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

CONTROLE DE QUALIDADE EM RADIOLOGIA: UM NOVO INSTRUMENTO PARA AVALIAÇÃO DO TAMANHO DO PONTO FOCAL E DAS CARACTERÍSTICAS OPERACIONAIS

Newton Sá de Miranda Curi

USP/IFSC/SBI
8-2-001235

Tese apresentada ao Instituto de Física de São Carlos, da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de **Doutor** em Ciências: **Física Aplicada - Opção Física Computacional**.

Orientadora: Profª. Drª. Annie France Frère Slaets

São Carlos

1998

IFSC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA

Curi, Newton Sá de Miranda

Controle de Qualidade em Radiologia: Um Novo Instrumento para Avaliação do Tamanho do Ponto Focal e das Características Operacionais / Newton Sá de Miranda Curi.-- São Carlos, 1998.

130p.

Tese (Doutorado) - Instituto de Física de São Carlos, 1998.

Orientadora: Profª. Drª. Annie France Frère Slaets

1. Raios X. 2. Avaliação de Parâmetros Radiológicos 3. Imagens Médicas. I. Título.

UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO
Instituto de Física de São Carlos
E-mail: wladerez@if.sc.usp.br

Av. Dr. Carlos Botelho, 1465
CEP 13560-250 - São Carlos - SP
Brasil

Fone (016) 273-9333
Fax (016) 272-2218

MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA TESE DE DOUTORADO DE NEWTON SÁ DE MIRANDA CURI APRESENTADA AO INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS, DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, EM 14 DE SETEMBRO DE 1998.

COMISSÃO JULGADORA:

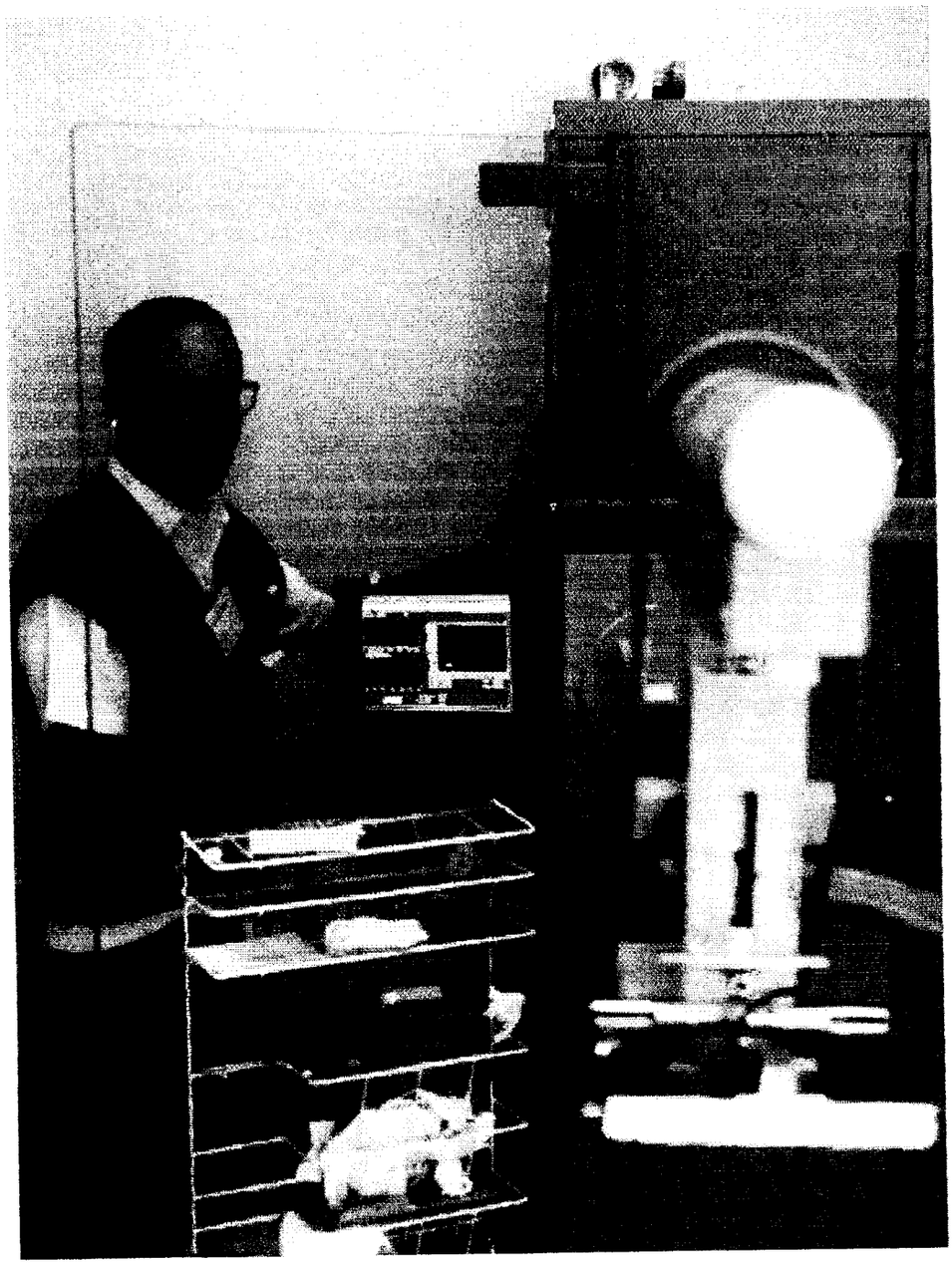
Profa. Dra. Annie France Frere Slaets/EESC-USP

Prof. Dr. Antonio Ricardo Droher Rodrigues/IFSC-USP

Prof. Dr. Valentin Obac Roda/IFSC-USP

Dra. Yvone Maria Mascarenhas /SAPRA

Dr. André Torre Neto/EMBRAPA



A Deus, seus anjos e aos homens de boa vontade.

AGRADECIMENTOS

À Prof.a. Dra. Annie pelo interesse, paciência e ânimo sem os quais o presente trabalho jamais seria possível;

A todos os amigos do Laboratório de Análise e Digitalização de Imagem pela colaboração e amizade nos momentos de dificuldade;

A todos os professores e amigos do Campus da USP de São Carlos, que direta ou indiretamente colaboraram com a realização deste trabalho;

À Indústria e Comércio FAC ltda. pelo apoio financeiro.

Ao amigo Paulo Pires pelos fundamentos fotográficos, imprescindíveis ao desenvolvimento do presente trabalho;

Aos meus tios Miguel e Therezinha Kruz Medici e Edward e Maria Alice Sá de Miranda, sem os quais não teria chegado à Universidade;

Aos meus pais Pedro e Betty e irmãos Carlos, Edith e Soraya pelo exemplo de luta e perseverança;

À minha esposa Fátima e filho Ariel pela agradável companhia durante todos esses anos.

Meu muito obrigado a todos.

SUMÁRIO

SUMÁRIO iii

LISTA DE FIGURAS v

LISTA DE TABELAS viii

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS ix

RESUMO x

ABSTRACT xi

1 – INTRODUÇÃO 1

1.1 – Justificativa Para Esta Pesquisa 1
1.2 – Objetivos 3
1.3 – Principais Contribuições 4
1.4 – Disposição do Trabalho 4

2 – MÉTODOS PARA AVALIAÇÃO DOS PARÂMETROS DOS EQUIPAMENTOS RADIOLÓGICOS 6

2.1 – Métodos para Avaliação do Ponto Focal 6
2.1.1 – Introdução 6
2.1.2 – Método da Câmera de Orifício 6
2.1.3 – Método da Câmera de Fenda 12
2.1.4 – Métodos Baseados no Limite de Resolução 14
2.1.5 – Métodos Baseados nas Funções de Transferência 15
2.1.6 – Conclusões 16
2.2 – Sistemas para Avaliação dos Parâmetros Operacionais em Radiodiagnóstico 18
2.2.1 – Introdução 18
2.2.2 – Aferição da kVp 19
2.3 – Outros Sistemas Detectores de Raios X 22

3 – DISPOSITIVOS PARA ALINHAMENTO E POSICIONAMENTO DOS OBJETOS DE TESTE NO CENTRO DO CAMPO DE RADIAÇÃO 25

3.1 – Introdução 25
3.2 – Dispositivo Desenvolvido por Doi, et al. (1975) 25
3.3 – Dispositivo Desenvolvido por Roeck, W.W. e Milne, E. N. C. (Roeck; Milne (1978)) 28
3.4 – Dispositivo Desenvolvido por Machado, L. M. R. C. (Machado (1988)) 31

3.5 – Dispositivo Utilizado por Costa, P. R. e Furquim, T. A. C. (Costa; Furquim (1996)) 32
3.6 – Dispositivo Desenvolvido por Santos, L. H. E. (Santos (1997)) 34
3.7 – Dispositivos Disponíveis Comercialmente 37
3.8 – Conclusões 41

4 – CONCEITOS TEÓRICOS RELACIONADOS COM A PESQUISA 44
4.1 – Características de Campo 44
4.1.1 – Introdução 44
4.1.2 – Determinação do Tamanho do Ponto Focal em Várias Posições do Campo Através de Relações Geométricas 45
4.2 – Efeito "heel" 46
4.2.1 – Introdução 46
4.2.2 – A Distribuição Angular dos Raios X 46

5 – ELABORAÇÃO DO SISTEMA MICROCOMPUTADORIZADO DE AFERIÇÕES 46
5.1 – Introdução 46
5.2 – Determinação de Localização 46
5.2.1 – Descrição do Princípio de Localização Longitudinal 46
5.2.2 – Descrição do Princípio de Determinação da Localização Lateral 46
5.2.3 – Dispositivo 1: Descrição do Dispositivo para Localização 46
5.3 – Determinação do Tamanho do Ponto Focal 46
5.4 – Determinação do ângulo do Alvo 46
5.5 – Descrição do Dispositivo 2 para Aferição dos Parâmetros Operacionais 46
5.6 – Sistema Eletrônico de Aquisição e Digitalização dos Sinais e "software" 46

6 – RESULTADOS E DISCUSSÕES 46
6.1 – Introdução 46
6.2 – Aferição da Linearidade de Resposta do Sensor de Silício 46
6.3 – Medidas das Distâncias Ânodo-sensor 46
6.4 – Medida de Posição Lateral 46
6.5 – Medida de Posição Longitudinal 46
6.6 – Avaliação do Tamanho do Ponto Focal 46
6.7 – Avaliação do Efeito "Heel", Medida da Angulação do Ânodo e dos Limites do Campo de Radiação 46
6.8 – Cálculo do Ângulo do Ânodo 46
6.9 – Medida de Tempo de Exposição 46
6.10 – Medidas da kVp e Camada Semi-redutora 46

7 – CONCLUSÕES 46
7.1 – Conclusões Gerais 46
7.2 – Sugestões para Pesquisas Futuras 46

8 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 46

APÊNDICE 46
I – O Tubo de Raios X 46
II – O Ponto Focal: Influência na Nitidez da Imagem Radiográfica 46

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Princípio de obtenção da imagem do ponto focal através da câmera de orifício (Spiegler; Breckinridge (1972)) 7
Figura 2 - Efeito túnel, originado pela espessura não desprezível do material do diafragma da câmera de orifício 10
Figura 3 - Construção da câmera de orifício, como sugerido por Kuntke (1957): a) forma do orifício no diafragma de ouro e b) diafragma engastado em suporte de chumbo 11
Figura 4 - Princípio de obtenção das dimensões do ponto focal através da câmera de fenda (Kratzat (1988)) 13
Figura 5 - Ilustração do padrão de teste estrela e seu princípio de operação (Spiegler; Breckinridge (1972)) 15
Figura 6 - Dispositivo desenvolvido por Doi *et al.* (1975) 26
Figura 7 - Princípio utilizado para localização do raio central (Roeck; Milne (1978)) 29
Figura 8 - Partes componentes do dispositivo (Roeck; Milne(1978)) 29
Figura 9 - Imagem do objeto de teste utilizado por Costa; Furquim (1996). 33
Figura 10 - Ilustração esquemática do processo de alinhamento utilizando fenda e cruz de sensores (Santos (1997)) 35
Figura 11 - Ilustração do "lay-out" mecânico do dispositivo de Santos (1997) 36
Figura 12 - Dispositivos fornecidos pela Nuclear Associates para posicionamento e alinhamento dos objetos de teste utilizados no estudo das características do ponto focal com o raio central do feixe de raios X 39
Figura 13 - RFM – Real Time Focusmeter (RTI Eletronics), posicionado sob equipamento de raios X convencional 41
Figura 14 - Ilustração da influência da característica de campo sobre o ponto focal (Kratzat (1988)) 44
Figura 15 - Plano do alvo, plano objeto e plano imagem (Doi (1977)). 46
Figura 16 - Alvo com pequenas escalas e o plano imagem (Doi (1977)). 46
Figura 17 - Representação do ponto focal no centro do campo e em uma posição arbitrária (Marques (1998)). 46
Figura 18 - Cálculo do lado *a'* do ponto focal em uma posição qualquer do eixo *x* ($dy = 0$) (Marques (1998)). 46
Figura 19 - Variação da distribuição de intensidade ao longo do campo de radiação (Curry III *et al.* (1990)). 46
Figura 20 - Esquema simplificado da ocorrência do efeito "heel" (Marques (1998)). 46

Figura 21 - Diagrama polar mostrando a variação da intensidade dos raios X com o ângulo, produzidos pelo bombardeamento de vários alvos (Johns; Cunningham (1983)) 46
Figura 22 - Relações entre um ponto do campo, o centro e o ponto focal 46
Figura 23 - Esquema mostrando a determinação da distância entre o plano focal e o plano imagem 46
Figura 24 - Identificação da localização lateral do ponto focal em relação aos sensores (vista superior dos sensores no plano imagem em relação ao plano focal) 46
Figura 25 - Dispositivo 1 utilizado para aferição de posição, distância ânodo-sensor e do ponto focal 46
Figura 26 - Base acrílica com os sensores posicionados 46
Figura 27 - Configuração dos cilindros e sensores para aferição da área focal 46
Figura 28 - Projeção da área do ponto focal sobre o plano imagem 46
Figura 29 - Determinação do ângulo do ânodo geometricamente 46
Figura 30 - Dispositivo utilizado para determinação da kVp e Camada Semi-Redutora 46
Figura 31 - Tela de saída do "software" registrando o sinal proveniente do sensor durante uma exposição. Cursores permitem reconhecer o valor das amplitudes ao longo da curva, determinando V_A e V_B. 46
Figura 32 - Gráfico mostrando a relação de transferência RT (V_B / V_A) como função da variação de kVp (determinada em equipamento calibrado) 46
Figura 33 - Gráficos retratando a R.T. em função da corrente de tubo para alguns valores fixos de kVp: (a) R.T. = V_B / V_A; (b) R.T. = V_C / V_A ... 46
Figura 34 - Relação entre a corrente de tubo e a saída V_o do sensor para três diferentes valores de kVp 46
Figura 35 - Tela de saída do "software" registrando o sinal proveniente do sensor durante uma exposição com a escala de tempo convertida em escala de distâncias. 46
Figura 36 - Forma de onda do sinal do sensor armazenada pelo "software". A largura, expressa em s, permite determinar o tempo de exposição. ... 46
Figura 37 - Sensores de silício utilizados para detecção de radiação nos diversos dispositivos descritos. O sensor de menor área é utilizado predominantemente no dispositivo para aferições do ponto focal e o outro nas demais aferições. 46
Figura 38 - (a) Característica corrente-tensão para fotodiodos; (b) circuito amplificador (conversor corrente-tensão) 46
Figura 39 - Diagrama em blocos da placa digitalizadora DAQCard 1200 46
Figura 40 - Discos de chumbo com orifícios de diferentes diâmetros (em mm), utilizados na aferição da linearidade do sensor de 4,0 mm de diâmetro. 46
Figura 41 - Dispositivo utilizado para aferição da linearidade de resposta do sensor à exposição de raios X. A esquerda o sensor antes da colocação do disco de chumbo, e a direita, com o disco. 46
Figura 42 - Curvas da variação do potencial de saída do sensor em função da área irradiada para diversos potenciais do tubo 46
Figura 43 - Esquema mostrando a distância real entre o ponto focal e a base de acrílico onde estão fixados os sensores A_1 e A_2. 46

Figura 44 - Imagem da área do ponto focal obtida em filme fotográfico utilizando câmera de orifício ("pin hole") e projetada sobre uma superfície graduada. Cada divisão da escala representa 0,05 mm..... 46
Figura 45 - Esquema mostrando a posição do "pin hole" *P2* sobre o ponto focal..... 46
Figura 46 - Novo dispositivo executando medições sob o campo de raios X..... 46
Figura 47 - Dispositivo utilizado para medição do tamanho do campo e verificação do efeito "heel"..... 46
Figura 48 - Gráfico da variação do efeito "heel" no eixo cátodo-ânodo 46
Figura 49 - Gráfico da variação pelo efeito "heel" no eixo cátodo-ânodo (filtrado)..... 46
Figura 50 - Gráfico da variação do efeito "heel" com o dispositivo deslocado 15 mm a esquerda do eixo cátodo-ânodo..... 46
Figura 51 - Gráfico da variação do efeito "heel" com o dispositivo deslocado 15 mm a direita do eixo cátodo-ânodo..... 46
Figura 52 - Gráfico do efeito "heel" com o dispositivo perpendicular ao eixo cátodo-ânodo 46
Figura 53 - Imagem radiográfica do campo de raios X, obtida a uma distância de 120 mm do ânodo (todas as medidas estão em milímetros)..... 46
Figura 54 - Gráfico da variação do tempo de exposição de Raios X..... 46
Figura 55 - Gráfico ilustrando a relação entre a saída V_A e a kVp do equipamento testado, para 4 diferentes valores constantes de corrente de tubo 46
Figura 56 - Gráfico ilustrando a relação entre a saída V_A e a corrente do tubo testado, para 4 diferentes valores constantes de kVp 46
Figura 57 - Gráfico retratando a kVp como função da R.T. para o equipamento testado 46
Figura 58 - Variação da distância de deslocamento da cunha em relação à kVp..... 46
Figura 59 - Esquema simplificado de um tubo de raios X..... 46
Figura 60 - Ilustração do princípio do foco linha 46
Figura 61 - Processo de formação de imagens com pontos focais de diferentes tamanhos (Oliveira (1995))..... 46

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores medidos e calculados da distância ânodo-sensor em função das saídas dos sensores A_1 e A_2 46
Tabela 2 - Deslocamento real do dispositivo em relação ao centro. Deslocamento calculado em função das tensões de saída dos sensores P_D, P_E e desvio 46
Tabela 3 - Distâncias do dispositivo em relação ao centro, calculadas e medidas em função da distância do ânodo e do ângulo α medido. 46
Tabela 4 - Tamanho do ponto focal em função da distância y 46
Tabela 5 - Medidas efetuadas para cálculo da área do ponto focal real 46
Tabela 6 - Tabela de tempos de exposição de Raios X 46
Tabela 7 - Valores de V_A e V_B obtidos a partir dos sinais registrados para diferentes valores de kVp e corrente de tubo, para cálculo da C.S.R. 46
Tabela 8 - R.T. e C.S.R. médias calculadas para cada kVp como resultados dos dados mostrados na tabela anterior 46

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D – Analógico-Digital

ADC – Conversor Analógico Digital

CCD – Dispositivo Acoplado Capacitivamente

FEL – Função de Espalhamento de Linha

FTM – Função de Transferência de Modulação

LADI – Laboratório de Análise e Digitalização de Imagens – EESC – USP

LED – Diodo Emissor de Luz

RCA – Radio Communication Association

RFM – Real Time Focusmeter

RMI – Radiation Measurement Incorporated

RT – Razão de Transferência

RTI – Radio Tecnics Incorporated

RESUMO

Neste trabalho desenvolvemos um dispositivo que determina automaticamente a localização do centro do feixe de raios X e permite uma correta avaliação dos parâmetros dos sistemas radiológicos sem necessidade de alinhamento. O dispositivo desenvolvido é baseado em sensores de silício; dispositivos mecânicos que executam uma varredura sobre o campo de raios X e computador portátil que analisa e apresenta os resultados no local da avaliação.

ABSTRACT

In this work we developed a device that determines the location of the center of the X ray beam automatically and allows a correct evaluation of the parameters of radiologic systems without the need for alignment. The developed device is based on silicon photodiodes; mechanical devices that execute a scanning on the field of X rays and portable computer that analyzes and presents the results for evaluation.

1 – INTRODUÇÃO

1.1 – Justificativa Para Esta Pesquisa

Vários são os fatores que contribuem para a obtenção da imagem radiográfica. Todavia, muitos deles podem afetar o sistema a ponto de prejudicar a formação de imagens com bom contraste e, conseqüentemente, dificultar o diagnóstico médico. Vem daí a importância do desenvolvimento de programas de controle de qualidade em sistemas radiológicos, largamente destacada pela literatura especializada. Entretanto, a maioria dos radiologistas não faz o controle de qualidade de seus equipamentos pelos métodos propostos na literatura, não por desconhecê-los, mas, certamente, porque consideram alguns excessivamente complexos e outros excessivamente imprecisos. Tanto é que, no que se refere aos mamógrafos, é possível encontrar muitos deles operando fora de especificações, sobretudo no que tange às dimensões dos seus pontos focais. O ponto focal de um mamógrafo deve ser pequeno o suficiente para permitir reconhecer detalhes às vezes menores que 0,5 mm a fim de que possa ser feito o diagnóstico precoce do câncer de mama.

Os métodos de medida do tamanho do ponto focal de tubos de raios X são, na maioria das vezes, mal empregados. Em parte, isso se deve ao fato de que, em razão da inclinação do ânodo, o efetivo ponto focal "visto" em cada posição do campo de radiação é diferente (Doi (1977) e Wilks, (1987)), o que faz com que a informação sobre essa localidade do campo seja muito importante quando se deseja deprender a nitidez das imagens obtidas por um sistema radiográfico. Além disso, não é comum na prática diária dos serviços de radiologia a utilização de dispositivos de medida do ponto focal dos sistemas em uso, ou, no máximo, tal avaliação ocorre de modo superficial como quando se usa um padrão de barras de largura variável associado a uma curva de calibração. Verifica-se, ademais, que, pela falta de um consenso entre os pesquisadores

sobre que técnica poderia ser considerada a mais adequada à análise precisa do ponto focal de sistemas radiográficos, há também uma falta de padronização em termos de instrumentação necessária a esse fim.

Há, ainda, outros parâmetros operacionais envolvidos na produção do feixe de radiação, como, por exemplo, a kVp, a corrente aplicada no tubo e a duração da emissão do feixe de radiação. Particularmente, a kVp tem importância bastante grande, pois é o parâmetro que determina as características energéticas do feixe de raios X e, portanto, sua "qualidade". Na mamografia, esse aspecto é ainda mais relevante do que em outros tipos de exame, em razão da restrita faixa energética em que operam os mamógrafos (entre 25 e 50 keV), necessária para contrastar adequadamente as imagens referentes a diversos tipos de tecidos moles envolvidos no exame.

Desse modo, uma necessidade que se coloca é de verificar se aquilo que o painel do equipamento de radiodiagnóstico indica é efetivamente o que está sendo produzido e, caso contrário, qual é o desvio registrado. Do conhecimento dessa informação, é possível ao investigador concluir sobre a eficácia ou não do desempenho daquele equipamento, contribuindo para reduzir o número de falsos diagnósticos por culpa de uma imagem de má qualidade.

Até hoje, as poucas pessoas que executam trabalhos em controle de qualidade em radiodiagnóstico no Brasil geralmente utilizam dispositivos medidores cuja base sensora é o clássico filme radiográfico. No entanto, a maioria desses dispositivos apresenta vários inconvenientes. O primeiro é o uso de filme radiográfico como sensor de radiação já que este traz problemas de variação de sensibilidade, de armazenamento e de revelação que afetam grandemente os resultados finais avaliados, muitas vezes, de maneira subjetiva. O segundo é a demora da revelação para a obtenção dos resultados. O terceiro está ligado à necessidade de se empregarem diversos instrumentos diferentes para aferir diversos parâmetros operacionais o que leva a necessidade de um treinamento extra para o operador do instrumento.

Alguns instrumentos comerciais existentes hoje em dia sofisticaram o processo de aferição dos parâmetros - embora essa sofisticação custe um preço normalmente bastante alto - empregando sistemas microprocessados. Entretanto, é forçoso notar que, mesmo os sistemas mais modernos sofrem de, ao menos, três restrições importantes:

IFSC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA E INFORMAÇÃO

(1) Os dispositivos de teste devem ser primeiramente alinhados com o centro do feixe de raios X antes de se efetuar as medidas. Esta operação é complicada e demorada.

(2) Nenhum dos sistemas comerciais existentes baseados em instrumentos microprocessados possibilita obter medidas sobre o ponto focal do equipamento de radiodiagnóstico, um parâmetro fundamental para conhecimento das características de qualidade não só daquele equipamento como da imagem radiológica que ele produz.

(3) As medidas, de kVp e mA por exemplo, podem ser influenciadas pelo efeito "heel" ou "anódio" (variação significativa na intensidade entre um extremo e o outro do campo na direção do eixo do tubo radiográfico). É importante saber em que região do campo se está detectando a radiação já que há uma dependência entre a intensidade detectada e a posição no campo onde se coloca o sensor.

1.2 – Objetivos

Pelo exposto acima, portanto, o presente trabalho tem como objetivo básico a elaboração de um equipamento de operacionalidade simples, porém, bastante preciso, que permita conhecer alguns dos parâmetros operacionais mais importantes de aparelhos radiológicos, assim como o tamanho do ponto focal do tubo radiográfico, avaliando a sua qualidade "in loco", ou seja, no próprio local onde o aparelho sob teste estiver instalado, sem necessidade de alinhamento prévio, sem filme, sem treinamento do operador e sem exposição do operador aos raios X. Tal equipamento baseia-se num sistema composto por um sensor semicondutor de radiação, dispositivos mecânicos e elétricos, um digitalizador de sinais e um microcomputador portátil, para proporcionar a avaliação dos fatores de interesse.

Para elaborar o instrumento de acordo com as características descritas, foi necessário considerar no projeto os seguintes requisitos básicos: (a) obtenção de informações sobre o ponto focal de modo simples, porém preciso o suficiente, sem entretanto utilizar câmera CCD de custo elevado; (b) portabilidade e facilidade de operação o que significa obter um dispositivo que não necessite de ajustes para

alinhamento; (c) obtenção de informações sobre os parâmetros operacionais do sistema de raios X como kVp, sem influência do efeito "heel" e com o mesmo aparelho e a mesma exposição das medidas anteriores (dois disparos para todas as medidas); (d) avaliação da performance do sistema radiográfico com rapidez, no próprio local da aquisição dos dados, através de um sistema microcomputadorizado com armazenamento dos dados e análise imediata.

1.3 – Principais Contribuições

A inovação mais importante deste trabalho é o fato de que a medição do tamanho do ponto focal pode ser feita tanto no centro do campo como em qualquer outra posição, *sem necessidade de alinhamento do dispositivo.* Isto porque o projeto desse sistema emprega um procedimento capaz de "reconhecer" a sua localização em relação ao centro do feixe de raios X, relacionando a obliqüidade dos raios com a posição.

O sistema também permite conhecer o valor da inclinação do alvo no tubo, a distância entre o plano imagem e o ponto focal, o efeito "heel" e a dimensão do campo de radiação.

Outra contribuição reside na apresentação de um método que anula a influência da distribuição não uniforme de intensidade dos raios X sobre medidas realizadas com penetrâmetro.

Julgamos que, através de um instrumento com tal versatilidade, seja eminentemente possível estabelecer um **Programa de Garantia de Qualidade** que apresente resultados confiáveis, precisos, que possam ser obtidos de modo bastante simples, assim como o procedimento de registro, avaliação e armazenamento de dados por meio do processamento computacional desenvolvido.

1.4 – Disposição do Trabalho

A seqüência dessa tese apresenta a seguinte disposição de tópicos pelos capítulos:

- Capítulo 2: traz de modo detalhado, os métodos existentes para avaliação do ponto focal de tubos de raios X e dos parâmetros operacionais de equipamentos radiográficos.
- Capítulo 3: apresenta os principais dispositivos desenvolvidos para o alinhamento em relação ao feixe de raios X dos objetos de teste.
- Capítulo 4: com enfoque na influência do ponto focal, apresenta os conceitos e a modelagem matemática da característica de campo. Traz também um estudo teórico do efeito "heel".
- Capítulo 5: descreve os métodos e dispositivos desenvolvidos para realizar esta pesquisa.
- Capítulo 6: apresenta e discute os resultados obtidos.
- Capítulo 7: mostra as conclusões deste trabalho.
- Capítulo 8: lista as referências bibliográficas citadas ao longo da tese.
- O Apêndice: traz um estudo geral sobre a produção do feixe de raios X e a influência do ponto focal sobre a nitidez das imagens.

2 – MÉTODOS PARA AVALIAÇÃO DOS PARÂMETROS DOS EQUIPAMENTOS RADIOLÓGICOS

2.1 – Métodos para Avaliação do Ponto Focal

2.1.1 – Introdução

Dada a importância crucial das características do ponto focal, sobretudo o tamanho, no processo de formação da imagem, torna-se fundamental o seu conhecimento para a avaliação da potencial capacidade de resolução do sistema radiográfico. Entretanto, não é possível aferir diretamente estas características, já que não poderíamos simplesmente abrir o tubo de raios X e avaliar a área do ânodo bombardeada pelos elétrons durante a exposição. Para tanto existem alguns métodos indiretos, que utilizam imagens de objetos de teste. Neste capítulo, apresentaremos os principais métodos, os quais podem ser enquadrados nas seguintes categorias:

- Métodos que utilizam câmeras de orifício
- Métodos que utilizam câmeras de fenda
- Métodos baseados no limite de resolução
- Métodos baseados nas funções de transferência

A seguir, descreveremos os princípios básicos destes métodos, apontando suas características mais importantes e discutindo seus méritos e desvantagens.

2.1.2 – Método da Câmera de Orifício

Segundo Kuntke (1957), o uso de câmeras de orifício para determinação do tamanho do ponto focal é tão antigo quanto a técnica radiográfica em si. Consiste,

basicamente, em obter uma fotografia do ponto focal, em filme radiográfico de alta resolução, utilizando para tanto um orifício de dimensões muito pequenas, se comparadas às dimensões do próprio ponto focal. Este autor, no mesmo trabalho acima citado, descreveu em detalhes o processo de obtenção da imagem do ponto focal e a construção de uma câmera de orifício, em cujas características baseiam-se os padrões atuais, recomendados internacionalmente. Na figura 1 temos ilustrado o processo de obtenção da imagem do ponto focal.

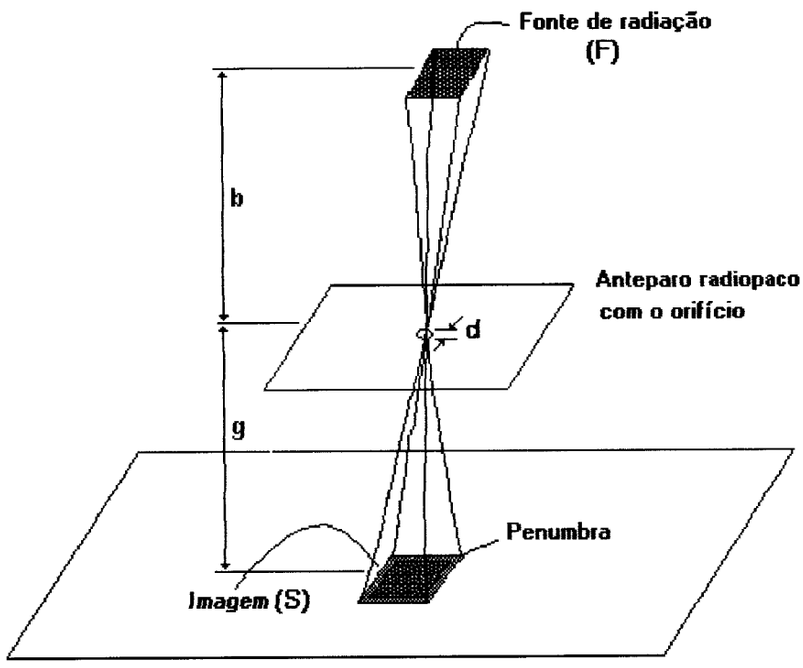


Figura 1- Princípio de obtenção da imagem do ponto focal através da câmera de orifício (Spiegler; Breckinridge (1972))

Analisando a figura, vemos que, se temos um orifício a uma certa distância **b** do ponto focal e a uma distância **g** do plano imagem, teremos a formação, neste plano, de uma imagem do ponto focal magnificada por um fator **m = g/b.** Devido às dimensões não desprezíveis do orifício, no entanto, um certo borramento é introduzido nesta imagem. Sendo **d** o diâmetro do orifício, cada ponto do ponto focal será reproduzido na imagem como sendo uma área circular com um diâmetro correspondente a **[(g + b)/b]d = (m + 1)d.**

Desta forma, ao medirmos o tamanho da imagem total **S**, estaremos medindo o tamanho do ponto focal, ***F***, acrescido deste borramento geométrico, ou seja:

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

Com isso, em princípio seria necessário corrigir o tamanho medido, subtraindo o fator devido ao diâmetro do orifício para obter o tamanho correto do ponto focal. Entretanto, segundo o estudo efetuado por Kuntke (1957), o borramento geométrico não é incluído na sua totalidade na medida do ponto focal quando a medição é feita visualmente, com o auxílio de uma lente de aumento e um retículo graduado. O autor verificou que, utilizando uma lente com fator de magnificação de 8 vezes, e com uma densidade óptica na imagem entre 0,8 e 1,0, apenas metade do borramento, em média, era medido pelos observadores. Ou seja, o fator de correção sugerido na equação (1) deveria ser reduzido, na prática, à metade.

