o procedimento torne-se demorado, podendo causar transtornos à rotina de exames clínicos do equipamento.

4.5 - Dispositivo desenvolvido por Machado ([Machado, 88])

A fim de obter imagens de fendas, orifícios e outros objetos de teste, contornando as limitações impostas pelos equipamentos de mamografia, Machado ([Machado, 88]) construiu uma mesa suporte, dotada de mecanismo

Figura 4.6 - Partes componentes do dispositivo construído por Machado ([Machado, 88])

de regulagem de altura, adaptável a qualquer lugar ou sistema que se queira avaliar. O aparato todo consiste em um suporte com apoios reguláveis, no qual posiciona-se um porta chassi-radiográfico e um suporte para o mecanismo de fenda ou orifício, fixado no suporte do porta chassi (figura 4.6).

O primeiro passo para proceder à obtenção das imagens pretendidas é a montagem da mesa suporte. Seus quatro apoios são desmontáveis, e cada um é formado por dois canos de aço, com uma altura máxima de 140 cm, que pode ser regulada. Em todos, corre uma braçadeira de aço, com a qual podem-se fazer ajustes da posição vertical, com a ajuda de parafusos tipo “borboleta”, e dela saem duas extensões retangulares, nas quais são parafusadas as barras de alumínio que interligam os apoios, por meio de dois parafusos para dar maior estabilidade. Para nivelar este suporte ao chão, níveis d’água, posicionados nas barras, auxiliam na indicação dos ajustes necessários na altura das braçadeiras.

Encaixada sobre a mesa suporte, temos uma placa que apoia o posicionamento do chassi, e que pode ser movimentada no plano horizontal em duas direções perpendiculares, uma das quais é posicionada coincidente com o eixo catodo-anodo do tubo de raios-X. Esta placa é composta de duas outras sobrepostas. A inferior, confeccionada em alumínio, fica apoiada nos braços menores da mesa, em cada um dos quais encontra-se um pino guia, sobre o qual encaixa-se uma fenda existente na placa, de forma que esta possa movimentar-se paralelamente a esses braços. Ainda nesta placa, temos outras duas fendas nos dois lados maiores, onde se encaixam pinos guias existentes na placa superior, feita em acrílico, que com isso poderá deslizar na direção perpendicular ao movimento da primeira.

Para alinhar o objeto de teste com o feixe central de radiação, movimentamos estas duas placas sobrepostas, e monitoramos a coincidência do feixe central através de um dispositivo posicionado sobre elas. Este constituiu-se de uma placa de acrílico, embaixo da qual encontra-se um écran intensificador, e acima um reticulado feito com fios de cobre, formando quadrados com lados variando entre 0,5 e 2,0 cm, como ilustrado na figura 4.7.

No plano objeto, com a ajuda do suporte, é posicionada uma fenda, e o tubo de raios-X é acionado. A imagem da fenda no écran é observada pelo operador, que então movimenta as placas da mesa, para que o dispositivo coincida com o centro. O procedimento é repetido nas direções perpendicular e paralela ao eixo do tubo.

Figura 4.7 - Écran utilizado por Machado ([Machado, 88]) para alinhamento do seu dispositivo com o raio central do feixe de radiação

Para registrar a imagem da fenda, já alinhada com o feixe central, o dispositivo de alinhamento é retirado, e em seu lugar é colocado o chassi radiográfico. A fenda pode ser trocada por uma matriz contendo orifícios, ou outro objeto de teste do qual se queira obter uma imagem, substituindo o suporte por um outro apropriado ao objeto em questão.

De pronto, podemos ressaltar dois inconvenientes deste dispositivo: o principal é a dificuldade em proceder ao alinhamento, caso o operador não esteja bem treinado para a tarefa, e o segundo é o tamanho incômodo do aparato, que precisa ser desmontado para ser transportado. Em decorrência destes fatores, a utilização do dispositivo torna-se demorada, sendo necessária a interrupção dos exames de rotina do serviço para proceder às medições desejadas. Não menos importante é o fato de que, assim como os dois primeiros dispositivos descritos, este também promove uma exposição

inevitável do operador. Estes inconvenientes são análogos aos apresentados pelo dispositivo desenvolvido por Doi (secção 4.3), mas uma vantagem sobre aquele é que este pode ser utilizado na investigação de pontos focais de equipamentos mamográficos, já que a mesa suporte tem altura regulável, sendo apoiada no chão da sala, e não sobre a mesa de exames.

4.6 – Dispositivo proposto por Costa e Furquim ([Costa, 96])

Uma alternativa à utilização dos écrans, sensores de radiação mais usuais no processo de alinhamento, é o uso de sensores eletrônicos. Com isso pode-se evitar a exposição do operador à radiação durante o procedimento. Também é eliminada a subjetividade inerente ao processo de visualização da luz emitida pelo écran durante a exposição. Nos equipamentos que não operam no modo fluoroscópico, esta emissão pode ter uma duração de apenas frações de segundo. No dispositivo proposto por Costa e Furquim ([Costa, 96]) o sensor utilizado é um dispositivo CCD (Sens-A-Ray – Regam Medical Systems), fabricado originalmente para substituição de filmes em radiologia odontológica. O sistema contém, além do dispositivo CCD para digitalização direta do padrão incidente de raios-X, um monitor de vídeo para visualização e um “software” para manipulação e armazenamento das imagens captadas. Os autores propõem uma nova metodologia de alinhamento, baseada na imagem de um objeto de teste composto por 5 pequenas esferas de material radiopaco, sendo quatro equidistantes, formando um quadrado, e uma posicionada no centro deste. Uma imagem deste objeto está ilustrada na figura 4.8.

Figura 4.8 - Imagem do objeto de teste utilizado por Costa e Furquim ([Costa, 96])

Para proceder ao alinhamento, o objeto de teste é posicionado em um plano paralelo ao plano do dispositivo CCD e ao plano perpendicular ao raio central do feixe de raios-X. É feita uma imagem do objeto, e nesta imagem são verificadas as distâncias entre as esferas radiopacas. Na situação de alinhamento preciso entre o ponto focal e o centro do objeto, as imagens das esferas apresentar-se-ão eqüidistantes. Assim, o objeto deve ser deslocado até que esta situação seja conseguida. Os autores citam que este processo de refinamento do alinhamento é extremamente trabalhoso, demorando cerca de uma hora, no caso de um operador já treinado para a tarefa.

Feito o alinhamento, o objeto de teste é substituído por uma câmara de orifício, e são feitas várias exposições até que seja obtida uma imagem com um bom contraste. Nesta câmara existem dois orifícios adicionais, cujos centros estão a uma distância conhecida um do outro, e que são utilizados para aferição do fator de magnificação. A distância entre seus centros na imagem é calculada pelo próprio “software” que acompanha o sistema de digitalização, o qual utiliza como parâmetro para este cálculo o tamanho real dos “pixels” da câmara CCD, 25 μm . O fator de magnificação da imagem do ponto focal é dado por:

$$M = \frac{d_m}{d_r} - 1 \quad (4.2)$$

onde d_m é a distância medida na imagem e d_r é a distância real entre os orifícios.

Obtida a imagem da câmara de orifício, esta é substituída pela câmara de fenda, e exposições sucessivas são efetuadas até que o contraste na imagem registrada seja satisfatório. Este procedimento é feito com a fenda posicionada nas posições paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo, para que sejam determinadas a largura e o comprimento do ponto focal. Estas dimensões são avaliadas utilizando as ferramentas de determinação de distâncias que acompanham o “software” do sistema, dispensando o uso de lentes de aumento

graduadas utilizadas convencionalmente para leitura das imagens registradas em filme.

As vantagens apontadas pelos autores referem-se à substituição do filme pela CCD, o que diminui o custo operacional, posto que no procedimento convencional são necessárias, às vezes, a obtenção de várias imagens até que seja conseguida uma satisfatória, o que acaba consumindo muitos filmes radiográficos. Além disso, a exposição necessária para conseguir um contraste adequado com a câmara CCD, segundo um estudo posterior feito por Furquim e outros ([Furquim, 96]), é bem menor que a requerida pelo filme convencional ou combinação écran-filme, o que diminui o risco de sobrecarga do tubo e o tempo necessário para a obtenção das imagens. Os autores acreditam também ser vantajosa a troca do processo de medição visual das imagens, com o auxílio de lentes graduadas, pelo processo computacional, em razão das variações de percepção visual e critérios de análise de diferentes observadores. No entanto, podemos apontar como um inconveniente do método o longo tempo dispendido para efetuar o alinhamento, o que torna necessário interromper a rotina de utilização do equipamento, e a dependência deste tempo com o grau de treinamento para a tarefa apresentado pelo operador. Adicionalmente, o preço de sistemas utilizando câmaras CCD é bastante elevado, em geral alguns milhares de dólares, um custo que torna inviável a sua aquisição por muitos serviços de radiologia.

4.7 – Dispositivos disponíveis comercialmente

Não são muitos os dispositivos disponíveis comercialmente para localização do raio central do feixe de raios-X e posicionamento dos objetos de teste utilizados para medição do ponto focal. Nesta seção descreveremos brevemente alguns deles e seus princípios básicos de operação, baseando-nos nas informações fornecidas pelos fabricantes.

A Victoreen oferece alguns modelos de dispositivos, todos utilizando princípios de operação semelhantes aos dos dispositivos que descrevemos anteriormente. Um deles, X-Ray Pinhole Camera (figura 4.9a), é composto por um suporte sobre o qual é engastada uma câmara de orifício, construída de acordo com os padrões recomendados pelo NEMA. Na base inferior do suporte encontra-se um écran reforçador para indicar o alinhamento entre o orifício e o raio central do feixe de raios-X, e orifícios suplementares na base superior do suporte auxiliam na verificação deste alinhamento por triangulação, como no dispositivo elaborado por Arnold e outros ([Arnold, 73]), cujo princípio de utilização é muito parecido, a menos do uso de grandes fatores de magnificação (seção 4.2). A altura do suporte pode ser alterada até cerca de 60 cm, de forma a permitir a obtenção de imagens com fator de magnificação 2X. O suporte já vem suprido por uma câmara de orifício com 75 μm de diâmetro, mas podem ser acoplados no mesmo suporte, alternativamente, câmaras com diâmetro de orifício de 10, 30 e 100 μm . Um outro suporte mais versátil (Multipurpose Focal Spot and HVL Test Stand) é ilustrado na figura 4.9b. Este possui um encaixe na base superior onde pode ser engastado tanto uma câmara de orifício, como uma câmara de fenda, um padrão estrela ou mesmo filtros para avaliação da camada semi-redutora do feixe de radiação¹. O processo de alinhamento é semelhante ao utilizado por [Doi, 75] (seção 4.3), com um écran reforçador contendo marcas de centralização para alinhamento do dispositivo com o raio central. Os pés de apoio do dispositivo são reguláveis, de forma a possibilitar a variação da distância objeto-filme no intervalo entre 43 e 80 cm. O filme radiográfico pode ser posicionado sob a base inferior do suporte, na qual existem longos parafusos que permitem regular sua altura à mesa do equipamento e garantir o paralelismo entre os planos das bases do suporte e o plano que contém o ponto focal.

