



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**DETERMINAÇÃO DAS DIMENSÕES DO PONTO FOCAL
DE TUBOS DE RAIOS X UTILIZANDO UM SENSOR CCD E
O MÉTODO DAS FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIAS**

DENISE YANIKIAN NERSISSIAN

Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Doutor em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear - Aplicações.

Orientadora:
Dra. Linda V. E. Caldas

**São Paulo
2004**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**DETERMINAÇÃO DAS DIMENSÕES DO PONTO FOCAL
DE TUBOS DE RAIOS X UTILIZANDO UM SENSOR CCD E
O MÉTODO DAS FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIAS**

DENISE YANIKIAN NERSISSIAN



Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do grau de
Doutor em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear - Aplicações.

Orientadora:
Dra. Linda V. E. Caldas

SÃO PAULO

2004

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**DETERMINAÇÃO DAS DIMENSÕES DO PONTO FOCAL
DE TUBOS DE RAIOS X UTILIZANDO UM SENSOR CCD E
O MÉTODO DAS FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIAS**

DENISE YANIKIAN NERISSIAN

**Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do grau de
Doutor em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear - Aplicações.**

**Orientadora:
Dra. Linda V. E. Caldas**

SÃO PAULO

2004

DEDICATÓRIA

**Ao meu esposo Rogério, por tanto amor
A minha filhinha Ligia, por toda alegria
Aos meus pais Artur e Agavni, pelo incentivo constante**

AGRADECIMENTOS

À Dra. Linda V. E. Caldas, pela orientação que manteve firme o propósito deste trabalho.

Ao amigo Dr. Paulo R. Costa, pelos constantes questionamentos que me fizeram desenvolver este trabalho.

Ao Marco Aurélio, pela amizade e companheirismo em todos os momentos deste trabalho, todos mesmo.

Ao Márcio Bottaro, pela amizade e auxílio, principalmente, na avaliação das incertezas.

Ao Edson P. Barbosa, pela amizade e ajuda na execução dos procedimentos experimentais.

Ao Danilo C. Guth, pelo auxílio no desenvolvimento do sistema mecânico com suas idéias e habilidade com o AutoCAD.

Ao Raimundo, pela confecção das peças que compõem o sistema mecânico de alinhamento.

A Fernanda Pelegrini, pela amizade e apoio mais que fundamental no desenvolvimento da análise computacional na verificação do alinhamento.

Aos amigos Tânia Furquim, Fernanda Salvador, Ricardo Saito, Givaldo Reis, Gianni Donatiello, Leonardo Severo, Patrícia Rio, Hélio Murata, Daniel Bonifácio e Grazielle Santos pela colaboração na leitura dos filmes.

Aos amigos Ana Bessa, Edgar Pontes, Estela Vanessa e Renata Duarte, pela amizade, unidade e parceria no desenvolvimento das rotinas computacionais no processamento de imagens.

A todos os amigos do Serviço Técnico de Aplicações Médico Hospitalar do Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP.

Ao meu esposo Rogério, pela compreensão e carinho constantemente demonstrado e pelo apoio mais que fundamental durante todo o desenvolvimento deste trabalho.

A minha família, pelo constante apoio, incentivo e compreensão pelas ausências.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), pela oportunidade para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Instituto de Eletrotécnica e Energia (IEE/USP), pela colaboração financeira no desenvolvimento do sistema mecânico e apoio na execução deste trabalho.

Ao **Senhor Jesus Cristo**, sim, pois creio vir dEle a capacitação para todas as coisas em minha vida, incluindo a realização deste trabalho.