Contudo, há um outro fator que deve ser considerado: a emissão de radiação ao longo da área do ponto focal não é uniforme, devido à não homogeneidade do bombardeamento dos elétrons, o que faz com que ocorra uma perda de nitidez inerente nas bordas, como reiterado por Robertson; Watson (1958), dificultando sua definição e portanto a medição da imagem. Este borramento inerente da imagem pode ser muito mais significativo que o borramento geométrico introduzido pelo tamanho do orifício, e a correção para este último torna-se desnecessária. De acordo com os resultados obtidos por Kuntke (1957), para que isto ocorra é suficiente que a correção embutida na equação (1) seja no máximo igual a 10% do tamanho do ponto focal, ou, em outras palavras, é necessário que a relação entre o diâmetro do orifício e a dimensão do ponto focal a ser medida obedeça à relação:

$$\left(1+\frac{1}{m}\right).d \leq 0{,}1.f \qquad (2)$$

Para **m** = 1, ou seja, para um orifício posicionado na metade da distância entre o ponto focal e o plano imagem, o diâmetro deste não poderia então ser maior que 5% da dimensão a ser medida do ponto focal, de forma a tornar dispensável qualquer correção para o borramento geométrico. O uso de um orifício muito menor

que isto não é recomendado, já que não introduz uma melhoria significativa na medição do ponto focal, pois nesta situação a definição da imagem é limitada pela sua não nitidez inerente, que não pode ser melhorada, além de introduzir algumas importantes dificuldades de ordem prática.

A primeira destas dificuldades práticas consiste na própria construção de um microorifício. Segundo Robertson (1958), é possível construir um orifício com até 25 μm de diâmetro. Considerando a restrição dada pela equação (2), na avaliação de um ponto focal com dimensões nominais de 0,3 x 0,3 mm, e com o uso de um fator de magnificação de 4x, o diâmetro do orifício não poderia exceder 24 μm, a fim de que se pudesse desconsiderar qualquer correção devida ao diâmetro do orifício. Em geral, o diâmetro mínimo dos orifícios encontrados comercialmente é de 30 μm, e normas internacionais recomendam a aplicação deste método apenas para pontos focais com dimensões maiores que 0,3 mm (Trefler; Gray (1976)).

Ainda segundo Kuntke (1957), o diâmetro reduzido também leva a outras desvantagens: necessidade de um longo tempo de exposição e de uma espessura reduzida do material do diafragma que contém o orifício, a fim de evitar um grau intolerável de "efeito túnel", o que adicionalmente leva à transmissão indesejável de radiação através deste material, ocasionando um véu adicional no filme, e prejudicando o contraste da imagem. Vamos a seguir considerar mais detalhadamente estes problemas.

Sendo o diâmetro do orifício muito pequeno, a quantidade de radiação que o atravessa conseqüentemente também o é, e com isso, para obter uma densidade óptica satisfatória no filme, que necessariamente precisa ter uma boa capacidade de resolução e não pode ser utilizado em combinação com écrans reforçadores, que introduziriam um borramento adicional, é preciso um longo tempo de exposição. Para evitar sobrecarga do tubo de raios X em geral são feitas várias exposições, respeitando-se um intervalo de tempo entre elas para permitir o resfriamento do tubo. Isto torna o procedimento demorado, causando transtornos à rotina de utilização clínica do equipamento.

O chamado "efeito túnel" ocorre em razão da espessura não desprezível do material onde encontra-se o orifício, e consiste na absorção de radiação que incide no orifício, e que deveria atravessá-lo, pelas paredes do material, como podemos visualizar facilmente na ilustração da figura 2. Nielsen (1979), faz um estudo

detalhado das possíveis distorções introduzidas pelo efeito túnel no tamanho medido do ponto focal. O autor conclui que o efeito líquido, verificado nas medidas do ponto focal, consiste na diminuição do tamanho efetivo do orifício, com a formação de um borramento geométrico menor que o apontado na correção embutida na equação (1), devido ao tamanho geométrico do orifício. O autor salienta, no entanto, que este efeito pode ser desprezado, e nenhuma correção adicional precisa ser feita, se a distância entre o ponto focal e a câmera de orifício for de pelo menos 100 mm. Mas o efeito mais importante, sem dúvida, consiste na diminuição da radiação que consegue atravessar o orifício e atingir o filme, ocasionando uma diminuição do contraste na imagem.

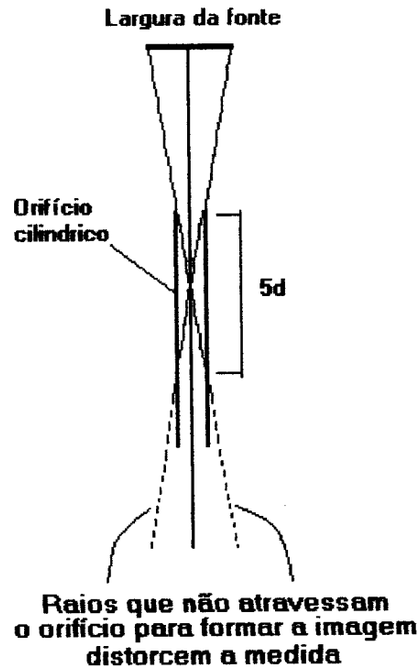


Figura 2 - Efeito túnel, originado pela espessura não desprezível do material do diafragma da câmera de orifício

Kuntke (1957) aponta que, para evitar um grau intolerável de efeito túnel, a espessura máxima do material do diafragma que contem o orifício não deve ultrapassar a 5x o diâmetro do orifício. Ou seja, para um orifício de 30 μm, a espessura máxima do diafragma deve ser de 0,15 mm. Com tal espessura, uma fração considerável da radiação incidente sobre o diafragma acaba atravessando-o, atingindo o filme e promovendo a formação de um véu, cuja presença acarreta uma

perda no contraste da imagem. Para contornar este problema, o autor projetou um modelo de câmera de orifício, ilustrado na figura 3, formada por um orifício em diafragma feito com uma liga de ouro e platina, o qual apresenta uma abertura cônica para minimizar o efeito túnel (figura 3a), e encontra-se engastado em um suporte de chumbo (figura 3b). A liga de ouro e platina foi escolhida em função de suas características mecânicas, que facilitam a modelagem, e pela sua grande capacidade de absorção dos raios X.

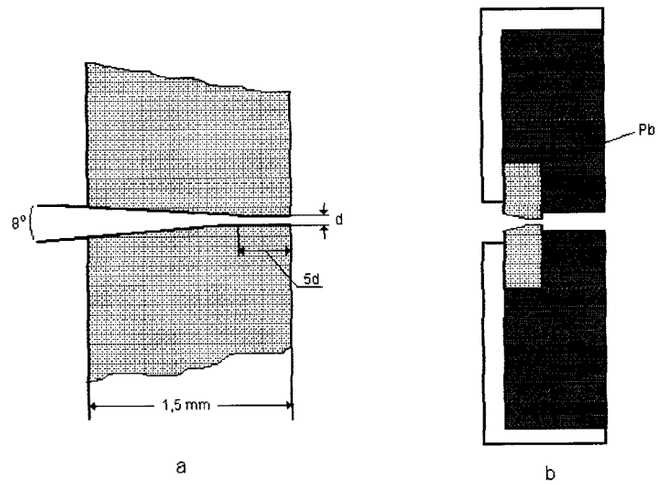


Figura 3 - Construção da câmera de orifício, como sugerido por Kuntke (1957): a) forma do orifício no diafragma de ouro e b) diafragma engastado em suporte de chumbo

Uma ressalva importante acerca do posicionamento da câmera de orifício: se a radiação incidente no orifício não for perpendicular a este, o efeito túnel torna-se mais crítico. Um pequeno desvio da posição da câmera, em relação à posição de incidência de raios X perpendiculares ao orifício, pode acarretar na total absorção da radiação pelas paredes do diafragma. Portanto, é necessário um alinhamento preciso e acurado da câmera de orifício no campo de radiação, sob pena de sequer conseguir um registro, ainda que impreciso, da imagem do ponto focal. Estando a câmera posicionada paralelamente ao plano imagem, é preciso então que a posição do orifício coincida com a posição do raio central do feixe útil de radiação.

Dadas as restrições práticas apontadas até aqui, o método parece apresentar muitas desvantagens no que tange à sua aplicação. No entanto, também oferece vantagens, apontadas em estudos comparativos entre os diversos métodos (Bernstein *et al.* (1974), Everson; Gray (1987), Law (1993) e Milne (1974)). Através da

imagem do ponto focal, podemos não só medir as suas dimensões, como também aferir sua forma e sua distribuição de intensidade em qualquer direção. Também pode-se ter uma avaliação qualitativa da capacidade de carga do ponto focal.

2.1.3 - Método da Câmera de Fenda

Dada a restrição ao uso da câmera de orifício para a avaliação de microfocos, em razão da impossibilidade de se conseguir microorifícios menores que 25 ou 30 μm, uma alternativa existente, e recomendada por padrões internacionais (Everson; Gray (1987)), é o uso de uma câmera de fenda. A construção de uma microfenda é consideravelmente mais simples que a de um microorifício, e pode-se conseguir facilmente aberturas da ordem de 10 μm, adequadas para a avaliação de pontos focais com dimensões nominais menores que 0,3 mm.

O princípio básico de obtenção das dimensões do ponto focal através da câmera de fenda é análogo ao da câmera de orifício: a largura da imagem de uma fenda muito estreita representa a máxima dimensão do ponto focal perpendicular à posição da fenda (Kratzat (1988)). Isto fica claro na ilustração da figura 4. A relação entre a largura da imagem e a correspondente dimensão do ponto focal, de acordo com Tang *et al.* (1995), é dada por:

$$a = \frac{I - s.M}{M - 1} \tag{3}$$

Na equação (3), $\boldsymbol{a}$ corresponde à dimensão do ponto focal perpendicular à fenda, $\boldsymbol{I}$ é a largura da imagem no filme, $\boldsymbol{s}$ é a largura da fenda e $\boldsymbol{M}$ é o fator de magnificação da imagem, ou seja, a razão entre a distância foco/imagem e a distância foco/fenda. Note que este fator de magnificação $\boldsymbol{M}$, que estamos definindo aqui, é diferente do fator de magnificação da imagem do ponto focal **m**, definido anteriormente como a razão entre a distância orifício/imagem e a distância foco/orifício. Portanto, $\boldsymbol{M} = \mathbf{m} + \mathbf{1}$. Quando a largura $\boldsymbol{s}$ é muito pequena, desprezível ante a dimensão do ponto focal avaliado, podemos desprezar o termo em que aparece

na equação, e considerar ***a*** como sendo apenas a largura da imagem dividida pelo fator de magnificação **m**.

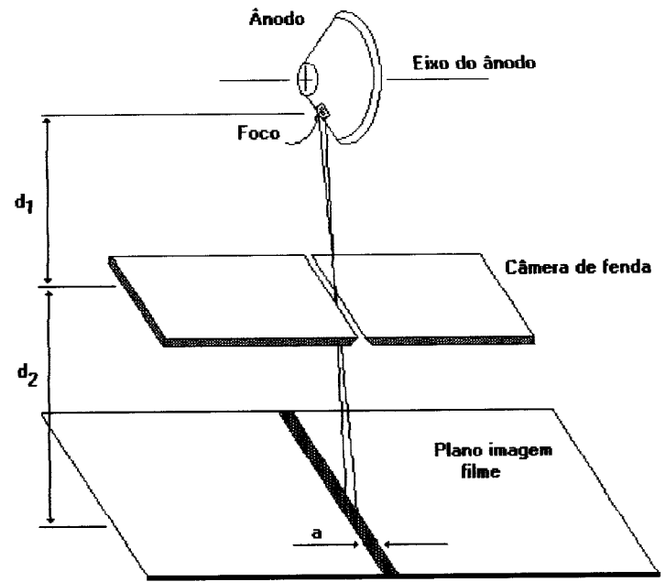


Figura 4 - Princípio de obtenção das dimensões do ponto focal através da câmera de fenda (Kratzat (1988))

Assim, se queremos avaliar a largura e o comprimento do ponto focal, devemos obter duas imagens com a câmera de fenda, posicionando-a perpendicularmente às direções avaliadas. A obtenção destas imagens também apresenta as mesmas dificuldades apontadas na aplicação da câmera de orifício: necessidade de um longo tempo de exposição, em razão da baixa intensidade de radiação que atravessa a fenda, e necessidade de um alinhamento preciso da fenda com o centro do campo de radiação.

Segundo os resultados apresentados por alguns autores (Doi *et al.* (1982), Everson; Gray (1987), Law (1993) e Santos (1997)), as dimensões fornecidas pelo método da câmera de fenda podem diferir ligeiramente das fornecidas através da medição da imagem obtida com a câmera de orifício. Isto em razão do efeito, introduzido na largura da imagem da fenda, da distribuição de intensidade do ponto focal e das assimetrias apresentadas por sua forma. Como apontado por Everson; Gray (1987) e por Santos (1997), as maiores diferenças ocorrem na medida do

comprimento, já que nesta direção a distribuição de intensidade apresenta uma forma aproximadamente gaussiana, o que produz uma considerável indefinição nas bordas das imagens, tanto da câmera de fenda como da câmera de orifício, dificultando a medição.

2.1.4 – Métodos Baseados no Limite de Resolução

O conhecimento do tamanho do ponto focal, como já dito, é essencial para a avaliação da capacidade máxima de resolução espacial do sistema radiográfico. Os métodos de avaliação do ponto focal que utilizam padrões de resolução fazem o caminho inverso: a partir do conhecimento da máxima resolução espacial, inferida através de imagens de objetos de teste, determinam o tamanho equivalente do ponto focal.

O princípio básico envolvido é simples, e foi descrito em detalhes por Spiegler; Breckinridge (1972), onde os autores, a partir de considerações puramente geométricas, deduziram a relação existente entre o tamanho do ponto focal, as dimensões de um objeto, composto por um par de linhas radiopacas com uma certa largura e separadas por um espaço vazio de mesma largura, e o fator de magnificação de obtenção da imagem para o qual ocorre a perda da resolução do espaço entre as linhas.

Dentre os padrões de resolução existentes, o padrão de barras RMI é um dos mais comumente encontrado. É formado por doze grupos de pares de linhas com diferentes larguras, incrustrados em uma placa de platina, cada um contendo dois conjuntos com três fendas cada, posicionados perpendicularmente um em relação ao outro. Uma imagem deste objeto é obtida, em condições típicas de operação do equipamento radiográfico, e após revelado o filme verifica-se, por inspeção visual, qual o menor grupo de pares de linhas que pode ser resolvido na imagem. Com essa informação em mãos, consulta-se uma tabela, a qual fornece o tamanho equivalente do ponto focal.

Uma limitação do padrão RMI consiste na impossibilidade de avaliar tamanhos de pontos focais em um intervalo contínuo. No caso do limite de resolução situar-se no intervalo entre dois tamanhos consecutivos de pares de linhas, é então

necessária uma interpolação para determinação de um tamanho aproximado, o que acaba comprometendo a precisão do resultado. Isto é contornado pelo padrão de teste estrela, cuja construção permite cobrir todo o intervalo de resolução possível do ponto focal, como citado em Robinson; Grimshaw (1975) e por Spiegler; Breckinridge (1972). Este objeto de teste é constituído por um conjunto de linhas absorvedoras e espaços vazios que se alargam, formando uma circunferência, como ilustrado na figura 5, onde temos também uma ilustração do princípio de operação, mostrando o padrão esperado na imagem.

O procedimento para aplicação do método consiste na obtenção de um radiograma do padrão estrela, com um certo fator de magnificação, e posterior medição do diâmetro no qual ocorre falha da resolução.

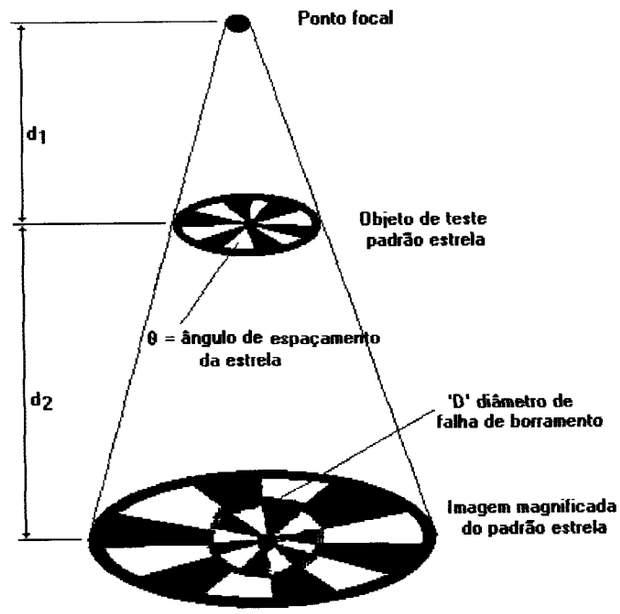


Figura 5 - Ilustração do padrão de teste estrela e seu princípio de operação (Spiegler; Breckinridge (1972))

2.1.5 – Métodos Baseados nas Funções de Transferência

Todos os métodos de avaliação do ponto focal descritos até aqui apresentam, em maior ou menor grau, um inconveniente comum: a subjetividade implícita no processo de avaliação ou medição visual das imagens. Os métodos baseados nas

funções de transferência constituem uma alternativa capaz de contornar este inconveniente, fornecendo resultados objetivos, completamente independentes do julgamento do observador que executa a tarefa de avaliação.

Existem, descritos na literatura, dois métodos baseados nas funções de transferência: o método do primeiro mínimo da FTM, proposto por Rao (1971), e o da raiz quadrática média da FEL, proposto por Doi; Rosmann (1974a). Estes métodos já foram objetos de estudo e encontram-se analisados em várias teses e dissertações publicadas por pesquisadores do LADI (Laboratório de Análise e Digitalização de Imagens – EESC – USP). À parte a objetividade, seu principal atrativo, tais métodos apresentam, como principais inconvenientes, o alto grau de complexidade envolvido na teoria das funções de transferência e o custo dos equipamentos necessários para a medição de tais funções.

2.1.6 – Conclusões

Juntamente à descrição, apontamos os principais atrativos dos métodos de avaliação do ponto focal, e também suas dificuldades práticas de aplicação. Existem muitos estudos, na literatura, de comparação entre estes diferentes métodos, que procuram estabelecer qual o mais adequado, tanto para aferições de rotina quanto para caracterização do comportamento do ponto focal no processo de obtenção de imagens (Doi *et al.* (1982), Everson; Gray (1987), Law (1993) e Robinson; Grimshaw (1975)). Além desses estudos, outros artigos discutem os méritos de cada método, como os publicados por Bernstein *et al.* (1974), Kratzat (1988), Milne (1974) e Rao; Soong (1973). Ao compararmos as conclusões apresentadas pelos diferentes autores constatamos algumas discordâncias, que podem levar a opiniões controversas.

Segundo Doi *et al.* (1982a), as medidas do ponto focal podem variar grandemente em função do método empregado, sobretudo para pontos focais muito pequenos. Esta conclusão também podemos inferir dos resultados publicados nos demais artigos citados, não obstante estes serem por vezes discordantes entre si. De uma forma geral, é consenso que os resultados fornecidos pelos métodos da câmera de fenda e da câmera de orifício não podem ser comparados diretamente aos

resultados fornecidos pelos métodos de resolução, já que as dimensões determinadas por estes últimos não correspondem ao tamanho físico do ponto focal propriamente.

Muitos pesquisadores (Bookstein; Steck, (1971), Everson; Gray (1987) e Robinson; Grimshaw (1975)) defendem o uso de padrões de pares de linhas para a avaliação do ponto focal, alegando que o resultado fornecido apresenta uma correlação mais direta com o comportamento do ponto focal no processo de obtenção de imagens, já que o tamanho equivalente fornecido traz, embutido em si, não só o efeito na resolução devido ao tamanho efetivo do ponto focal, como também os efeitos da sua distribuição de intensidade e forma. É apontada também, como vantagem, a facilidade na aplicação, pois em princípio basta a obtenção de uma imagem de um objeto de teste, em condições típicas de operação do equipamento, para posterior análise. Não há, portanto, a necessidade de um longo tempo de exposição, ou grandes dificuldades de alinhamento.

Milne (1974), contudo, não considera os padrões de pares de linha adequados para a determinação das dimensões do ponto focal, e sim apenas como métodos para aferição do limite máximo de resolução do sistema, uma informação que pode ser mais útil para o radiologista, segundo o autor, que as dimensões propriamente do ponto focal. Kratzat, (1988) ressalta o fato de que nem sempre os resultados fornecidos, particularmente pelo padrão estrela, são inequívocos, apresentando um alto grau de subjetividade na verificação visual da falha de resolução na imagem.

Com respeito às dificuldades práticas de aplicação, são muito citadas a necessidade de um longo tempo de exposição e a dificuldade de alinhamento com o raio central do campo de radiação, no caso dos métodos que utilizam câmeras de fenda ou de orifício, e a dificuldade existente em muitos casos em se determinar um resultado inequívoco através de padrões de resolução. Existem também estudos que procuram avaliar as possíveis fontes de erros nas medidas obtidas pelos métodos da câmera de fenda (Tang *et al.* (1995)) e do padrão de teste estrela (Smith; Chatziioannou (1993)), além de trabalhos que propõem formas de melhorar a precisão dos resultados fornecidos pela câmera de orifício, como o uso de grandes fatores de magnificação na obtenção da imagem (Arnold *et al.* (1973)), o uso de microdensitômetros para determinar o perfil de distribuição de intensidade da imagem, possibilitando uma definição mais objetiva de suas bordas (Nielsen (1978)),

e mesmo o uso de um sistema de digitalização direta para a aquisição da imagem, em substituição ao uso de filmes radiográficos (Costa; Furquim (1996)).

À parte todas as considerações encontradas na literatura acerca dos méritos e desvantagens dos métodos baseados no limite de resolução, há uma falha fundamental nestes que, acreditamos, os desqualificam de pronto para a tarefa de avaliar objetivamente as características do ponto focal, e que não é apontada por nenhum dos autores até aqui citados: a inviabilidade de se conseguir, através da imagem de um objeto extenso, a informação concernente à exata posição, no campo de radiação, onde são verificadas as características fornecidas. Esta informação é de fundamental importância, em razão da característica de campo apresentada no capítulo 4. Pouco ou nenhuma atenção é dispensada aos possíveis efeitos da característica de campo sobre as dimensões medidas. A necessidade de alinhamento dos objetos de teste com o raio central do feixe de raios X é às vezes citada, mas não encontramos estudos de avaliação de erros introduzidos por uma possível imprecisão neste alinhamento. Além disso, nenhum trabalho aponta a inadequação do uso de padrões de resolução para determinação das dimensões do ponto focal em função da característica de campo. É preciso sempre enfatizar que o conhecimento das características do ponto focal não é uma informação suficiente para a avaliação da capacidade de resolução de um sistema radiográfico. Para tanto é essencial que se conheça também a posição exata a partir da qual estas características foram determinadas.

2.2 – Sistemas para Avaliação dos Parâmetros Operacionais em Radiodiagnóstico

2.2.1 – Introdução

Nas últimas décadas tem havido uma crescente preocupação dos radiologistas quanto à segurança no que se refere à qualidade dos feixes de radiodiagnóstico. O incorreto controle e operação do tubo pode prejudicar o paciente, ou ainda, obrigá-lo a submeter-se a uma nova exposição por impossibilidade de se proceder o diagnóstico a partir da radiografia revelada. Assim, vários autores têm publicado uma grande

quantidade de artigos, notadamente nos últimos 20 a 25 anos (Ardran; Crooks (1968), Burgess (1979), Loo *et al.* (1984), Muntz (1979), Nelson *et al.* (1992), Nickoloff *et al.* (1990), Schiabel *et al.* (1990), Schiabel *et al.* (1997), Trefler; Gray (1976)), a respeito dos parâmetros relacionados ao controle de qualidade de sistemas radiológicos e às várias formas e instrumentos para detecção deste tipo de radiação a fim de garantir a "qualidade" dos feixes.

Segundo Curry III *et al.* (1990) , os feixes de raios X são caracterizados por dois aspectos físicos básicos: sua intensidade e sua energia. A intensidade do feixe se relaciona ao grau de impressão ou de escurecimento que uma exposição provoca numa chapa fotográfica. O parâmetro "energia", contudo, é o que mais interessa nessa abordagem, pois é o que informa sobre o poder de penetração dos fótons. Curry III *et al.* (1990) apontam como parâmetro de influência no espectro de raios X o potencial aplicado entre os eletrodos do tubo.

É reconhecido que a finalidade básica de qualquer programa sobre controle de qualidade de um sistema radiológico é obter um espectro tal que possibilite submeter o paciente à mínima quantidade de radiação, obtendo uma imagem de alta qualidade. Daí, pode-se inferir que os principais elementos envolvidos neste tipo de programa são os parâmetros que exercem influência no espectro de raios X e o sistema de registro da imagem.

Em mamografia, essas questões ganham maior importância, pois a qualidade de um sistema de imagem mamográfica pode ser avaliada a partir da habilidade de se detectar massas de tecido mole, cistos, tumores sólidos, e microcalcificações. Nesse exame, porém, a kVp tem uma relação ainda mais íntima com o contraste da imagem a ser produzida, em razão da característica de absorção dos tecidos envolvidos. Isso significa que, se houver um desvio do valor real da kVp em relação à marcação do painel do equipamento, poderá ocorrer uma alteração significativa no contraste em razão da faixa restrita de operação dos mamógrafos (entre 25 e 50 keV aproximadamente).

2.2.2 - Aferição da kVp

As técnicas de controle de qualidade para aferição da kVp em radiodiagnóstico mais usadas hoje em dia empregam dispositivos medidores cujo princípio de funcionamento foi apresentado pela primeira vez por Stanton, Lightfoot e Mann em 1966 (Stanton *et al.*(1966)). Trata-se dos dispositivos penetrâmetros, permitindo a aferição da kVp por meio da análise num filme radiográfico de uma imagem de contraste diferenciado. Entretanto, o dispositivo penetrâmetro apresenta diversos problemas de ordem prática e mesmo de resultados. Um deles é o fato de precisar de uma pessoa treinada para a sua operação de maneira conveniente, desde o correto posicionamento do dispositivo no campo de radiação até a adequada leitura e compreensão da curva de calibração fornecida pelo fabricante. Além disso, em muitos casos (notadamente quando se trabalha numa faixa energética tão restrita quanto a da mamografia), a identificação do degrau de igualdade só é possível com a ajuda de um densitômetro.

Esse tipo de aferição está inserido nos chamados *métodos indiretos*, mais adequados para o controle de qualidade de rotina, pois correspondem a avaliações da característica energética do feixe de radiação para inferir o valor do potencial aplicado. Os chamados *métodos diretos*, por sua vez, fazem essa aferição diretamente nos terminais de alta tensão dos transformadores - inadequados, portanto, para avaliações de rotina, já que, além de arriscados por envolver medidas de alta tensão, demandam muito tempo de paralisação do equipamento (Eichholz; Poston (1979)).

Desse modo, entre os dispositivos enquadrados nos métodos indiretos, durante muito tempo destacaram-se os "penetrâmetros" (Ardran; Crooks (1968), Cruty; Ghilardi Netto (1980), Schiabel *et al.* (1988), Stanton *et al.* (1966)), espécie de filtro graduado composto por um material de espessura e absorção constantes posicionado ao lado de um outro material metálico (geralmente, alumínio ou cobre) em forma de cunha em degraus - derivado da proposta original de Stanton (Stanton *et al.* (1966)). A revelação da imagem desse dispositivo num filme radiográfico permitia a identificação do valor da kVp numa curva de calibração. Essa identificação era feita a partir da verificação do valor da espessura do metal da cunha que igualava o grau de absorção do material de referência. Segundo Schiabel *et al.* (1988), porém, a margem de erro de tal sistema pode atingir até 25%, dependendo da faixa energética considerada na aferição.

Posto que o filme radiográfico é um agente introdutor de erros no processo de aferição dadas suas peculiaridades (problemas com armazenamento, tipo de filme,

revelação, etc.), gradualmente têm sido propostos novos dispositivos para essa aferição, normalmente baseados em sensores eletrônicos, para aumentar e garantir a precisão da medição. Muito embora, seja possível determinar as características energéticas do feixe também através de medições de sua intensidade, por meio da utilização de câmeras de ionização, mais e mais os sistemas eletrônicos de detecção de radiação têm sido empregados com tal finalidade.

Os cristais cintiladores foram outro tipo de sensor utilizado para esse tipo de medição. Schiabel *et al.* (1990) mostraram o desenvolvimento de um dispositivo eletrônico dedicado à medição da kVp na faixa mamográfica baseado num detector de cintilação (cristal de NaI(Tl)), acoplado a uma fotomultiplicadora RCA 931B, e cuja resposta de saída era tratada por um circuito eletrônico para converter os pulsos de entrada em um nível DC numericamente igual à kVp aplicada durante uma exposição do sensor. Entre as vantagens que tal instrumento possuía em relação a outros tipos de medidores comerciais, destacavam-se a precisão, a facilidade de operação, a portabilidade e a apresentação de resposta imediata em mostradores digitais. Os inconvenientes eram: (a) a necessidade de um delicado isolamento ótico do conjunto detector; (b) o fato de o cristal de NaI(Tl) ser muito higroscópico, o que acarreta uma série de providências especiais, no que se refere à proteção contra umidade, para acondicionamento e guarda do cristal sensor; (c) a necessidade do emprego de uma fonte de alimentação de alta tensão.

Há uma grande variedade de outros tipos de sistemas que podem ser utilizados na avaliação da kVp. Entre eles, pode-se citar os que se baseiam no uso de dispositivos semicondutores de silício. Esse tipo de material foi usado já por Mahler e Lifshits (Mahler; Lifshits (1984)) para medida da kVp. Nesse trabalho, células de silício foram colocadas sob filtros de alumínio de diferentes espessuras, expondo o sistema assim constituído a um feixe de raios X. Usando um gerador pulsante de raios X calibrado, foi obtido como sinal de saída um pulso quadrado com a duração do tempo de exposição e altura equivalente à kVp e mA. As avaliações de resposta produziram o levantamento de curvas num gráfico kVp x Razão de Transferência (RT) do filtro. A Razão de Transferência é o resultado da divisão da tensão de saída obtida numa célula filtrada pela tensão de saída de uma célula não filtrada. É através do levantamento dessas curvas para um gerador de raios X calibrado que se pode determinar o valor efetivo da kVp

para qualquer outro gerador, pois a RT para cada valor de kVp é constante e solidamente dependente dessa tensão e da espessura do filtro.

Desse modo, um novo tipo de sensor, também baseado em pastilhas de silício, de 1 cm^2 de área útil foi testado em trabalho prévio, buscando substituir o sistema de medição baseado em cristal cintilador por outro mais simples e compacto (Schiabel *et al.* (1997)). Testes desse novo sensor mostraram bom comportamento com diferentes sistemas de radiodiagnóstico, particularmente com mamógrafos, com destaque para a boa sensibilidade da pastilha, capaz de gerar tensões de saída a partir de 100 mV para tensões de tubo de 25 kVp.

Hoje em dia, há sistemas comerciais mais modernos que empregam microprocessadores para avaliar e apresentar em telas, normalmente de cristal líquido, o resultado desse tipo de aferição. Um deles é o instrumento NERO[1], da Victoreen, Inc., que se propõe a ser um "avaliador não invasivo de radiação" em diversos tipos de equipamentos radiológicos, como fluoroscópicos, cine, de tomografia computadorizada, portáteis, mamográficos, odontológicos e convencionais. Segundo o catálogo do fabricante, ele é capaz de medir kVp, kV efetiva, tempo de exposição, dose, mAs, corrente de tubo, e camada semi-redutora. É importante destacar, porém, que, embora bastante prático para o controle de qualidade em radiodiagnóstico, esse instrumento, assim como os outros comerciais do mesmo tipo, sofre de duas restrições comentadas no presente trabalho: (1) a influência que as medidas de kVp e mA, por exemplo, sofrem do efeito "heel"; (2) não fornece informação acerca do ponto focal do equipamento avaliado.

2.3 – Outros Sistemas Detectores de Raios X

Além dos sensores que já foram mencionados, a literatura reporta alguns tipos particulares de sistemas de sensoriamento de feixes de raios X usados, normalmente, com finalidades de discriminação energética dos fótons. Alguns trabalhos, como os de Thompson *et al.* (1982) e de Shima *et al.* (1983) reportam o uso de detectores de estado

---

[1] Catálogo técnico da Victoreen, Inc. (http://www.victoreen.com)

sólido para raios X, baseados numa combinação de silício e lítio, apresentando um arranjo formado por multielementos de Si(Li), como num caso particular (Thompson *et al.* (1982)) de um protótipo para um detector usado em angiografia por subtração digital e operando através de um "esquadrinhamento" do coração e coronárias de interesse por um feixe de raios X, após ministrada injeção contrastante de iodo. Há ainda os detectores compostos de multicondutores, normalmente constituídos por várias "grades" catódicas e anódicas compostas de fios paralelos com espaçamento fixo entre si (de Callatay *et al.* (1984)). Cada grade é formada por 20 fios de tungstênio (apresentando como janela de entrada uma fina lâmina de alumínio) e a cada uma é aplicado um potencial de -2500 V. As grades anódicas são acopladas a câmeras com circuito discriminador, sendo todas elas intermeadas por uma mistura gasosa predominantemente formada por argônio e ainda C_2H2 e CF_4. Diversos outros sistemas detectores de raios X são mais sofisticados tecnicamente e, justamente por isso, de custo muito mais alto, como os que utilizam varredura do local irradiado, com acoplamento a tubos de imagem (Gruner *et al.* (1982)), por exemplo, com cintilações em uma tela de fósforo acoplada a um VIDICON; integrando a imagem no alvo durante o período de exposição, o sinal de raios X é, em seguida, retirado e o alvo é lido em varredura lenta.

A linha de pesquisa em dispositivos sensores de radiação tem crescido nos últimos tempos, particularmente em relação ao emprego de semicondutores para essa finalidade. Rikner e Grusell em 1987 (Rikner; Grusell (1987)), apresentavam as especificações gerais para semicondutores de silício com aplicações em radiodosimetria, discutindo a influência do material dopante, o nível de dopagem, a construção mecânica, o tamanho do detector e a conexão com eletrômetros de câmeras de ionização. Embora fosse uma pesquisa voltada à caracterização de sensores especificamente para câmeras de ionização, dava margem a investigações mais genéricas para sua utilização em equipamentos não apenas voltados para a dosimetria. Algumas especificações apresentadas foram: escolha de detector tipo p (evitando respostas não lineares), nível de dopagem de 10^{15} átomos/cm^3, necessidade de determinar a variação de sensibilidade com a temperatura, e tamanhos em torno de 1 a 4 mm^2 de área dependendo das necessidades de resolução espacial.