¹ A camada semi-redutora (CSR) corresponde à espessura de um certo material necessária para redução da intensidade do feixe de radiação à metade. Geralmente é expressa em mm de alumínio.

Outro dispositivo suporte foi elaborado especificamente para avaliação de pontos focais de mamógrafos, o Mammography Focal Spot Test Stand (figura 4.9c). De acordo com o fabricante (Victoreen), este dispositivo possibilita obtenção de imagens com diferentes fatores de magnificação, e foi construído de forma a acoplar tanto câmaras de orifício como câmaras de fenda e padrões estrela. Para obtenção do alinhamento dos objetos de teste com o raio central também é utilizado um écran reforçador, como no dispositivo anterior.

Todos estes dispositivos utilizam écrans reforçadores para verificação do alinhamento, e portanto apresentam os inconvenientes já apontados nas descrições anteriores dos dispositivos que utilizam este mesmo recurso: subjetividade e exposição inevitável do operador à radiação. Contornando esta última desvantagem, a Victoreen também oferece um dispositivo, Roeck Focal Spot Camera, baseado no protótipo elaborado por [Roeck, 78], descrito na seção 4.4, além de um dispositivo de alinhamento, The Roeck Man-Cam – Focal Spot Alignment Device, que obedece ao mesmo princípio de utilização daquele, acoplável aos suportes anteriores, à exceção da primeira câmara de orifício descrita. Este dispositivo está ilustrado na figura 4.9d, e contém duas grades paralelas idênticas, distantes 10 mm uma da outra. Na imagem obtida com um filme odontológico, como já descrito (seção 4.4), a posição do raio central é indicada pela superposição das imagens das grades. Identificada esta posição, pode aí ser então posicionado o objeto de teste escolhido para o estudo (câmara de orifício, de fenda ou padrão estrela). As instruções para o correto acoplamento com os suportes e posicionamento dos objetos de teste para obtenção das imagens acompanham o dispositivo.

a) Câmara de orifício com suporte para alinhamento

b) Dispositivo para posicionamento e alinhamento dos objetos de teste em equipamentos convencionais

c) Dispositivo para posicionamento e alinhamento dos objetos de teste em mamógrafos

d) Dispositivo para localização do raio central através da imagem de grades superpostas

Figura 4.9 – Alguns dos dispositivos encontrados comercialmente para alinhamento e posicionamento dos objetos de teste, utilizados na avaliação de pontos focais, com o raio central do feixe de raios-X (Victoreen Inc.)

Todos estes dispositivos baseiam-se em metodologias de alinhamento já descritas na literatura, e discutidas nas seções anteriores. Salvo o método de alinhamento proposto por Roeck e Milne ([Roeck, 78]), todos os demais incorrem no inconveniente de expor o operador à radiação. Um dispositivo mais sofisticado, que utiliza como sensor uma câmara CCD, é produzido pela RTI Eletronics, o RFM – Real Time Focusmeter. O fabricante assegura que com apenas três disparos de raios-X é possível alinhar o sistema com o raio central do feixe de radiação e obter duas imagens de fenda, posicionada paralela e perpendicularmente ao eixo catodo-anodo. Uma ilustração do dispositivo é mostrada na figura 4.10

Figura 4.10 - RFM - Real Time Focusmeter (RTI Eletronics)

Basicamente, o RFM funciona da seguinte maneira: o sistema, na parte superior do qual encontra-se um dispositivo de fenda, é posicionado sob o tubo de raios-X e é efetuado um disparo. A câmara CCD acoplada à base registra a

imagem, e o “software” que acompanha o sistema calcula a posição relativa do raio central do feixe, indicando como o dispositivo deve ser movido para obtenção do alinhamento desejado. Este modo de operação de alinhamento também determina a distância do ponto focal, calculando automaticamente o fator de magnificação da imagem. Alinhado o sistema, são obtidas as imagens da fenda nas duas direções já citadas, utilizando apenas um disparo de raios-X para cada uma. Estas imagens são automaticamente medidas, dispensando o processo de obtenção de um radiograma e posterior medição visual, e os perfis de intensidade são avaliados, sem a necessidade de uma varredura microdensitométrica da imagem. O resultado é mostrado na tela de um computador (figura 4.11). O sistema também calcula a FTM (Função de Transferência de Modulação) do ponto focal nas duas direções avaliadas. O método permite avaliar pontos focais com dimensões nominais menores que 100 μm .

Figura 4.11 - Ilustração da tela do computador, mostrando o resultado da medição efetuada pelo RFM

Este sistema apresenta algumas vantagens óbvias, como a rapidez no procedimento de alinhamento e obtenção das imagens, segurança do operador e objetividade dos resultados obtidos. O fabricante ressalta as seguintes características: Calcula as FTMs, requer apenas uma exposição para cada imagem, apresenta alta sensibilidade, avalia pontos focais de equipamentos mamográficos, não utiliza filmes radiográficos, as medidas são obtidas em tempo real de operação e o “software” que acompanha o sistema foi desenvolvido em plataforma Windows. A grande desvantagem que podemos ressaltar, de pronto, é o alto custo, \$US 11.855,00 (preço fornecido pela empresa que comercializa o sistema). Adicionalmente, o sistema é altamente dedicado, e seu emprego fica limitado à tarefa específica de obtenção das dimensões e características do ponto focal através das imagens de fenda.

4.8 - Limitações dos dispositivos descritos

Em linhas gerais, as limitações de cada dispositivo já foram comentadas, juntamente com suas descrições, e nenhum deles atende simultaneamente a todos os requisitos desejáveis.

O dispositivo de Arnold e outros ([Arnold, 73]) permite obter imagens de câmara de orifício com grande fator de magnificação, o que possibilita a varredura da distribuição do ponto focal com um densitômetro comum, sem a necessidade de um microdensitômetro, mais caro e dificilmente disponível em um serviço de radiologia. Porém, uma grande distância entre o ponto focal e o sistema de registro da imagem requer um grande número de exposições para que se possa obter uma densidade óptica satisfatória. Lembrando: tal distância para obter uma magnificação de 30x é de, no mínimo, 3 metros, podendo ser bem maior considerando-se que a menor distância que se consegue obter entre o ponto focal e o orifício em muitos equipamentos é maior que 20,0 cm, devido ao cabeçote do tubo de raios-X. Com isso, o procedimento torna-se

demorado, pois não é possível efetuar muitas exposições sem respeitar um tempo de espera entre elas, para que não ocorra um superaquecimento do tubo. A distância também constitui uma limitação geométrica para aplicação do método em muitos equipamentos, os quais não permitem mobilidade suficiente para atingi-la, em razão de características próprias ou mesmo do tamanho físico da sala na qual está instalado. Adicionalmente, temos os também já citados inconvenientes da dificuldade de alinhamento e exposição inevitável do operador durante o procedimento.

No que diz respeito à precisão e acurácia do alinhamento, o dispositivo desenvolvido por Doi e Rossmann ([Doi, 75]) apresenta um desempenho altamente satisfatório, segundo as estimativas apresentadas pelos autores. Além disso, uma vez feito o alinhamento, existe a possibilidade de substituir a câmara de orifício por qualquer outro objeto de teste que se queira. Em contrapartida, sua aplicação é muito restrita pela necessidade de operação do equipamento radiográfico no modo fluoroscópico, o que não é possível em muitos deles. Um exemplo disso são os mamógrafos, nos quais uma restrição adicional é imposta pelas dimensões do dispositivo, que não permitem seu posicionamento sobre a mesa de exames, em função da impossibilidade de se ajustar a distância necessária entre o dispositivo e o ponto focal destes equipamentos. Além disso, o alinhamento requer prática do operador, deixando-o exposto aos raios-X durante sua execução.

Roeck e Milne ([Roeck, 78]) conseguiram contornar o inconveniente de expor o operador à radiação durante o alinhamento, e seu dispositivo, adicionalmente, apresenta duas vantagens muito interessantes: tem dimensões bem reduzidas e permite grande variação no fator de magnificação utilizado para obtenção das imagens. Outra vantagem consiste no fato de que é preciso apenas uma exposição para verificação da posição do raio central, o que diminui a carga de trabalho do tubo. Porém, existe a necessidade de se revelar manualmente um filme odontológico, para posteriormente encontrar a posição do raio central, e enfim posicionar corretamente a câmara de orifício para obter

a imagem pretendida. Isto pode ser um transtorno em grandes serviços de radiologia, onde todo o processamento de filmes é feito automaticamente, além de aumentar o tempo requerido pelo processo de alinhamento.

O dispositivo construído por Machado ([Machado, 88]) apresenta-se como o mais versátil entre os descritos, pois pode ser utilizado em qualquer equipamento radiográfico sem restrições, além de permitir o posicionamento de qualquer objeto de teste ou “phantom” do qual se queira obter uma imagem. Os principais inconvenientes são suas dimensões, que o tornam pouco prático para o transporte e o fato do operador ficar exposto à radiação durante o processo de alinhamento. Além disso, caso não possua prática no manuseio do instrumento, o procedimento pode tornar-se demorado.