DETERMINAÇÃO DAS DIMENSÕES DO PONTO FOCAL DE TUBOS DE RAIOS X UTILIZANDO UM SENSOR CCD E O MÉTODO DAS FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIAS

Denise Yanikian Nersissian

RESUMO

No presente trabalho desenvolveu-se uma nova metodologia de avaliação das dimensões do ponto focal de tubos de raios X, baseada nas exigências das normas IEC 60336 e NEMA XR 5. Para isto, foi utilizado um sensor digital, tipo CCD, para a aquisição da imagem de uma câmara dotada de abertura à fenda. Foi desenvolvido um método de ajuste para gaussiana dupla como função de espalhamento de linha e, a partir da sua largura à meia-altura, calculou-se a dimensão do ponto focal de forma objetiva e automática. Foi obtida, também, a função de transferência de modulação da qual se determinou o primeiro ponto de mínimo que corresponde à resolução do ponto focal avaliado. A metodologia desenvolvida foi aplicada a cinco tubos de raios X, totalizando 20 pontos focais analisados. Além da avaliação por meio digital, foram obtidas as imagens da câmara de abertura à fenda em filme de exposição direta para validação desta nova metodologia. Tais filmes foram quantificados por meio de duas metodologias de leitura da largura das imagens da fenda. Na primeira, dez observadores fizeram uma leitura desta largura em cada um dos filmes, tomando-se a média como resultado para comparação com os resultados obtidos por meio da avaliação digital. Na segunda, dois observadores fizeram cinco leituras em cada filme. Os resultados mostraram a concordância entre os valores obtidos na avaliação digital e com os filmes, considerando-se as incertezas envolvidas. A vantagem desta nova metodologia proposta é a obtenção de um resultado objetivo e mais preciso que em filme, pois fica independente de um observador. A desvantagem é que o sensor digital é um sistema de alto custo.

DETERMINATION OF FOCAL SPOT DIMENSIONS OF X RAY TUBES USING A CCD SENSOR AND THE TRANSFER FUNCTION METHOD

Denise Yanikian Nersissian

ABSTRACT

In the present work a new methodology of measurements of X ray focal spot dimensions was developed, based on the IEC 60336 and NEMA XR 5 standard requirements. A CCD type digital sensor was utilized for the slit camera image acquisitions. A fitting method was developed for a dual Gaussian as a line spread function, and the focal spot dimensions were determined from its full width at the half-maximum, in a direct and automatic manner. The modulation transfer function was obtained, and its first minimum was determined, corresponding to the resolution of the evaluated focal spot. The developed methodology was applied to five X-ray tubes, corresponding to 20 analyzed focal spots. Besides the digital evaluation, the slit camera images were radiographed in direct film for the validation of the developed methodology. The films were evaluated using two measurement methods of the slit image width. In the first case, ten observers measured this width in each film; the average value obtained was compared to the result obtained from the digital analyses. In the second case, two observers performed five measurements of the width in each film. The results showed the agreement between the values obtained in the digital evaluation and using films. The advantage of this methodology is the acquisition of objective and more precise results than in film analyses, because it is independent of the observer. The disadvantage is the high cost of the digital sensor.

SUMÁRIO

	Página
1. INTRODUÇÃO	15
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	18
2.1. Parâmetros de qualidade de Imagens Radiológicas	18
2.1.1. Contraste	19
2.1.2. Ruído	19
2.1.3. Borramento	20
2.1.4. Artefato	21
2.1.5. Distorção	22
2.2. Produção de Raios X	23
2.3. Catodo	24
2.4. Anodo	25
2.5. Ponto Focal	28
2.5.1. Métodos de avaliação do ponto focal.....	31
2.5.2. Fatores que influenciam a determinação das dimensões do ponto focal.....	33
2.5.2.1. Parâmetros geométricos	33
2.5.2.2. Parâmetros fotográficos	35
2.5.2.3. Parâmetros elétricos	35
2.5.2.4. Condições indicadas para medições das imagens	36
2.6. Expressão das incertezas de medição	37
2.6.1. Incerteza padrão	37
2.6.2. Avaliação das incertezas tipo A	37
2.6.3. Avaliação das incertezas tipo B	38
2.6.4. Incerteza padrão combinada.....	38
2.6.5. Incerteza expandida	39
2.6.6. Fator de abrangência	39
2.6.7. Metodologia do Guia	39
2.7. Funções de Transferência.....	40
2.7.1. Definição das Propriedades	41
2.7.1.1. Linearidade.....	41
2.7.2. Função de espalhamento de ponto.....	42
2.7.3. Função de espalhamento de linha	43
2.7.4. Função de Transferência de Modulação.....	44
2.8. Princípio de funcionamento de câmaras CCD	47
3. MATERIAIS E MÉTODOS	49
3.1. Desenvolvimento do sistema mecânico de alinhamento	49
3.1.1. Primeira base do sistema mecânico	49
3.1.2. Segunda base do sistema mecânico	50