Em 1988, Tsunemi, Mizukata e Hiramatsu apresentaram características de um dispositivo CCD para uso como sensor de imagem de raios X (Tsunemi *et al.* (1988)). Embora as faixas de energia consideradas no trabalho fossem restritas (entre 1,5 e 8

keV), os autores consideraram que o dispositivo proporcionava informação suficiente para uma imagem bidimensional, com resolução espacial em torno de 25 μm, e eficiência superior à dos filmes. Eles afirmavam que obtiveram uma relação linear entre a energia do fóton incidente e a altura do pulso, utilizando um CCD fabricado pela Sharp, chamado LZ22187, que possibilita obter uma imagem de 8,8 x 6,6 mm. Na verdade, trata-se de um CCD fabricado para fins óticos, ou seja, para câmeras convencionais, que eles utilizaram para detecção de raios X com maior comprimento de onda, concluindo que poderiam obter uma imagem com borramento pequeno, mas - frise-se - em pesquisa de física não voltada à área de radiodiagnóstico, mas em radioastronomia. De qualquer modo, constituiu-se em mais um passo rumo ao desenvolvimento de novos sensores eletrônicos para detecção de radiação.

Um sistema de arranjo de diodos serviu como base para tal detecção no trabalho de Willetts *et al.* (1989), que descrevia um protótipo de instrumento eletrônico destinado a fazer medidas de controle de qualidade, esse sim em equipamentos de radiodiagnóstico. O instrumento já utilizava um "notebook" Tandy 200, tendo sido desenvolvido primariamente para avaliar sistemas intensificadores de imagem. Segundo os autores, tal instrumento pode receber sinais de um arranjo de diodos , de um divisor de tensão Keithley ou de uma saída de vídeo de sistemas intensificadores de imagem. Esse sistema tem as entradas acopladas a um conversor A/D através de um controlador de entrada/saída que proporciona uma conexão direta aos dutos de endereçamento e de dados do Tandy 200. O ADC usado é o 0820 (do tipo *meio flash*) que opera estável em níveis de até 100 mV/μs, sem necessidade de um amostrador-retentor externo.

Um aspecto importante a destacar desse trabalho, porém, é que as medições que o instrumento possibilita fazer dependem intimamente do dispositivo sensor utilizado. Isso significa que, para o sensoriamento sendo feito pelo arranjo de diodos, apenas o tempo de exposição é aferido, enquanto que para medidas mais importantes, como da kVp, é necessário utilizar o divisor de kV Keithley, que opera, de acordo com Willetts *et al.* (1989), com um par de detectores (não especificados por eles). Outras medidas são feitas a partir do sinal de vídeo obtido na saída da câmera de TV acoplada ao intensificador de imagem.

3 – DISPOSITIVOS PARA ALINHAMENTO E POSICIONAMENTO DOS OBJETOS DE TESTE NO CENTRO DO CAMPO DE RADIAÇÃO

3.1 – Introdução

Dada a necessidade do conhecimento da posição precisa dos objetos de teste no campo de radiação, para uma avaliação consistente de vários parâmetros dos sistemas de raios X, dentre eles as características do ponto focal, a kVp, a corrente do tubo e o efeito "heel", existem vários dispositivos construídos para esta localização. O eixo de referência geralmente utilizado é o raio central do feixe de raios X. Descreveremos a seguir os dispositivos, alguns deles encontrados na literatura e outros comercialmente disponíveis, utilizados para localização do raio central e posicionamento dos objetos de teste utilizados.

3.2 – Dispositivo Desenvolvido por Doi, et al. (1975)

Na figura 6 temos ilustrado o dispositivo desenvolvido por Doi *et al.* (1975), posicionado sob um tubo de raios X. Basicamente, o dispositivo compõe-se de duas placas suporte paralelas entre si. Na placa superior, correspondente ao plano objeto, encontram-se cinco orifícios com diâmetro de 1 mm, confeccionados em discos de chumbo com 1 mm de espessura. Os orifícios encontram-se dispostos da seguinte forma: quatro localizam-se nos vértices de um quadrado de 10 cm de lado, em cujo centro, que coincide com o centro da placa, localiza-se o quinto orifício. Os orifícios foram construídos de forma que linhas que passem por eles verticalmente convirjam para um ponto 50 cm acima do orifício central, onde deve posicionar-se o ponto

focal. Na placa inferior, correspondente ao plano imagem, encontram-se cinco écrans reforçadores, quatro deles localizados nos vértices de um quadrado de 20 cm, e o quinto posicionado no centro do quadrado, também coincidente com o centro da placa. Com isso, estando a placa inferior posicionada a 50 cm de distância da superior, as linhas que saem do ponto de focalização acima do orifício central e atravessam os orifícios na placa superior passarão também pelo centro dos écrans. O centro de cada um dos écrans é indicado por um ponto de luz vermelha, projetado através de um orifício de 0,2 mm posicionado sob o écran, e em contato com este.

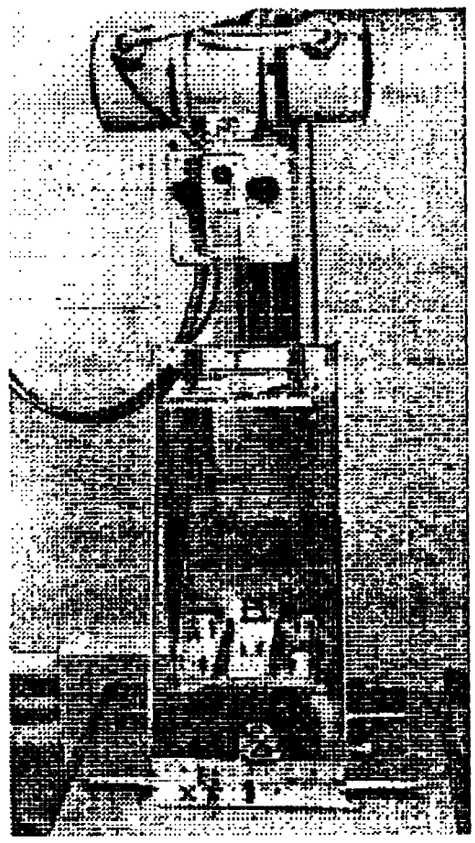


Figura 6 – Dispositivo desenvolvido por Doi *et al.* (1975)

A superfície dos écrans periféricos está um pouco acima da superfície do écran central, de forma a coincidir com a superfície de um chassi radiográfico, quando este estiver posicionado no centro da placa inferior. A altura entre as placas superior e inferior pode ser alterada no intervalo entre 30 e 50 cm, através de parafusos micrométricos instalados sob o dispositivo. A posição das placas relativa ao ponto focal também pode ser ajustada, nas três direções ortogonais, através de outros três parafusos micrométricos, sem alteração da posição relativa entre elas.

Segundo os autores, a operação deste dispositivo é simples. Primeiramente ele é posicionado sob o tubo de raios X, ajustando-se as distâncias de 50 cm entre as placas e entre a posição esperada do ponto focal e a posição da placa superior. Verifica-se também o nivelamento horizontal das placas do dispositivo e da carcaça do tubo. A seguir, são apagadas as luzes da sala e o tubo de raios X é acionado no modo fluoroscópico. Um operador, previamente adaptado à pouca luminosidade da sala escura, observa a posição de incidência dos raios X que atravessam os orifícios sobre os écrans da placa inferior, através da radiação luminosa emitida por estes. Na situação de alinhamento preciso entre o orifício central e o raio central do feixe de raios X, esta posição coincide com o centro dos écrans, assinalados pelo ponto de luz vermelha. O operador deve então, para efetuar este alinhamento, ajustar os parafusos micrométricos que alteram a posição relativa entre o dispositivo e o ponto focal, nas três direções ortogonais, até verificar tal situação. É citado que freqüentemente faz-se necessária a repetição dos ajustes vertical e horizontal, sendo conveniente ajustar inicialmente a posição do orifício central.

Feito isso, podem ser obtidas imagens dos objetos de teste utilizados pelos métodos de avaliação do ponto focal, posicionando-os em substituição ao orifício central utilizado no processo de alinhamento. A altura entre as placas superior e inferior pode ser alterada se desejado, possibilitando a obtenção de imagens com diferentes fatores de magnificação.

Dos dados fornecidos pelos autores podemos inferir algumas qualidades e limitações básicas deste dispositivo. Com ele é possível posicionar os objetos de teste no centro do campo de radiação com grande precisão, e uma vantagem adicional é a versatilidade permitida na escolha de tais objetos. Além da possibilidade de obtenção de imagens de câmeras de orifício, de fenda e padrões de teste de resolução, é possível adaptar, na abertura existente na placa superior, suportes adicionais para

acoplamento de "phantoms" que simulem estruturas clínicas de interesse, e quaisquer outros objetos projetados para avaliação das características do sistema no processo de obtenção de imagens. Entretanto, da descrição do processo de alinhamento inferimos também três grandes limitações: a complexidade do procedimento, a necessidade de operação do tubo de raios X no modo fluoroscópico, o que não é possível em todos os equipamentos, e a proximidade do operador junto ao aparato, expondo-o aos riscos da exposição à radiação. O risco é tanto maior quanto menor a experiência na operação do dispositivo, já que o tempo necessário para a obtenção do alinhamento pode depender grandemente da habilidade do operador. O tempo dispendido para executar o alinhamento, aliás, parece ser outro fator que dificulta o emprego deste dispositivo em avaliações rotineiras, já que o procedimento implica em ajustes manuais cuidadosos e que freqüentemente, segundo os próprios autores, precisam ser repetidos.

3.3 – Dispositivo Desenvolvido por Roeck, W.W. e Milne, E. N. C. (Roeck; Milne (1978))

Baseando-se em um princípio de alinhamento bastante diverso do utilizado no dispositivo anterior, Roeck; Milne (1978) desenvolveram um dispositivo que contorna o principal inconveniente apontado naquele: a exposição do operador à radiação durante o procedimento. O princípio básico utilizado, bastante simples, encontra-se ilustrado na figura 7.

Se duas grades idênticas são superpostas no campo de radiação, uma exatamente paralela à outra e com uma certa distância entre si, uma imagem deste arranjo mostrará uma superposição das imagens das barras das grades exatamente no ponto atravessado pelo raio central do feixe de radiação. Um aparato foi construído para permitir a obtenção desta imagem de tal forma que, identificada a posição do raio central, uma câmera de orifício possa ser precisamente posicionada sobre este ponto, por meio de operações simples. Este aparato, cujas partes componentes encontram-se ilustradas na figura 8, é adaptável à saída do tubo de qualquer equipamento radiográfico convencional, em substituição aos colimadores geralmente presentes.

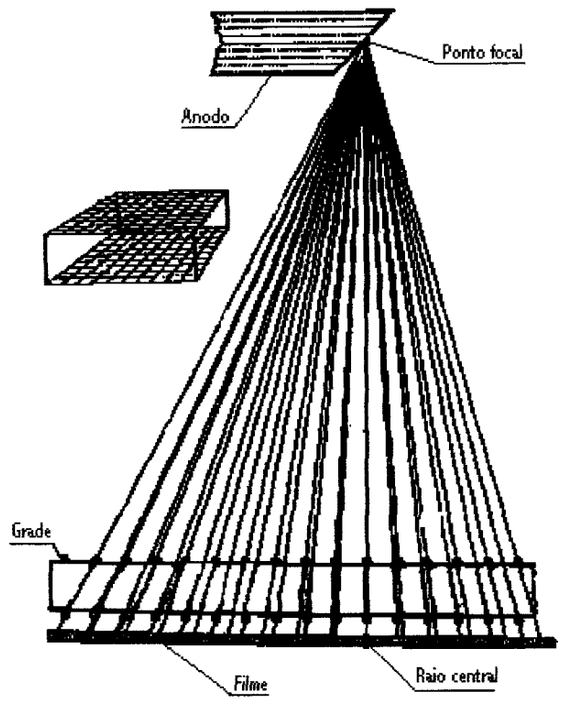


Figura 7 - Princípio utilizado para localização do raio central (Roeck; Milne (1978))

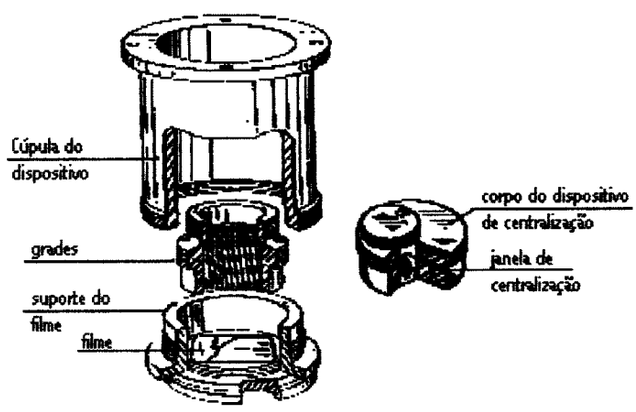


Figura 8 - Partes componentes do dispositivo (Roeck; Milne(1978))

Para proceder à localização do raio central do feixe de raios X, o primeiro passo consiste no acoplamento do dispositivo na saída do tubo de raios X, após a

retirada do colimador. Previamente instalado no interior do dispositivo, em um suporte posicionado sob as grades já citadas, encontra-se um filme odontológico. É efetuado um disparo de raios X, com o tubo operando a uma tensão de 50 kVp e produto corrente versus tempo de 1 mAs. O filme é então retirado, revelado manualmente e é verificada a posição na qual ocorreu a superposição das imagens das grades. Uma marca é feita neste ponto, e o filme é então reinserido no suporte, exatamente na mesma posição em que se encontrava anteriormente, o que é possível através da orientação fornecida por uma marca existente no filme. Um dispositivo de centralização (ver figura 8) é posicionado sobre o filme, e rotacionado de forma que uma pequena janela de acrílico fique exatamente sobre o ponto marcado no filme, sendo então fixado nesta posição. Uma câmera de orifício pode então ser posicionada sobre este dispositivo de centralização, de forma a coincidir precisamente a posição do orifício com a janela de acrílico, ou seja, com a posição do raio central como desejado. A parte do dispositivo contendo as grades e o filme odontológico exposto são retirados, e o corpo restante é novamente acoplado à carcaça do tubo. A partir daí, podem ser obtidas imagens da câmera de orifício com qualquer fator de magnificação que se queira, bastando para isso alterar a altura entre o dispositivo contendo a câmera e o filme radiológico empregado para registrar a imagem, posicionado sobre a própria mesa de exames do equipamento. Os autores acrescentam que o dispositivo também pode comportar, no lugar da câmera de orifício, um padrão de teste estrela.

Em princípio, de acordo com a descrição, o procedimento parece simples e preciso, bastando apenas um disparo de raios X e posterior revelação do filme odontológico para proceder à localização do raio central, sem a necessidade de um processo demorado de tentativa e erro, e sobretudo sem expor o operador à radiação. No entanto, a necessidade de revelar manualmente um filme odontológico pode ser um inconveniente quando da avaliação de pontos focais em grandes serviços de radiologia, onde todo o processamento dos filmes radiológicos é feito em máquinas automáticas. Outro fator que pode limitar o emprego deste dispositivo é a necessidade de desacoplar o colimador da saída do tubo de raios X, o que pode não ser sempre possível em todos os equipamentos, ou mesmo causar transtornos à rotina do serviço de radiologia. Também destacamos a pouca versatilidade, já que, segundo os autores, o dispositivo foi projetado para comportar uma câmera de orifício ou um

padrão de teste estrela apenas. Desta forma, fica restrito o uso do dispositivo a equipamentos com pontos focais de dimensões maiores que 0,3 mm, já que para pontos focais menores os padrões internacionais recomendam o uso do método da câmera de fenda, como citado em Everson; Gray (1987).

3.4 – Dispositivo Desenvolvido por Machado, L. M. R. C. (Machado (1988))

Na tentativa de superar as limitações dos dispositivos até aqui descritos, possibilitando a avaliação de pontos focais de qualquer tipo de equipamento radiográfico, e através do uso de quaisquer dos métodos existentes, Machado (1988) desenvolveu um dispositivo bastante versátil baseando-se em um princípio de alinhamento semelhante ao utilizado em Doi *et al.* (1975). A diferença básica consiste na utilização de uma fenda para efetuar o alinhamento do centro do dispositivo com o raio central.

O processo de verificação da posição do raio central com o auxílio de uma fenda é semelhante ao processo que utiliza um orifício. Se temos um conjunto fenda/sensor, onde estes elementos encontram-se posicionados paralelamente um em relação ao outro, coincidindo verticalmente a posição da fenda com o centro do sensor, e ambos movendo-se conjuntamente, sem alterar suas posições relativas, um feixe de radiação incidente sobre a fenda só incidirá sobre o centro do sensor quando a posição do conjunto coincidir com a posição de incidência do feixe de raios X que contém o raio central. Assim, deslocando o conjunto fenda/sensor em uma determinada direção até obter esta situação, e repetindo o procedimento em uma outra direção ortogonal à primeira, encontramos a posição exata de incidência do raio central.

O conjunto construído por Machado (1988) é composto basicamente por uma mesa suporte, apoiada por pés de altura regulável, e adaptável sob qualquer tipo de equipamento, sobre a qual encontram-se suportes para os objetos de teste a serem utilizados e para o dispositivo de sensoriamento e chassi radiográfico. Estes suportes permitem o deslocamento simultâneo do dispositivo de sensoriamento e da fenda em duas direções ortogonais, a fim de efetuar o alinhamento desejado, e possibilitando

posteriormente o posicionamento de quaisquer objetos de teste no centro do campo de radiação.

O dispositivo de sensoriamento foi construído a partir de um écran reforçador sobre uma base suporte de acrílico. Fios de cobre formam um reticulado sobre o écran, o qual é utilizado como referência pelo operador na verificação da posição de emissão de luz, quando da incidência de radiação.

O conjunto écran/fenda é inicialmente alinhado grosseiramente com o centro do campo, com a ajuda do campo de luz existente no equipamento radiográfico. Faz-se então uma primeira exposição, observando a posição de incidência da radiação que atravessa a fenda. Caso esta incidência não coincida com o centro do écran, o operador deve deslocar o conjunto até conseguir atingir esta situação, o que pode requerer várias tentativas. Feito isto, a fenda deve ser posicionada em direção perpendicular à sua posição inicial, e o procedimento é repetido. Para obter as imagens desejadas, o dispositivo de visualização é retirado da sua posição, e em seu lugar é posicionado um chassi contendo um filme radiográfico. Podemos obter imagens da própria fenda utilizada durante o alinhamento, ou substituí-la por um outro objeto de teste qualquer, bastando para isso substituir o suporte da fenda por um suporte adequado ao objeto em questão.

Este dispositivo contorna uma das limitações básicas do dispositivo descrito em Doi *et al.* (1975): pode ser utilizado em qualquer tipo de equipamento radiográfico, sem restrições. Por outro lado também expõe o operador à radiação durante o procedimento, já que este deve posicionar-se bem próximo ao dispositivo para conseguir visualizar a emissão de luz pelo écran e efetuar as correções necessárias. Estes ajustes podem ser demorados, caso o operador não esteja muito familiarizado com a tarefa. Outro inconveniente é o tamanho do aparato, que precisa ser desmontado para o seu transporte. Destes fatores resulta um procedimento demorado, que torna necessária uma interrupção da rotina de exames clínicos do equipamento.

3.5 – Dispositivo Utilizado por Costa, P. R. e Furquim, T. A. C. (Costa; Furquim (1996))

Tanto no dispositivo desenvolvido por Doi *et al.* (1975) como no desenvolvido por Machado(1988), um dos principais inconvenientes apontados consiste na exposição do operador à radiação durante o alinhamento, em decorrência do processo de verificação visual da posição relativa entre o objeto de teste utilizado e o raio central, com o auxílio de écrans reforçadores. Uma alternativa segura para o uso de écrans seria o uso de sensores eletrônicos, o que adicionalmente eliminaria a subjetividade implícita em todo procedimento de inspeção visual humana, sobretudo considerando que a emissão de luz pelo écran pode durar apenas uma fração de segundo, em condições de operação típicas de muitos equipamentos radiográficos. Em Costa; Furquim (1996) os autores propõem o uso de um dispositivo CCD (Sens-A-Ray - Regam Medical Systems), tanto como sensor de raios X como para o registro digital da imagem utilizada para avaliação das características do ponto focal, além de uma nova metodologia de alinhamento, baseada na imagem de um objeto de teste composto por 5 pequenas esferas radiopacas, dispostas como ilustrado na figura 9.

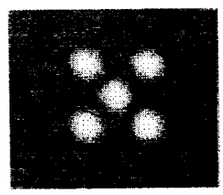


Figura 9 – Imagem do objeto de teste utilizado por Costa; Furquim (1996).

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 exposição aos raios X e é verificada, na imagem do objeto captada pelo dispositivo, a distância relativa entre as esferas. No objeto real, estas distâncias são iguais, de modo que na situação de perfeito alinhamento vertical entre o raio central e o centro do objeto as imagens das esferas também serão eqüidistantes. O operador deve deslocar o objeto e efetuar disparos de raios X até verificar esta situação. Feito isto, o objeto de teste utilizado no alinhamento pode ser substituído por câmeras de fenda, orifício ou pelo padrão de teste estrela. São feitos vários disparos, em condições típicas de operação do equipamento de raios X, até que seja obtida uma imagem com contraste adequado para as medições necessárias.

O dispositivo CCD empregado consiste na verdade em uma câmera originalmente construída para substituir filmes radiográficos na captação e registro de imagens odontológicas. Além da câmera CCD, o sistema é composto por um monitor de vídeo para visualização e um "software" para manipulação e armazenamento das imagens. Este "software", entre outras operações, pode calcular a distância entre diferentes pontos na imagem, utilizando como parâmetro o tamanho real dos "pixels" da câmera, 25 μm. Esta função pode ser utilizada tanto no processo de alinhamento, para medir a distância entre os centros das esferas do objeto de teste, como para medir o tamanho das imagens das câmeras de fenda ou orifício, para determinação das dimensões do ponto focal.

Entre as vantagens apontadas pelos autores, estão a objetividade no processo computacional de avaliação das imagens, a eliminação do filme radiográfico no registro das imagens, o que diminui os custos operacionais, além de uma menor exposição requerida pela câmera CCD, se comparada à exposição requerida pelo filme, para obtenção de um bom contraste na imagem, diminuindo o risco de sobrecarga do tubo, conforme estudo publicado por Furquim *et al.* (1996). No entanto, o tempo dispendido para a execução do alinhamento é bastante longo, e grandemente dependente do grau de treinamento do operador para a tarefa. Além disso, o sistema apresenta uma desvantagem muito importante: o alto custo associado a dispositivos que utilizam câmeras CCDs, o que inviabiliza a sua aquisição por muitos serviços de radiologia.

3.6 – Dispositivo Desenvolvido por Santos, L. H. E. (Santos (1997))

Com o intuito de contornar os inconvenientes apontados no dispositivo descrito em Machado (1988) - exposição do operador durante o alinhamento e grandes dimensões, Santos (1997) desenvolveu um dispositivo de dimensões consideravelmente menores, que pode ser posicionado sobre a mesa de exames de qualquer tipo de equipamento radiográfico, e que utiliza uma matriz de sensores eletrônicos em substituição ao écran. O princípio de alinhamento, o mesmo utilizado pelo dispositivo de Machado (1988), é ilustrado na figura 10.

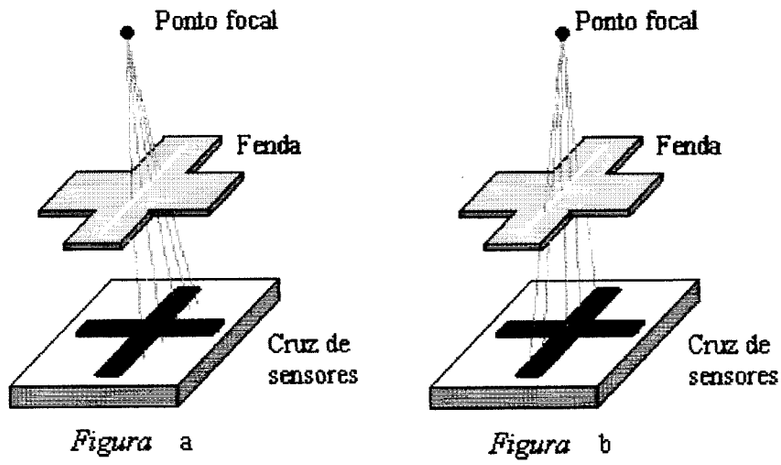


Figura 10 - Ilustração esquemática do processo de alinhamento utilizando fenda e cruz de sensores (Santos (1997))

Para efetuar o alinhamento em duas direções ortogonais, como necessário para determinar o centro do campo, o suporte para a fenda e a matriz de sensores foram construídos em forma de cruz. Os sensores foram encaixados em uma placa de acrílico, que é fixada, através de um encaixe, na base sob o suporte da fenda, onde também pode ser posicionado o chassi radiográfico, de forma que o centro da matriz esteja exatamente sob o centro do suporte da fenda. O conjunto fenda/sensores pode ser deslocado ao longo do campo de radiação, mantendo a posição relativa entre as partes, através de um sistema de trilhos. Uma ilustração do "lay-out" mecânico do dispositivo encontra-se na figura 11. A saída de cada sensor encontra-se conectada a um circuito de tratamento do sinal, que amplifica e converte a pequena corrente elétrica resultante, quando da incidência de radiação, em uma tensão suficientemente alta para acender um LED. Adicionalmente, um circuito registrador faz com que o LED permaneça aceso mesmo após cessar a incidência de raios X. Assim, quando o operador efetua um disparo de raios X, os LEDs correspondentes aos sensores que receberam radiação permanecerão acesos, permitindo que ele verifique quais sensores foram irradiados, sem a necessidade de posicionar-se próximo ao dispositivo durante a exposição, para que possa efetuar os ajustes necessários para obter o alinhamento.

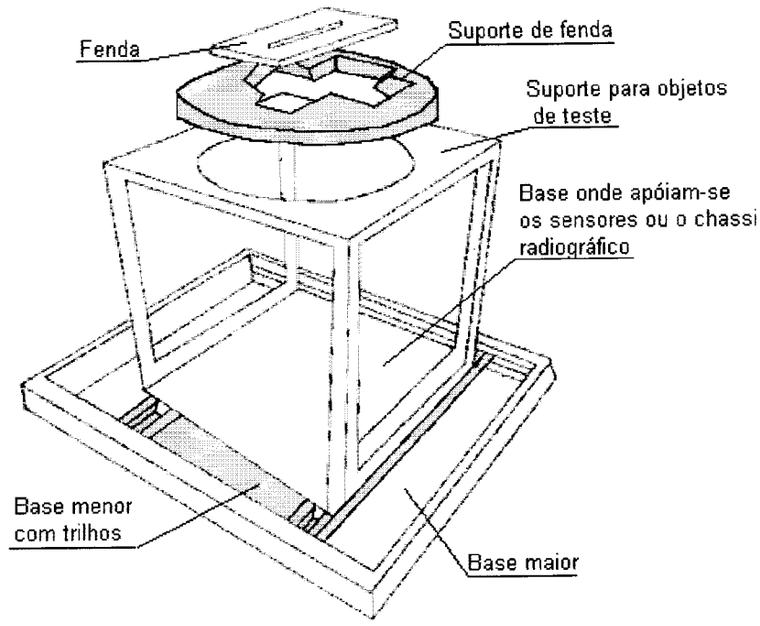


Figura 11 - Ilustração do "lay-out" mecânico do dispositivo de Santos (1997)

O primeiro passo para obtenção do alinhamento é o posicionamento do dispositivo sobre a mesa de exames, imobilizado através de ventosas existentes nos pés de apoio da base maior. O conjunto fenda/sensores é então alinhado grosseiramente no centro do campo, com o auxílio do campo de luz existente no equipamento. A fenda é posicionada sobre o seu suporte, na direção paralela ou perpendicular ao eixo cátodo-ânodo, e a placa com os sensores é encaixada na base sob o suporte. É efetuado um disparo de raios X, após o qual o operador verifica qual ou quais LEDs foram acesos. Caso a fenda encontre-se sob a posição de incidência do raio central do feixe de raios X, todos os LEDs correspondentes aos sensores do braço da cruz sob a fenda estarão acesos. Caso contrário, o operador deverá ajustar a posição do conjunto de sensoriamento, apagar os LEDs que estiverem acesos, através de um "reset" manual do circuito armazenador de sinal, e efetuar um novo disparo de raios X, repetindo este procedimento até obter a situação desejada. Feito isto, a fenda deve ser colocada em posição perpendicular à inicial, e todo o processo deve ser repetido.

Alinhado o centro do conjunto fenda sensores com a posição do raio central do feixe de raios X, as imagens necessárias para a avaliação do ponto focal podem

ser obtidas, substituindo para tanto, na base sob a fenda, a placa de sensores por um chassi contendo um filme radiográfico. Podem ser obtidas tanto imagens da própria fenda utilizada no processo de alinhamento, como também imagens de quaisquer outros objetos de teste que se queira, bastando para tanto adaptar um suporte adequado em substituição ao suporte da fenda.

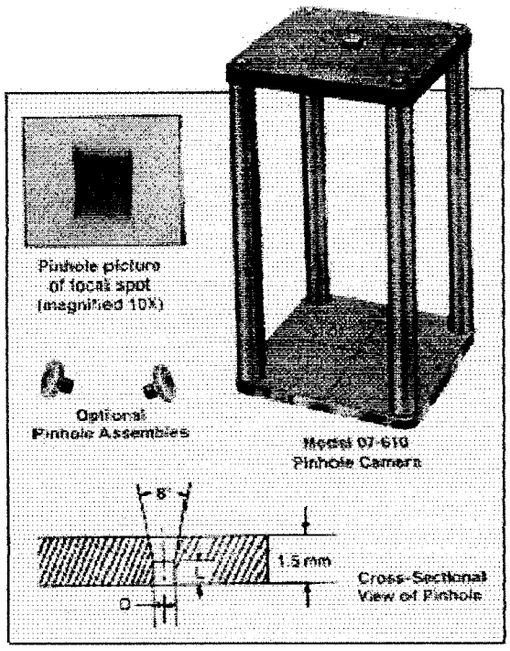
Entre as vantagens apresentadas por este dispositivo podemos apontar, além da ausência de risco para o operador e da versatilidade, o baixo custo e facilidade de manutenção. Isto porque os sensores utilizados, fotosensores de silício com 1 cm^2, bem como os demais componentes eletrônicos utilizados, são facilmente encontrados no mercado e a um custo acessível. O procedimento de alinhamento também é bem simples e não requer mais do que 15 minutos, o que o torna adequado para aferições rotineiras. A parte mecânica é bem leve e pode ser desmontada, e todo o aparato, incluindo a placa contendo os circuitos eletrônicos e a fonte necessária para alimentar os componentes, pode ser transportado com facilidade de uma sala de exames para outra, ou entre diferentes hospitais.

3.7 – Dispositivos Disponíveis Comercialmente

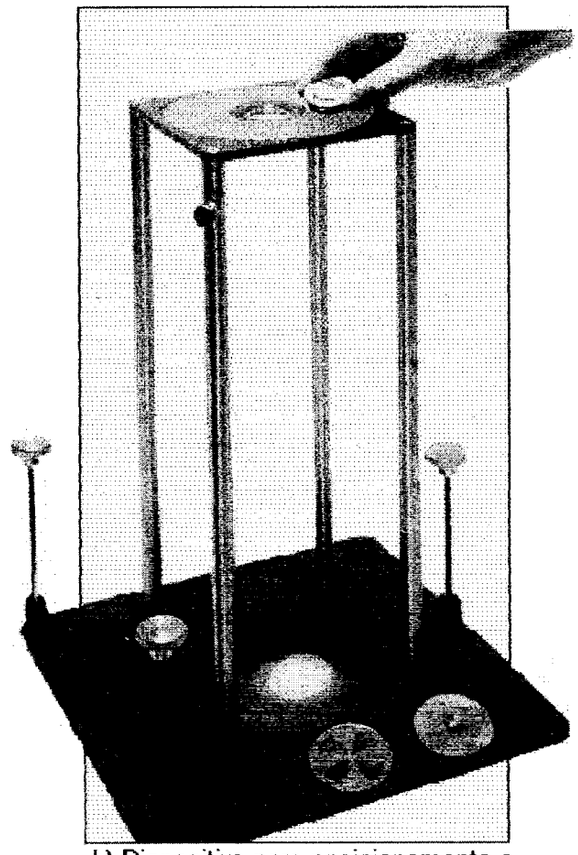
Dentre os poucos dispositivos comercialmente disponíveis para posicionamento de objetos de teste no centro do campo de radiação, alguns (X-Ray Pinhole Camera, Multipurpose Focal Spot and HVL Test Stand e Mammography Focal Spot Test Stand, Nuclear Associates, figuras 12.a, b e c respectivamente) baseiam-se na metodologia de alinhamento utilizada no protótipo descrito em Doi *et al.* (1975), utilizando um orifício e écrans reforçadores com marcas de centralização, outro (Roeck Focal Spot Camera, Nuclear Associates) baseia-se no princípio de alinhamento proposto em Roeck; Milne (1978), através da imagem de duas grades superpostas, e por fim encontramos um dispositivo extremamente sofisticado (RFM – Real Time Focusmeter, RTI Eletronics), que utiliza para o sensoriamento do feixe de raios X uma matriz de CCDs e imagens de fenda para localizar o raio central. A seguir descreveremos brevemente estes dispositivos, baseando-nos em informações fornecidas pelos fabricantes.