O método proposto por Costa e Furquim ([Costa, 96]) apresenta dois grandes inconvenientes: alto custo do sistema experimental empregado e longo tempo de execução, o que o inviabiliza para uso em aferições de rotina. Um aspecto interessante é a possibilidade de armazenar as imagens digitalizadas e posteriormente utilizá-las para determinação da FTM do sistema, uma alternativa que já está sendo desenvolvida pelos autores. Isto é feito automaticamente pelo “software” que acompanha o RFM, que apresenta grandes vantagens no que tange ao tempo total necessário para alinhamento do sistema com o raio central e avaliação do ponto focal, menor do que o tempo requerido por qualquer dos outros sistemas descritos, além da praticidade e portabilidade. Sua grande restrição é o alto custo, somada ao fato de que este dispositivo não é versátil, sendo utilizado exclusivamente para avaliações de pontos focais por meio de uma câmara de fenda.

Com relação aos outros dispositivos disponíveis comercialmente, todos utilizam basicamente metodologias descritas anteriormente ([Arnold, 73],[Doi, 75],[Roeck, 78]). Apresentam portanto os mesmos inconvenientes encontrados nos protótipos descritos na literatura. Outra desvantagem que podemos apontar refere-se à versatilidade. A “X-Ray Pinhole Camera” limita-se à obtenção de imagens de orifício. Já o “Multipurpose Focal Spot and HVL Test Stand” pode

ser utilizado com outros objetos de teste, mas assim como a primeira não é adequado para avaliação de mamógrafos. Para este tipo de equipamento existe um dispositivo específico, o “Mammography Focal Spot Test Stand”. A “Roeck Focal Spot Camera” a princípio não apresenta restrições quanto ao tipo de equipamento na qual pode ser utilizada, mas incorre no inconveniente, já citado anteriormente, de requerer a revelação manual de um filme odontológico.

4.9 - Conclusões

À parte as controvérsias acerca dos métodos de avaliação do ponto focal, existe na literatura a carência de um dispositivo, para posicionamento dos objetos de teste utilizados com o raio central do campo de radiação, que atenda simultaneamente todos os requisitos desejáveis para aferições de rotina em um serviço de radiologia: praticidade, versatilidade, portabilidade, e sobretudo que não ofereça risco de exposição à radiação ao operador. As mesmas limitações são encontradas nos dispositivos disponíveis comercialmente.

CAPÍTULO 5 – MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 - Introdução

Face ao que vimos até aqui, podemos afirmar seguramente que as características do ponto focal, e principalmente o seu tamanho, são de crucial importância no processo de formação da imagem radiográfica, sendo em muitos casos o fator determinante da capacidade de resolução do sistema radiográfico como um todo. Por esta razão, faz-se imperativo que sejam efetuados estudos destas características em qualquer programa de garantia de qualidade em serviços de radiodiagnóstico.

Concluimos o capítulo anterior com a constatação de que, embora existam na literatura vários estudos sobre os diversos métodos de avaliação do ponto focal, existe a carência de um dispositivo, para a execução do alinhamento dos objetos de teste empregados por estes métodos e o raio central do feixe de radiação, que satisfaça simultaneamente todos os requisitos desejáveis:

- praticidade - possibilitando a execução de medições rápidas, que não interfiram na rotina de exames clínicos do serviço de radiologia;
- precisão - garantindo a confiabilidade e repetibilidade do alinhamento;
- portabilidade - de forma que o dispositivo possa ser facilmente transportado entre diferentes salas de exames e hospitais;
- segurança - possibilitando a execução de estudos sem o risco de eventuais exposições do operador aos raios-X.

Por esta razão, construímos um novo dispositivo, cujos princípios e metodologia básica de utilização descreveremos neste capítulo.

5.2 - Princípio básico do alinhamento

Uma forma simples de determinação da posição exata do raio central do feixe de raios-X é através do alinhamento deste com um objeto tal qual um pequeno orifício ou fenda muito estreita. Posicionando um sensor de radiação em um plano paralelo e abaixo do plano do objeto, a imagem deste só coincidirá com o sensor quando houver um alinhamento vertical exato entre a posição do raio central, a do centro do objeto e a do sensor, como ilustrado na figura 5.1. No caso do uso de uma fenda, é necessário proceder ao alinhamento em pelo menos duas direções para que se possa determinar a posição exata do centro do campo.

Figura 5.1 - Radiação que incide através do orifício incidirá no sensor quando o conjunto orifício/sensor estiver posicionado exatamente sob o raio central

Este princípio é utilizado na maior parte dos dispositivos descritos na literatura ([Arnold, 73],[Doi, 75],[Machado, 87]). Em todos estes, os sensores utilizados são écrans reforçadores, com os quais a verificação da coincidência da imagem do objeto com o sensor é feita visualmente pelo operador, no instante em que ocorre a exposição. Considerando que a emissão de luz pelo écran, devida à incidência de radiação, tem duração de frações de segundo, o operador precisa ser hábil para visualizá-la e verificar sua posição de forma rápida e correta. Para isso, precisa posicionar-se próximo ao dispositivo,

ficando inevitavelmente exposto aos raios-X. Quanto menor a sua experiência e habilidade, maior será o número de exposições necessárias para executar o alinhamento e, portanto, maior sua exposição. Um outro fator importante a ser considerado em relação ao número de exposições utilizadas refere-se à possibilidade de sobrecarga do tubo, o que pode diminuir a sua vida útil, ou mesmo danificá-lo.

No nosso dispositivo, utilizamos uma matriz de sensores eletrônicos em substituição aos écrans. Com isso, eliminamos a subjetividade implícita no procedimento de verificação visual da emissão de luz pelo écran. Também temos uma noção da posição do dispositivo de sensoriamento em relação à posição desejada, facilitando consideravelmente o procedimento, e conseqüentemente tornando-o mais rápido e preciso.

Figura 5.2 - Ilustração esquemática do processo de alinhamento, mostrando, em 2.a, a situação de não alinhamento, e em 2.b, a incidência de radiação sobre os sensores quando alinhados com o raio central

5.3 - Metodologia

Para proceder ao alinhamento, utilizamos uma fenda estreita, a qual é posicionada nas direções paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo. A fenda é acoplada a um suporte abaixo do qual é fixada a matriz de sensores,

em forma de cruz, e ambos movem-se conjuntamente (figura 5.2). Os sensores são conectados a LEDs, de forma que, ao incidir radiação sobre um sensor, seu LED correspondente acende, permanecendo aceso mesmo após cessar a incidência de raios-X, permitindo a visualização da posição pelo operador, e indicando em que direção deve ser deslocado o conjunto.

O conjunto é posicionado inicialmente com a ajuda do campo de luz existente nos equipamentos radiográficos. Posicionando a fenda em uma direção é efetuada uma exposição, e após, o operador pode verificar pelos LEDs se e onde incidiu radiação sobre os sensores. Baseando-se nisso, movimenta o conjunto e efetua novas exposições, até que todos os LEDs correspondentes aos sensores posicionados paralelamente à direção da fenda, incluindo o central, estejam acesos. Feito isso, o operador deve posicionar a fenda em direção perpendicular à inicial, e repetir o procedimento, alinhando desta forma o centro do conjunto com o raio central. O suporte da fenda pode então ser substituído por um suporte com o objeto de teste escolhido para efetuar o estudo das características do ponto focal, como uma câmara de orifício, ou um padrão estrela, ou mesmo a própria fenda. O dispositivo suporte, sobre o qual estão acoplados os suportes da fenda e dos sensores, e que podem movimentar-se conjuntamente nas direções paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo, foi construído de forma a ser posicionado sobre a própria mesa de exames do equipamento, fixado por ventosas colocadas nas extremidades dos seus pés de apoio. Desta forma, contornamos os inconvenientes apresentados pelos dispositivos anteriormente descritos quanto à portabilidade.

5.4 - Descrição do dispositivo

O dispositivo construído é composto por duas partes básicas: um conjunto mecânico formado pelo suporte da fenda, e também de outros objetos de teste que se queira utilizar, e o conjunto de trilhos que permite o

deslocamento deste suporte em duas direções perpendiculares entre si, e o conjunto de sensoriamento eletrônico, composto por uma placa contendo a matriz de sensores em forma de cruz, o circuito de tratamento do sinal e a placa contendo os LEDs. A seguir descreveremos detalhadamente cada uma destas partes.

5.4.1 - Parte mecânica

O conjunto mecânico que apóia a fenda e a matriz de sensores, e que permite o deslocamento destes ao longo do campo de radiação, de forma a podermos posicionar o centro do conjunto fenda/sensores sob o raio central do campo de radiação, é ilustrado esquematicamente na figura 5.3.

Figura 5.3 - Ilustração esquemática da parte mecânica do dispositivo

O conjunto foi confeccionado em alumínio em razão da sua leveza, o que permitiu que o dispositivo não ficasse muito pesado, facilitando o seu

transporte, e também da disponibilidade e facilidade de encontrar perfis deste material adequados às necessidades do projeto. A base maior apóia-se na mesa do equipamento radiográfico sobre pés com ventosas para fixação. Com isso, evitamos que o dispositivo seja deslocado acidentalmente durante o procedimento de alinhamento e obtenção das imagens dos objetos de teste. Em toda a extensão de duas laterais diametralmente opostas da base temos um encaixe no qual pode deslocar-se um par de trilhos fixados a uma placa de acrílico, de forma que sejam movidos conjuntamente e mantendo o paralelismo. Sobre este par de trilhos encaixa-se a base menor, que apóia a matriz de sensores e o suporte da fenda, e sobre a qual, após executado o alinhamento, podemos posicionar o chassi radiográfico com o filme para obtenção das imagens desejadas, retirando para tanto a placa com a matriz de sensores. Sapatas de nylon permitem que esta base desloque-se facilmente sobre os trilhos. Com o movimento da base menor sobre os trilhos, e dos trilhos nas laterais da base maior, podemos deslocar o suporte da fenda e sensores ao longo da região central do campo de radiação para conseguir o alinhamento desejado.

O suporte da fenda, por sua vez, apóia-se sobre a base menor através de hastes de alumínio com altura regulável. Com isso, podemos alterar a altura entre a fenda e os sensores para nos adaptarmos às diferentes distâncias foco-filme permitidas por diferentes equipamentos radiográficos, e também obtermos imagens de objetos de teste ou “phantoms” com diferentes fatores de magnificação. O centro destes objetos de teste ficam alinhados com o centro da base do suporte, e conseqüentemente com o raio central do feixe de raios-X, após executado o processo de alinhamento. O intervalo de variação possível da altura fenda-sensores é entre 20,0 e 50,0 cm. É importante manter o paralelismo entre o plano da base do suporte, onde ficam os sensores, e o plano da base superior, onde apóia-se a fenda. Este paralelismo é verificado e se preciso corrigido, com o auxílio de níveis d’água, cada vez que é alterada a distância fenda-sensores.