3.1.3. Terceira base do sistema mecânico	51
3.1.4. Quarta base do sistema mecânico.....	52
3.2. Descrição do sensor CCD – Sens-a-Ray.....	53
3.3. Dispositivo de alinhamento do sistema mecânico em relação ao tubo de raios X	54
3.4. Câmara de abertura à fenda	54
3.5. Lente de aumento	55
3.6. Densitômetros	55
3.7. Negatoscópio.....	56
3.8. Pino Padrão.....	56
3.9. Equipamentos de raios X avaliados.....	57
3.10. Metodologia de obtenção das imagens da câmara de abertura à fenda utilizando sensor digital e filme radiográfico	58
4. RESULTADOS.....	62
4.1. Verificação do alinhamento entre o tubo de raios X e o sistema mecânico	62
4.1.1. Desenvolvimento da análise computacional para verificação do alinhamento.....	62
4.1.2. Avaliação das incertezas de medição na verificação do alinhamento.....	65
4.1.3. Verificação do alinhamento entre o tubo de raios X e o sensor CCD.....	70
4.2. Determinação das dimensões dos pontos focais pelo método de avaliação digital.....	71
4.2.1. Desenvolvimento do método computacional para avaliação digital das imagens do padrão fenda paralelo e ortogonal ao eixo anodo-catodo do tubo de raios X.....	71
4.2.1.1. Primeira etapa – Ajuste preliminar da Função de Espalhamento de Linha.....	75
4.2.1.2. Segunda etapa - Determinação da Função de Espalhamento de Linha	77
4.2.1.3. Avaliação do ajuste - Teste de χ^2	86
4.2.1.4. Determinação da largura à meia-altura.....	88
4.2.1.5. Determinação das dimensões do ponto focal.....	88
4.2.2. Avaliação das incertezas associadas à determinação das dimensões do ponto focal pelo método computacional	89
4.2.3. Determinação das dimensões dos pontos focais pelo método computacional dos cinco equipamentos radiológicos avaliados neste trabalho	94
4.3. Determinação das dimensões dos pontos focais pelo método de avaliação em filme radiográfico.....	95
4.3.1. Requisitos necessários para a avaliação correta das dimensões dos pontos focais utilizando filme radiográfico.....	95
4.3.2. Determinação das dimensões dos pontos focais pela avaliação em filme dos cinco equipamentos radiológicos avaliados neste trabalho	96
4.3.3. Avaliação das incertezas de medição na determinação das dimensões dos pontos focais – Avaliação das imagens em filme.....	98
4.3.4. Determinação das dimensões dos pontos focais por meio da avaliação em filme dos cinco equipamentos radiológicos avaliados neste trabalho	101
4.4. Determinação da Função de Transferência de Modulação dos pontos focais avaliados neste trabalho	105
5. DISCUSSÃO	115
6. CONCLUSÕES	119

ANEXO A – Método computacional desenvolvido para avaliação das imagens digitais do padrão fenda.....	121
ANEXO B - Determinação do fator que relaciona a FWHM à dispersão dos dados em uma função gaussiana	145
Considere a gaussiana simples descrita pela relação (B.1) e na FIG. B.1.....	145
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	147