Dentre os modelos fornecidos pela Nuclear Associates (figura 12), um possui características adaptadas para uso especifico em equipamentos mamográficos, e os demais são utilizáveis em equipamentos convencionais de raios X. Na figura 12.a, temos ilustrado o dispositivo composto por uma câmera de orifício engastada em um suporte de altura regulável, na base do qual encontra-se um écran reforçador com marcas para indicar o alinhamento entre o orifício e o raio central do feixe de raios X. Dois outros orifícios suplementares, na base superior do suporte, são utilizados para auxiliar a aferição deste alinhamento por triangulação. A altura máxima do suporte, segundo o fabricante, é de 60 cm. O suporte vem suprido por uma câmera de orifício com 75 μm de diâmetro, mas é possível acoplar na mesma base câmeras com outros diâmetros de abertura, que são fornecidas avulsas. Este dispositivo foi utilizado por Arnold *et al.* (1973), em estudo no qual propuseram o uso de grandes fatores de magnificação na aquisição das imagens de câmeras de orifício, cerca de 30 vezes ou mais, a fim de possibilitar a varredura do perfil de intensidade na imagem com o uso de um densitômetro comum, em substituição aos microdensitômetros geralmente utilizados para tal fim, equipamentos caros e conseqüentemente pouco acessíveis. Mesmo utilizando combinações écran-filme para registrar as imagens, ao invés de um filme radiográfico de alta resolução, esta proposta esbarra no fato de que, em função das grandes distâncias foco-filme necessárias para obter tais fatores de magnificação, torna-se necessário um longo tempo de exposição para se conseguir um contraste satisfatório na imagem, aumentando a carga de trabalho do tubo de raios X, além da dificuldade prática de posicionamento do aparato para obtenção de tais distâncias.

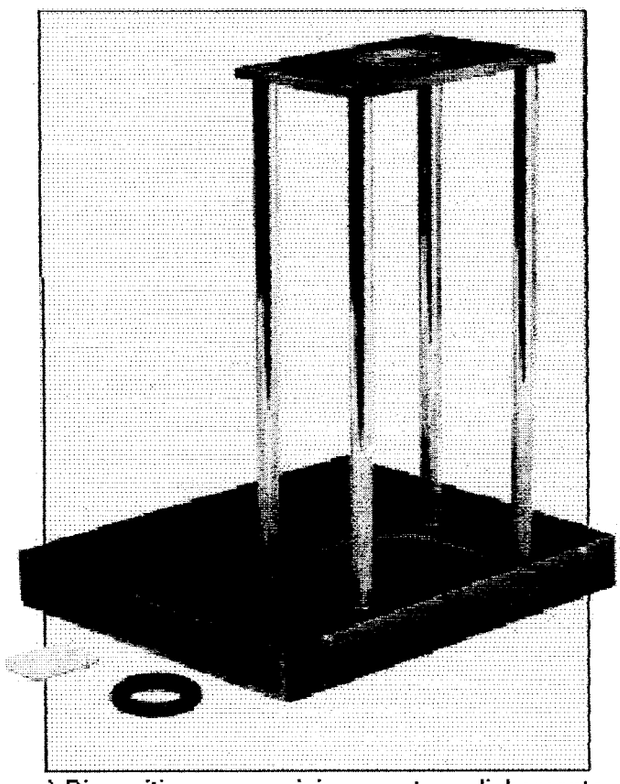
Um outro dispositivo suporte mais versátil encontra-se ilustrado na figura 12.b. O encaixe na parte superior permite o posicionamento, além de câmeras de orifício com vários diâmetros de abertura, também de câmeras de fenda e padrões de teste estrela, bem como de filtros utilizados na avaliação da camada semi-redutora do feixe. O alinhamento é efetuado com o auxílio de um écran com marcas de centralização na base inferior do suporte. Os apoios do suporte possuem altura regulável, entre 43 e 80 cm, e o chassi contendo o filme radiográfico pode ser posicionado sob a sua base inferior, na qual existem parafusos que permitem regular a altura do suporte à mesa de exames e corrigir, se necessário, o paralelismo entre os planos das bases do suporte e o plano perpendicular ao raio central do feixe de



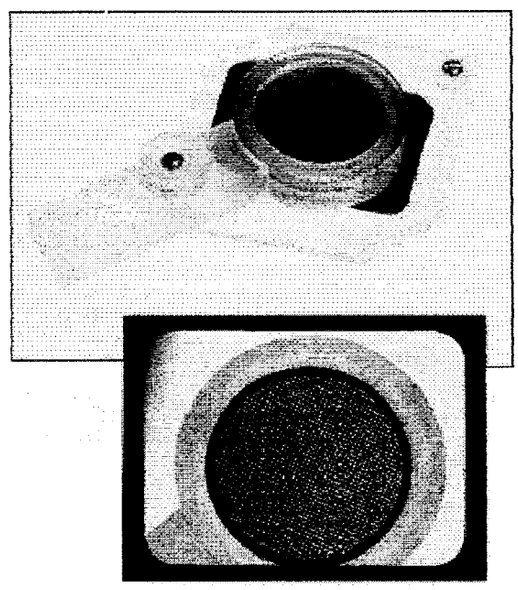
a) Câmara de orifício com suporte para alinhamento



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 12 – Dispositivos fornecidos pela Nuclear Associates para posicionamento e alinhamento dos objetos de teste utilizados no estudo das características do ponto focal com o raio central do feixe de raios X

radiação. Este dispositivo foi utilizado nos ensaios efetuados para o estudo comparativo dos diferentes métodos de avaliação do ponto focal em Everson; Gray (1987).

Para a avaliação de pontos focais de equipamentos mamográficos, a Nuclear Associates oferece o dispositivo ilustrado na figura 12.c, o qual permite o acoplamento dos objetos de teste utilizados juntamente com os outros dispositivos (câmera de orifício, de fenda e padrão estrela), e a obtenção de imagens com diferentes fatores de magnificação. O alinhamento, similarmente aos anteriores, é efetuado com o auxílio de um écran reforçador.

Além destes dispositivos que utilizam écrans, também é oferecido pela Nuclear Associates um dispositivo baseado no protótipo descrito em Roeck; Milne (1978), além de um outro dispositivo de alinhamento (figura 12.d), também baseado no princípio da imagem de grades superpostas, e que pode ser acoplado aos suportes descritos anteriormente, ao invés de ser encaixado na carcaça do tubo de raios X.

Uma alternativa muito mais sofisticada às opções oferecidas pela Nuclear Associates é o RFM - Real Time Focusmeter - produzido pela RTI Eletronics. Este dispositivo, ilustrado na figura 13, utiliza sensores CCD para verificação do alinhamento entre o centro de uma câmera de fenda e o raio central do feixe de raios X, e faz os ajustes necessários automaticamente. Segundo o fabricante, com apenas três disparos de raios X o sistema alinha a câmera de fenda e obtém duas imagens desta, uma na posição paralela e outra na posição perpendicular ao eixo cátodo-ânodo. No primeiro disparo, a câmera CCD registra a imagem, verificando a posição de incidência da radiação relativa à posição do raio central, e o "software" que acompanha o sistema calcula e efetua as correções necessárias no posicionamento do conjunto fenda/CCD. Também são calculados a distância do ponto focal e o fator de magnificação da imagem. Efetuado o alinhamento, são obtidas as duas imagens de fenda para medição das dimensões do ponto focal. As larguras das imagens são determinadas automaticamente pelo "software", e o sistema também fornece, ilustrado na tela do computador acoplado ao dispositivo, o perfil de distribuição de intensidade de cada imagem e a FTM correspondente. Podem ser avaliados pontos focais com dimensões nominais menores que 100 μm.

Algumas características favoráveis do RFM apontadas pelo fabricante: cálculo automático das FTMs, requer apenas um disparo de raios X para a obtenção

de 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". Até aqui, comparando-se este com os demais dispositivos até então descritos, sua superioridade parece muito evidente. No entanto, este sistema apresenta uma grande desvantagem: um custo altíssimo, que inviabiliza a sua aquisição por grande parte dos serviços de radiologia, ainda mais considerando que o sistema é altamente dedicado, ficando seu emprego limitado à tarefa de obtenção das características do ponto focal apenas pelo método da câmera de fenda.

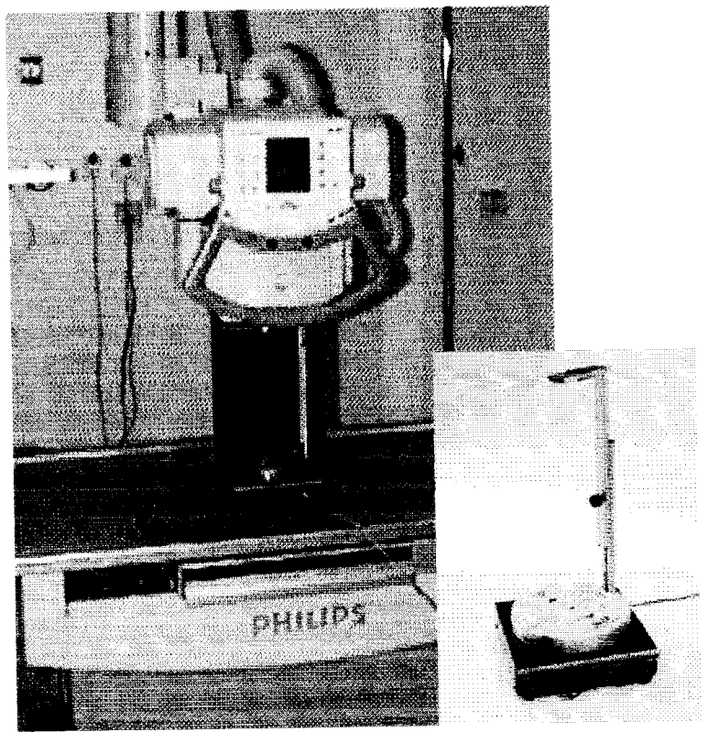


Figura 13 – RFM – Real Time Focusmeter (RTI Eletronics), posicionado sob equipamento de raios X convencional

3.8 – Conclusões

Ao descrever cada um dos dispositivos citados até aqui, apontamos o que acreditamos ser as suas vantagens e também as suas principais limitações. Alguns

EESC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA E INFORMAÇÃO

fatores que julgamos de fundamental importância nesta avaliação: segurança do operador durante o procedimento, não expondo-o aos riscos da exposição à radiação; precisão do alinhamento, uma condição fundamental para a confiabilidade das medições do ponto focal a serem feitas; versatilidade, tanto no que diz respeito aos possíveis tipos de estudos a serem efetuados com o auxílio do dispositivo, como também a possibilidade destes estudos aplicarem-se a qualquer tipo de equipamento radiográfico; portabilidade, de forma a permitir o transporte do dispositivo facilmente entre diferentes salas de exames ou hospitais; praticidade, possibilitando a execução de medições rápidas, e efetuadas por qualquer técnico de raios X, sem necessidade de habilidade especial ou treinamento específico para a tarefa; e além de tudo isso um custo acessível, tornando possível a sua aquisição por um grande número de serviços de radiologia.

Dentre os dispositivos, aqueles que utilizam écrans para o sensoriamento do campo de radiação e localização do raio central, tais como os descritos em Doi *et al.* (1975) e Machado (1988), não atendem à primeira, e mais importante, das condições: a segurança do operador. Durante a exposição, para conseguir visualizar a emissão de luz pelo écran e verificar a posição relativa entre a fenda ou orifício e o raio central, o operador deve posicionar-se inevitavelmente próximo ao aparato. Além do risco inerente a este procedimento, também podemos apontar como inconveniente a subjetividade implícita na verificação visual da posição na qual ocorre a incidência de radiação, já que a emissão de luz pode ter a duração de apenas frações de segundo. Esta subjetividade acarreta uma grande dependência entre o tempo necessário para executar o alinhamento e a experiência e habilidade do operador, podendo também comprometer a precisão. Convém lembrar que um longo tempo de exposição pode acarretar danos ao tubo de raios X, além de alterar a rotina de exames do serviço de radiologia.

No dispositivo descrito em Roeck; Milne (1978), que encontra-se disponível comercialmente, não existe risco de exposição do operador, e o procedimento de alinhamento em princípio parece simples e relativamente rápido. No entanto, a necessidade de revelar um filme odontológico manualmente pode representar um transtorno, já que em muitos serviços de radiologia todo o processamento de filmes é feito com o auxílio de processadoras automáticas. Além disso, há a necessidade de acoplar-se o dispositivo à janela de saída do tubo de raios X, retirando para tanto o

colimador ali existente. Adicionalmente, podemos apontar a pouca versatilidade no que tange aos tipos de estudos que podem ser feitos para a avaliação do ponto focal, já que, segundo os autores, podem ser acoplados ao dispositivo apenas câmeras de orifício e padrões de teste estrela.

O sistema proposto em Costa; Furquim (1996) apresenta dois grandes inconvenientes que inviabilizam seu emprego em avaliações rotineiras: o alto custo do dispositivo de aquisição de imagens e o longo tempo necessário para efetuar o alinhamento. Já o RFM, que também emprega um sistema de aquisição de imagens que utiliza CCDs, o que o torna muito caro, apresenta como grande vantagem a rapidez e a automação do processo de alinhamento, aquisição das imagens e avaliação das dimensões do ponto focal, além de fornecer o perfil de distribuição de intensidade e a FTM do ponto focal. Entretanto, é um sistema altamente dedicado, o que torna a sua relação custo benefício pouco favorável.

No dispositivo descrito em Santos (1997) o sensoriamento eletrônico é efetuado com o auxílio de fotosensores facilmente encontrados no mercado e a um baixo custo. O procedimento de alinhamento é rápido, seguro e não exige habilidade do operador. Além disso o dispositivo tem dimensões reduzidas e é muito versátil, podendo ser utilizado em qualquer tipo de equipamento radiográfico, e permitindo o posicionamento no centro do campo de radiação de qualquer tipo de objeto de teste que se queira. Sua única limitação é a precisão do alinhamento, determinada pelas dimensões físicas de cada fotosensor e o espaçamento entre eles.

4 – CONCEITOS TEÓRICOS RELACIONADOS COM A PESQUISA

4.1 – Características de Campo

4.1.1 – Introdução

A nitidez da imagem radiográfica depende, entre outros fatores, da posição do objeto a ser radiografado sob o feixe de raios X. Esse fenômeno, chamado de característica de campo, por Doi, K., em Doi (1977), é causado pela angulação do ânodo que resulta em diferentes tamanhos e formas do ponto focal, quando este é observado de várias posições do campo de radiação, como mostra a figura 14.

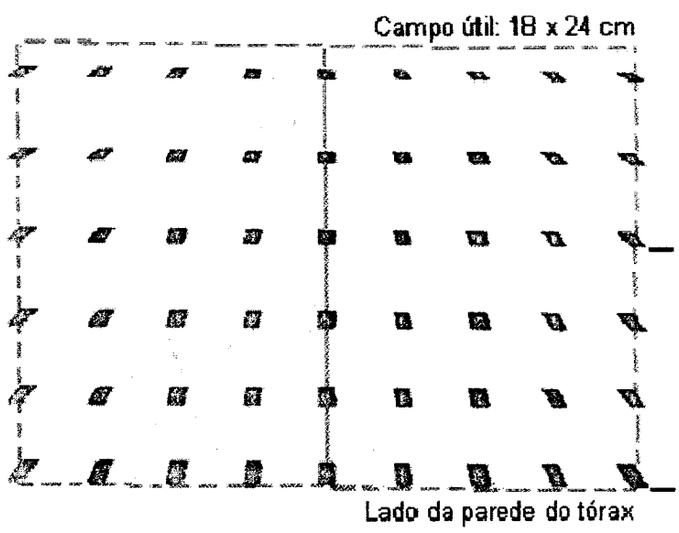


Figura 14 – Ilustração da influência da característica de campo sobre o ponto focal (Kratzat (1988))

Alguns pesquisadores, apesar de considerarem a característica de campo um fator importante, têm tratado o plano objeto como invariante, assumindo que a imagem do objeto mantém sua forma quando este é movido no campo.

Entretanto, essa simplificação tem importantes implicações na análise de imagens de raios X. A teoria das funções de transferência, utilizada para avaliar a qualidade de sistemas radiográficos, só pode ser aplicada a sistemas lineares e invariantes no plano. A variância dos sistemas radiográficos pode ser contornada alinhando-se o dispositivo experimental perfeitamente no centro do feixe de raios X (Doi; Rossmann (1974b)). Tal procedimento permite avaliar a deformação devida ao ponto focal, mas, dificilmente avalia a qualidade da imagem nas condições de um exame radiológico, em que se torna inevitável o deslocamento de estruturas anatômicas em relação ao centro do feixe.

4.1.2 - Determinação do Tamanho do Ponto Focal em Várias Posições do Campo Através de Relações Geométricas

Para se discutir a característica de campo, Doi, K. em Doi (1977), fez várias suposições para que fosse possível simplificar a relação entre o tamanho do ponto focal no centro do campo e em outra posição qualquer do plano imagem:

- a distribuição angular do feixe de raios X emitido é uniforme;
- os raios X emitidos pela parte interna do alvo são desprezados, de tal modo que a fonte de raios X é considerada como uma fonte plana, ou seja, a superfície do alvo é um plano.

A figura 15 mostra o plano do alvo de um tubo de raios X com um ângulo de inclinação α, o plano objeto e o plano imagem. O eixo cátodo-ânodo é uma direção paralela aos planos objeto e imagem. O plano do alvo intercepta estes dois com um ângulo $(\pi/2 - \alpha)$, sendo α o ângulo de inclinação do alvo. A posição no plano do alvo é especificada pelo uso de duas escalas S_X e S_Y. A escala S_X é paralela aos planos objeto e alvo e a escala S_Y é perpendicular à escala S_X. As duas escalas se interceptam no ponto T, que é considerado o centro do ponto focal.

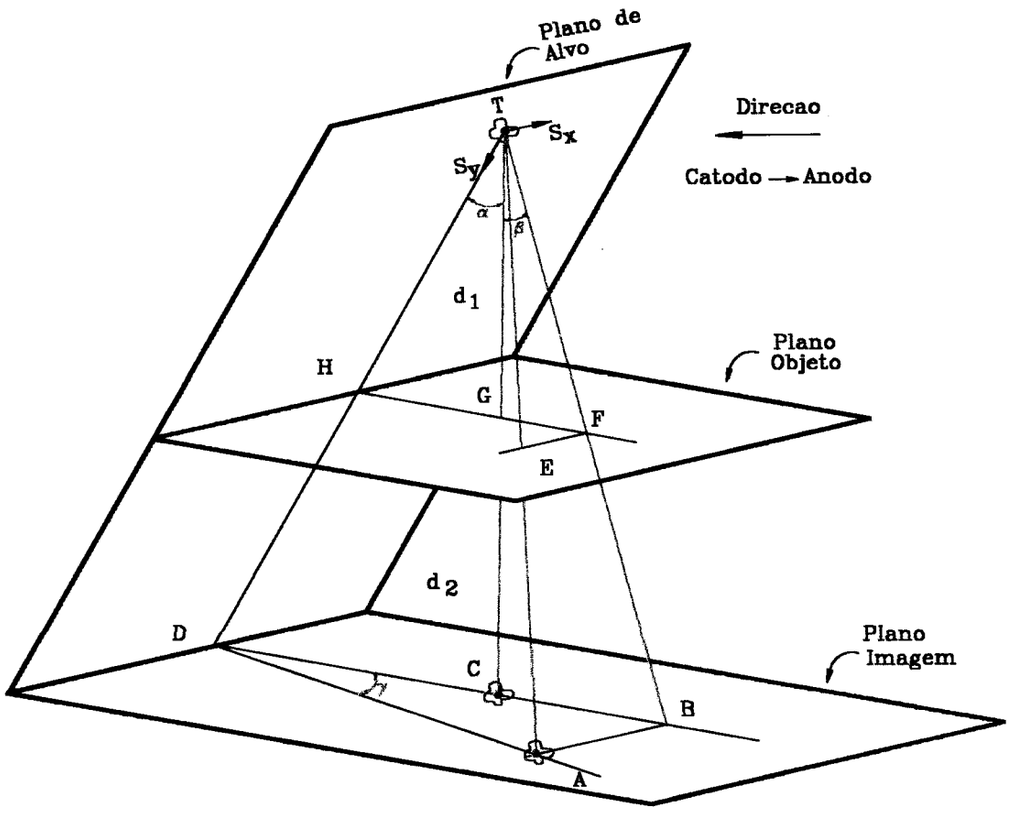


Figura 15 - Plano do alvo, plano objeto e plano imagem (Doi (1977)).

Ainda com relação a figura 15, o feixe central de raios X pode ser definido como uma linha vertical, do ponto ***T*** para os planos objetos e imagem, cruzando os planos nos pontos ***G*** e ***C***. A distância entre ***T*** e ***G*** é ***d1*** (distância foco/objeto) e a distância entre ***G*** e ***C*** é ***d2*** (distância objeto/imagem). A extensão da escala S_Y intercepta os planos objeto e imagem nos pontos ***H*** e ***D***, respectivamente. Um feixe de raios X arbitrário chega ao ponto ***A***, no plano imagem, passando pelo ponto ***E*** no plano objeto.

Utiliza-se um feixe complementar que chega aos pontos ***B*** e ***F*** nos planos imagem e objeto, respectivamente; a linha ***AB*** é paralela à intersecção do plano imagem com o plano do alvo. Com esta geometria, a localização de um feixe de raios X arbitrário no plano imagem pode ser especificada por dois ângulos β e γ, sendo β o ângulo ***BTC*** e γ é o ângulo ***ADB*** (Marques (1998)).

Pode-se observar na figura 16 que as escalas S_X e S_Y , na posição central do feixe, correspondem às imagens S_K e S_C, respectivamente, quando a projeção é feita através do ponto G. Analogamente, nas posições A e B, as escalas (S_K, S_A) e (S_K, S_B) são obtidas através das projeções das escalas (S_X, S_Y).

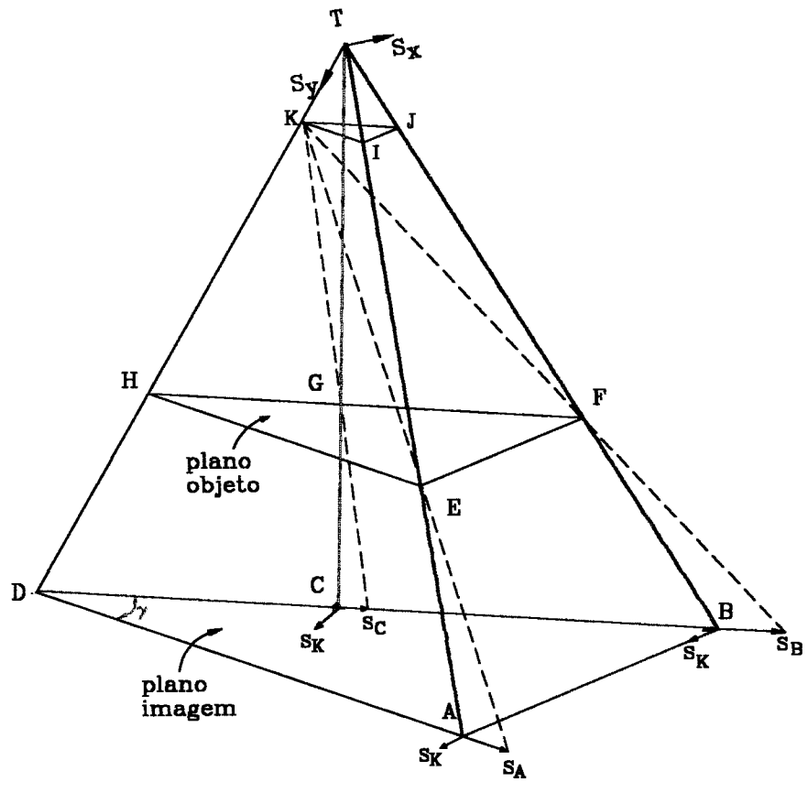


Figura 16 - Alvo com pequenas escalas e o plano imagem (Doi (1977)).

Para estas três posições A, B e C, as imagens S_K que correspondem à escala S_X são paralelas entre si e seus tamanhos são os mesmos, porque a escala S_X está num plano paralelo aos planos objeto e imagem. Porém, os tamanhos das escalas S_A e S_B são diferentes da escala S_C, porque a escala S_Y está no plano do alvo, que é oblíquo ao plano imagem. As relações entre os tamanhos dos lados do ponto focal em várias posições do campo, podem ser, agora, determinadas.

A figura 17 mostra um ponto focal retangular de dimensões ***a*** e ***b*** no centro do campo. Os novos valores desses lados (***a'*** e ***b'***), em uma certa posição que dista ***d*** da origem, podem ser determinados através de algumas equações.

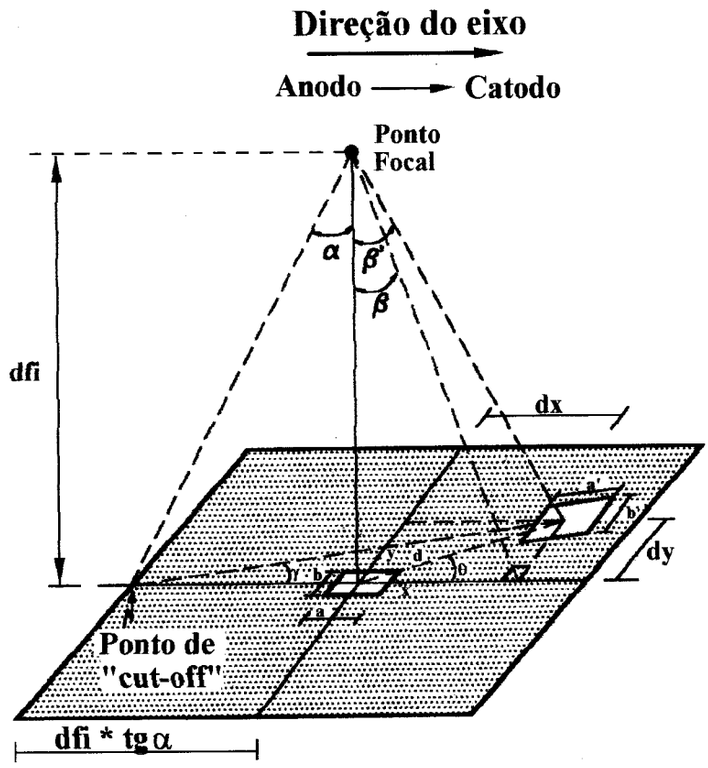


Figura 17 - Representação do ponto focal no centro do campo e em uma posição arbitrária (Marques (1998)).

Primeiro, deve-se calcular o novo valor do lado ***a*** do ponto focal em uma posição que dista ***dx*** do centro do feixe (***dy*** = **0**) (ver figura 18).

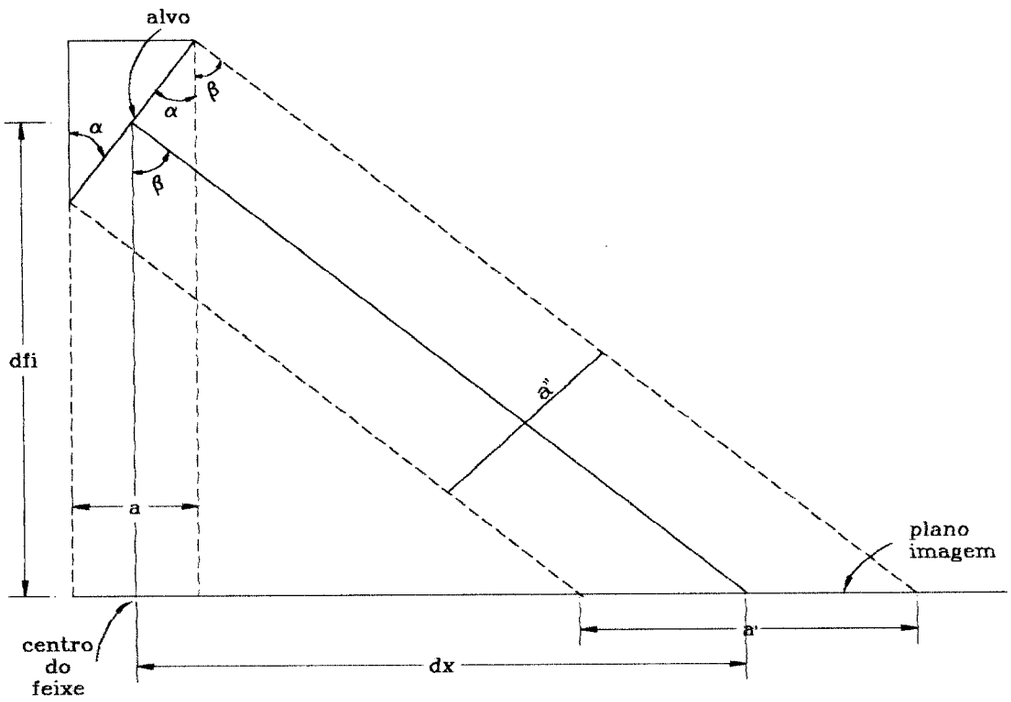


Figura 18 - Cálculo do lado *a'* do ponto focal em uma posição qualquer do eixo *x* (*dy* = 0) (Marques (1998)).

Chamando de a'' o tamanho do lado do ponto focal na direção perpendicular aos raios X, vem:

$$a'' = alvo * \text{sen}(\alpha + \beta) \tag{4}$$

onde:

$$alvo = \frac{a}{\text{sen}(\alpha)} \tag{5}$$

$$\beta = \arctan\left(\frac{dx}{dfi}\right) \tag{6}$$

substituindo a equação (5) na equação (6), encontra-se:

$$a' = \frac{a}{\text{sen}(\alpha)} * \text{sen}(\alpha + \beta) \tag{7}$$

O novo valor de um lado do ponto focal, agora no plano imagem é:

$$a' = \frac{a''}{\cos(\beta)} \tag{8}$$

Como foi dito anteriormente, o lado ***b*** do ponto focal não muda, pois está num plano paralelo aos planos objeto e imagem, assim:

$$b' = b \tag{9}$$

Com isto, para uma posição qualquer do campo, o tamanho do lado ***a*** do ponto focal, segundo Doi, K. em Doi (1977), pode agora ser facilmente determinado através das seguintes equações:

$$a' = \frac{a''}{\cos(\beta) * \cos(\gamma)} \tag{10}$$

onde:

$$\gamma = \arctan\left(\frac{dy}{dfi * tg(\alpha) + dx}\right) \tag{11}$$

e β é determinado pela Eq. (6) e a'' é determinado pela Eq. (7) (ver figura 18).

4.2– Efeito "heel"

4.2.1 – Introdução

O efeito "heel" é um fenômeno que causa uma diminuição na intensidade do feixe dos raios X ao longo do campo de radiação e foi descrito por vários pesquisadores: Fritz; Livingston (1982), Fritz; Livingston (1985), Gratale *et al.* (1990), Pereira (1982), dentre outros. Este fenômeno também é conhecido como distribuição angular ou efeito "anódio" e provoca no filme um gradiente de radiação que pode variar de 75 a 125% com relação ao centro do campo (figura 19).

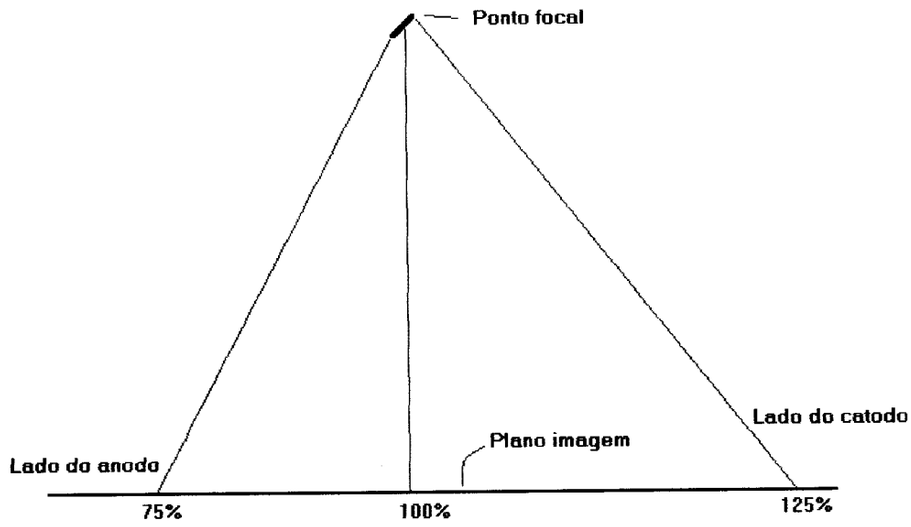


Figura 19 - Variação da distribuição de intensidade ao longo do campo de radiação (Curry III *et al.* (1990)).

Esta variação na intensidade dos raios X é causada pela maior absorção dos raios X que passam através de espessuras maiores do alvo, como descrito por Wilks (1987), Curry III *et al.* (1990), dentre outros.

Teoricamente, o feixe de elétrons deveria colidir com a superfície do ânodo e toda a radiação também deveria ser produzida na superfície, porém isso não ocorre. Os elétrons emitidos pelo filamento, em alta velocidade, penetram no material do alvo, antes de chocarem-se com alguns átomos para produzir radiação, fazendo com que a radiação produzida esteja imersa no ânodo e, dependendo do ângulo de saída, ser mais ou menos absorvida pelo alvo, como mostra a figura 20 (Marques (1998)).

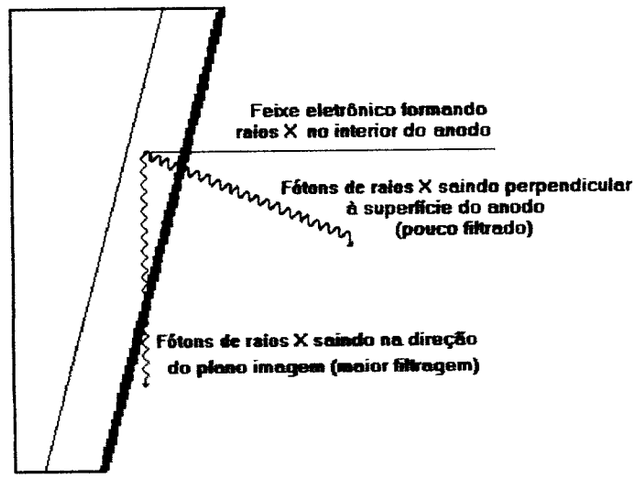


Figura 20 - Esquema simplificado da ocorrência do efeito "heel" (Marques (1998)).

A radiação que sofre a menor absorção pelo alvo é aquela que sai perpendicular à sua superfície (figura 20), pois a espessura de material que ela deve percorrer é menor. Em qualquer outro ângulo de saída, menor que 90°, a radiação precisa percorrer um caminho cada vez maior, proporcional à diminuição do ângulo, e por isso é mais absorvida pelo material.