5.4a) Suporte de fenda

5.4b) Parte superior do suporte do conjunto de sensoriamento, com encaixe para o suporte de fenda e outros objetos de teste

5.4d) Parte inferior do conjunto suporte, sobre a qual apóiam-se os sensores e o chassi radiográfico

5.4c) Fenda

5.4e) Base maior do dispositivo, na qual encaixa-se a base menor, com trilhos sobre os quais deslizam o conjunto suporte

Figura 5.4 - principais componentes da parte mecânica do dispositivo, com suas respectivas dimensões

A parte superior do suporte da fenda é circularmente vazada no seu interior, com um rebaixado nas bordas internas para permitir o encaixe de diversos objetos. Ainda nas bordas, temos ao seu redor 36 orifícios guia, espaçados a um ângulo de 10° entre si, os quais são utilizados para permitir o posicionamento dos objetos de teste em diferentes orientações no campo de radiação. O diâmetro da circunferência do interior do suporte, 19,0 cm, foi escolhido de forma a acomodar os objetos de teste utilizados pela equipe de pesquisas do nosso laboratório na investigação dos efeitos da variação das características do ponto focal ao longo do campo sobre a nitidez da imagem de diversos tipos de estrutura. Para encaixar a fenda nesta circunferência, temos um suporte adicional, com uma cruz vazada no centro onde se encaixa a fenda. Tal suporte possui dois orifícios diametralmente opostos em duas extremidades, os quais são colocados coincidentemente com orifícios correspondentes nas bordas do suporte. Um parafuso ou pino é utilizado para fixar a posição angular escolhida para a execução do alinhamento ou obtenção de imagens de teste. Na figura 5.4 temos ilustradas as diferentes partes componentes do conjunto suporte e suas respectivas dimensões.

5.4.2 - Parte eletrônica

Utilizamos para a detecção dos raios-X fotossensores de silício com 1 cm^2 de área, os quais convertem energia luminosa em corrente elétrica. Estes fotossensores são consideravelmente mais sensíveis à luz visível, e a corrente na saída destes quando expostos a raios-X é muito pequena, da ordem de microampéres. Por esta razão, foi necessária a elaboração de um circuito conversor e amplificador para que o pequeno sinal na saída dos sensores pudesse ser convertido em tensão suficientemente alta para ser processada e armazenada, e por fim acender os LEDs, nossos indicadores da posição relativa entre a fenda e o raio central do feixe de radiação. Um esquema em blocos do circuito é mostrado na figura 5.5.

Figura 5.5 - Esquema em blocos do circuito eletrônico

Para amplificar a corrente e convertê-la em tensão elétrica, foi desenvolvido um circuito baseado em um amplificador operacional (CA3140) polarizado de forma a trabalhar em corte/saturação, ou seja, uma pequena corrente de entrada causa tensão máxima de saída em torno de 15V, e na ausência de corrente de entrada a tensão de saída é nula. A tensão de saída é ligada a um circuito registrador digital, o qual copia na sua saída o sinal que estava na sua entrada no momento em que uma borda de subida é aplicada ao seu terminal de “clock”. Esta borda de subida é gerada por um circuito de “trigger” disparado manualmente em sincronia com o disparo de raios-X. Adicionalmente, foi implementado um circuito de “trigger” automático, formado por um fotosensor ligado à entrada de um amplificador, como os demais utilizados para indicar a posição do raio central, e colocado sobre a fenda de forma a receber radiação sempre que houver um disparo de raios-X. A saída do amplificador foi ligada a um circuito monoestável padrão TTL, que gera um pulso com tempo de atraso suficiente para que a tensão na entrada do registrador se estabilize, e tempo máximo de duração determinado pelo tempo de exposição. Na saída de cada registrador foi ligada uma porta lógica inversora com saída em coletor aberto padrão TTL (74LS05), que é usada como “drive” de corrente para os LED’s. Isto porque a corrente de saída dos registradores é da ordem de 4 mA, insuficiente para acender os LED’s com a luminosidade desejada, enquanto a corrente de saída do 74LS05 é da ordem de

8 mA. O circuito é alimentado por uma fonte de tensão que fornece +15 V e -15 V para os amplificadores e +5 V para os circuitos integrados digitais e para os LED's, os quais permanecem acesos até que os registradores sejam zerados, o que ocorre mediante "reset" manual do operador. Se antes disso houver um eventual disparo de raios-X, e o fotosensor estiver encoberto, ou seja, não estiver recebendo radiação, o LED correspondente também apagará. A disposição dos LED's obedece igualmente à disposição em cruz dos sensores correspondentes no painel respectivo, para a direta identificação pelo operador de quais sensores foram irradiados durante a exposição aos raios-X. Na figura 5.6, temos um diagrama mais detalhado de parte do circuito eletrônico, com os blocos correspondentes ao circuito de "trigger" e "reset", e um bloco correspondente a um dos sensores.

Figura 5.6 - Diagrama mais detalhado do circuito eletrônico, mostrando os blocos de "trigger" e de "reset", e também um bloco correspondente a um dos sensores

5.5 - Objetos de teste utilizados

Para a aferição da precisão do dispositivo, através da medição de pontos focais de tamanho já determinado por outro método de eficácia já

comprovada ([Machado, 87]), utilizamos imagens de fenda, a qual também é utilizada no processo de alinhamento, e imagens de uma matriz de orifícios.

5.5.1 – Câmara de fenda

Para a construção da fenda, foram utilizadas duas placas de chumbo com 1,0 mm de espessura. Estas placas foram fixadas, através de parafusos, em um suporte de acrílico para garantir rigidez mecânica, pois o chumbo é muito maleável. As faces internas da fenda foram usinadas de forma a ficarem bem planas, e de maneira que suas bordas apresentassem uma pequena inclinação, menor que 10° , para evitar o efeito túnel. A largura da fenda, 0,025 mm, foi conseguida com o auxílio de uma lâmina de calibração. Na figura 5.6, temos uma ilustração desta câmara de fenda.

Figura 5.6 1- Esquema de construção da fenda [Oliveira, 95]

5.5.2 – Matriz de orifícios

A matriz de orifícios foi confeccionada em uma placa circular de chumbo com 0,7 mm de espessura e 140 mm de diâmetro. Nesta foram feitos 100 furos dispostos radialmente (figura 5.7). Cada furo, com abertura de 0,11 mm, foi feito com uma inclinação tal que, estando a matriz posicionada

exatamente no centro do campo de radiação e a uma distância de cerca de 200 mm do ponto focal, houvesse uma coincidência entre esta e a inclinação dos raios-X incidentes, para que estes pudessem atravessar o orifício sem serem obstruídos pelas suas paredes. Para garantir a rigidez da matriz, esta foi prensada entre uma placa de alumínio com 2 mm de espessura e outra de acrílico, com 3 mm de espessura. Estas placas apresentam furos com 2 mm de diâmetro nas posições coincidentes com os orifícios na placa de chumbo. Os orifícios foram construídos em formato cônico para evitar o efeito túnel, utilizando uma broca construída especialmente para esta finalidade.

Figura 5.7 - Esquema de construção da matriz de orifícios [Oliveira, 95]

CAPÍTULO 6 - TESTES DE CAMPO E RESULTADOS

6.1 - Introdução

Construído o protótipo do dispositivo proposto, efetuamos testes em dois diferentes equipamentos radiográficos do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto, um mamográfico (Phillips Mammomat) e o outro convencional (Phillips Rotalix), dos quais já eram conhecidas as dimensões do ponto focal, medidas anteriormente através dos métodos de câmara de orifício e fenda, utilizando o dispositivo de alinhamento do LADI, elaborado de acordo com ([Machado, 88]). Neste capítulo, descreveremos estes testes de campo e apresentaremos os resultados obtidos, bem como os resultados anteriores para efeito de comparação.

6.2 –Metodologia dos testes

Como já citado, o dispositivo foi projetado para ser posicionado sobre a mesa de exames de qualquer equipamento radiográfico, tanto convencional como mamográfico, que normalmente tem uma mesa menor. A figura 6.1 mostra o dispositivo sobre a mesa do mamógrafo Phillips do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. Neste equipamento, o intervalo possível de variação da distância foco-filme, pela movimentação do tubo, fica entre 40,0 e 50,0 cm, e as dimensões da sua mesinha, onde é posicionada a mama da paciente, 19,5 x 20,0 cm.

Tanto nos testes no mamógrafo como no equipamento convencional, onde a distância foco-fenda tem limite mínimo dado pela distância de cerca de 30,0 cm entre o ponto focal e a saída do tubo, ajustamos a altura entre o

suporte de fenda e os sensores em 22,0 cm. No mamógrafo, ajustamos a distância entre o ponto focal e o suporte de fenda também em 22,0 cm, enquanto no equipamento convencional esta distância foi de 33,0 cm. Após alterar a altura fenda-sensores conferíamos sempre o paralelismo entre os planos das bases superior e inferior do suporte, para efetuar ajustes se necessário. Isto é possível acertando a altura de cada um dos apoios do suporte da fenda, compostos por três perfis cilíndricos que deslizam uns dentro dos outros, e fixados quando na altura desejada por braçadeiras.

Figura 6.1 - Imagem do dispositivo posicionado no mamógrafo Philips

Inicialmente, alinhamos grosseiramente a posição do conjunto fenda-sensores com a ajuda do campo de luz existente no equipamento radiográfico, já que, em princípio, a posição do centro deste deve coincidir com o centro do campo de radiação. Feito isto, posicionamos a fenda paralelamente ao eixo catodo-anodo, sobre seu suporte, e disparamos o feixe de raios-X, simultaneamente ao disparo do “trigger”. Os parâmetros operacionais selecionados para os testes foram 50 kVp de tensão no tubo e tempo de

exposição de 0,5 s para o equipamento convencional e 2,0 s para o mamográfico. Este último equipamento não possui controle de corrente, que é fixa. No convencional, o produto tempo x corrente selecionado foi 400 mAs. No painel de LED's, verificamos quais haviam acendido, e tomando por base esta indicação, deslocamos o conjunto fenda-sensores na direção perpendicular à fenda, e efetuamos uma nova exposição. Repetimos este procedimento até verificar o acendimento de todos os LEDs correspondentes aos sensores paralelos à fenda. Após, colocamos a fenda em posição perpendicular à inicial, ou seja, perpendicularmente à direção catodo-anodo, e repetimos os mesmos passos anteriores. Com isso, executamos o alinhamento do conjunto fenda-sensores com o raio central do feixe de radiação. Todo este processo não requer um tempo maior do que 15 minutos, e não mais que duas ou três exposições para a fenda posicionada em cada direção. No caso de equipamentos em que os campos de raios-X e de luz apresentam uma boa coincidência, facilitando o pré-alinhamento, são suficientes duas exposições, no máximo, para cada orientação.

Feito o alinhamento, retiramos a placa de sensores da parte inferior do dispositivo e a substituímos por um chassi radiográfico. Obtivemos imagens da câmara de fenda e da matriz de orifícios utilizando um filme radiográfico convencional (Kodak XK1). Algumas destas imagens estão ilustradas nas figuras 6.2 a 6.4.

6.3 - Resultados

A largura das imagens de fenda e as dimensões das imagens do orifício central da matriz foram medidas com o auxílio de um microscópio de projeção da marca KARL ZEISS JENA, modelo VORSCHALTGERAT HB 0 200, e de um retículo de 5 mm com 100 divisões. A ampliação utilizada foi de 110 vezes. Os resultados estão listados a seguir. Os erros indicados nas tabelas

referem-se à incerteza na medição visual na escala projetada pelo microscópio, 0,05 mm, corrigida pelo fator de magnificação das imagens dos pontos focais.

Figura 6.2 - Imagens de fenda obtidas com os dois equipamentos avaliados, nas direções paralela (à direita) e perpendicular (à esquerda) ao eixo catodo-anodo

6.3.1 – Mamógrafo Philips

Todas as imagens obtidas com o mamógrafo foram feitas com tensão de operação de 35 KVp e tempo de exposição de 4,0 segundos, filme Kodak XK1, distância foco-objeto (DFO) de 22,0 cm e distância objeto-filme (DOF) também de 22,0 cm. As imagens, portanto, têm o mesmo tamanho do ponto focal efetivo. Os valores medidos estão indicados na tabela 6.1.

Figura 6.3 - Imagem da matriz de orifícios obtida com o foco fino do Philips Rotalix

Figura 6.4 - Imagem da matriz de orifícios obtida com o foco grosso do Philips Rotalix

	COMPRIMENTO (mm)	LARGURA (mm)
Orifício	$1,20 \pm 0,05$	$0,70 \pm 0,05$
Fenda	$1,20 \pm 0,05$	$0,70 \pm 0,05$

Tabela 6.1 - Tamanhos médios do ponto focal do mamógrafo Phillips, medidos através das imagens da câmara de fenda e matriz de orifícios

O tamanho esperado do ponto focal, medido anteriormente com o auxílio do dispositivo desenvolvido por [Machado, 88], é $1,20 \times 0,74$ mm. Este tamanho, cuja largura apresenta-se 5,7% maior que o nosso valor, foi encontrado fazendo-se uma média dos valores determinados através das imagens da câmara de fenda e matriz de orifícios, as quais foram obtidas com os mesmos parâmetros de exposição que utilizamos, citados no parágrafo anterior.

6.3.2 – Philips Rotalix

Os parâmetros utilizados foram: 50 KVp, produto corrente x tempo de 90 mAs, filme Kodak XK1, DFO de 33,0 cm e DOF de 22,0 cm, resultando em um fator de magnificação das imagens do ponto focal de 1,5x. Foram avaliados o foco grosso e o foco fino do equipamento. Os resultados estão listados na tabela 6.2.

		COMPRIMENTO (mm)	LARGURA (mm)
Foco fino	Orifício	$1,47 \pm 0,08$	$1,35 \pm 0,08$
	Fenda	$1,55 \pm 0,08$	$1,35 \pm 0,08$
Foco grosso	Orifício	$3,09 \pm 0,08$	$2,46 \pm 0,08$
	Fenda	$3,21 \pm 0,08$	$2,56 \pm 0,08$

Tabela 6.2 - Tamanhos médios dos focos fino e grosso do Phillips Rotalix, medidos através das imagens da fenda e da matriz de orifícios

Os tamanhos medidos anteriormente, com o auxílio do dispositivo de [Machado, 88], através de imagens da matriz de orifícios obtidas com os mesmos parâmetros de operação (KVp e mAs) e o mesmo filme utilizados nos nossos testes, são 1,48 x 1,32 mm (foco fino) e 3,16 x 2,48 mm (foco grosso). Comparando com os tamanhos que medimos com o auxílio da mesma matriz de orifícios, encontramos as seguintes diferenças percentuais: 0,7% para o comprimento e 2,2% para a largura do foco fino e 2,3% para o comprimento e 0,8% para a largura do foco grosso.

6.4 – Estimativa do erro resultante do alinhamento

Em razão do tamanho finito dos sensores utilizados, com dimensões de 1,0 x 1,0 cm, a determinação da posição exata do raio central do feixe de radiação apresenta uma imprecisão de 0,5 cm no plano imagem. Com base na geometria de exposição utilizada durante o alinhamento e na equação que descreve a característica de campo (equação 2.2), e tendo uma estimativa do ângulo de inclinação dos anodos dos tubos estudados, avaliamos o erro associado às nossas medidas dos pontos focais.

6.4.1 – Grau de inclinação dos anodos

A inclinação do anodo do mamógrafo Philips já era conhecida, 23°, tendo sido determinada anteriormente por Oliveira ([Oliveira, 95]). Para o Philips Rotalix, utilizamos o mesmo procedimento empregado por aquele autor. Dada a imagem da matriz de orifícios, medimos o tamanho do ponto focal em vários pontos no campo de radiação, posicionados na linha central paralela ao eixo catodo-anodo. Medimos também a distância de cada uma dessas imagens à imagem do orifício central, e aplicando a equação 6.1, que

deriva diretamente da equação 2.2, calculamos o ângulo de inclinação do anodo (θ), fazendo uma média entre os valores determinados a partir das várias imagens de orifício medidas, tanto para o foco fino como para o foco grosso.

$$\theta = \arctg \left[\frac{a_{centro} \cdot \left(\frac{dx}{df_i} \right)}{a_i - a_{centro}} \right] \quad (6.1)$$

Na equação 6.1, a_{centro} é o comprimento do ponto focal medido no centro, e a_i o tamanho em uma outra posição do campo, distante dx do centro. Por fim, df_i é a distância entre o ponto focal e o plano imagem. As imagens no Phillips Rotalix foram obtidas com df_i igual a 55,0 cm. Na tabela 6.3, temos os comprimentos das imagens medidas ao longo do eixo catodo-anodo, com suas respectivas distâncias até a imagem do orifício central. O tamanho do ponto focal medido no centro foi tomado como sendo o valor médio entre as medidas obtidas através da fenda e da matriz de orifício. As distâncias positivas correspondem às distâncias a partir do centro no sentido do anodo, enquanto as negativas correspondem às distâncias no sentido contrário.

$A_{CENTRO} (mm)$	$A_i (mm)$	$DX (cm)$	$\theta (^{\circ})$
3,09	2,55	3,4	19,5
	1,95	5,5	15,2
	4,20	- 4,95	14,1
1,55	1,13	3,30	12,5
	1,88	- 3,20	15,3
	0,98	5,0	13,9
	2,10	- 4,90	14,1

Tabela 6.3 - Comprimentos do ponto focal do Philips Rotalix medidos em diferentes posições no campo, e o ângulo de inclinação do anodo estimado a partir de cada medida

O valor médio do ângulo θ para o equipamento Philips Rotalix testado é, portanto, $14,9^\circ$, com um desvio padrão médio de $2,2^\circ$.

6.4.2 – Cálculo da precisão das medidas dos pontos focais

Para calcular a imprecisão na determinação dos comprimentos dos pontos focais, utilizamos a equação 2.2 e argumentos geométricos.

Da equação 2.2, temos que o comprimento do ponto focal, em qualquer ponto do campo de radiação, é dado por:

$$a_i = a_{centro} \cdot (1 + \operatorname{tg}(90 - \theta) \cdot \operatorname{tg} \beta) \quad (6.2)$$

θ é o ângulo de inclinação do anodo e β é o ângulo ilustrado na figura 6.5.

Figura 6.5 - Ilustração da relação entre o ângulo β e as distâncias dx e dfi

Sendo dx igual a 0,5 cm (imprecisão do sensor na determinação da posição do raio central) e dfi igual a 44,0 cm para o mamógrafo e 55,0 cm para o Rotalix, encontramos os valores de β como sendo $0,65^\circ$ e $0,52^\circ$, respectivamente. Assim para o mamógrafo ($\theta = 23^\circ$): $a_i = a_{centro} \cdot 1,027$, ou

seja, a imprecisão na determinação do comprimento do ponto focal, em função da incerteza no alinhamento da câmara de fenda ou orifício com o raio central do feixe de radiação, é da ordem de 2,7%. Para o Phillips Rotalix, $\alpha_i = \alpha_{centro} \cdot 1,034$, ou seja, a imprecisão é da ordem de 3,4%.

CAPÍTULO 7 – DISCUSSÃO, ANÁLISE DOS RESULTADOS E CONCLUSÕES FINAIS

7.1 – Introdução

A partir da descrição do dispositivo, feita no capítulo 5, e dos resultados apresentados no capítulo 6, faremos neste capítulo uma discussão acerca da elaboração do dispositivo e dos testes realizados, e também uma comparação deste com os dispositivos descritos na literatura. Analisaremos os resultados obtidos, e, por fim, apresentaremos nossas conclusões finais.

7.2 –Acerca da elaboração do dispositivo e da realização dos testes de campo

Obtivemos excelente concordância entre os resultados anteriores e os obtidos com o nosso dispositivo, confirmando a sua precisão, e também conseguimos contornar os inconvenientes encontrados no dispositivo anteriormente empregado pelo nosso grupo em avaliações de pontos focais: grandes dimensões e exposição do operador à radiação durante o processo de alinhamento. Julgamos com isso que conseguimos atingir nosso intento, mas até chegarmos ao protótipo final algumas dificuldades tiveram que ser contornadas, as quais descrevemos nesta seção.