4.2.2 – A Distribuição Angular dos Raios X

4.2.2.1 – Alvo "Fino"

Em Johns; Cunningham (1983), os autores descrevem que, se um feixe de elétrons de baixa energia incide em um alvo muito fino, os raios X são irradiados primeiramente nas direções de ângulos retos ao feixe de elétrons. A curva *A* da figura 21.b, mostra os dados experimentais obtidos para distribuição angular de raios X produzidos pelo bombardeamento de uma folha de alumínio de 200 mm de espessura e 34 keV.

O comprimento das setas do alvo indica a intensidade relativa em diferentes direções. A distribuição no espaço é encontrada pela rotação da curva sobre o eixo do feixe de elétrons. Pode-se ver que a intensidade máxima está na direção do ângulo de 55° com o feixe de elétrons, enquanto que a intensidade na direção do feixe de elétrons é pequena e a intensidade contrária ao feixe é zero.

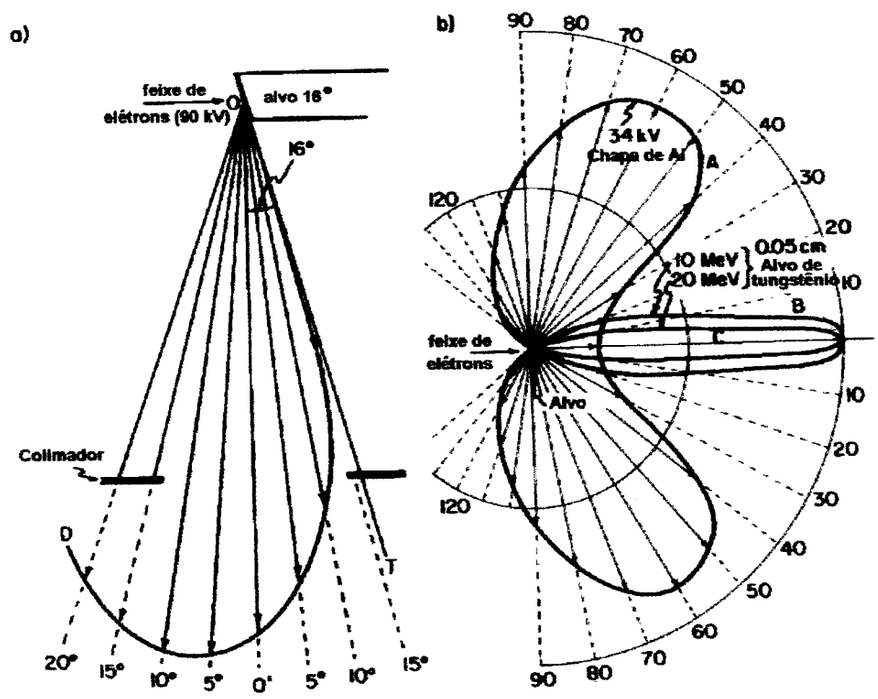


Figura 21 - Diagrama polar mostrando a variação da intensidade dos raios X com o ângulo, produzidos pelo bombardeamento de vários alvos (Johns; Cunningham (1983)).

A figura 21.b mostra na curva *A* dois lóbulos com distribuições de intensidades altas. As curvas *B* e *C* são curvas teóricas calculadas para a distribuição angular da

radiação produzida pelo bombardeamento de um alvo de tungstênio de 0,05 cm de espessura e 10 e 20 MeV respectivamente (Johns; Cunningham (1983)).

4.2.2.2 – Alvo "Grosso"

A figura 21.a mostra um tubo de raios X com um alvo "grosso" e que é encontrado na prática. Este alvo é "grosso" o suficiente para parar o feixe de elétrons, fazendo com que estes sejam desviados da sua direção inicial de tal forma que os raios X são produzidos em todas as direções sobre o ponto O do alvo (Johns; Cunningham (1983)).

Isto faz com que os fótons que forem produzidos nas direções à direita da linha OT serão absorvidos pelo alvo e não "escaparão", como ilustrado pela distribuição polar da figura 21.a. A máxima produção está, geralmente, entre 5° e 10° do lado do cátodo (do lado esquerdo da linha OO') e cai lentamente quando o ângulo é incrementado além de 10°.

A distribuição mostrada na figura 21.a é típica de um tubo de raios X diagnóstico com um alvo com inclinação de 16°. Naturalmente, se o ângulo de inclinação do alvo é menor, o feixe de raios X será cada vez mais comprimido do lado do ânodo. Diminuindo-se o ângulo, permite-se o uso de uma carga maior para o mesmo tamanho do ponto focal, mas reduz-se a área útil do feixe.

Na prática, os tubos com alvos com inclinação de 16° possuem uma janela que contém um colimador que restringem o feixe de raios X em aproximadamente 12° em cada lado da linha OO'. Com esta restrição, a intensidade variará com o ângulo em aproximadamente 30% sobre o feixe útil, sendo menor no lado do ânodo. A redução na intensidade no lado do ânodo, como descrito anteriormente, é chamada de efeito "heel". O feixe próximo ao "calcanhar" do alvo (lado de baixo do alvo), embora reduza a intensidade, é mais penetrante por causa da filtração inerente do alvo.

5 – ELABORAÇÃO DO SISTEMA MICROCOMPUTADORIZADO DE AFERIÇÕES

5.1 – Introdução

O sistema desenvolvido tem por base essencialmente um microcomputador portátil, dotado de uma placa digitalizadora, de dispositivos detectores da radiação cujo sensor é uma pastilha semicondutora de silício e de dispositivos mecânicos que deslocam os sensores no campo de radiação. Este novo instrumento destina-se a proporcionar a aferição de diversos parâmetros de interesse na avaliação de qualidade de sistemas radiológicos, a saber:

- a determinação do centro do feixe de raios X em relação a localização dos sensores;
- o tamanho do ponto focal;
- a distância ânodo-sensor;
- o ângulo do alvo (ânodo);
- os parâmetros operacionais (kVp, camada semi-redutora, tempo de exposição e efeito "heel");
- os limites do campo de radiação.

Desse modo, buscando atender as metas propostas de operacionalidade simples e adequada precisão, os procedimentos e dispositivos envolvidos na elaboração do presente sistema foram divididos essencialmente em duas partes: uma correspondendo à determinação da área referente ao ponto focal do sistema radiológico, com uma técnica inovadora para tornar a aferição independente do alinhamento do dispositivo sensor com o centro do campo, além de determinar automaticamente sua localização no plano imagem e a distância ânodo-sensor (dispositivo1); e outra para avaliação das características operacionais do sistema radiológico, como kVp, tempo de exposição,

limites do campo de radiação, as variações de intensidade ao longo do campo (o efeito "heel") e a angulação do alvo, possibilitando ainda, uma nova técnica na determinação da Camada Semi-Redutora (CSR) de um material específico (dispositivo2). Portanto, as próximas seções desse capítulo descreverão cada um dos procedimentos e sistemas desenvolvidos, conforme apresentado acima, em seus detalhes.

5.2 – Determinação de Localização

5.2.1 – Descrição do Princípio de Localização Longitudinal

O centro do feixe de raios X é o ponto do plano imagem onde estes raios chegam perpendicularmente . Para um ponto A situado a uma distância y do centro C há um ângulo β com o qual o plano imagem pode ser rotacionado, para se tornar tangente ao círculo de raio FA, e para o qual os raios X são perpendiculares. Portanto, se no ponto A é colocado um sensor fixado no fundo de um cilindro, este sensor fornecerá um sinal de saída somente quando o cilindro estiver orientado paralelamente aos raios X emitidos pela fonte, formando com o plano imagem um ângulo β a partir do qual pode ser determinado o ângulo α, que é o ângulo entre o cilindro e o plano imagem sendo: $\alpha = 90^0 - \beta$ (ver figura 22).

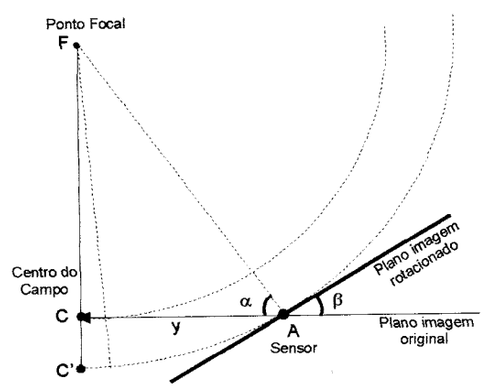


Figura 22 - Relações entre um ponto do campo, o centro e o ponto focal.

Para determinar a distância AF entre o plano do sensor e o ponto focal, usa-se a lei do inverso do quadrado da distância. Dois sensores são acoplados a um eixo, a 26,5 mm um do outro, como mostrado na figura 23. Chamando de d_1 a distância

entre o ponto focal e o primeiro sensor (sensor A_1) e de d_2 a distância entre os sensores A_1 e A_2. Pode-se chamar de I_1 e I_2 a intensidade de radiação que os atinge, respectivamente. Então, como $d_2 =$ 26,5 mm, uma vez conhecidas A_1 e A_2 (as tensões de saída dos sensores proporcionais a I_1 e I_2), a distância d_1 pode ser determinada através da expressão:

$$d_1 = \frac{d_2}{\sqrt{\frac{A_1}{A_2}} - 1} \tag{12}$$

A distância $AF = d_1 + d_2$ corresponde à hipotenusa de um triângulo retângulo com vértices nos pontos A, C e PF (ponto focal) da figura 23.

Com α e AF conhecidos, torna-se fácil determinar a distância y pela equação:

$$y = AF \cos\alpha \tag{13}$$

Com base nesses dados, é possível determinar a distância y entre o dispositivo e o raio central (que incide perpendicularmente ao plano imagem), assim como a distância h entre o ponto focal e o plano imagem.

Nas figuras 25 e 26 dos próximos itens, temos a imagem dos sensores A_1 e A_2.

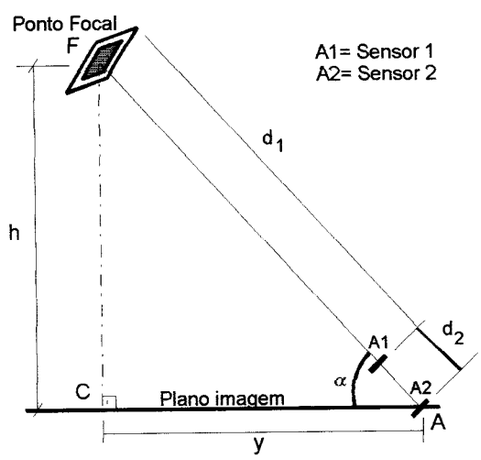


Figura 23 - Esquema mostrando a determinação da distância entre o plano focal e o plano imagem

5.2.2 – Descrição do Princípio de Determinação da Localização Lateral

O efeito "heel" é simétrico na direção perpendicular ao eixo cátodo-ânodo. Portanto, se dois sensores igualmente calibrados, são colocados a igual distância a direita e a esquerda do eixo cátodo-ânodo, eles terão o mesmo sinal de saída.

Caso contrário, correlacionando os valores de máxima amplitude de ambos os sensores e a distância ***d*** entre eles (definida como 39,7 mm ao longo do eixo rotativo), pode-se determinar a distância entre cada sensor e o plano focal (conforme ilustrado na figura 24), através da fórmula:

$$D_X = \frac{V_X}{V_T} * d \qquad (14)$$

onde:

$$V_X = P_D - P_E \qquad (15)$$

$$V_T = P_D + P_E \qquad (16)$$

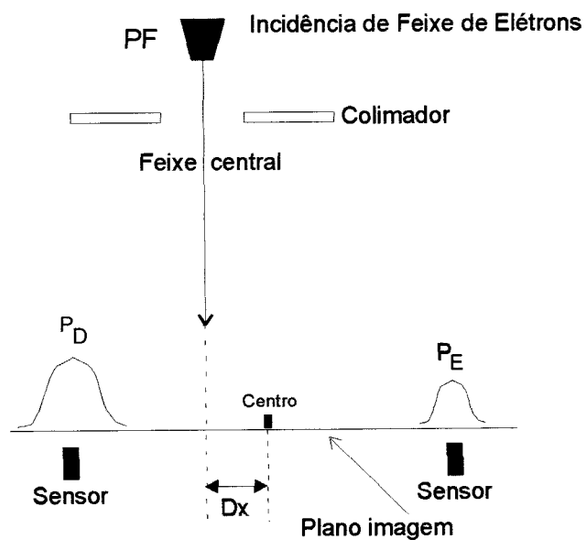


Figura 24 - Identificação da localização lateral do ponto focal em relação aos sensores (vista superior dos sensores no plano imagem em relação ao plano focal)

Nas figuras 25 e 26 dos próximos itens, temos a imagem dos sensores P_D e P_E.

5.2.3 – Dispositivo 1: Descrição do Dispositivo para Localização

Composto essencialmente por um eixo acoplado a um motor de corrente contínua que o faz girar, e por alguns cilindros ligados perpendicularmente a esse eixo, apoiados sobre uma placa-base de acrílico, esse dispositivo sustenta um conjunto de sensores dispostos conforme descrito adiante. A extremidade do eixo oposta à que está ligada ao motor é acoplada a um potenciômetro alimentado por uma fonte externa CC (Corrente Contínua), estável termicamente, de modo a permitir a associação entre o valor do ângulo de giro do eixo e um valor de tensão pré-determinado enviado à placa digitalizadora e ao microcomputador portátil. Assim, o valor de 1 V na saída do potenciômetro indica 0° e 4 V indica 90° de rotação.

Vamos explanar o funcionamento desse sistema, considerando inicialmente apenas os dois cilindros mais externos e longitudinais sobre o eixo de giro (P_D e P_E) conforme a imagem da figura 25. Cada um desses cilindros mede 3,0 mm de altura e apresenta um furo central. Devidamente acoplado numa das bases de cada cilindro, há um sensor de 1,0 mm de diâmetro. A metodologia para verificação do posicionamento desse dispositivo-sensor em relação ao ponto focal usa basicamente esses componentes.

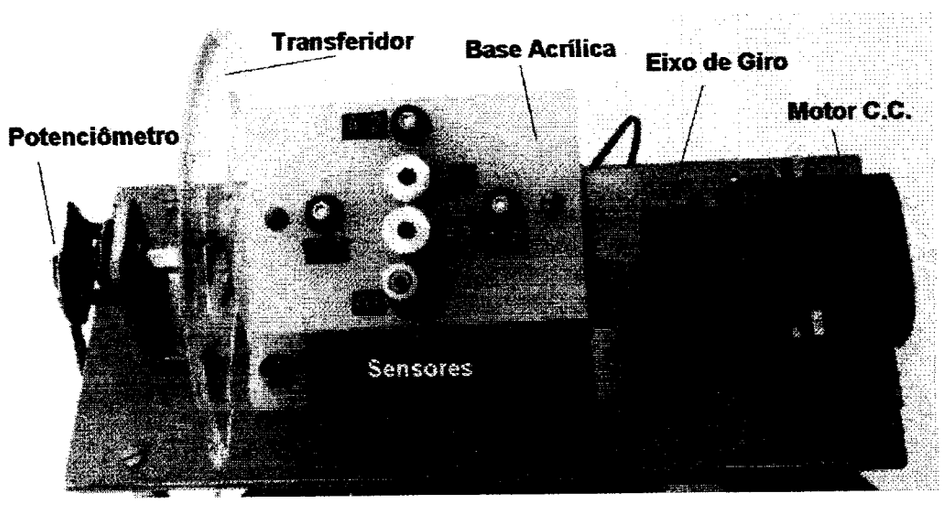


Figura 25 - Dispositivo 1 utilizado para aferição de posição, distância ânodo-sensor e do ponto focal

O motor é colocado para funcionar, girando o eixo. Os dois cilindros (P_D e P_E) perpendiculares a esse eixo, portanto, descrevem um movimento de rotação

acompanhando-o, de modo que suas extremidades abertas percorrem uma semi-circunferência à medida que o eixo descreve uma rotação. Ao mesmo tempo, o sistema de aquisição recebe o sinal de saída tanto do potenciômetro referencial quanto dos dois sensores colocados dentro dos cilindros. Quando é feito um disparo de raios X, a amplitude do sinal proveniente do sensor será variável: ela dependerá da posição do cilindro em relação à fonte de radiação. Amplitudes maiores desse sinal serão obtidas à medida que o cilindro esteja mais "alinhado" com os raios X emitidos. No instante em que esse alinhamento efetivamente ocorrer, o cilindro estará paralelo aos raios X emitidos do ponto focal e haverá o registro da máxima amplitude do sinal e do ângulo α para o qual este alinhamento ocorreu.

Esses sinais, assim como o gerado na saída do potenciômetro, são digitalizados e armazenados no microcomputador portátil, levando à criação de um gráfico onde o nível de tensão gerado pelo sensor é relacionado com os níveis de tensão da saída do potenciômetro, convertidos já em graus de rotação, através de um transferidor acoplado ao conjunto. Os gráficos gerados pelos sensores P_D e P_E também servem para determinar a localização lateral relacionando suas amplitudes.

Os sensores A_1 e A_2 estão colocados perpendicularmente ao eixo de rotação, na base acrílica, sendo que A_2 está diretamente posicionado sobre esta base e A_1 a uma distância de 26,5 mm acima. Na rotação os valores máximos obtidos são digitalizados e utilizados no cálculo do ponto focal ao plano imagem.

5.3 – Determinação do Tamanho do Ponto Focal

Um terceiro e um quarto cilindros P_1 e P_2 (vistos nas figuras 25 e 26), são acoplados também ao eixo de rotação. Esses dois são agora "responsáveis" pela determinação da área do ponto focal efetivo, ou seja, a área focal "vista" naquela posição do campo, determinada pela metodologia descrita no item anterior. Esses novos cilindros têm uma base superior com uma pequena placa de chumbo contendo no meio uma câmera de orifício ("pin hole"). Um sensor de silício de diâmetro de 1 mm está colocado diretamente sob o furo de um dos cilindros (P_1), enquanto um outro sensor de

0,1 mm é posto na base oposta à do furo do outro cilindro (P_2). De acordo com a lei de Gauss para o fluxo de radiação[2] a intensidade que atinge o sensor posicionado sob o furo de um dos cilindros é a mesma que passa pelo furo do outro e atinge sua base inferior. O fluxo de intensidade que chega àquela base, na verdade, atinge uma área correspondente ao tamanho da fonte emissora (ou seja, o ponto focal) multiplicada por um determinado fator de magnificação, dependendo das distâncias relativas entre o ponto focal, o furo e a base do cilindro.

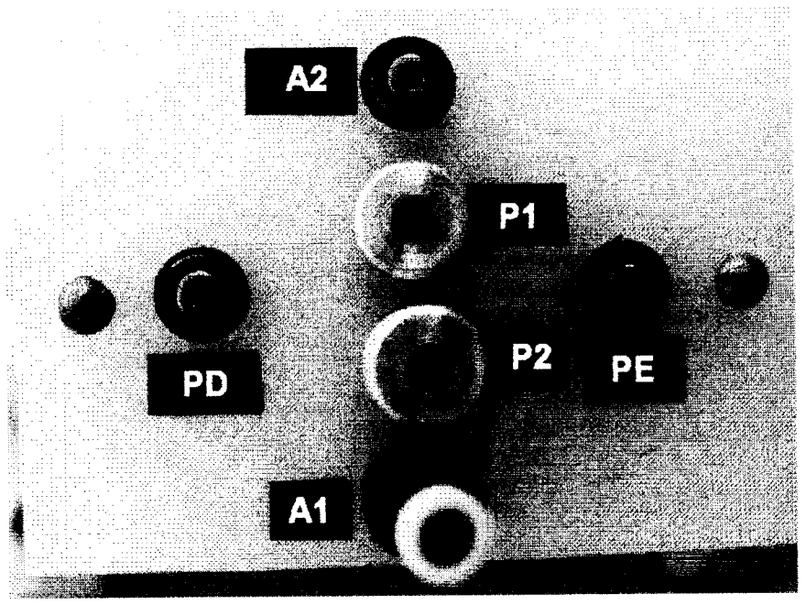


Figura 26 - Base acrílica com os sensores posicionados

Assim, o primeiro sensor é atingido por uma intensidade I, numa área conhecida (correspondente ao "pin hole"), enquanto o segundo sensor é atingido por uma intensidade menor I', numa área conhecida (0,007854 mm^2, o tamanho da área do sensor). Assim, a tensão de saída do sensor atingido pela intensidade total I é usado como referência para determinar a área focal efetiva na base do segundo cilindro. Como a tensão de saída desse segundo sensor é proporcional a uma fração da intensidade total, a relação entre os níveis de tensão e as áreas respectivas leva ao tamanho da área focal. Por exemplo: se o primeiro sensor produz uma tensão de saída P_1, correspondente à

---

[2] Vide : PURCELL, E.M. Curso de Física de Berkeley, v.2, p. 22-26.

intensidade total que passa através do furo, e o segundo, com uma área de 0,007854 mm^2, produz uma tensão de saída P_2, a razão entre os níveis de tensão deve ser proporcional à razão entre as áreas.

Portanto, conhecendo os dados correspondentes a essa informação, é possível calcular a área do ponto focal efetivo na posição onde está o dispositivo, conforme será descrito um pouco mais adiante. Depois disso, utilizando a simulação da característica de campo desenvolvida em Marques (1998), é possível também determinar as áreas focais em qualquer posição do campo de radiação. Na figura 26 temos a imagem dos sensores dispostos sobre a base acrílica e a figura 27 esquematiza a projeção das intensidades e áreas descritas nesse item.

Na equação 17 temos que:

P_1 é a medida da intensidade total transformada em potencial por um sensor de 1 mm de diâmetro situado imediatamente abaixo de um "pin hole" , e que portanto, recebe a intensidade total da imagem do ponto focal;

P_2 é a medida da parcela de intensidade da imagem do ponto focal transformada em potencial por um sensor de diâmetro 0,1 mm (com área $A_{R2}=\pi*0{,}05^2$ mm^2), colocado de maneira a ter toda sua área sensibilizada por parte da imagem do ponto focal;

d_1 é a distância entre ponto focal/"pin hole" ***P2;***

d_2 é a distância entre "pin hole" ***P2***/sensor ***S2;***

A_{IPF} é a área da imagem do ponto focal no "pin hole" ***P2.***

A_{PF} é a área do ponto focal ortogonal à projeção.

De onde obtivemos as expressões:

$$A_{IPF} = A_{R2} \cdot \frac{P_1}{P_2} \tag{17}$$

$$A_{PF} = A_{IPF} \cdot \frac{d_2}{d_1} \tag{18}$$

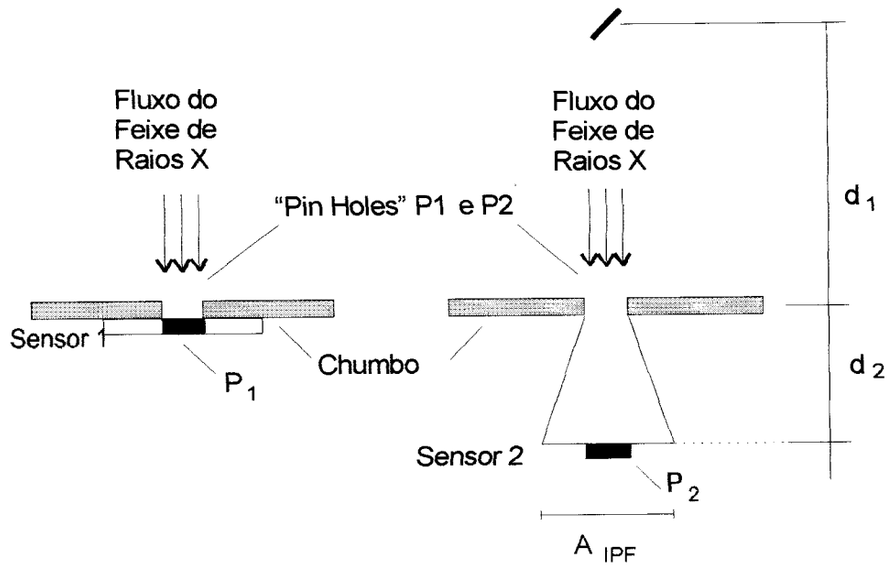


Figura 27 - Configuração dos cilindros e sensores para aferição da área focal

Deve-se destacar, porém, que o valor A_{PF} medido corresponde a uma área ortogonal à projeção e não a área efetiva que atingiria o plano imagem. É necessário, então, que o valor final a ser considerado seja corrigido pelo fator ($cos(90^{\circ}-\alpha)$ conforme figura 28) de modo que:

$$A_{PFreal} = \frac{A_{PF}}{\cos(90^0 - \alpha)} \tag{19}$$

onde: A_{PFreal} = área efetiva do ponto focal no plano imagem, para a posição da medição;

$\alpha 1$ é o ângulo entre o plano imagem e a orientação do sensor normal aos raios X incidentes.

Que são apresentados no desenho da figura 28.

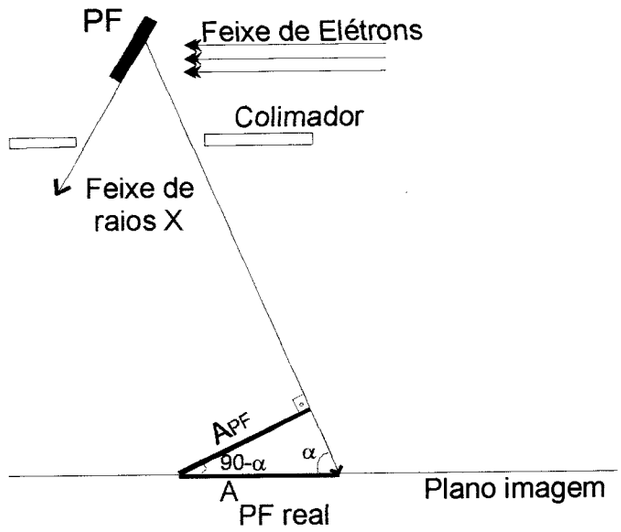


Figura 28 - Projeção da área do ponto focal sobre o plano imagem

5.4 – Determinação do Ângulo do Alvo

Uma outra informação fundamental a respeito da disposição geométrica entre o ponto focal e o sistema de aferição a ser obtida, é o valor do ângulo θ de inclinação do alvo (formado entre a normal ao plano imagem e o plano daquele alvo).Por relações geométricas, conforme visto na figura 29, podemos determinar o ângulo θ pela expressão:

$$tg\theta = \frac{Dy}{h} \tag{20}$$

onde: ***Dy*** é a distância que vai do centro do campo até o ponto de "cut-off" e

h é a altura entre o plano imagem e o ponto focal.

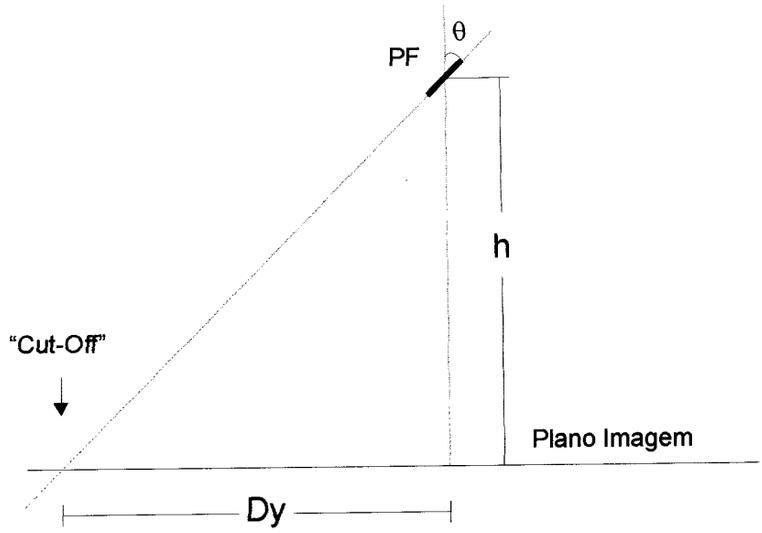


Figura 29 - Determinação do ângulo do ânodo geometricamente

5.5 – Descrição do Dispositivo 2 para Aferição dos Parâmetros Operacionais

A figura 30 mostra o dispositivo utilizado para determinar os parâmetros operacionais como, por exemplo, kVp e camada semi-redutora.

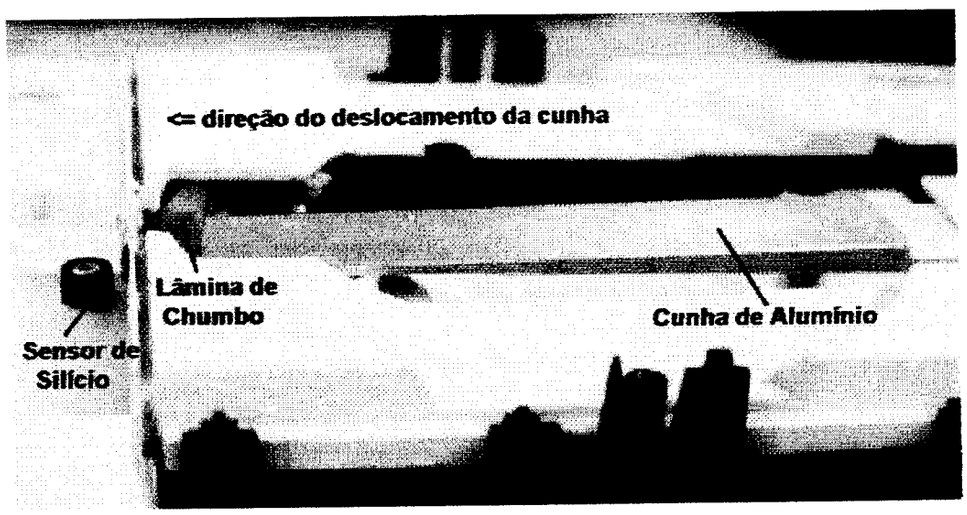


Figura 30 - Dispositivo utilizado para determinação da kVp e Camada Semi-Redutora

Uma cunha contínua de alumínio está posicionada imediatamente acima de um sensor de silício com uma área de entrada de raios X definida (1,57 mm^2). Essa cunha tem 5,35 mm de espessura máxima, 0,5 mm de espessura mínima, 2,0 cm de largura (da rampa) e 11,49 cm de comprimento, e está acoplada a um mecanismo capaz de se movimentar no sentido do crescimento da sua espessura, dirigido por um motor de Corrente Contínua. Esse sensor único, assim, é capaz tanto de fornecer um sinal chamado de *referência*, como o sinal atenuado pela cunha de alumínio ao longo da mesma exposição singular.

O procedimento de operação desse sistema é o seguinte: durante a exposição de raios X, o "software" registra o sinal proveniente do sensor; ao mesmo tempo, o mecanismo de movimentação da cunha, sincronizado com o disparo da radiação, desloca-a por sobre o sensor. Desse modo, o sinal registrado tem um valor referencial constante, passando por uma interrupção abrupta devido a presença de uma lâmina de chumbo, decrescendo até o nível de ruído à medida que a cunha avança até atingir sua espessura máxima, conforme visto no gráfico da figura 31.

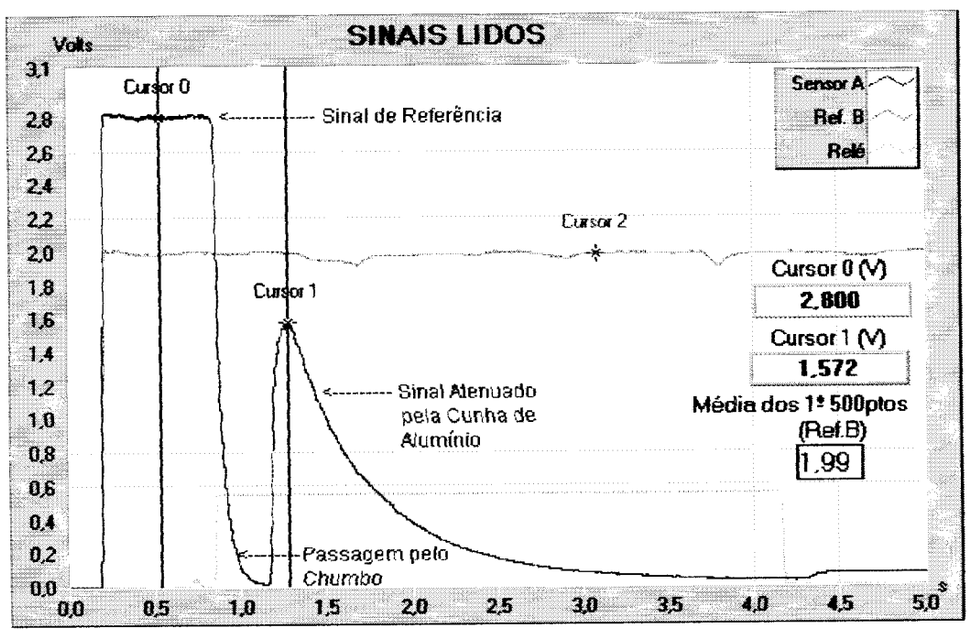


Figura 31 - Tela de saída do "software" registrando o sinal proveniente do sensor durante uma exposição. Cursores permitem reconhecer o valor das amplitudes ao longo da curva, determinando V_A e V_B.

Assim, é possível verificar a relação entre o seu pico maior - correspondente à saída não filtrada do sensor, isto é, aquela registrada enquanto recebia exposição direta de raios X - e seu segundo pico - correspondente à saída filtrada por 0,5 mm de alumínio. O levantamento dessa relação permite determinar um gráfico correlacionando a razão entre o sinal V_B (filtrado) e o sinal V_A (não filtrado - referência) - por analogia ao trabalho de (Mahler; Lifshits (1984)) chamada aqui de "relação de transferência", **RT** - e a kVp que efetivamente gerou aquele feixe. Desse modo, o valor real da kVp do equipamento radiográfico pode ser medido diretamente na curva, conforme visto na figura 32.