O primeiro passo para a elaboração do dispositivo foi definir a metodologia de alinhamento a ser utilizada para localização do raio central do feixe de raios-X. O dispositivo elaborado por Machado ([Machado, 88]) propiciava a execução de um alinhamento preciso e relativamente rápido, desde que o operador já tivesse alguma prática com a sua montagem e

operação. Assim, o princípio de utilização de uma fenda, posicionada em duas direções ortogonais entre si, e um dispositivo de sensoramento (seção 5.2), nos pareceu perfeitamente adequado em razão da sua simplicidade e eficiência. O inconveniente encontrava-se na utilização de um écran reforçador como sensor, implicando uma inevitável exposição do operador durante o procedimento, e a subjetividade implícita na verificação visual da posição da emissão de luz durante a exposição, o que em muitos casos tem a duração de frações de segundo. Com isso, concluímos pela utilização de um dispositivo de sensoramento eletrônico em substituição ao écran, chegando à metodologia descrita na seção 5.3.

A escolha do sensor a ser utilizado deveu-se aos seguintes fatores: disponibilidade dos sensores de silício, adquiridos anteriormente pelo grupo para outro propósito - o desenvolvimento de um medidor de KVp ([Schiabel, 96]) -, baixo custo e adequação às necessidades do projeto. As características destes sensores já haviam sido avaliadas anteriormente ([Schiabel, 96]), e foram consideradas adequadas, apesar de apresentarem uma sensibilidade bem menor aos raios-X, se comparada com sua sensibilidade à luz visível. Esse aspecto levou à necessidade do uso de um grande fator de amplificação do sinal de saída para possibilitar o acendimento dos LEDs, principalmente considerando que, diferentemente da aplicação descrita em [Schiabel, 96], onde os sensores posicionavam-se próximos à janela do tubo, a distância que tínhamos entre a fonte emissora de raios-X e os sensores era bem maior (cerca de 50,0 cm, pelo menos, conforme citado na seção 6.2). Para se ter uma idéia do inconveniente associado a esse aspecto, basta lembrar que a redução na intensidade de radiação entre dois pontos distantes, um 10 cm, e outro 50 cm, do foco, é da ordem de 25 vezes, apenas pela lei do inverso do quadrado da distância.

Assim, inicialmente, foi montado um protótipo do circuito em “proto-board”, testado em laboratório com o auxílio de uma fonte de luz simulando a fonte de raios-X. Nestes testes preliminares, o protótipo apresentou um ótimo

desempenho, e foi então elaborado o circuito definitivo, com uma amplificação bem maior do sinal dos sensores que o utilizado nos testes com luz, em razão da menor sensibilidade destes aos raios-X. A partir daí, e já com a parte mecânica do dispositivo pronta, iniciamos os testes no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto.

A maior dificuldade encontrada, durante os primeiros testes no hospital, foi ainda a baixa sensibilidade dos sensores, o que nos obrigou a alterar ainda mais o fator de amplificação do sinal, até que conseguíssemos uma tensão na saída suficiente para o acendimento dos LEDs. Esta amplificação do sinal, porém, resultou também em uma amplificação indesejada do ruído eletrônico, comprometendo o desempenho do circuito. Este novo problema foi, então, facilmente resolvido através de um aterramento mais adequado e de alguns pequenos e necessários ajustes nos níveis de tensão de “off-set” dos amplificadores operacionais. Os testes posteriores, utilizando o circuito de “trigger” manual, apresentaram um resultado satisfatório, como descrito na seção 6.2. O circuito de “trigger” automático, no entanto, não funcionou durante os testes com raios-X, e não foi possível utilizá-lo. Uma explicação possível pode ser dada pelas grandes flutuações existentes entre as resistências de saída de cada sensor, o que pode ocorrer mesmo entre sensores pertencentes a um mesmo lote de fabricação. O fator de amplificação do sinal depende desta resistência: quanto maior, maior o ganho. Supondo uma resistência de saída no sensor do circuito de “trigger” menor que as resistências encontradas nas saídas dos outros sensores, este poderia apresentar um fator de amplificação menor, diminuindo a sensibilidade do circuito aos raios-X. Nos testes com luz visível, o “trigger” automático funcionou perfeitamente. O bom desempenho do “trigger” manual, no entanto, possibilitou a execução dos nossos testes de maneira plenamente satisfatória.

A primeira fase de testes, conforme descrito no capítulo 6, foi realizada em um mamógrafo. A escolha do mamógrafo para os testes iniciais deveu-se ao fato de que este equipamento é o que apresenta as condições mais

restritivas, se comparado com os demais tipos de equipamentos radiográficos, para o posicionamento do dispositivo em questão, como a menor base de apoio para a parte mecânica (tamanho da mesinha) e pequeno intervalo de variação possível da distância foco-sensores. Além disso, o mamógrafo é também um equipamento que proporciona a menor intensidade de exposição máxima entre os diversos sistemas radiográficos. O bom funcionamento do protótipo em tal sistema, portanto, viabilizaria sua utilização sem problemas em outros equipamentos de radiodiagnóstico.

Então, agora em relação ao “lay-out” da parte mecânica do dispositivo, a grande dificuldade inicial foi elaborar um suporte que pudesse ser posicionado sobre a mesinha de exames de qualquer mamógrafo, já que existe uma grande diversidade de modelos. Em geral, as mesinhas dos mamógrafos são pequenas, algumas com uma superfície com área pouco maior que o tamanho do chassi mamográfico, algo em torno de 19,0 x 25,0 cm. O fato do campo útil de radiação ser cortado ao meio nestes equipamentos também dificultou nossa tarefa, já que, com isso, o centro dos objetos de teste utilizados, quando alinhados com o raio central do feixe de radiação, ficam próximos a uma das bordas da mesinha. Para evitar deslocamentos indesejáveis durante o processo de alinhamento e após, durante a obtenção das imagens, a solução encontrada foi a colocação de ventosas nos pés de apoio do dispositivo, um recurso simples, mas eficiente.

7.3 – Comparação com os dispositivos descritos na literatura

Já discorremos sobre as limitações dos dispositivos descritos na literatura na seção 4.8, concluindo que nenhum satisfaz simultaneamente todas as características que julgamos desejáveis. Nenhum deles, por exemplo, satisfaz totalmente o quesito praticidade. Os dispositivos desenvolvidos por Doi e Rossmann ([Doi, 75]) e Arnold e outros ([Arnold, 73]) apresentam uma

grande dificuldade de alinhamento, a despeito das vantagens apontadas pelos autores, além de não poderem ser utilizados em qualquer tipo de equipamento. O dispositivo de Machado ([Machado,88]) tem o inconveniente de possuir grandes dimensões, que dificultam seu transporte e montagem, mas, por sua vez, propicia um alinhamento relativamente fácil e rápido, caso o operador já tenha uma certa prática, e é versátil, podendo ser utilizado em qualquer tipo de equipamento de raios-X. No nosso dispositivo, cujo “lay-out” foi derivado daquele equipamento, a parte mecânica é consideravelmente menor e mais leve que este último, apresentando a mesma versatilidade. As vantagens adicionais com relação aos três dispositivos acima é a segurança, já que o operador não fica exposto à radiação durante o procedimento, e também a objetividade do resultado, já que a verificação do alinhamento não é feita visualmente como nos outros casos, mas eletronicamente via sensores e LEDs, tornando-se independente da subjetividade do operador.

O dispositivo de Roeck e Milne ([Roeck, 78]) também não expõe o operador à radiação, e o procedimento de alinhamento, segundo a descrição dos autores, também é bastante simples e objetivo. A desvantagem em relação ao nosso sistema é a necessidade de se utilizar um filme radiográfico odontológico.

O método proposto por Costa e Furquim ([Costa, 96]), apesar de mais sofisticado que os outros descritos na literatura, apresenta como principal desvantagem um procedimento de alinhamento trabalhoso e demorado, que o inviabiliza como um método de avaliação de rotina de pontos focais em hospitais, além de um custo elevado.

Os dispositivos comerciais que descrevemos, à exceção do RFM, baseiam-se nos protótipos descritos na literatura, e apresentam as mesmas limitações concernentes à praticidade, versatilidade e, salvo o dispositivo concebido por Roeck (Roeck Focal Spot Camera), segurança de operação. O RFM, por sua vez, embora apresente as vantagens citadas na seção 4.7, também apresenta uma grande desvantagem que, de pronto, dificulta

grandemente a sua aquisição: o alto custo. Além disso, é um sistema altamente dedicado, não possibilitando a avaliação do ponto focal através de outros métodos que não o da câmara de fenda, ou mesmo estudos da capacidade de resolução do mesmo, através da obtenção de imagens de outros objetos de teste elaborados para tal fim.

Com base nos nossos testes, acreditamos que conseguimos contornar os inconvenientes apontados. Para proceder ao alinhamento, colocamos o nosso dispositivo diretamente sobre a mesa de exames de qualquer equipamento, ajustamos a altura mais conveniente entre o suporte da fenda e os sensores, de acordo com as limitações e possibilidades oferecidas pelo equipamento em estudo e, se possível, alinhamos grosseiramente o aparato de acordo com o campo de luz do aparelho. Posicionamos a fenda em uma direção e efetuamos um disparo. Verificamos qual ou quais LEDs acenderam, movimentamos a fenda na direção indicada, zeramos o circuito de registro do sinal, e repetimos a exposição, até obtermos o alinhamento desejado. Repetimos o procedimento na direção perpendicular à primeira, e com isso conseguimos posicionar o centro do suporte de fenda (previamente alinhado com o centro da base do dispositivo) onde é posicionado o centro do sensor central, com o raio central do feixe de radiação. Tudo isto pode ser feito em não mais que 15 minutos.

A partir daí, podemos obter as imagens desejadas, com a própria fenda ou com outro objeto de teste que se queira, retirando para tanto a placa de sensores da sua posição e substituindo-a pelo chassi radiográfico. Feito o alinhamento, podemos também alterar a distância entre a parte superior e a inferior do suporte, para obtenção de imagens com diferentes fatores de magnificação. Com isso, podemos afirmar que o nosso dispositivo constitui uma alternativa mais prática, versátil e segura, do ponto de vista da radioproteção, para os dispositivos existentes atualmente.