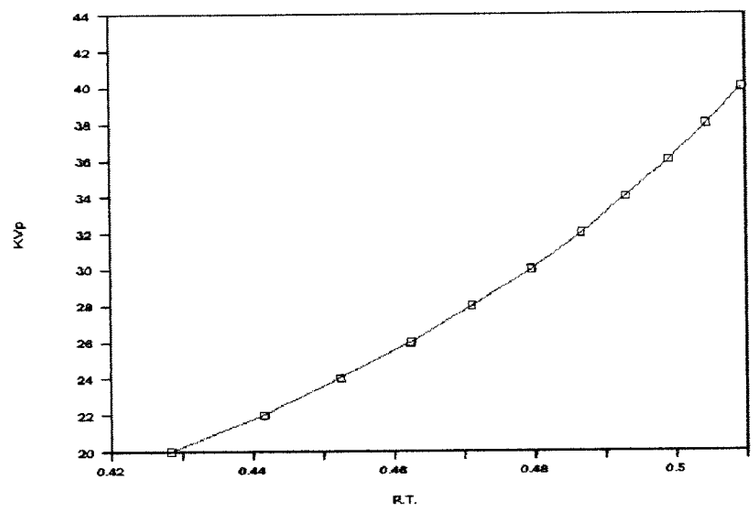


Figura 32 - Gráfico mostrando a relação de transferência RT (V_B/ V_A) como função da variação de kVp (determinada em equipamento calibrado).

O sinal, mostrado em verde na figura 31, pode ser dividido em duas partes: a primeira é o pulso retangular inicial, de amplitude máxima aproximadamente constante, correspondente ao período de exposição com o sensor "descoberto"; a segunda é o sinal que decresce a partir de um pico máximo cerca de 0,30 s após o pulso retangular, correspondente ao período de exposição com aumento gradativo e constante da espessura do filtro de alumínio em forma de cunha. Esse período de 0,30 s em que praticamente não há sinal na saída do sensor corresponde à movimentação, sobre ele, de uma pequena lâmina de chumbo para que possa ser adequadamente definido o instante de início do sinal filtrado.

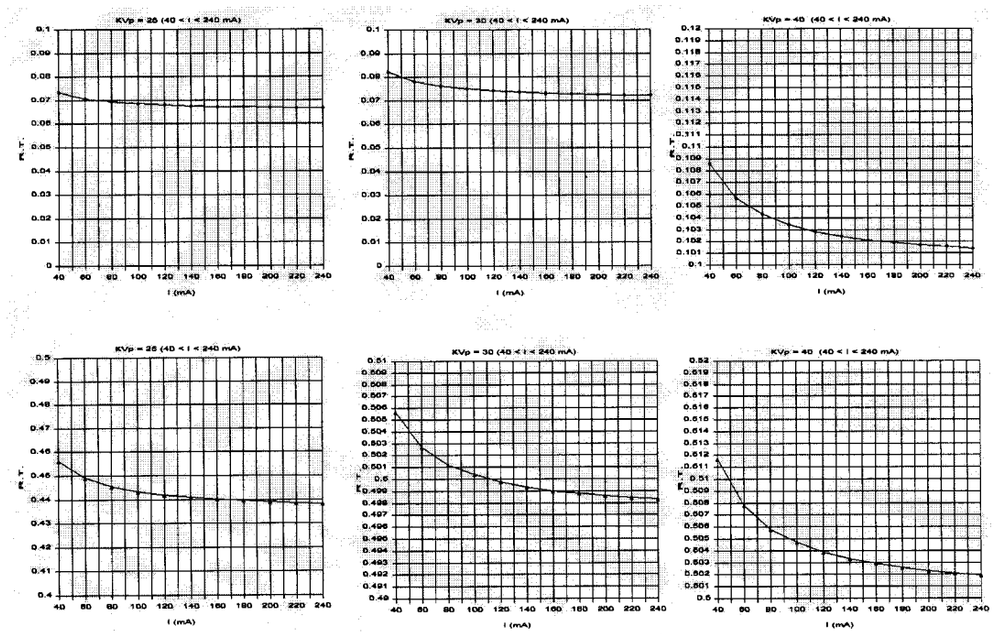
A definição, então, dos valores V_A e V_B, para cálculo da **R.T**. é obtida andando com os cursores anotados em azul na figura 31 sobre o sinal. Na mesma figura, as pequenas janelas logo abaixo da forma de onda apresentam os valores para o caso ilustrado, registrando 2,8 V para a posição do cursor 0 (sinal V_A) e 1,57 V para a posição do cursor 1 (sinal V_B). A forma de onda que aparece em alaranjado é uma referência registrada por um outro sensor de silício, apenas para confirmar a estabilidade na manutenção da exposição de raios X, enquanto que a onda retangular em rosa é gerada por um pequeno relé, abaixo do sistema que sustenta o mecanismo de movimentação da cunha, indicando o instante de início e de final do deslocamento. Esse sinal, aliás, é importante para que o programa converta automaticamente, em seguida, a escala de tempo apresentada na figura 31 em uma escala de distância, como será visto adiante.

O procedimento de relacionar os sinais filtrado e não filtrado foi adotado com base, não apenas na literatura, mas também em testes prévios de verificação do comportamento do sensor de silício utilizado nesse trabalho. De acordo com levantamentos feitos no equipamento mamográfico CGR Senographe 500t, utilizado para o desenvolvimento do instrumento e posterior calibração, foram avaliados os sinais produzidos pelo sensor para diferentes combinações de kVp e de corrente de tubo[3]. Os gráficos apresentados na figura 33 retratam essa avaliação, mostrando a variação da **R.T.** em função da corrente de tubo para diferentes valores de kVp. As **R.T**. para aqueles exemplos foram obtidas a partir da aquisição de três sinais: um de referência (V_A), outro produzido pelo sensor filtrado por 0,7 mm de Al (V_B), e um terceiro, por 0,07 mm de Al (V_C). Desse modo, nos gráficos da parte (**a**) da figura 33, a **R.T**. corresponde à relação V_B / V_A, e, na parte (**b**), à relação V_C / V_A.

---

[3] Outras informações sobre esses testes preliminares encontram-se publicadas nas referências (Schiabel *et al.* (1997) e Curi *et al.* (1998)).

(a)



(b)

Figura 33 - Gráficos retratando a R.T. em função da corrente de tubo para alguns valores fixos de kVp: (a) R.T. = V_B / V_A; (b) R.T. = V_C / V_A.

É interessante notar dos gráficos que, a variação no valor da **R.T.** com a corrente de tubo é pequeno, principalmente para filtros maiores, e é praticamente constante à medida que a corrente de tubo aumenta. Por exemplo, para a situação com filtro de 0,7 mm de Al (sinal V_B), na faixa de 30 kVp, a variação da **R.T.** foi de 0,078 em 60 mA a 0,072 em 200 mA, ou seja, cerca de 8% de variação na **R.T.** contra mais de 230% na corrente. Para a faixa de 40 kVp, essa comparação é ainda mais destacada: nem 3% de variação na **R.T.** para a mesma variação de 60 a 200 mA na corrente de tubo. Esse aspecto é o que corrobora a utilização do princípio do levantamento da **R.T.**, isto é, estabelecer a relação entre um sinal filtrado e o de referência, para determinação da kVp, sem influência da corrente de tubo.

Como o sinal puro de saída do sensor, no entanto, é também dependente do valor da corrente de tubo, um outro gráfico, como o ilustrado na figura 34, pode ser obtido através da correlação direta entre o sinal de referência e os valores de corrente para diferentes valores de kVp obtidos de um equipamento calibrado - como os que levaram ao levantamento das curvas da figura 33 anterior. Assim, uma vez

determinado o valor correto de uma kVp particular, pelo procedimento anterior, o sistema pode automaticamente determinar o valor de corrente empregado durante aquela exposição, correlacionando os dados armazenados na calibração e o sinal de saída do sensor não coberto.

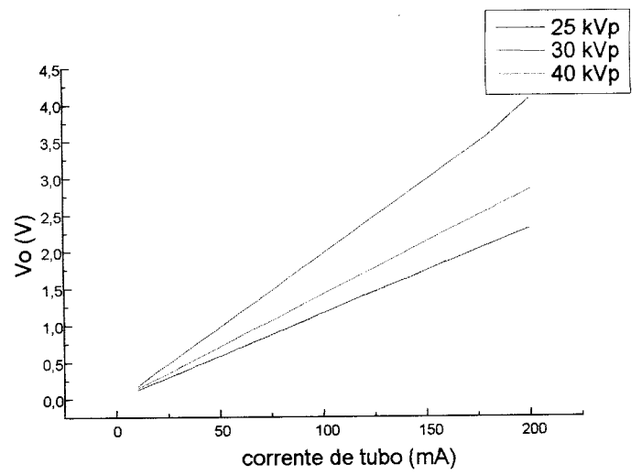


Figura 34 - Relação entre a corrente de tubo e a saída V_o do sensor para três diferentes valores de kVp

Uma outra informação importante que se pode obter a partir da forma de onda mostrada na figura 31 é sobre a camada semi-redutora (C.S.R.) na posição em que se encontra o sensor. A C.S.R., conforme mencionada anteriormente, é definida como a espessura de um dado material que reduz a intensidade do feixe de radiação à metade, e é utilizada como mais uma informação acerca da qualidade do feixe, visto que, quanto mais energético ele for, maior a espessura da C.S.R. Assim, a partir da determinação do sinal V_B, por exemplo, pode-se correr com o cursor pela onda decrescente na tela do microcomputador portátil até ser encontrada a amplitude V_C, correspondente exatamente à metade de V_B. Como o programa converte, numa outra tela, a escala de tempo em distância, é possível determinar exatamente qual a espessura de alumínio que atenuou a intensidade do feixe pela metade, como representada na ilustração da figura 35.

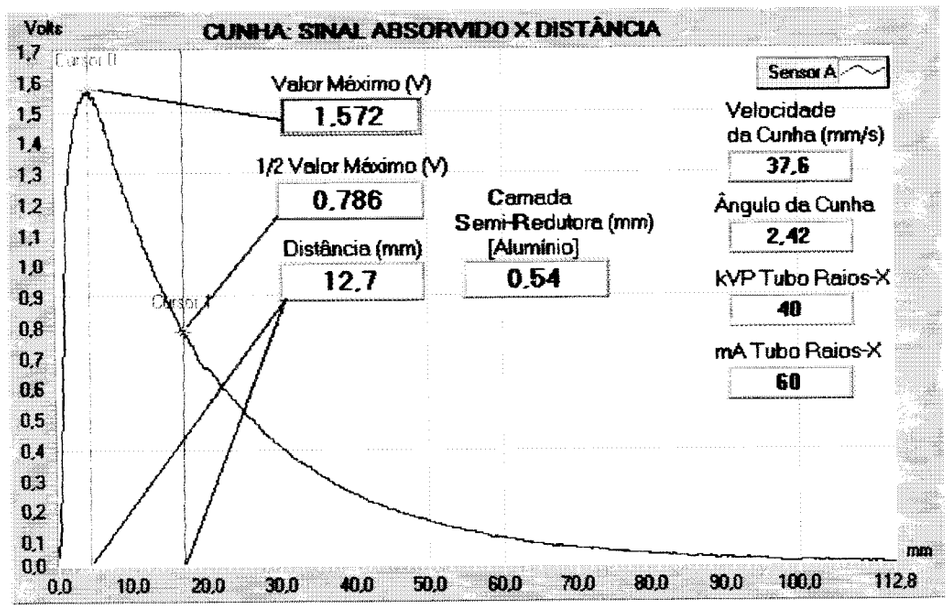


Figura 35 - Tela de saída do "software" registrando o sinal proveniente do sensor durante uma exposição com a escala de tempo convertida em escala de distâncias.

No exemplo da figura 35, pode-se observar que entre os sinais de V_B e V_C (= V_B / 2) registra-se uma variação de 12,7 mm. Como o aumento de espessura da cunha é linear desde 0,5 até 5,35 mm, conhecendo-se aquela distância entre V_B e V_C, é possível determinar a espessura de alumínio da C.S.R. diretamente.

A largura do sinal de referência, obtida na configuração "osciloscópio" do "software", permite obter o tempo de exposição, já que a aquisição do sinal é sincronizada através do disparo de um "trigger" no instante anterior ao do disparo do feixe de raios X. Uma correta calibração da sensibilidade do sensor permite-lhe emitir um sinal de amplitude adequada tão logo receba os primeiros fótons de raios X. O mesmo sinal deixa de existir quando a emissão de radiação cessa, o que é registrado e armazenado no microcomputador portátil como a forma de onda em verde, mostrada na figura 36. Além disso, esse modo do "software" registra também a forma de onda produzida pelo gerador de raios X, a qual pode dar informações também sobre a qualidade do espectro (Scaff (1979), Wilks (1987)).

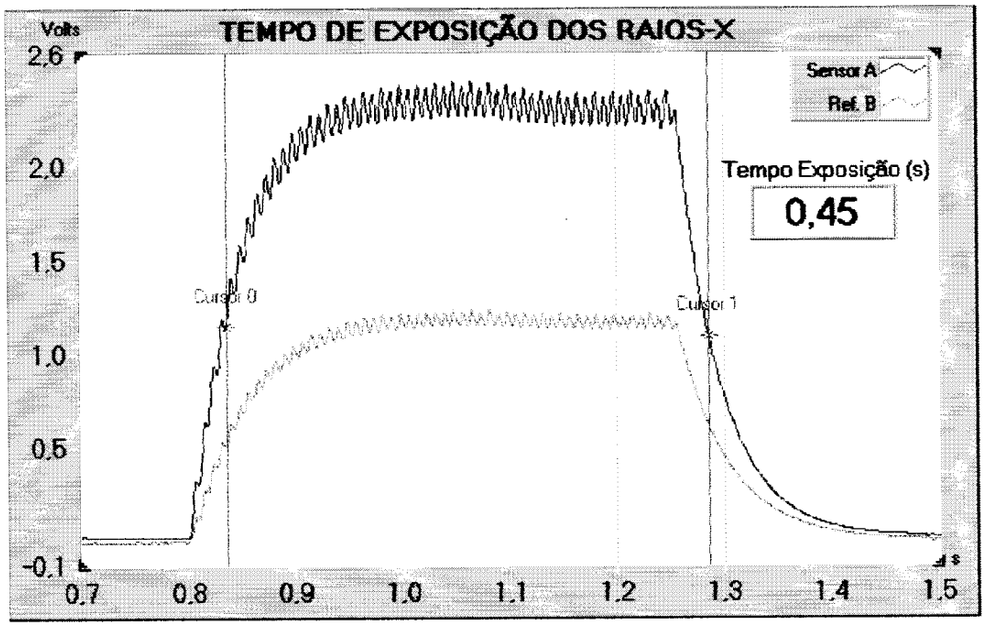


Figura 36 - Forma de onda do sinal do sensor armazenada pelo "software". A largura, expressa em s, permite determinar o tempo de exposição.

A determinação da dose de radiação recebida pode ser feita usando outra curva de calibração. No "software" é simulado um circuito integrador, que recebe o sinal proveniente do sensor não filtrado. Durante o tempo em que esse sinal continuar na entrada desse integrador, ele será continuamente integrado até atingir um valor máximo, quando o disparo de raios X terminar. O valor obtido, então, é comparado a uma curva de calibração, que indica a relação entre a tensão do sinal de saída e a dose (dada em mGy). Os valores de dose, que compõem essa curva de calibração, são obtidos a partir de um dosímetro calibrado.

5.6 – Sistema Eletrônico de Aquisição e Digitalização dos Sinais e "software"

Os sensores semicondutores de silício que foram utilizados para a detecção dos fótons de raios X para a elaboração do instrumento de aferição são mostrados na figura 36. O aspecto importante a se comentar aqui refere-se ao sistema eletrônico ao qual a saída de cada sensor é conectada para a pré-amplificação, antes da subseqüente digitalização.

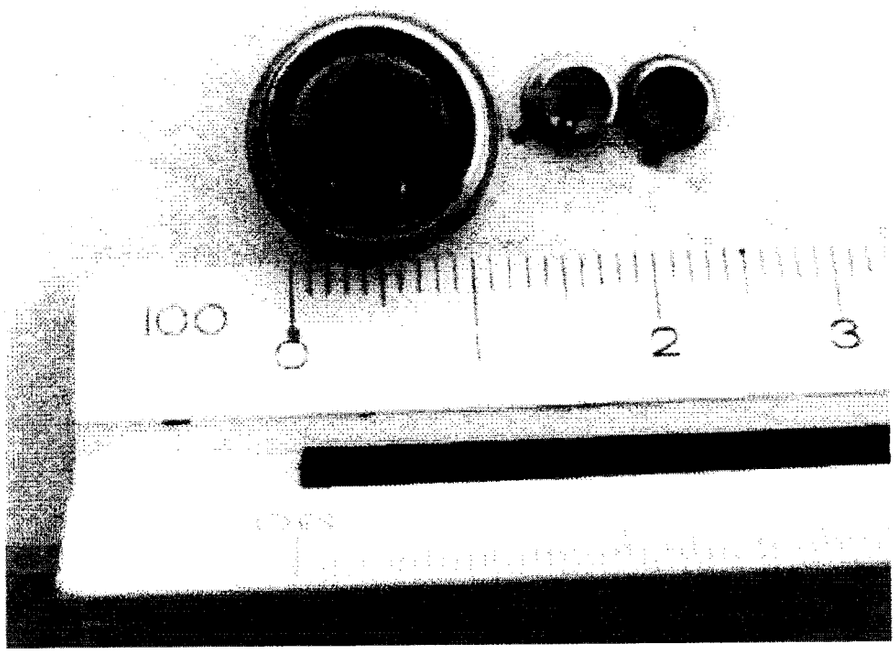


Figura 37 - Sensores de silício utilizados para detecção de radiação nos diversos dispositivos descritos. O sensor de menor área é utilizado predominantemente no dispositivo para aferições do ponto focal e o outro nas demais aferições.

Os sensores utilizados nesse trabalho foram montados na configuração de célula fotovoltaica, que, em termos gerais, corresponde a um fotodiodo (Wood (1994)), gerando corrente elétrica à incidência de radiação. A figura 38.a ilustra uma curva característica corrente- tensão para esse tipo de sensor. A curva **1** da figura ilustra a característica na condição em que não há radiação incidente, correspondente à "corrente de sombra". A partir do instante em que fótons começam a incidir sobre o dispositivo, as características mudam para a curva **2** e um aumento dessa radiação produzirá a curva **3**. Para medidas lineares e reproduzíveis da intensidade do fóton, é importante que o ponto de operação, representado pela tensão de diodo V_D permaneça constante. Alta impedância de entrada altera o valor dessa tensão, resultando em sinais de saída não lineares.

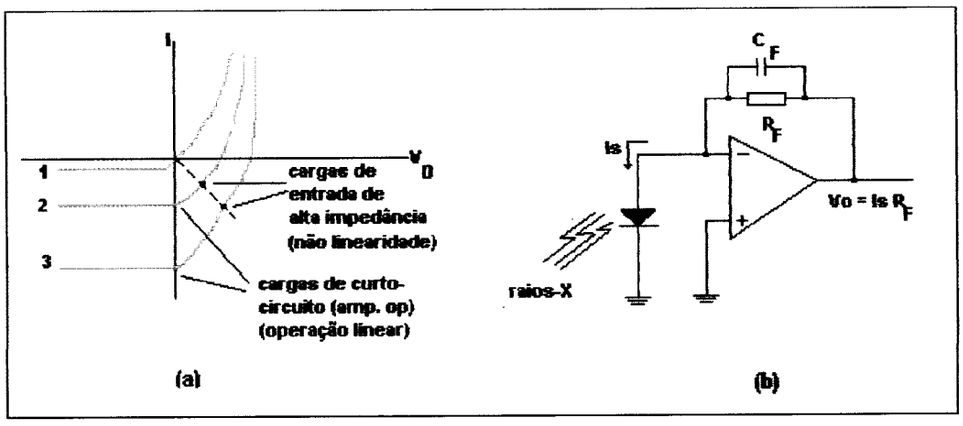


Figura 38 - (a) Característica corrente-tensão para fotodiodos; (b) circuito amplificador (conversor corrente-tensão)

Normalmente, para transformar aquela corrente gerada pelo fotodiodo em tensão, é utilizado um amplificador operacional na configuração mostrada na figura 38.b. A virtude dessa montagem é que ela resulta numa impedância de entrada extremamente baixa, mantendo 0 V para ausência de radiação. Nessas condições, a corrente de curto-circuito (I_S) do diodo é convertida diretamente em tensão de saída ($V_0 = I_S R_F$) que é bastante linear. A configuração básica mostrada na figura 38.b foi implementada no presente projeto a partir de um amplificador operacional OPA276, de modo que cada sensor mencionado anteriormente tem sua saída acoplada a um circuito como aquele que, por sua vez, acopla-se a uma das entradas da placa digitalizadora. O "software" utilizado foi desenvolvido a partir de uma linguagem de objeto-orientado e gráfica (LabView).

A digitalização dos sinais provenientes, então, dos circuitos amplificadores é feita por uma placa comercial do tipo PMCIA II, acoplada à entrada adequada do microcomputador portátil. Trata-se de uma placa DAQCard-1200 da National Instrum. Corp. Suas características fundamentais são:

- contém um conversor analógico-digital (A/D) de 12 bits;
- apresenta um conversor digital-analógico (D/A) de 12 bits com saídas em nível de tensão, 24 linhas de entrada/saída compatíveis com lógica digital TTL, e três canais contadores/temporizadores de 16 bits para temporização de entrada/saída;
- tem 50 pinos para conexão de entrada/saída de sinais;

- possui calibração e configuração feitas totalmente por "software".

De acordo com o fabricante, o conversor A/D interno é projetado para aplicações de alta resolução, como cromatografia, e medidas de temperatura e de tensão. Os contadores podem ser utilizados para sincronização de eventos, para geração de pulsos e para medidas de tempo e freqüência. Trata-se, ainda, de uma placa projetada para facilitar operações com alguns pacotes de programas inovadores, recentemente lançados no mercado, e que têm expandido o campo de aplicações em aquisição de sinais e controle de eventos, como o *LabView* e o *LabWindows/CVI*. A figura 39 reproduz o diagrama em blocos de funcionamento dessa placa. Outras informações técnicas podem ser obtidas no catálogo do fabricante[4].

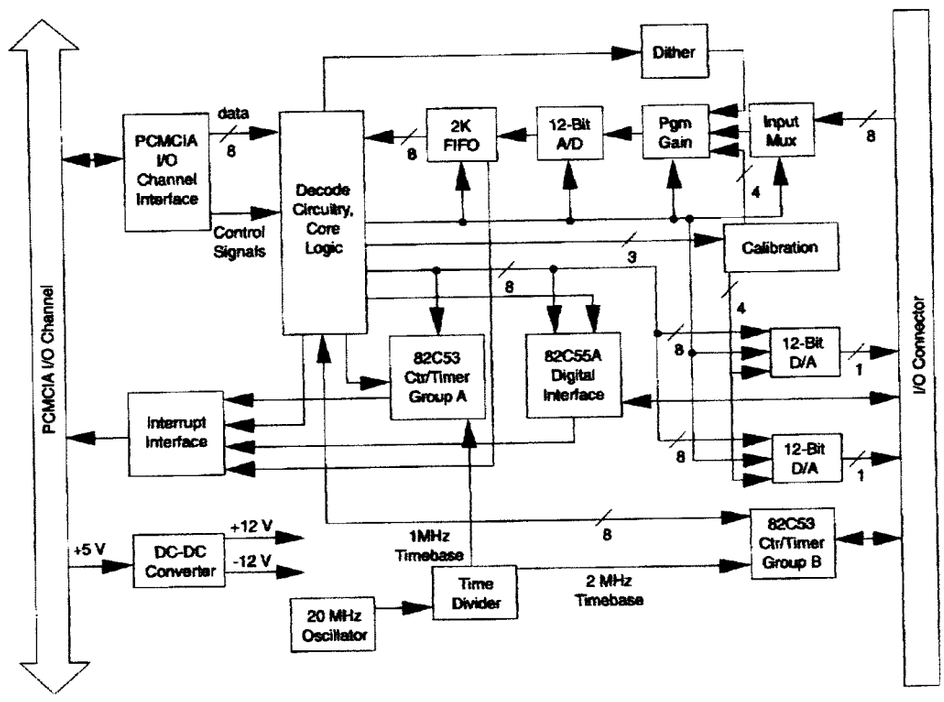


Figura 39 - Diagrama em blocos da placa digitalizadora DAQCard 1200

---

[4] *DAQCard™-1200 User Manual,* National Instruments Corp., part-number 320936A-01, 1996.

6 – RESULTADOS E DISCUSSÕES

6.1 – Introdução

Os resultados apresentados neste capítulo foram obtidos com o dispositivo 1 que permite medir:

- a distância ânodo-sensor
- a posição lateral
- a posição longitudinal
- o tamanho do ponto focal

e com o dispositivo 2 que permite medir:

- o efeito "heel"
- a angulação do ânodo
- os limites do campo de radiação
- o tempo de exposição
- a kVp
- a camada semi-redutora

Todas as medidas foram realizadas com o mamógrafo CGR Senographe disponível para pesquisas no Laboratório de Imagens Médicas do Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia de São Carlos.

Para fins de comparação foram medidos com aparelhos convencionais, o centro do feixe de raios X, o campo de radiação, a angulação do ânodo, a distância ânodo-sensor e o tamanho do ponto focal. A primeira medida foi marcada no aparelho, e serviu de referência para os testes realizados com o novo dispositivo. A angulação do ânodo é de 16,26°, a distância inicial ânodo-sensor é de 95,5 mm e a área do ponto focal é de 0,665 mm^2.

Em todas as medidas realizadas manteve-se constante um potencial de 35 kVp e uma corrente de 60 mA no tubo de raios X, apenas variando, conforme o caso, o tempo de exposição, a distância ânodo-sensor e a localização do dispositivo no campo de radiação.

Todas as medidas foram repetidas dez vezes e o que apresentamos nas tabelas é uma médias dessas medidas.

6.2 – Aferição da Linearidade de Resposta do Sensor de Silício

Para verificar se o sensor responde linearmente às variações de intensidade de raios X, foram colocados sobre um sensor de diâmetro 4,0 mm, vários discos de chumbo com orifícios cujos diâmetros são: 0,6; 1,0; 1,45; 2,0; 3,0; 4,0 e 5,5 mm.; apresentados na figura 40. Na figura 41 temos o dispositivo utilizado para a aferição da linearidade de resposta do sensor de silício de 4,0 mm de diâmetro.

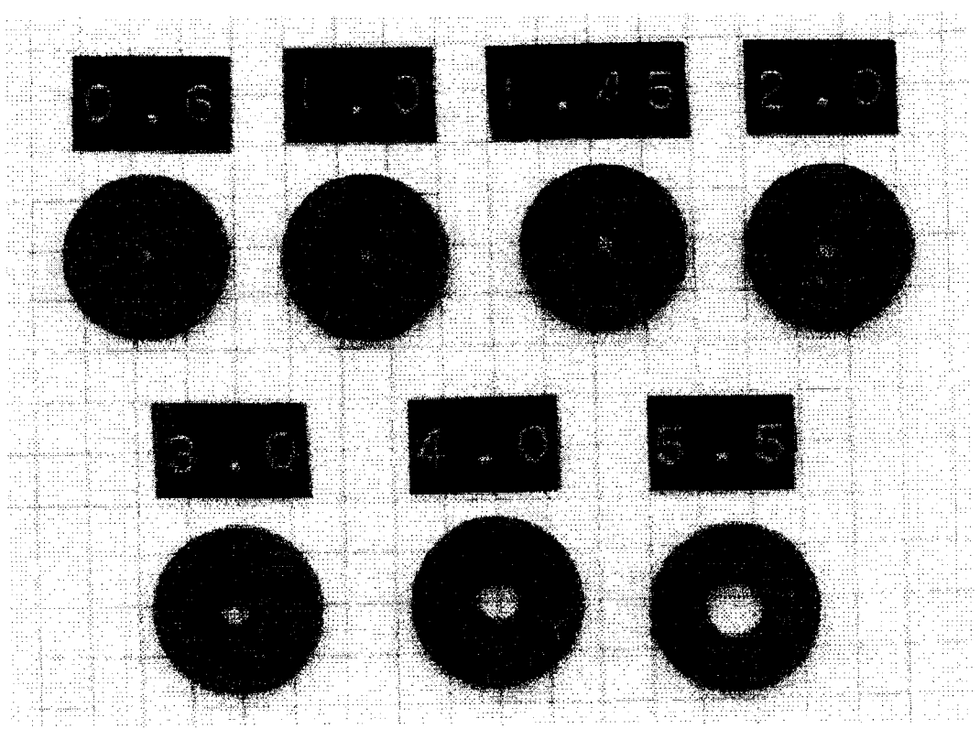


Figura 40 - Discos de chumbo com orifícios de diferentes diâmetros (em mm), utilizados na aferição da linearidade do sensor de 4,0 mm de diâmetro.

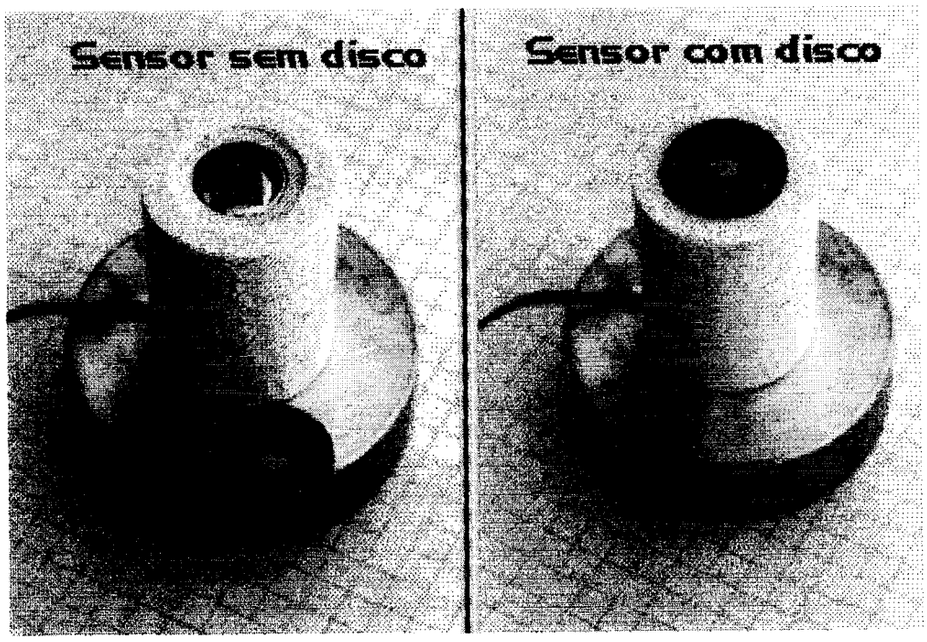


Figura 41 - Dispositivo utilizado para aferição da linearidade de resposta do sensor à exposição de raios X. A esquerda o sensor antes da colocação do disco de chumbo, e a direita, com o disco.

Após aplicação de diferentes kVps no tubo de raios X, mantendo a corrente de tubo constante, e variando as áreas expostas do sensor de silício, obtivemos as curvas apresentadas na figura 42.

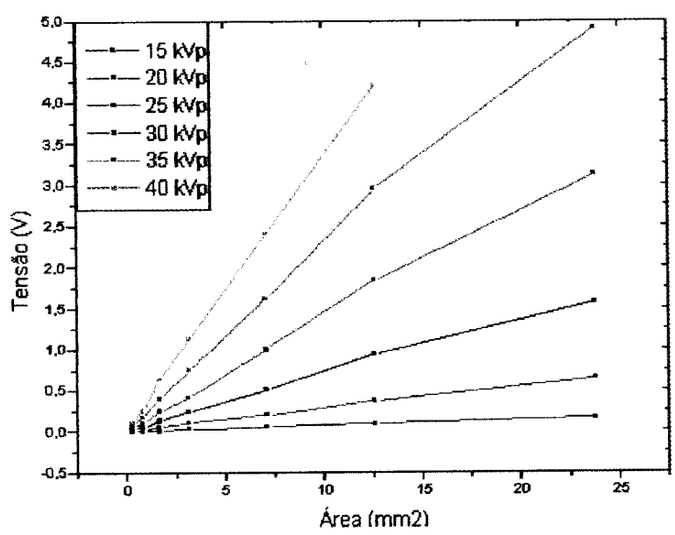


Figura 42 - Curvas da variação do potencial de saída do sensor em função da área irradiada para diversos potenciais do tubo.

Através da verificação da linearidade das curvas obtidas, podemos garantir que as medidas efetuadas com os sensores de silício de áreas distintas, são confiáveis.

6.3 – Medidas das Distâncias Ânodo-sensor

O dispositivo descrito no item 5.2.1, foi colocado no campo de radiação com o ânodo posicionado inicialmente a 69,0 mm do sensor A_1 e a 95,5 mm do sensor A_2. Nestas condições sabemos que o ânodo está a 98,5 mm da base acrílica (a distância d_2 entre A_1 e A_2 é de 26,5 mm), conforme ilustrado na figura 43.

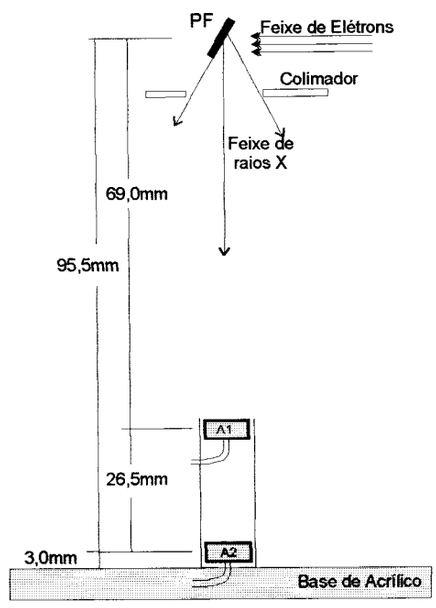


Figura 43 - Esquema mostrando a distância real entre o ponto focal e a base de acrílico onde estão fixados os sensores A_1 e A_2.

Uma escala milimétrica foi colocada na coluna do mamógrafo e o ânodo foi afastado dos sensores de 5 mm em 5 mm. Foi também utilizado um dispositivo convencional para realizar as mesmas medidas e permitir a comparação com o novo dispositivo. Este dispositivo convencional é formado por duas esferas colocadas a 40 mm de distância uma da outra e a uma distância conhecida do filme. Os resultados

são obtidos observando as relações de magnificação da distância entre as esferas em função da distância ânodo-filme.

Na tabela 1 estão relacionados os valores dos potenciais medidos pelos sensores A_1 e A_2, o valor real da distância do ânodo, a distância calculada pelo novo dispositivo com o correspondente desvio (desvio1) e a distância calculada pelo método convencional com o desvio entre esta e a distância calculada pelo novo dispositivo (desvio 2). O cálculo da distância medida é efetuado utilizando-se a fórmula da equação (12) descrita no item 5.2.1.

Tabela 1 - Valores medidos e calculados da distância ânodo-sensor em função das saídas dos sensores A_1 e A_2

Distância do Ânodo Real (mm)	A1 (Volts)	A2 (Volts)	Distância Calculada pelo Novo Dispositivo (mm)	Distância Calculada pelo Método Convencional (mm)	Desvio 1 (%)	Desvio 2 (%)
95,5	4,57	2,35	93,67	95,0	1,92	0,52
100,5	3,98	2,13	98,71	97,8	1,77	2,69
105,5	3,43	1,89	102,83	103,3	2,53	2,09
110,5	2,92	1,67	108,72	109,3	1,61	1,09
115,5	2,57	1,51	113,49	112,6	1,73	2,51
120,5	2,27	1,38	120,29	120,0	0,17	0,41

Os valores medidos e calculados da distância ânodo-sensor estão semelhantes, com um desvio médio de 1,62 % (desvio 1).

Em relação ao dispositivo de medida convencional o desvio médio é de 1,55 % (desvio 2).

É possível, portanto, com o novo dispositivo, medir distâncias menores que 5 mm com bastante precisão.

6.4 – Medida de Posição Lateral

O dispositivo também foi colocado no centro do campo e depois deslocado de 5 mm em 5 mm a esquerda, e de 5 mm em 5 mm a direita no eixo **x**, perpendicular ao eixo cátodo-ânodo.

A tabela 2 mostra o deslocamento real do dispositivo em relação ao centro, o potencial de saída de cada sensor (P_D, P_E) e o deslocamento calculado pelas equações (14), (15) e (16) descritas no item 5.2.2.

Tabela 2 - Deslocamento real do dispositivo em relação ao centro. Deslocamento calculado em função das tensões de saída dos sensores P_D, P_E e desvio.

Deslocamento Real em x (mm)	P_D (Volts)	P_E (Volts)	Deslocamento Calculado em x (mm)	Desvio (%)
+15	1,47	0,60	16,69	11,27
+10	1,39	0,78	11,12	11,20
+5	1,31	0,99	5,52	10,40
0	1,05	1,05	0,00	0,00
-5	0,95	1,25	-5,39	7,80
-10	0,89	1,60	-11,30	13,00
-15	0,62	1,56	-17,10	14,00

Os valores medidos e calculados da distância do dispositivo em relação ao centro apresentam um desvio médio de 9,67 %.

A precisão menor verificada nesta tabela deve-se ao fato de as medidas estarem baseadas no efeito "heel" na direção lateral, que apresenta variações pequenas para as distâncias consideradas.

6.5 – Medida de Posição Longitudinal

O dispositivo da figura 25 foi colocado no centro do campo a uma distância de 123 mm do ânodo e depois deslocado em direção ao "cut-off" no eixo cátodo-

ânodo, eixo *y*, de 5 mm em 5 mm.

O dispositivo forneceu, para cada posição, a distância ânodo-sensor no ponto de medida e o ângulo de máxima intensidade α, que é o ângulo onde os raios X são perpendiculares aos sensores. Então a distância no eixo *y* do ponto de medida ao centro do feixe de raios X, pode ser calculada pela equação (13) do item 5.2.1.

A tabela 3 relaciona: a distância real do dispositivo até o centro (eixo *y*), a distância do ânodo (ponto focal-sensor), o ângulo de maior intensidade (α) e a distância calculada dispositivo-centro, assim como o desvio entre os valores medidos e calculados.

Tabela 3 - Distâncias do dispositivo em relação ao centro, calculadas e medidas em função da distância do ânodo e do ângulo α medido.

Distância Real em *y* (mm)	A_1 (Volts)	A_2 (Volts)	Distância ânodo-sensor (mm)	Ângulo α medido (°)	Distância Calculada em *y* (mm)	Desvio (%)
+20	2,830	1,732	121,73	79,6	21,98	9,88
+15	3,070	1,872	120,94	81,4	17,04	13,60
+10	3,300	2,008	120,45	84,0	10,92	9,20
+5	3,650	2,218	120,20	88,2	5,66	13,25
0	3,820	2,319	119,99	90,0	0,00	-
-5	3,646	2,215	120,14	86,6*	5,45	9,01
-10	3,296	2,006	120,53	85,6*	10,51	5,05
-15	3,068	1,871	120,96	81,2*	16,83	12,23
-20	2,828	1,731	121,76	80,0*	21,14	5,72

(*) Esses valores foram obtidos pela diferença de 180°- α, pois estamos na região negativa do eixo *y*.

Há uma boa concordância entre as distâncias medidas e calculadas.

Os valores medidos e calculados da distância no eixo *y* apresentam um desvio médio de 8,66 %.

A maior fonte de erro vem da medida do ângulo α que foi realizada com um potenciômetro linear. Para maior precisão o sistema deveria utilizar um "*encoder*".

6.6 – Avaliação do Tamanho do Ponto Focal

O tamanho do ponto focal (A_{PFreal}) no centro do campo, medido com uma câmera de orifício convencional, é de aproximadamente 0,525 mm^2 (0,7 mm x 0,75 mm; na situação de medida efetuada com ângulo de giro α = 90°), observado na imagem da figura 44. Tal medida de área é usada como padrão de comparação e aferição dos dados levantados pelo novo dispositivo.

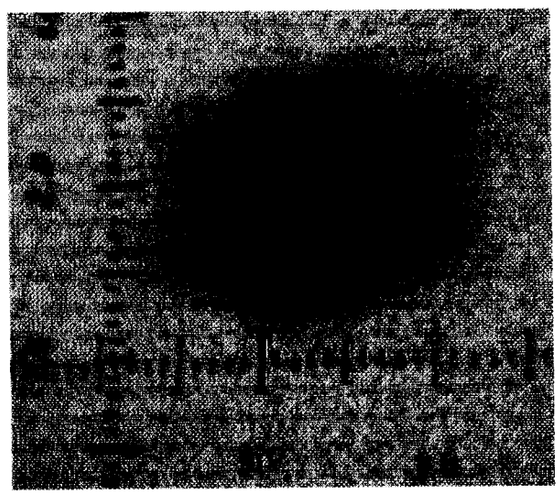


Figura 44 – Imagem da área do ponto focal obtida em filme fotográfico utilizando câmera de orifício ("pin hole") e projetada sobre uma superfície graduada. Cada divisão da escala representa 0,05 mm.

O tamanho do ponto focal também foi determinado por simulação (software) da característica de campo, para distâncias afastadas de 5 mm em 5 mm do centro do campo. Estes tamanhos do ponto focal em função da distância y, estão relacionados na tabela 4.

O dispositivo desenvolvido nesta pesquisa foi então colocado a uma distância de 84,5 mm do ânodo conforme esquema mostrado na figura 45, e forneceu as tensões P_1 e P_2 para o cálculo da imagem do ponto focal A_{IPF}, através da equação (17) do item 5.3. Sendo a área do sensor A_{R2} igual a 0,007854 mm^2.

Tabela 4 - Tamanho do ponto focal em função da distância *y*

Deslocamento Real em *y* (mm)	Área Teórica do Ponto Focal (mm^2)
+20	0,770
+15	0,710
+10	0,618
+5	0,556
0	0,506
-5	0,398
-10	0,367
-15	0,302
-20	0,251

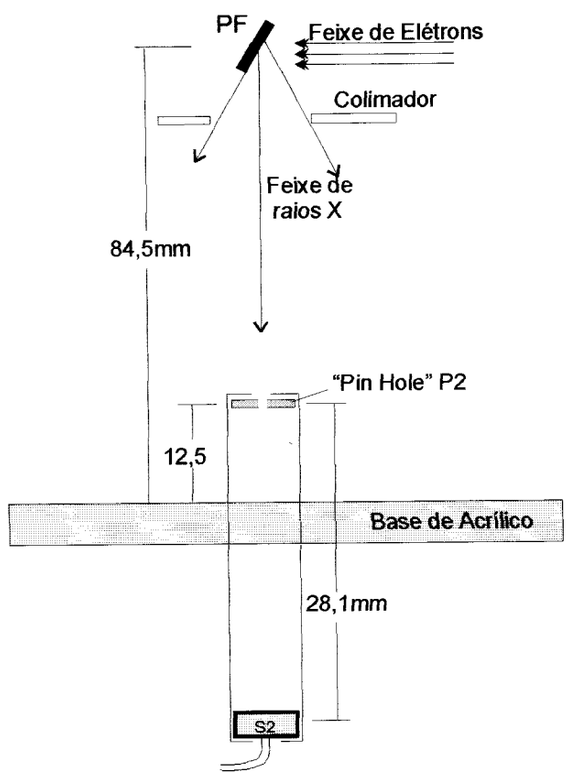


Figura 45 - Esquema mostrando a posição do "pin hole" *P2* sobre o ponto focal.

O dispositivo forneceu também para cálculo:

d1 = distância Ponto Focal – "pin hole" ***P2*** = 72,0 mm;

d2 = distância "pin hole" ***P2*** – sensor ***S2*** = 28,1mm.

Estas distâncias permitem calcular o fator de magnificação que corrige o valor do tamanho do ponto focal A_{PF} através da equação (18) do item 5.3. Conhecendo o ângulo α, e o ponto focal no plano- imagem A_{PF}., determinamos A_{PFreal} através da equação (19) do item 5.3. Na figura 46 apresentamos a montagem experimental do novo dispositivo, sob o tubo de raios X, nos pontos de início e término do giro de medição.

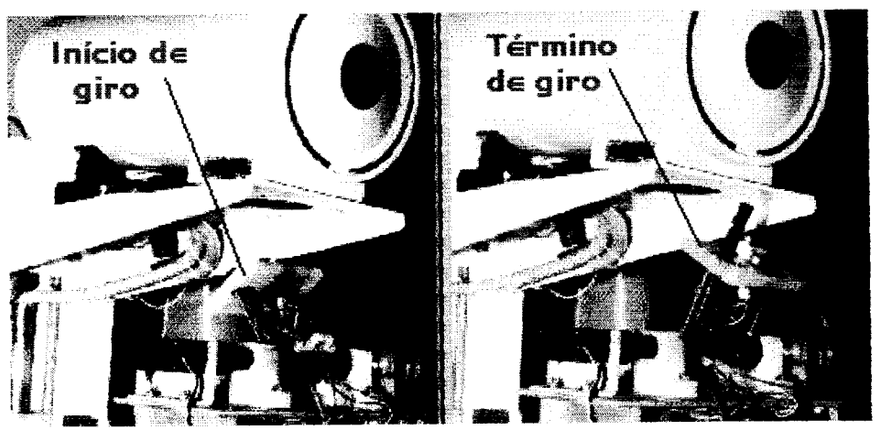


Figura 46 - Novo dispositivo executando medições sob o campo de raios X

Deslocou-se o dispositivo de 5 mm em 5 mm e foram obtidos os valores de A_{PF} para estas novas posições assim como o desvio em relação ao tamanho teórico do ponto focal.

Tabela 5 - Medidas efetuadas para cálculo da área do ponto focal real.

Desl. Real em y (mm)	P_1 (Volts)	P_2 (Volts)	Ângulo de Giro α (°)	Magnificação d_2/d_1	A_{IPF} Área da Imagem do Ponto Focal (mm^2)	A_{PFreal} Área do Ponto Focal (mm^2)	Área do Ponto Focal Teórica (mm^2)	Desvio (%)
+20	0,450	0,0017	82,0	0,376	2,051	0,779	0,770	1,20
+15	0,460	0,0019	84,0	0,382	1,862	0,715	0,710	0,80
+10	0,470	0,0023	87,0	0,387	1,573	0,609	0,618	1,50
+5	0,480	0,0027	89,0	0,389	1,422	0,554	0,556	0,43
0	0,500	0,0030	90,6	0,390	1,315	0,513	0,506	1,40
-5	0,503	0,0038	94,0	0,389	1,038	0,405	0,398	1,70
-10	0,510	0,0042	95,0	0,387	0,963	0,374	0,367	2,00
-15	0,526	0,0053	97,0	0,382	0,775	0,298	0,302	1,30
-20	0,540	0,0065	98,6	0,376	0,653	0,248	0,251	0,90

O desvio médio é de 1,23 % entre os valores teóricos e os valores calculados. Portanto, o novo dispositivo apresentou um ótimo desempenho.

6.7 – Avaliação do Efeito "Heel", Medida da Angulação do Ânodo e dos Limites do Campo de Radiação

Conforme descrito no item 4.2, foi utilizado o dispositivo da figura 47, colocado exatamente no eixo cátodo-ânodo central, mas fora do campo de radiação. A seguir foi iniciado um deslocamento do sensor de medida (ficando o sensor de referência parado em um ponto do campo) e levantado o gráfico do potencial gerado pelo sensor, proporcional a radiação recebida em função do deslocamento do dispositivo no eixo cátodo-ânodo, visto na figura 48.

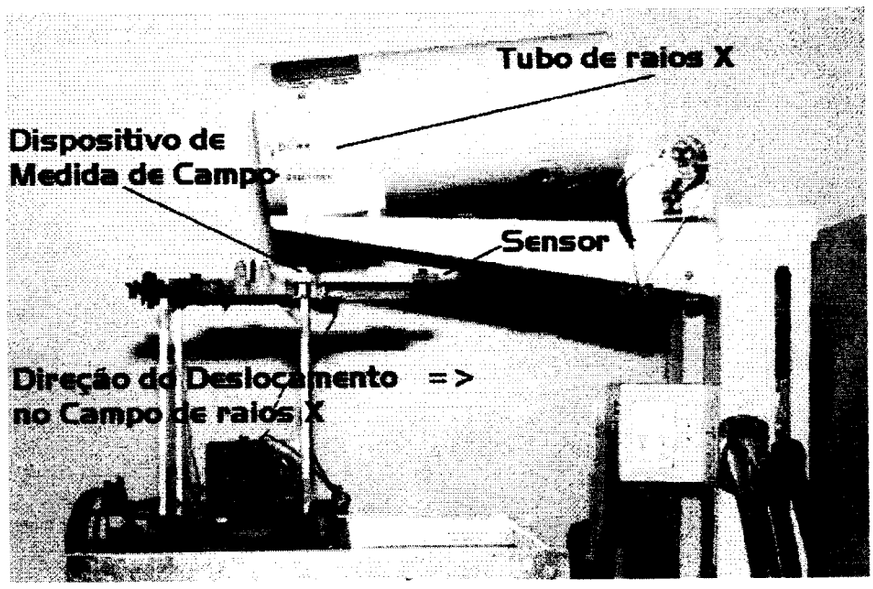


Figura 47 - Dispositivo utilizado para medição do tamanho do campo e verificação do efeito "heel".

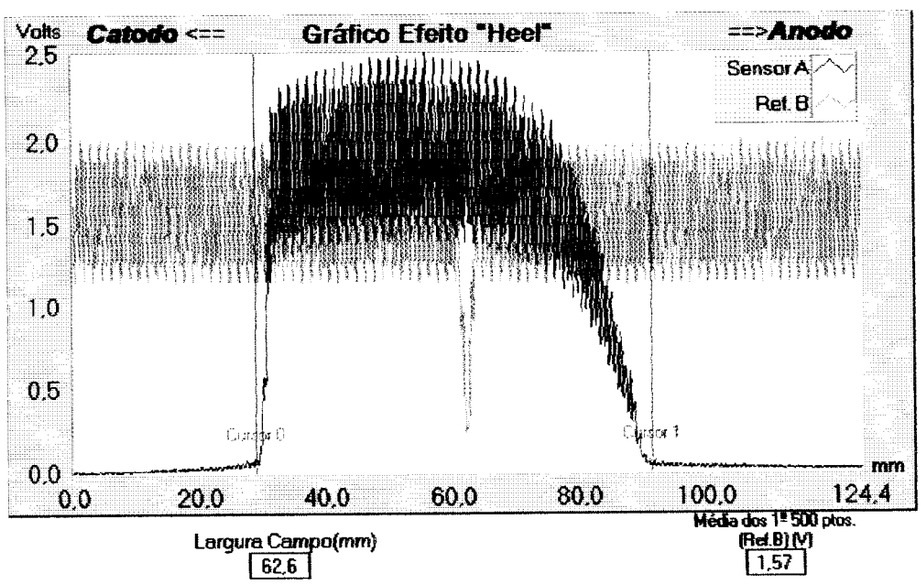


Figura 48 - Gráfico da variação do efeito "heel" no eixo cátodo-ânodo

Para uma melhor. visualização da curva obtida, a mesma foi submetida a uma filtragem por "software", conforme visto na figura 49. O mesmo processo de filtragem será mantido nas curvas apresentadas nas próximas figuras. Entretanto os

limites do campo de radiação foram demarcados pelos cursores 0 e 1 na primeira curva, para que estas medidas não sofram o efeito da filtragem.

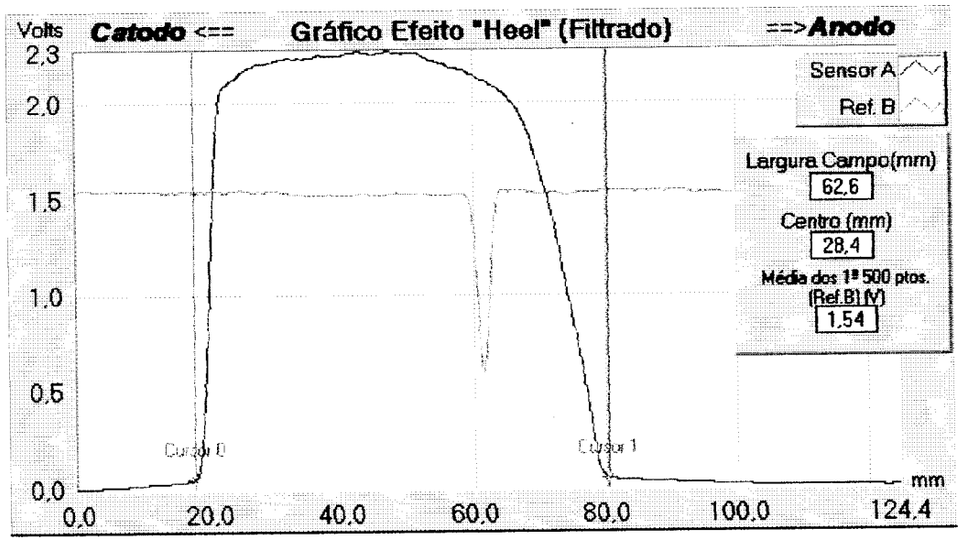


Figura 49 - Gráfico da variação pelo efeito "heel" no eixo cátodo-ânodo (filtrado).

A mesma medida foi feita com o dispositivo colocado a 15 mm a esquerda do eixo cátodo-ânodo (Figura 50) e com o dispositivo a 15 mm a direita do mesmo eixo (Figura 51).

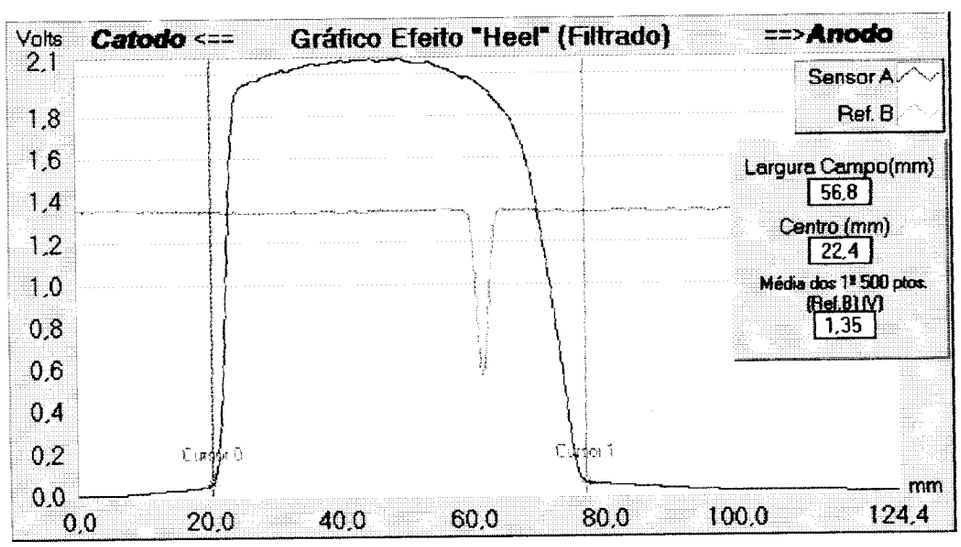


Figura 50 - Gráfico da variação do efeito "heel" com o dispositivo deslocado 15 mm a esquerda do eixo cátodo-ânodo

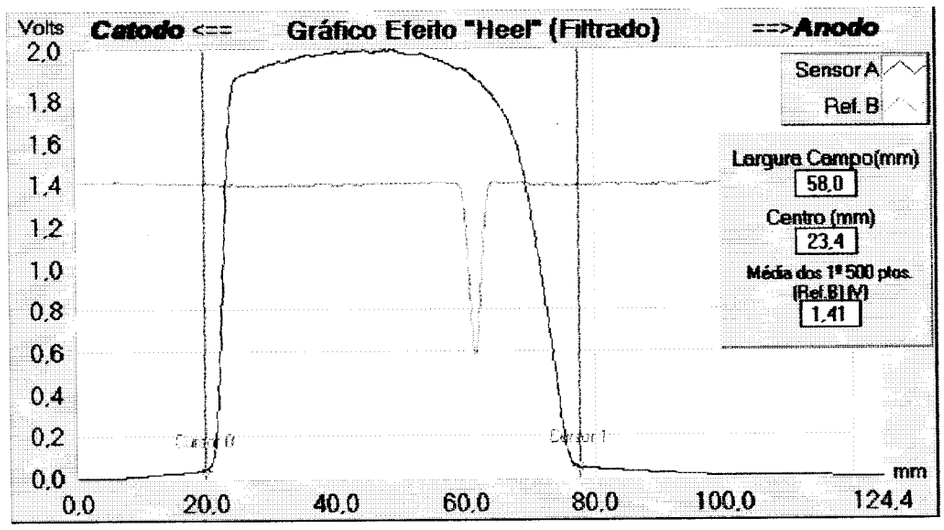


Figura 51 - Gráfico da variação do efeito "heel" com o dispositivo deslocado 15 mm a direita do eixo cátodo-ânodo

Podemos constatar que as figuras 49, 50 e 51 não mostram a variação da intensidade da radiação no eixo cátodo-ânodo (efeito "heel"), conforme os dados encontrados na literatura, onde temos a intensidade máxima no lado do cátodo, diminuindo do lado do ânodo até chegar ao "cut-off". Isto ocorreu porque, na localização onde foi feita a medida, a influência da distância é muito grande (efeito do inverso do quadrado da distância ânodo-sensor), compensando parte do efeito "heel" do lado do cátodo e reforçando-o do lado do ânodo.

Lembramos que os mamógrafos têm o campo de radiação cortado do lado do cátodo, o que é representado nos gráficos pela variação abrupta do potencial gerado pelo sensor.

A medida também foi executada com o dispositivo colocado perpendicularmente ao eixo cátodo-ânodo (Figura 52).

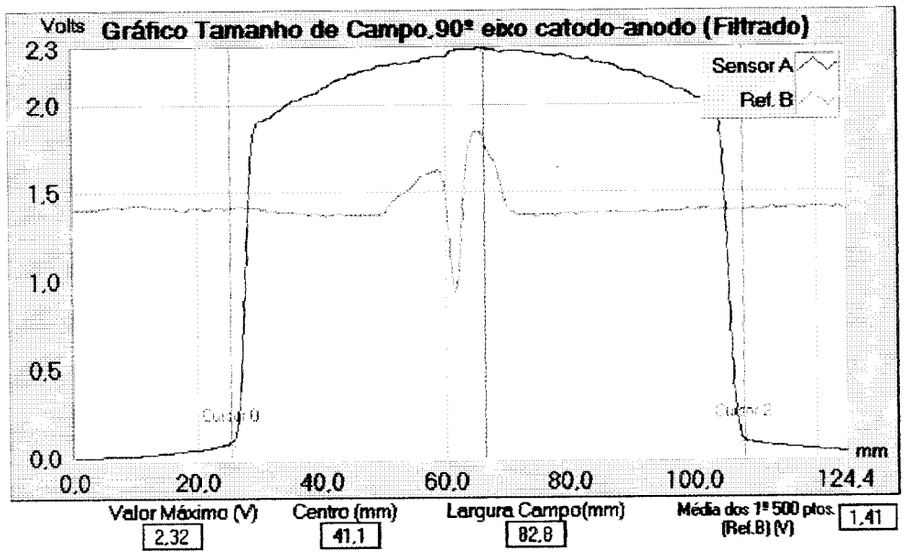


Figura 52 - Gráfico do efeito "heel" com o dispositivo perpendicular ao eixo cátodo-ânodo

A figura 52 mostra o que já tinha sido demonstrado por Marques (1998), a saber que a variação de intensidade devida ao efeito "heel" é simétrica em relação ao eixo cátodo-ânodo. Neste caso, o efeito do inverso do quadrado da distância reforça o efeito "heel".

Nota: Em todas as curvas anteriormente obtidas , o transitório observado na curva de referência (na cor laranja), ocorre sempre que o sensor de medida, ao varrer o campo, se interpõe entre o sensor de referência e o feixe de raios X que o atinge.

Os limites do campo de radiação, medidos no centro do campo, são dados pelos gráficos das figuras 49 e 52 onde se pode notar que o campo é de 62,6 mm no eixo cátodo ânodo e de 82,8 mm no eixo perpendicular, para a distância ânodo sensor de 120 mm.

O campo medido com chapa radiográfica no centro do campo foi de 64,0 mm e de 81,0 mm, conforme mostrado na figura 53.

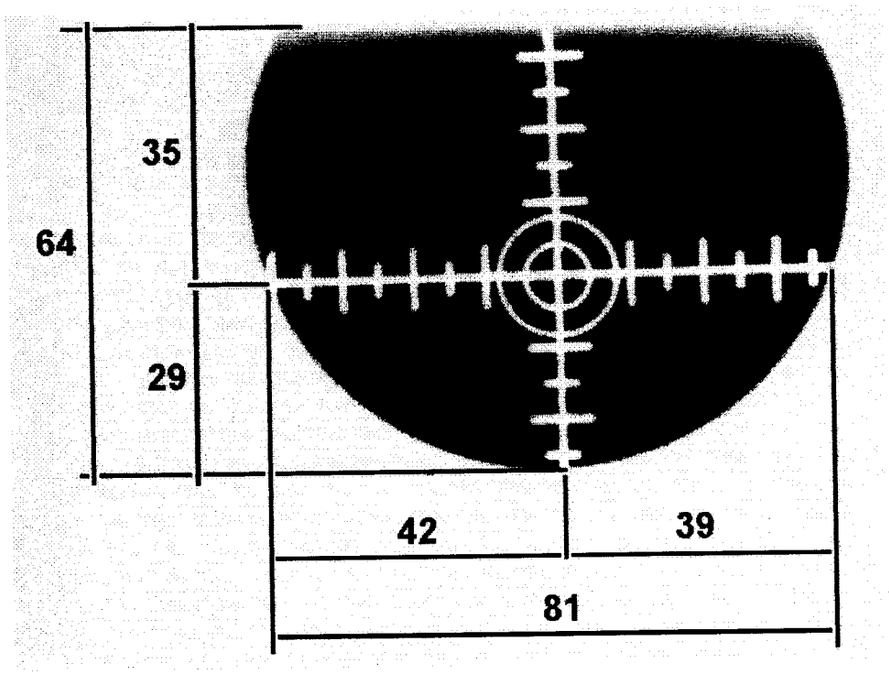


Figura 53 – Imagem radiográfica do campo de raios X, obtida a uma distância de 120 mm do ânodo (todas as medidas estão em milímetros).

Portanto, no eixo cátodo-ânodo a medida do campo apresenta um desvio de 2,19 %, e no eixo perpendicular está com um desvio de 2,22 %, em relação à chapa radiográfica. Assim sendo, os resultados estão coerentes.

6.8 – Cálculo do Ângulo do Ânodo

A partir das medidas de largura de campo mostradas na figura 49, e de centro de campo obtidas por cálculo através da equação (13) do item 5.2.1, pudemos calcular a angulação do ânodo θ, pelo método descrito no item 5.4, utilizando a equação (20), e obtivemos um valor de 15,9°.

Sabendo-se que a distância ânodo-filme fotográfico é de 120,00 mm e aplicando-se novamente o procedimento descrito no item 5.4, com os valores na figura 53, obtivemos um ângulo de ânodo $\theta = 16{,}3°$.

Desta forma, obtivemos um desvio de 2,45 % entre os ângulos calculados, o que representa um erro de medida menor que 0,5°.

6.9 – Medida de Tempo de Exposição

O tempo de exposição foi determinado pela curva em verde no gráfico da figura 54, onde o início e o término da exposição ocorrem em sincronismo com a presença de raios X sobre o sensor de referência.

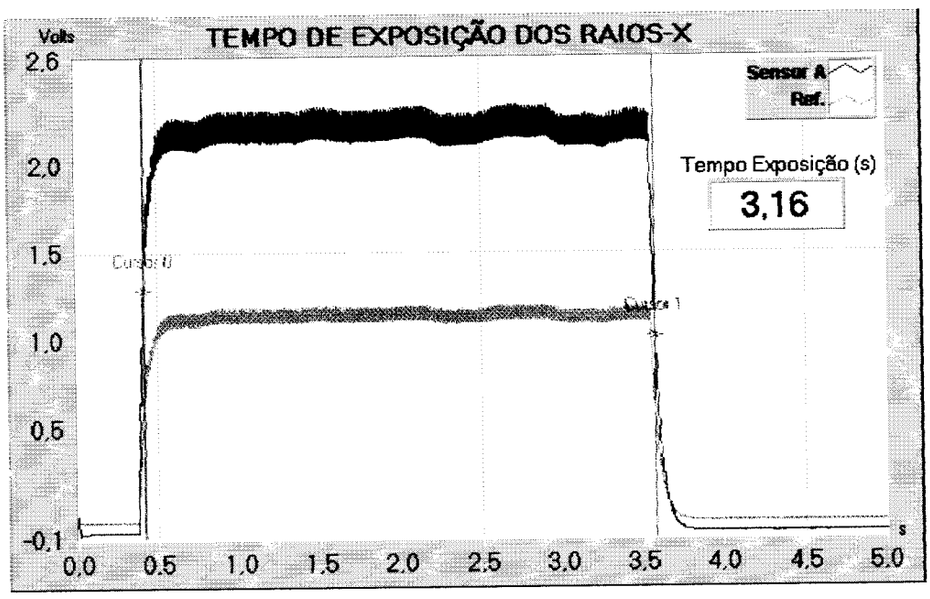


Figura 54 - Gráfico da variação do tempo de exposição de Raios X

Os tempos de exposição reais e medidos estão na tabela 6.

Tabela 6 - Tabela de tempos de exposição de Raios X

Tempo de Exposição Marcado no Painel (s)	Tempo Medido (s)	Desvio (%)
0,50	0,45	11,10
1,00	1,09	8,25
1,50	1,59	5,67
2,00	2,09	4,30
2,50	2,60	3,84
3,00	3,16	5,10
3,50	3,69	5,10
4,00	4,12	2,90

Há um desvio médio de 5,78 % entre os valores medidos e os marcados no painel do aparelho.

6.10 – Medidas da kVp e Camada Semi-redutora

Os testes de calibração realizados agora com o dispositivo penetrâmetro do sistema desenvolvido, seguiram os procedimentos descritos no, item 5.5. O dispositivo foi alinhado sob o feixe de raios X de modo que o sensor ficasse fixo posicionado exatamente no centro do campo, a 120,00 mm de distância do ponto focal, como mostra a figura 30. A cunha de alumínio movimenta-se completamente sobre o sensor durante cada exposição (duração de 5,0 s) no sentido paralelo ao eixo cátodo-ânodo, conforme comentado anteriormente. Utilizando equipamento mamográfico, de nosso laboratório, registramos as formas de onda para diversas condições operacionais. A partir dessas ondas, obtivemos os valores dos sinais de referência e filtrados, levantamos as curvas de calibração para o presente dispositivo e calculamos os valores da R.T. como função da kVp. Na tabela 7, são apresentados os resultados desses registros.

Tabela 7 - Valores de V_A e V_B obtidos a partir dos sinais registrados para diferentes valores de kVp e corrente de tubo, para cálculo da C.S.R.

kVp	mA	V_A (Volts)	V_B (Volts)
24	40	0,16	0,08
24	50	0,35	0,15
24	60	0,75	0,31
24	70	0,98	0,38
26	40	0,21	0,10
26	50	0,47	0,20
26	60	0,93	0,39
26	70	1,39	0,54
28	40	0,26	0,12
28	50	0,60	0,27
28	60	1,15	0,50
28	70	1,76	0,71
30	40	0,35	0,16
30	50	0,82	0,36
30	60	1,65	0,72
30	70	2,24	1,04
32	40	0,43	0,20
32	50	0,97	0,44
32	60	2,02	0,90
32	70	2,60	1,35
34	40	0,48	0,22
34	50	1,12	0,52
34	60	2,19	1,00
34	70	2,95	1,75
36	40	0,61	0,28

kVp	mA	V_A (Volts)	V_B (Volts)
36	50	1,36	0,64
36	60	2,53	1,29
36	70	3,10	2,02
38	40	0,74	0,35
38	50	1,63	0,76
38	60	2,75	1,50
38	70	3,28	2,30
40	40	0,81	0,39
40	50	1,86	0,88
40	60	2,81	1,56

Com base nos dados mostrados na tabela 7 acima, foram efetuados os cálculos da R.T. como função da kVp e da C.S.R., também em função da kVp. A tabela 8, a seguir, mostra o valor médio da R.T. para cada valor de kVp utilizado durante os testes, assim como o valor médio das distâncias percorridas pela cunha e correspondente C.S.R.