7.4 – Análise dos resultados

Comparando os resultados enunciados nas tabelas 6.1 e 6.2 com os resultados obtidos anteriormente, com o uso de um aparato anterior do LADI ([Machado, 88]), de comprovada precisão, vemos que estes concordam estreitamente, considerando-se a margem de erro estimada para a leitura das imagens no microscópio, que era o mesmo tanto nos nossos testes como nos estudos que forneceram os resultados anteriores. Outro fator que poderíamos apontar como gerador das pequenas diferenças entre as medidas apresentadas é o desvio observado nos resultados quando medidos por diferentes observadores ([Kuntke, 57]), caso ocorrido na medição das imagens anteriores e das atuais, obtidas com o auxílio do novo dispositivo. Entretanto, em vista da incerteza na medição ser maior que as diferenças verificadas, podemos desconsiderar este fator, minimizado também pelo grande fator de magnificação das imagens pelo microscópio (110x).

Com relação às diferenças entre as medidas obtidas através das imagens de fenda e da matriz de orifícios, caso dos pontos focais do equipamento Phillips Rotalix, podemos atribuí-las à assimetria apresentada pela forma do ponto focal e por sua distribuição de intensidade altamente irregular, fatores que dificultam a medição visual das imagens. A imagem obtida com orifício mostra a forma trapezoidal do ponto focal, dificultando a definição das dimensões largura e comprimento. No caso da imagem de fenda esta dificuldade não existe, pois a imagem resultante já integra os efeitos da forma e tamanho do ponto focal nas direções medidas. As maiores diferenças ocorreram nas medidas do comprimento, sem dúvida em virtude da distribuição de intensidade aproximadamente gaussiana na direção catodo-anodo, que produz uma considerável indefinição das bordas das imagens, tanto da fenda como da matriz de orifícios, dificultando a medição.

Os erros em decorrência da imprecisão no alinhamento, estimados na seção 6.4.2, podem ser diminuídos aumentando-se a distância entre o ponto

focal e os sensores. Com o mesmo método utilizado naquela seção, estimamos que, para o mamógrafo, ajustando tal distância em 60,0 cm (a máxima distância permitida pela maioria dos mamógrafos) o erro percentual cairia de 2,7 para 2,0%. Para o equipamento convencional, que não possui restrições quanto à variação da distância foco-sensores, uma distância de 100,0 cm reduziria o erro de 3,4 para 1,2%. Um aumento nesta distância, entretanto, poderia requerer uma maior carga de trabalho do tubo, pois teríamos que aumentar a exposição para que uma intensidade suficiente para sensibilizar os sensores fosse conseguida, já que esta diminui com o inverso do quadrado da distância. Ou, por outro lado, para manter a carga no tubo inalterada, precisaríamos aumentar o fator de amplificação do circuito de tratamento do sinal para conseguir o acendimento dos LEDs, ou mesmo utilizar sensores mais sensíveis aos raios-X.

Aumentar a distância foco-filme também é uma maneira de diminuir os efeitos da característica de campo ao longo do plano imagem. No caso do mamógrafo Phillips estudado, a maior distância foco filme permitida é de 50,0 cm. Com isso, considerando hipoteticamente que o campo de radiação útil deste aparelho é cortado exatamente ao meio - o que não ocorre na prática, mas que podemos considerar como uma boa aproximação para efeito de ilustração -, e considerando que a largura do filme mamográfico, ou seja, a dimensão do campo utilizado na direção catodo-anodo, é 18,0 cm, a variação do tamanho aparente ao longo destes 18,0 cm é de 90,9%, calculada com o auxílio da equação 2.2. Se esta distância fosse de 60,0 cm, distância permitida pelos mamógrafos mais modernos e recomendada na literatura para a obtenção dos mamogramas, esta variação seria da ordem de 74,1%. No caso do Phillips Rotalix, a variação do tamanho aparente do ponto focal ao longo do campo útil de radiação é maior ainda, considerando que o ângulo de inclinação do seu anodo é bem menor. Esta grande variação fica bem evidente nas imagens da matriz de orifícios (figuras 6.3 e 6.4). No comprimento do filme mamográfico, a variação da dimensão do ponto focal tem variação desprezível (eixo

perpendicular ao do tubo), e o efeito mais evidente é um aumento da assimetria do ponto focal, como podemos verificar nas imagens da matriz de orifícios e na figura 2.6.

7.4 – Conclusões finais

O objetivo principal, proposto na introdução do nosso trabalho, era a elaboração de um dispositivo experimental que viabilizasse a obtenção de imagens de objetos de teste, para realização de estudos do ponto focal, precisamente alinhados com o raio central do feixe de raios-X, contornando alguns inconvenientes que, acreditávamos, tornavam pouco viáveis a execução de tais estudos de forma prática. A idéia, então, era chegar a um instrumento para tal fim cuja utilização fosse segura, sem o risco de exposição do operador à radiação, sem grandes transtornos para a rotina de exames clínicos do equipamento radiológico e que tivesse um custo acessível.

Dados os resultados obtidos, julgamos ter cumprido este objetivo. Nosso dispositivo apresenta vantagens evidentes sobre os demais dispositivos, tanto os descritos na literatura como os disponíveis comercialmente, no que se refere à praticidade, versatilidade, portabilidade, segurança e tempo despendido para execução do alinhamento, além de um custo acessível, já que em sua construção foram utilizados materiais e componentes eletrônicos pouco dispendiosos, e facilmente encontrados comercialmente, o que adicionalmente facilita grandemente a sua manutenção.

Dada a dificuldade em se fazer testes de campo em hospitais, em virtude dos possíveis transtornos acarretados na rotina do serviço de radiologia, foram feitos testes em apenas dois equipamentos, um mamográfico e outro convencional. Estes testes mostraram-se satisfatórios, mas acreditamos que o emprego do dispositivo, em estudos rotineiros do nosso grupo de pesquisas, ao longo do tempo poderá fornecer mais subsídios para a implementação posterior de melhorias.

Sobre os resultados da extensa pesquisa bibliográfica acerca dos métodos de avaliação do ponto focal, também podemos tirar algumas conclusões. Foi muito citada a importância do conhecimento das características do ponto focal, possibilitando uma avaliação do limite máximo da resolução espacial de sistemas radiográficos, sobretudo daqueles que requerem uma alta capacidade de resolução para detecção de estruturas muito pequenas nas imagens. Isso ressalta a necessidade da execução de estudos destas características, e sobretudo do conhecimento de como estas variam ao longo do campo de radiação, devido à característica de campo. Existem na literatura vários estudos de comparação entre os diferentes métodos, como os que utilizam câmaras de orifício, câmaras de fenda ou testes de resolução, e também existem normas muito bem definidas acerca da construção de tais objetos de teste. Também existem normas acerca do tipo de filme a ser utilizado na obtenção das imagens, e as condições sob as quais elas devem ser avaliadas, como a iluminação adequada e o uso de lentes graduadas. No entanto, não encontramos estudos detalhados sobre a influência do incorreto posicionamento destes objetos em relação ao eixo de referência utilizado nos estudos, o que, na nossa opinião, pode levar a uma margem de erro nos resultados maior do que muitos destes fatores, largamente discutidos na literatura, principalmente os referentes ao projeto de construção dos objetos. Um conhecimento preciso da posição do campo de radiação a partir da qual foram medidas as dimensões do ponto focal é fundamental. Com essa informação, podem ser calculadas estas dimensões em qualquer posição do campo, como apresentado na seção 2.3.1, e podem também ser simuladas as funções de transferência do ponto focal em qualquer ponto, conforme método proposto por [Schiabel, 93]

As comparações entre os diferentes métodos de avaliação do ponto focal suscitam também muitas discussões. A recomendação das normas internacionais sobre a utilização do método da câmara de fenda, para avaliação de pontos focais muito pequenos, menores que 0,3 x 0,3 mm, parece-nos

muito adequada. Seria muito interessante que, nos programas de garantia de qualidade em serviços de radiodiagnóstico, fosse feita a avaliação do ponto focal durante os testes de aceitação dos equipamentos, antes de iniciar a sua utilização clínica, aplicando o método de fenda para determinar sua largura e comprimento, e obtendo-se a imagem de uma câmara de orifício para conhecimento da sua forma e distribuição de intensidade. Muitos autores asseguram que as características do ponto focal, principalmente seu tamanho, não variam significativamente ao longo do tempo de vida útil do tubo de raios-X, o que torna desnecessária uma aplicação periódica destes métodos. Muitos defendem o uso de testes de resolução, como o padrão estrela, para a monitoração desta invariância, já que o padrão resultante na imagem é muito sensível a mudanças no ponto focal. Novamente ressaltamos, como na conclusão do capítulo 3, que para obtenção de resultados precisos e confiáveis, que permitam a comparação entre estas imagens, é essencial que elas sejam obtidas sob condições padronizadas de operação do tubo, e sobretudo, sempre na mesma posição no campo de radiação, o que requer um preciso alinhamento do centro destes objetos com um eixo de referência, como o raio central do feixe de raios-X, o que só é possível com o uso de um dispositivo de posicionamento e alinhamento como o proposto neste trabalho.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[Arnold, 73]

Arnold, B. A.; Bjärngard, B. E. e Klopping, J. C. - A modified pinhole camera method for investigation of x-ray tube focal spots - Phys. Med. Biol. - vol 18 - n° 4 - pgs 540-549 - 1973

[Bernstein, 74]

Bernstein, H.; Bergeron, T. e Klein, D. J. - Routine evaluation of focal spots - Radiology - vol 111 - pgs 421-425 - 1974

[Bookstein, 71]

Bookstein, J. J. e Steck, W. - Effective focal spot size - Radiology - vol 98 - pgs 31-33 - 1971

[Burgess, 77a]

Burgess, A. E. - Focal spots: II. models - Inv. Radiol. - vol 12 - pgs 44-53 - 1977

[Burgess, 77b]

Burgess, A. E. - Focal spots: III. field characteristics - Inv. Radiol. vol 12 - pgs 54-61 - 1977

[Costa, 96]

Costa, Paulo R.; Furquim, Tânia A. C. - Avaliação das Dimensões do Ponto Focal de Tubos de Raios-X utilizando um sistema de digitalização direta - Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde - Campos do Jordão - 13 a 17 do outubro de 1996

[Curry III, 90]

Curry III, T. S.; Dowdey, J. E. e Murry, R. C. - The Christensen's physics of diagnostic radiology - 4^o edição - Ed. Lea & Febiger - 1990

[Doi, 65]

Doi, K. - Optical Transfer function of the focal spot of X-ray tubes - Am. J. Roentg. - vol 94 - pgs 712-718 - 1965

[Doi, 74]

Doi, K. e Rossmann, K. - Evaluation of focal spot distribution by RMS value and its effect on blood vessel imaging in angiography - Proceedings of SPIE - vol 47 (1-3) - Applications of optical instrumentation in medicine III - 1974

[Doi, 75]

Doi, K.; Fromes, B. e Rossman, K. - New device for accurate measurements of the x-ray intensity distribution of x-ray tube focal spots - Med. Phys. - vol 2 - n^o 5 - pgs 268-273 - 1975

[Doi, 77]

Doi, K. - Field characteristics of geometric unsharpness due to the x-ray tube focal spot - Med. Phys. - vol 4 (1) - pgs 15-20 - 1977

[Doi, 82]

Doi, K.; Loo, L. e Chan, H. - X-ray tube focal spot sizes: comprehensive studies of their measurement and effect of measured size in angiography - Radiology - vol 144 - pgs 383-393 - 1982

[Evans, 81]

Evans, A. Li - The evaluation of medical images - Ed. Adam Hilger Ltd, Bristol e Hospital Physicists' Association - 1981

[Everson, 87]

Everson J. D. e Gray, J. E. - Focal spot Measurement: comparison of slit, pinhole, and star resolution pattern techniques - Radiology - vol 165 - pgs 261-264 - 1987

[Friedman, 69]

Friedman, P. J. e Greenspan, R. H. - Observations on magnification radiography - Radiology - vol 92 - pgs 549-557 - 1969

[Furquim, 96]

Furquim, T. A. C.; Yanikian, D.; Costa, P. R. - Determinação do Tamanho do Ponto Focal de Tubos de Raios-X: Digitalização Direta vs Avaliação Óptica - Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde - Campos do Jordão - 13 a 17 de outubro de 1996

[Ghilardi, 82]

Ghillardi Netto, T.; Cameron, J. - Segurança de qualidade em radiodiagnóstico - FFCLRP-USP -1982

[Halmshaw, 92]

Halmshaw, R. - The effect of focal spot size in industrial radiography - Br. J. NDT - vol 34 (8) - pgs 389-394 - 1992

[Kemp, 58]

Kemp, F. H. e Nichols, A. F. (1958) - Focal spot sizes - Br. J. Radiol. - vol 31 (369) - pgs 486-488 - 1958

[Kimme-Smith, 93]

Kimme-Smith, C. e Chatziioannou, A. (1993) - Mammography focal spot measurements with a star pattern: Techniques to avoid inaccuracies - Med. Phys. - vol 20 (1) - pgs 93-97 - 1993

[Kratzat, 88]

Kratzat, M. - Evaluating the importance of focal spot sizes in mammography - Medicamundi - vol 33 (2) - pgs 74-80 - 1988

[Kuntke, 57]

Kuntke, A. G. - On The Determination Of Roentgen Tube Focal Spot Sizes By Pin-Hole Camera Roentgenography - Acta Radiol. - vol 47 - pgs 55-64 - 1957

[Law, 93a]

Law, J. - Measurement of focal spot size in mammography x-ray tubes - Br. J. Radiol. - vol 66 - pgs 44-50 - 1993

[Law, 93b]

Law, J. - The influence of focal spot size on image resolution and test phantom scores in mammography - Br. J. Radiol. - vol 66 - n° 785 - pgs 441-446 - 1993

[Loo, 84]

Loo, L. D.; Doi, K. e Metz, C. - A comparison of physical image quality indices and observer performance in the radiographic detection of nylon beads - Phys. Med. Biol. - vol. 29 (7) - pgs. 837-856 - 1984

[Machado, 87]

Machado, L. M. R. C. - Avaliação da qualidade de sistemas radiográficos utilizando as funções de transferência - dissertação - EESC - USP - 1987

[Madsen, 89]

Madsen, J. U.) - Focal spot size measurements for microfocus x-ray sets - NDT International - vol 22 (5) - pgs 292-296 - 1989

[Marques, 94]

Marques, P. M. A. - Avaliação ponto a ponto de sistemas de imagem radiológica utilizando funções de espalhamento de ponto simuladas - tese - EESC-USP - 1994

[Mattsson, 68]

Mattsson, O. - Focal spot variations with exposure data - important factors in daily routine - Acta Radiol. - vol 7 - pgs 161-169 - 1968

[Milne, 74]

Milne, E. N. C. - Characterizing focal spot performance - Radiology - vol 111 - pgs 483-486 - 1974

[Moores, 73]

Moores, B. M. e Roeck, W. - The field characteristics of the focal spot in the radiographic imaging process - Inv. Radiol. - vol 8 - pags 53-57 - 1973

[Moores, 74]

Moores, B. M. e Brubacher, P. - Focal spot studies and electron focusing in a demountable x-ray tube - Phys. Med. Biol. - vol 19 - n° 5 - pgs 605-618 - 1974

[Nickoloff, 90]

Nickoloff, E. L., Donnelly, E.; Eve, L.; Atherton, J. V. e Asch, T. - Mammographic resolution: influence of focal spot intensity distribution and geometry - Med. Phys. - vol 17 (3) - pgs 436-447 - 1990

[Nielsen, 79]

Nielsen, B. - Measuring method to determine focal spot sizes from pinhole camera images of diagnostic x-ray tubes - Health Physics - vol 36 - pags 724-727 - 1978

[Nielsen, 80]

Nielsen B. - Measurement 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 - vol 38 - pags 683-686 - 1979

[Nielsen, 86]

Nielsen, B. e Fagerberg, G. - Image quality in mammography with special reference to anti-scatter grids and the magnification technique - Acta Radiol. - vol 27 (4) - pgs 467-479 - 1986

[Oliveira, 95]

Oliveira, H. J. Q. - Simulação computacional da nitidez de imagens radiológicas para controle de qualidade - dissertação - EESC/USP - 1995

[Prasad, 76]

Prasad, S. C.; Hendee, W. R. e Carson, P. L. - Intensity distribution, modulation transfer function, and the effective dimension of a line-focus x-ray focal spot - Med. Phys. - vol 3 (4) - pgs 217-223 - 1976

[Prasad, 77]

Prasad, S. C. e Hendee, W. R. - Effective size of the transverse dimension of x-ray tube focal spots - Med. Phys. - vol 4 (3) - pgs 235-238 - 1977

[Rao, 71]

Rao, C. U. V. - A New Method To Determine The Focal Spot Size Of x-ray Tubes - Am. J. Roentgenol. - vol 111 (3) - pgs 628-632 - 1971

[Rao, 73]

Rao, G. U. V. e Soong, A. - Physical characteristics of modern microfocus x-ray tubes - Am. J. Roentgenol. - vol 119 (3) - pgs 626-634 - 1973

[Robertson, 58]

Robertson, C. W. e Watson, G. - Precise measurements of focal spot areas in diagnostic x-ray tubes and their applications in tube development - Br. J. Radiol. - vol 31 (369) - pgs 489-491 - 1958

[Robinson, 75]

Robinson, A. e Grimshaw, G. M. - Measurement of the focal spot size of diagnostic x-ray tubes - a comparison of pinhole and resolution methods - Br.J. Radiol. - vol 48 - pgs 572-580 - 1975

[Roeck, 78]

Roeck, W. W. e Milne, E. N. C. - A highly accurate focal spot camera - laboratory and field model - Radiology - vol 127 - pgs 779-783 - 1978

[Rossmann, 69]

Rossmann, K. - Point spread function, line spread function and modulation transfer function - Radiology, vol 93 (2) - pgs. 257-272 - 1969

[Sandrik, 82]

Sandrik, J. M.; Wagner, R. F. - Absolute measures of physical image quality: Measurement and application to radiographic magnification - Med. Phys. - vol. 9 (4) - pgs. 540-549 - 1982

[Schiabel, 93]

Schiabel, H. e Frère, A. F. - Radiographic systems evaluation: obtaining the MTF by simulation - proceedings of SPIE - vol 1905 - pgs. 766-773 - 1993

[Schiabel, 96]

Schiabel, H.; Curi, N. S. M.; Domingues, C. O.; Vieira, M. A. C.; Frére, A. F – Instrumento portátil para aferição de KVp e Dose em equipamentos de raios-X médicos – Anais do 4º Congresso Português de Engenharia Biomédica – BIOENG'96 – Aveiro, 18 e 19 de abril de 1996

[Spiegler, 72]

Spiegler, P. e Breckinridge, W. C. - Imaging of focal spots by means of the star test pattern - Radiology - vol 102 - pags 679-684 - 1972

[Trefler, 76]

Trefler, M. e Gray, J. E. - Characterization of the imaging properties of x-ray focal spots - Applied Optics - vol 15 (12) - pags 3099-3104 - 76

SUGESTÕES PARA PESQUISAS FUTURAS

Além de uma avaliação mais detalhada das falhas que acarretaram o não funcionamento do circuito de “trigger” automático, durante os testes com raios-X, objetivando corrigi-las, uma idéia existente consiste na automação de todo o processo de alinhamento. Utilizando um motor de passo, poderia ser elaborado um sistema que dispensasse os ajustes manuais do operador durante este procedimento. O sistema automático, dada a posição de incidência de raios-X sobre os sensores, poderia calcular a distância desta à posição do raio central, e efetuar o ajuste necessário através do motor de passo. Isto simplificaria ainda mais o processo de alinhamento.

Uma questão pouco explorada na literatura, e que poderia merecer uma investigação detalhada, refere-se aos efeitos das características do ponto focal sobre a imagem de estruturas muito pequenas, sobretudo aquelas cuja forma pode conter alguma informação que auxilie o diagnóstico, como a forma das microcalcificações mamárias, por exemplo.