Tabela 8 - R.T. e C.S.R. médias calculadas para cada kVp como resultados dos dados mostrados na tabela anterior

kVp	R.T. média	Distância. Média (mm)	C.S.R. (mm Al)
24	0,426	11,44	0,983
26	0,421	11,74	0,995
28	0,437	12,41	1,024
30	0,447	12,71	1,036
32	0,467	12,52	1,028
34	0,482	12,71	1,036
36	0,515	12,95	1,046
38	0,535	13,16	1,055
40	0,500	13,44	1,067

Desse modo, as figuras 55 e 56 retratam as curvas-resposta do sensor, obtidas experimentalmente com o sistema desenvolvido, em termos de kVp e de corrente de tubo, de acordo com os dados registrados na tabela 7, enquanto que a figura 57 mostra a **R.T.** como função da kVp na faixa de operação de mamógrafos.

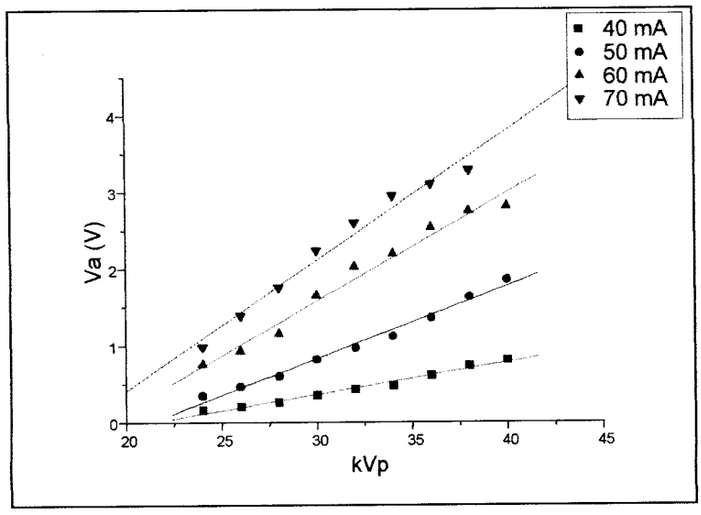


Figura 55 - Gráfico ilustrando a relação entre a saída V_A e a kVp do equipamento testado, para 4 diferentes valores constantes de corrente de tubo

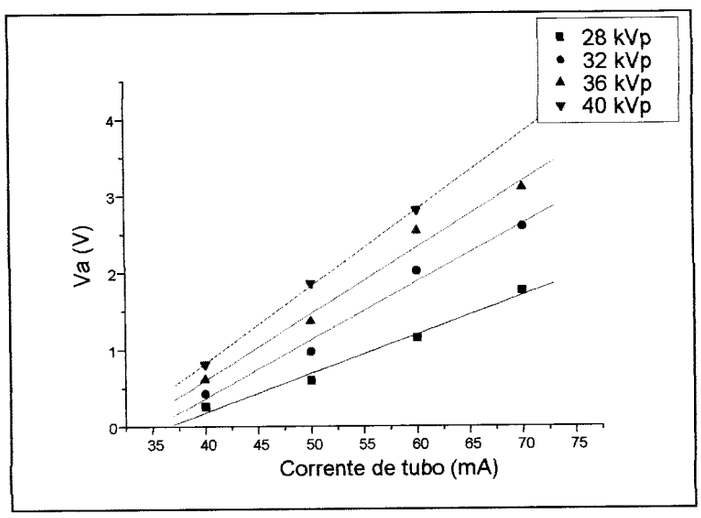


Figura 56 - Gráfico ilustrando a relação entre a saída V_A e a corrente do tubo testado, para 4 diferentes valores constantes de kVp

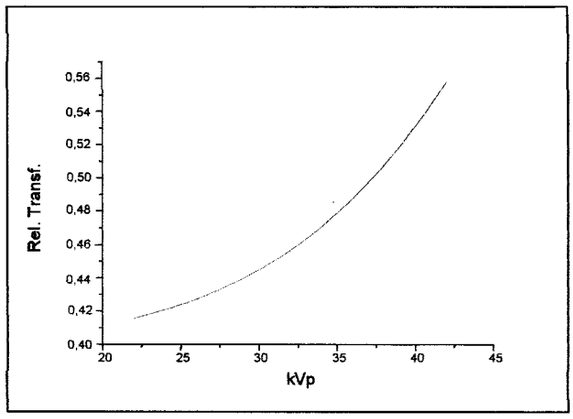


Figura 57 - Gráfico retratando a kVp como função da R.T. para o equipamento testado

Na figura 58, é apresentada a relação entre a kVp e a distância de deslocamento da cunha, equivalente à variação da espessura de alumínio.

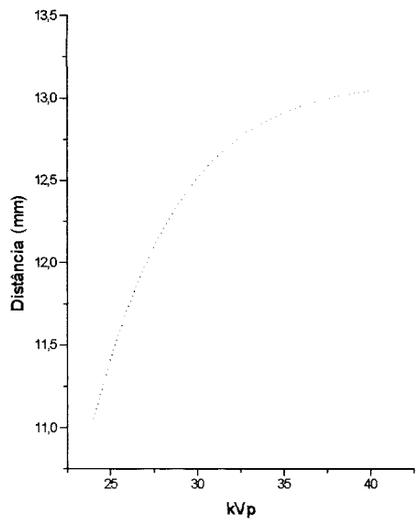


Figura 58 - Variação da distância de deslocamento da cunha em relação à kVp

Com este dispositivo é possível resolvermos o problema dos penetrâmetros convencionais, que é a dependência das medidas com o efeito "heel". Como a leitura

é feita por um sensor fixo num mesmo ponto do campo de radiação, ela depende somente da energia neste ponto, e da absorção pela cunha de alumínio.

Como os testes de aferição foram conduzidos com o auxílio do mamógrafo CGR Senographe de nosso laboratório, com alvo de molibdênio, é importante frisar, então, que os resultados obtidos são válidos para esse tipo de material de ânodo. Todas as medidas também foram feitas seguindo uma metodologia objetivando que a aferição seja feita na prática com o sensor posicionado da forma como foi descrita, sem filtragem adicional. Essa metodologia, aliás, foi baseada no estudo da bibliografia pesquisada. Como, porém, as informações a serem obtidas são baseadas em resultados relacionais, ou seja, pela relação entre um sinal e outro, de referência, a existência de filtros adicionais apenas proporcionará uma diminuição - proporcional - na amplitude de ambos, mantendo-se a relação.

7 – CONCLUSÕES

7.1 – Conclusões Gerais

Uma resolução da Secretaria de Saúde do Estado de São Paulo[5] especifica um conjunto de parâmetros a serem investigados no Programa de Garantia de Qualidade em radiologia médica, que deve ser implantado por todos os serviços radiológicos em operação no Estado: (a) ponto focal; (b) alinhamento; (c) kVp e mA (corrente de tubo); (d) camada semi-redutora; (e) temporização; (f) coincidência do campo com o campo luminoso; (g) distância foco-filme; (h) processadora de filmes; (i) grades e "bucky"; (j) câmera de vídeo e monitor em sistemas de fluoroscopia. Tais testes visam verificar se os equipamentos de imagem médica estão em conformidade com os requisitos técnicos necessários à sua utilização.

O aparelho que desenvolvemos permite avaliar sete dos dez itens enumerados (além de dois outros), sendo que dois deles, a processadora e o sistema de fluoroscopia, devem ser necessariamente testados com dispositivos distintos dos que servem para raios X e que a avaliação das grades-"bucky" pode ser facilmente acrescentada.

Lembramos que o sistema comercial mais completo que conhecemos permite testar no máximo quatro destes itens com o mesmo instrumento.

O novo sistema permite avaliar, com apenas uma exposição, o alinhamento com o centro do feixe de raios X, a distância entre o ponto focal e o plano imagem, o tamanho do ponto focal. Com uma outra exposição é possível avaliar o correto

---

[5] Resolução SS-625 – Secretaria Estadual da Saúde de São Paulo, de 14/12/94.

funcionamento do gerador de raios X: kVp , camada semi-redutora, temporizador, campo de radiação, angulação do ânodo e efeito "heel".

A medida da angulação do ânodo não é exigida pela Resolução SS–625, entretanto a consideramos importante, uma vez que ela é responsável pela característica de campo e pelo efeito "heel".

Entre os itens que não foram avaliados, o efeito das grades ou "bucky" pode ser facilmente simulado utilizando um algorítmo desenvolvido por Marques *et al.* (1996) a partir das medidas de kVp e mA e conhecendo o fator de grade. A partir destes valores é possível simular as imagens que deveriam ser obtidas, se a grade tiver um bom desempenho.

Aliás, uma das grandes vantagens do sistema desenvolvido é a facilidade de incorporação de outros algorítmos que ou complementam a avaliação, tais como as funções de transferência e outros procedimentos de simulação, ou permitem um melhor entendimento dos parâmetros medidos como os desenvolvidos por Oliveira *et al.* (1996) que apresentam os resultados da avaliação mostrando a degradação das imagens.

É patente também que o novo sistema permite uma avaliação:

(a) **mais completa** já que ele considera nas medidas a característica de campo que modifica o tamanho do ponto focal e possibilita informar este tamanho para a região onde o exame será realizado e além disto mede o efeito "heel" e a angulação do ânodo;

(b) **mais precisa** uma vez que compensa o desvio de alinhamento no caso das medidas do ponto focal e da distância ânodo-plano imagem ou as tornam independentes da posição no caso da quilovoltagem.

Podemos também concluir que o novo sistema é **prático**. Por ser acoplado a um microcomputador portátil ele permite não apenas a análise completa no local da avaliação, possibilitando esclarecer possíveis dúvidas, como também a atualização dos procedimentos toda vez que surgirem novos métodos. Por basear-se em sensores, ele independe das variações introduzidas pelos filmes e reveladoras; possibilitando uma avaliação mais rápida por não depender dos resultados da revelação. Por necessitar de apenas 2 exposições para realizar a avaliação, não é preciso suspender a utilização dos equipamentos radiológicos por mais de alguns minutos. Com os

sistemas convencionais esta avaliação demora algumas horas. Por ser composto de apenas um sistema para realizar todas as medidas necessárias, o dispositivo não necessita de cuidados especiais para ser disposto em baixo dos raios X. Por este motivo e por não precisar de auxílio de tabelas para interpretação das leituras, o controle de qualidade realizado com o novo método não exige treinamento do operador.

Entretanto acreditamos que o ponto mais importante é que este novo sistema dispensa o alinhamento no centro do feixe de raios X. O alinhamento é uma tarefa complicada, demorada e nem sempre precisa. Portanto, muitas vezes ou o alinhamento não é realizado e o ponto focal é medido em qualquer ponto do campo de radiação, levando a resultados absurdos; ou a medida do ponto focal é riscada do procedimento de avaliação e a falta de nitidez das imagens não é considerada.

Os resultados apresentados permitem também ratificar a utilização do sensor de silício empregado nesse trabalho para aferição de parâmetros do tubo, como a kVp, corrente, tempo de exposição. A vantagem da metodologia empregada aqui é a possibilidade de registro e de armazenamento de uma quantidade muito grande de informações, se comparada com a metodologia de determinação analógica daqueles parâmetros, como em trabalho anterior (Schiabel *et al.* (1997)). A possibilidade de armazenar o sinal de saída do sensor para poder fazer o tratamento computacionalmente é muito vantajosa sobre a detecção e tratamento analógicos apenas, desse mesmo sinal. Além disso, arquivar a informação é sempre um requisito importante em testes de controle de qualidade, já que permite conhecer o comportamento do equipamento ao longo de sua vida útil.

Nos procedimentos aqui propostos, auxiliado pela utilização do suporte do dispositivo de aquisição de sinal, o operador precisaria apenas fazer as exposições dos sensores aos raios X. A partir daí, toda a programação permite encontrar os diferentes parâmetros sob investigação, possibilitando que isso seja feito a qualquer momento, uma vez que tais dados se encontram gravados, o que permitiria consulta a eles toda vez que necessário.

É importante ressaltar, ainda, que o dispositivo é capaz de proporcionar diversas vantagens em relação aos dispositivos usados comercialmente, como os penetrâmetros, que empregam filme como sensor, o que, por si só, é um fator introdutor de erros nas aferições. Além disso, o operador necessita de certos

conhecimentos e, principalmente, de um sistema eletrônico de precisão (como um microdensitômetro) para identificar corretamente o valor do "degrau de igualdade", ou seu equivalente dependendo do instrumento usado, enquanto que, na atual proposta, o resultado pode ser fornecido diretamente pelo programa. Além disso, a margem de erro de um penetrâmetro convencional com filme pode ser da ordem de 25% (Schiabel *et al.* (1997), excessiva para aferições principalmente na faixa de mamógrafos.

A aferição da corrente do tubo fica, na metodologia adotada, facilitada pelos dados armazenados nos testes básicos. Conhecido exatamente o comportamento do temporizador do equipamento radiográfico, através da aferição do tempo de exposição pelo sistema, é possível avaliar também a corrente de equipamentos que disponham apenas de controle integrado de corrente-tempo (mAs).

Além disso, o dispositivo de aquisição de sinal em si corresponde a uma nova e mais prática metodologia para medição da camada semi-redutora, visto que não há necessidade de se utilizar dosímetros como câmara de ionização e nem ir substituindo paulatinamente, a cada exposição, os filtros absorvedores. E também se torna mais prática a sua aferição em qualquer posição do campo, apenas pelo deslocamento do dispositivo de suporte para localidades que são conhecidas pelo sistema. A substituição de alumínio por outro material, como cobre, por exemplo, pode ainda permitir a determinação de C.S.R. para faixas de energia mais altas.

Portanto, do ponto de vista dos resultados e da elaboração técnica do dispositivo, pode-se considerá-lo como viável à aplicação prática dos testes de aferição de parâmetros operacionais em controle de qualidade de rotina em sistemas radiográficos em geral, e mamógrafos em particular.

Esperamos que, com este novo dispositivo, de fácil manuseio, o controle de qualidade dos sistemas radiológicos se torne, cada vez mais, uma realidade.

7.2 – Sugestões para Pesquisas Futuras

A complementação desse trabalho é uma ampliação para uma avaliação completa de todos os parâmetros dos sistemas radiológicos e em particular dos mamógrafos.

Os dispositivos sensores desenvolvidos, associados à eletrônica, já permitem grande parte dessa avaliação, faltando, contudo, acrescentar os métodos que possibilitem medir o efeito da grade, a corrente do tubo e estudar a avaliação dos écrans fluoroscópicos.

Seria possível também, com algumas modificações do dispositivo apresentado, realizar o controle de qualidade dos sistemas radiológicos aplicando as funções de transferência.

Para isso, precisaria obter não só a área do ponto focal, mas suas dimensões (largura e comprimento) e desenvolver o "software" específico.

8 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Ardran; Crooks (1968) - ARDRAN, G.M.; CROOKS, H.E. *Checking diagnostic X-ray beam quality.* Brit. J. Radiol. v. 41, p. 193-198, 1968.

Arnold *et al.* (1973) - ARNOLD, B.A.; BJÄRNGARD, B.E.; KLOPPING, J.C. *A modified pinhole camera method for investigation of x-ray tube focal spots.* Phys. Med. Biol., v. 18, p. 540-549, 1973.

Bernstein *et al.* (1974) - BERNSTEIN, H.; BERGERON, T.; KLEIN, D.J. *Routine evaluation of focal spots.* Radiology, v. 111, p. 421-425, 1974.

Bookstein; Steck, (1971) - BOOKSTEIN, J.J.; STECK, W. *Effective focal spot size.* Radiology, v. 98, p. 31-33, 1971.

Burgess (1979) – BURGESS, A. *A mammography quality assurance test program.* Rodiology, v.133, p. 491-495, 1979.

de Callatay *et al.* (1984) – de CALLATAY, B. *et al.* *A fast multiwire low-energy X-ray detector.* Nuclear Instrum. Meth. Phys. Res., v. 224, p. 112-116, 1984.

Costa; Furquim (1996) - COSTA, P.R.; FURQUIM, T.A.C. *Avaliação das dimensões do ponto focal de tubos de raios X utilizando um sistema de digitalização direta.* In: Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, Campos do Jordão (SP), 13-17/10/1996.

Cruty; Ghilardi Netto (1980) - CRUTY, M.R.; GHILARDI NETTO, T. *Evaluation of the spectral response of the wisconsin mammographic kVp cassettes.* Med. Phys., v. 7, n. 2, p. 151-156, 1980.

Curi *et al.* (1998) – CURI, N.S.M. *et al. Quality assurance in mammography: a new instrument for operational characteristics and focal spot sizes measurements. Spie – Medical Imaging 98, p. 21-26, 1998.*

Curry III *et al.* (1990) - CURRY III, T.S.; DOWDEY, J.E.; MURRY, R.C. *The Christensen's physics of diagnostic radiology.* 4ª ed. Philadelphia, Ed. Lea & Febiger, 1990.

Doi; Rossmann (1974a) - DOI, K.; ROSSMANN, K. *Evaluation of focal spot distribution by RMS value and its effect on blood vessel imaging in angiography.* Proc. SPIE 74 - Application of Optical Instrumentation in Medicine III, v. 47, p. 207-213, 1974.

Doi; Rossmann (1974b) - DOI, K. e ROSSMANN, K. *The effect of radiographic magnification on blood vessel imaging with various screen-film systems.* Medical Physics, v. 1, p.257-261, 1974.

Doi *et al.* (1975) - DOI, K.; FROMES, B.; ROSSMANN, K. *New device for accurate measurement of X-ray intensity distribution of X-ray tube focal spots.* Med. Phys., v. 2, p. 268-273, 1975.

Doi (1977) - DOI, K. *Field characteristics of geometric unsharpness due to the X-ray tube focal spot.* Medical Physics, v.4, n.1, p.15-20, Jan./Feb. 1977.

Doi *et al.* (1982) - DOI, K.; LOO, *L.; CHAN, H. X-ray tube focal spot sizes: compreensive studies of their measurement and effect of measured size in angiography.* Radiology, v. 144, p. 383-393, 1982.

Eichholz; Poston (1979) - EICHHOLZ, G.G.; POSTON, J.W. *Principles of Nuclear Radiation Detection*, Ann Arbor Science Publ., Inc., 1979, 379 p.

Everson; Gray (1987) – EVERSON, J.D; GRAY, J.E. *Focal spot measurements: comparison of slit, pinhole, and star resolution pattern techniques.* Radiology, v. 165, p. 261-264,1987.

Fritz; Livingston (1982) - FRITZ, S.L.; LIVINGSTON, W.H. *A comparison of computed and measured heel effect for various target angles.* Medical Physics, v.9, n.2, p.216-219, 1982.

Fritz; Livingston (1985) - FRITZ, S.L.; LIVINGSTON, W H. *The effect of anode curvature on radiographic heel effect.* Medical Physics, v.12, n.4, p.443-446, 1985.

Furquim *et al.* (1996) - 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 do outubro de 1996.

Gratale *et al.* (1990) - GRATALE, P.; WRIGHT, D.L.; DAUGHTRY, L. *Using the anode heel effect for extremity radiography.* Radiologic Technology, v. 61, n.3, p.195-198, 1990.

Gruner *et al.* (1982) - GRUNER, S.M.; MILCH, J.R.; REYNOLDS, G.T. *Slow-scan silicon-intensified target-TV X-ray detector for quantitative recording of weak X-ray images.* Review of Scientific Instrum., v. 53, p. 1770-1778, 1982.

Halmshaw (1992) - HALMSHAW, R. *The effect of focal spot size in industrial radiography.* Br. J. NDT, v. 34, p. 389-394, 1992.

Johns; Cunningham (1983) - JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J. R. *The Physics of Radiology*, 4 ed., Illinois, Charles C Thomas Publisher, 1983.

Kratzat (1988) - KRATZAT, M. *Evaluating the importance of focal spot sizes in mammography*. Medicamundi, v. 33, p. 74-80, 1988.

Kuntke (1957) - KUNTKE, A.G. *On the determination of roentgen tube focal spot sizes by pin-hole camera roentgenography.* acta radiol., v. 47, p. 55-64, 1957.

Law (1993a) - LAW, J. *The influence of focal spot size on image resolution and test phantom scores in mammography*. Br. J. Radiol., v. 66, p. 441-446, 1993.

Law (1993b) - LAW, J. *The influence of focal spot size on image resolution and test phantom scores in mammography*. Br. J. Radiol., v. 66, p. 441-446, 1993.

Loo *et al.* (1984) - LOO, L.D.; DOI, K.; METZ, C. *A comparison of physical image quality indices and observer performance in the radiographic detection of nylon beads*. Phys. Med. Biol., v. 29, p. 837-856, 1984.

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

Mahler; Lifshits (1984) - MAHLER, Y.; LIFSHITS, N. *Use of photovoltaic cells for effective kVp measurements*. Med. and Biol. Eng. Comput., v. 22, p. 190-192, 1984.

Marques *et al.* (1996) – MARQUES, M..A. *et al.* *Computer simulation of the geometric unsharpness effect on radiologic images.* Spie Proceedings – Applications of Digital Image Processing, 2847, p. 609-617, 1996.

Marques (1998) - MARQUES, Márcio. A. *Simulação computacional de parâmetros importantes de sistemas radiológicos.* São Carlos, 1998. 156p. Tese (Doutorado) - Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo.

Matsui; Ono (1985) - MATSUI, H.; ONO, K. *A uniform focal spot X-ray tube with improved MTF and kW rating*. Radiology, v. 156, p. 227-230, 1985

Milne (1974) - MILNE, E.N.C. *Caracterizing the focal spot performance*. Radiology, v. 111, p. 483-486, 1974.

Moores; Brubacher (1974) - MOORES, B.M.; BRUBACHER, P. *Focal spot studies and electron focusing in a demountable x-ray tube*. Phys. Med. Biol., v. 19, p. 605-618, 1974.

Muntz (1979) – MUNTZ, E.P. *Analysis of the significance of scattered radiation in reduced dose mammography, including magnification effects, scatter suppression, and focal spot and detector blurring.* Medical Physics, v. 6, p. 110-117, 1979.

Nelson *et al.*(1992) - NELSON, R.E.; *et al. Acceptance testing of radiologic systems: experience in testing 129 imaging systems at two major medical facilities.* Radiology, V. 183, p. 563-567, 1992.

Nickoloff *et al.* (1990) - NICKOLOFF, E.L. *et al. Mammographic resolution: influence of focal spot intensity distribution and geometry*. Med. Phys., v. 17, p. 436-447, 1990.

Nielsen (1978) - NIELSEN, B. *Measuring method to determine focal spot sizes from pinhole camera images of diagnostic x-ray tubes*. Health Physics, v. 36, p. 724-727, 1978.

Nielsen (1979) – 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 , v. 38, p. 683-686, 1979.

Nielsen; Fagerberg (1986) - NIELSEN, B.; FAGERBERG, G. *Image quality in mammography with special reference to anti-scatter grids and the magnification technique*. Acta Radiol., v. 27, p. 467-479, 1986.

Oliveira (1995) - OLIVEIRA, Henrique Jesus Quintino de. *Simulação computacional da nitidez de imagens radiológicas para controle de qualidade.* São Carlos, 1995. 189p. Dissertação (Mestrado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

Oliveira *et al.* (1996) – OLIVEIRA, H.J.Q. *et al.* *Evaluating the radiologic images quality by simulation of objects sharpness* Spie Proceedings – Applications of Digital Image, 2847, p. 618-627, 1996.

Pereira (1982) - PEREIRA, A.A. *Curso de física em radiodiagnóstico para médicos residentes.* Publicação do Colégio Brasileiro de Radiologia e Comissão Nacional de Energia Nuclear. Apostila, Rio de Janeiro, 1982.

Rao (1971) - RAO, C.U.V. *A new method to determine the focal spot size of X-ray tubes.* Am. J. Roentgenol., v. 111, p. 628-632, 1971.

Rao; Soong (1973) - RAO, G U V.; SOONG, A. *Physical caracteristics of modern microfocus x-ray tubes.* Am. J. Roentgenol., v. 119, p. 626-634, 1973.

Rikner; Grusell (1987) - RIKNER, G.; GRUSELL, E. *General specifications for silicon semiconductors for use in radiation dosimetry.* Phys. Med. Biol., v. 32, p. 1109-1117, 1987.

Robertson; Watson (1958) - ROBERTSON, C.W.; WATSON, G. *Precise measurements of focal spot areas in diagnostic x-ray tubes and their applications in tube development.* Br. J. Radiol., v. 31, p. 489-491, 1958.

Robinson; Grimshaw (1975) - ROBINSON, A.; GRIMSHAW, G. M. *Measurement of the focal spot size of diagnostic x-ray tubes - a comparison of pinhole and resolution methods.* Br.J. Radiol., v. 48, p. 572-580, 1975.

Roeck; Milne (1978)- ROECK, W.W.; MILNE, E.N.C. *A highly accurate focal spot camera - laboratory and field model.* Radiology, v. 127, p. 779-783, 1978.

Sandrik; Wagner (1982) - SANDRIK, J. M.; WAGNER, R. F. *Absolute measures of physical image quality: measurement and application to radiographic magnification.* Med. Phys., v. 9, p. 540-549, 1982.

Santos (1997) - SANTOS, Lara Helena Elerbrock dos. *Novo dispositivo com sensoriamento eletrônico para localização do raio central de feixes de raios X em equipamentos de radiodiagnóstico.* São Carlos, 1997. 112p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

Scaff (1979) - SCAFF, L.A.M. *Bases Físicas da Radiologia - Diagnóstico e Terapia.* Sarvier (SP), 1979, 334 p.

Schiabel *et al.* (1988) – SCHIABEL, H.; FRÈRE, A.F.; ANDREETA, J.P. *Development of a NaI(TI) based scintillation detector for peak kilovoltage control on mammographic X-ray equipments.* World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. San Antônio, Texas, USA. Aug, 6-12, 1988.

Schiabel *et al.* (1990) – SCHIABEL, H.; FRÈRE, A.F.; ANDREETA, J.P. *O controle de qualidade em mamografia: desenvolvimento de um dispositivo prático para aferição da kVp.* Radiologia Brasileira, v. 23, n. 1, p. 65-70, 1990.

Schiabel *et al.*(1997) - SCHIABEL, H.; CURI, N.S.M.; FRÈRE, A.F. *Novo dispositivo para aferição de kVp e dose em equipamentos de radiodiagnóstico.* Radiol. Bras., v. 30, p. 257-262, 1997.

Shima *et al.* (1983) - SHIMA, K. *et al.* *Measurement of low-energy tail spectra adjacent to the photopeak in Si(Li) X-ray detectors.* Nuclear Instrum. Meth. Phys. Res., v. 217, p. 515-519, 1983.

Smith; Chatziioannou (1993) - SMITH, C.K.; CHATZIIOANNOU, A. *Mammography focal spot measurements with a star pattern: Techniques to avoid inaccuracies* Med. Phys., v. 20, p. 93-97, 1993.

Spiegler; Breckinridge (1972) - SPIEGLER, P.; BRECKINRIDGE, W.C. *Imaging of focal spots by means of the star test pattern.* Radiology, v. 102, p. 679-684, 1972.

Stanton *et al.*(1966) - STANTON, L.; LIGHTFOOT, D.A.; MANN, S. *A penetrameter method for field kV calibration of diagnostic X-ray machines. Radiology*, 87, p. 423-435, 1966.

Tang *et al.* (1995) - TANG, S.; BARNES, G.T.; TANNER, R.L. *Slit camera focal spot measurement errors in mammography* . Medical Physics, v. 22, p. 1803-1814, 1995.

Thompson *et al.* (1982) - THOMPSON, A.C. *et al.* *A multi-element silicon detector for X-ray flux measurements.* IEEE - Trans. Nuclear Sci., v. NS29, p. 793-797, 1982.

Trefler; Gray (1976) - TREFLER, M.; GRAY, J. E. *Characterization of the imaging properties of x-ray focal spots.* Applied Optics, v. 15, p. 3099-3104, 1976.

Tsunemi *et al.* (1988) - TSUNEMI, H.; MIZUKATA, K.; HIRAMATSU, M. *Characteristics of optical CCD as an X-ray image sensor.* J. Appl. Phys., v. 27, p. 670-674, 1988.

Wilks (1987) - WILKS, R. J. *Principles of radiological physics.* New York, Churchill Livingstone, 1987.

Willetts *et al.* (1989) - WILLETTS, R.J.; WEST, M.B.; BRYDON, J. *An instrument for X-ray set quality assurance measurements.* J. Med. Engin. Technol., v. 13, n. 4, p. 207-214, 1989.

Wood (1994) – WOOD, D. *Optoelectronic semiconductor devices*, Prentice Hall (NY), 1994.

APÊNDICE

I – O Tubo de Raios X

Os 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 *et al.* (1990)). Composto basicamente de dois eletrodos encapsulados a vácuo em um envoltório de vidro, apresenta o eletrodo positivo, ou cátodo, como 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 positivo, ou ânodo, 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 60 vemos um esquema simplificado da composição do tubo:

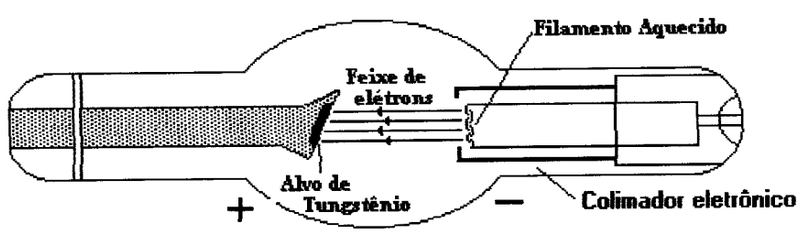


Figura 59 - Esquema simplificado de um tubo de raios X

Além do filamento, que é a fonte de elétrons e seu principal componente, o cátodo 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 cátodo para o ânodo, neste mesmo intervalo. Por sua vez, a corrente do tubo é influenciada pela corrente aplicada no filamento: quanto maior ela for, maior o aquecimento do filamento, e conseqüentemente maior o número de elétrons emitidos. 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 atrai 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 mA, 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 conseqüentemente do ponto focal, com a posição do filamento nesta capa focalizadora (Moores; Brubacher (1974)) 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 têm pesquisado e sugerido novos modelos, que poderiam propiciar um perfil de intensidade mais uniforme (Matsui; Ono (1985)).

O ânodo, por sua vez, é construído, em geral, 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 ânodo, 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: ânodos inclinados, em relação à direção normal à incidência do feixe de elétrons, e a construção de ânodos rotativos.

A construção do ânodo inclinado segue o princípio do foco-linha (Wilks (1987)), ilustrado na figura 61. 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 cátodo-ânodo.

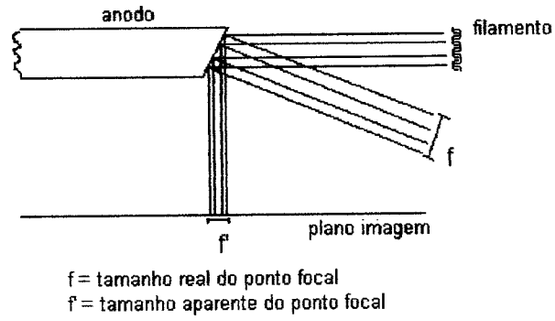


Figura 60 - Ilustração do princípio do foco linha

Para aumentar a área do alvo bombardeada pelo feixe de elétrons, sem aumentar o tamanho do ponto focal real, e possibilitando uma maior dispersão de calor, existem ânodos rotativos, 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 ânodo fixo (Oliveira (1995)). 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 ânodo 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 ânodos têm o inconveniente de exigirem um aparato maior, limitando a sua portabilidade. Assim, os ânodos 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 ânodos fixos em situações em que não há necessidade de pontos focais pequenos.

II – O Ponto Focal: Influência na Nitidez da Imagem Radiográfica

São três as fontes possíveis de não nitidez, que contribuem para a diminuição da resolução do sistema radiográfico (Halmshaw (1992)): 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, só é significativa quando o tamanho do ponto focal é muito 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 (1993b)), 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; Fagerberg (1986)). Na figura 62, tem-se esquematizado o processo de formação de imagens com pontos focais de diferentes tamanhos.

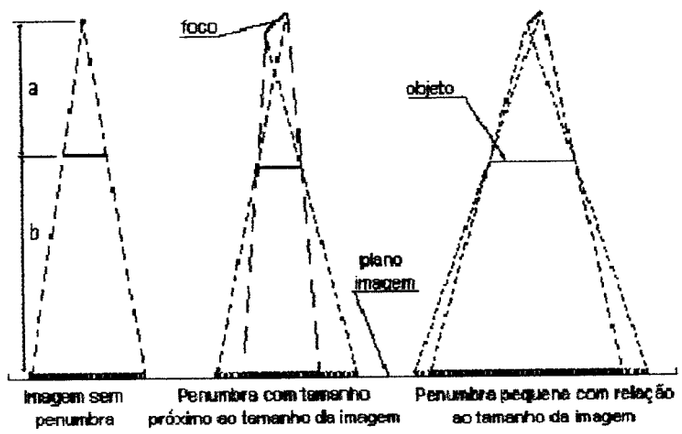


Figura 61 - Processo de formação de imagens com pontos focais de diferentes tamanhos (Oliveira (1995))

Enquanto, no primeiro caso, há apenas a sombra do objeto, correspondendo aos raios que saíram da fonte e foram barrados, reproduzindo fielmente a sua projeção no plano imagem, nos outros, 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.

Em princípio, duas alternativas são possíveis para diminuir a penumbra: coincidência entre o plano imagem e o plano objeto (caso de um objeto plano de espessura desprezível, situado diretamente sobre o sistema écran-filme radiográfico), ou aumento da distância entre o objeto e o ponto focal. Isso, porém, nunca é completamente 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 na chamada técnica de magnificação (ou seja, a uma certa distância do sistema écran-filme), apesar de promover um aumento da sombra em relação ao tamanho do objeto, o que pode facilitar a visualização de pequenas estruturas, aumenta simultaneamente a penumbra e ainda proporciona um aumento dos efeitos da radiação espalhada (Curry *et al.* (1990), Sandrik; Wagner (1982)), que tende a prejudicar o contraste da imagem, diminuindo a relação sinal/ruído.

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 *et al.* (1990)). 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.