ÍNDICE DE FIGURAS

	Página
Figura 2.1 Fatores que afetam a qualidade das imagens radiológicas ^[29]	18
Figura 2.2 Representação do contraste entre duas regiões adjacentes em termos de densidade óptica ^[31]	19
Figura 2.3 Efeito da quantidade de ruído na visualização de objetos de baixo contraste ^[29]	20
Figura 2.4 Ilustração de borramento de um objeto pontual ^[29]	21
Figura 2.5 Exemplos de artefatos em imagens digitais devido ao processamento, (a) falha no processamento de alguns vetores com informações da imagem, (b) interferência de radio frequência em RMI ^{II}	22
Figura 2.6 Tubo de raios X de anodo giratório ^[28]	23
Figura 2.7 Catodo de um tubo de raios X mostrando dois filamentos	24
Figura 2.8 Tubo de raios X de anodo estacionário ^[28]	26
Figura 2.9 Relação de áreas de um anodo giratório ^[28]	27
Figura 2.10 Exemplos de resolução radiográfica devido ao tamanho do ponto focal pequeno (S) ou grande (L) ^[34]	28
Figura 2.11 Variação do filamento no interior da cavidade focalizadora ^[36]	29
Figura 2.12 Trajetória dos elétrons (a) e FEL (b) respectiva à posição de $-1,5$ ^[36]	29
Figura 2.13 Imagem do ponto focal de um tubo de raios X utilizando-se uma câmara de abertura à micro-orifício	30
Figura 2.14 Especificações da câmara de abertura à fenda ^[6]	31
Figura 2.15 Especificações da câmara de abertura à micro-orifício ^[6]	32
Figura 2.16 Modelos de padrões de mira estelar: 55 mm de diâmetro e quatro seções de 45° (a) e 55 mm de diâmetro e seção única de 360° (b), ambos indicados para pontos focais nominais de 1mm ou maiores ^[1]	32
Figura 2.17 Relação das distâncias na imagem radiográfica	34
Figura 2.18 Propriedade de linearidade de um sistema. (a) dois sinais de entrada aplicados separadamente geram dois sinais de saída, (b) a soma dos sinais de entrada geram a soma dos sinais de saída	41
Figura 2.19 Representação de uma fonte pontual deslocada em alguns pontos do plano da imagem obedecendo à propriedade de isoplanatismo	42
Figura 2.20 Dispersão da radiação da fonte linear representada pela Função de Espalhamento de Linha (FEL) ^[6]	43
Figura 2.21 Distribuições senoidais no espaço ^[6]	44
Figura 2.22 Exemplo de comportamento da Função de Transferência de Modulação (FTM) para os casos ideal (a) e real (b) ^[42]	45
Figura 2.23 Coleta (a) e transmissão (b) dos fótons detectados pelo sensor CCD ^[45]	48
Figura 3.1 Sistema comercial fabricado pela Nuclear Associates utilizado para avaliar dimensões de ponto focal de tubos de raios X convencionais	49
Figura 3.2 Projeto (a) e base inferior (b) do sistema mecânico de alinhamento (esquerda) e a parte inferior da segunda base com destaque para o anel de latão que permite o encaixe e rotação das bases superiores (direita)	50
Figura 3.3 Projeto (a) e base intermediária (b) que permitiu a rotação e o deslocamento no plano (x,y) do conjunto: suporte para sensor digital e dispositivo de teste	51

Figura 3.4	Projeto (a) e suporte para o sensor digital (b) instalado no sistema mecânico de alinhamento	51
Figura 3.5	Projeto (a) e base superior (b) para os dispositivos de teste	52
Figura 3.6	Desenho do projeto original (a) e sistema mecânico de alinhamento (b) desenvolvido neste trabalho	52
Figura 3.7	(a) Sensor digital CCD, (b) Conjunto sensor, amplificar e fonte de tensão e (c) Tela do <i>software</i> utilizado para aquisição das imagens com o sensor Sens-a-Ray – Regam Medical Systems	53
Figura 3.8	Dispositivo de alinhamento da Nuclear Associates (a) e respectiva imagem (b) obtida com o sensor digital	54
Figura 3.9	Dispositivo de abertura à fenda Industriegüter Import-Export GmbH – EURO-PIN (a) e respectiva imagem (b) obtida com o sensor digital	55
Figura 3.10	Lente de aumento da Bishop Graphics Inc com divisões de 0,1 mm e magnificação de 10X.....	55
Figura 3.11	Densitômetros utilizados na avaliação das densidades ópticas das imagens do padrão fenda. (a) Victoreen: 07-424 e (b) Victoreen: 07-443.....	56
Figura 3.12	Negatoscópio da marca EMB, modificado para atingir a luminância recomendada pelas normas	56
Figura 3.13	Projeto (a) e pino padrão (b) desenvolvido neste trabalho para calibração do sensor Sens-a-Ray e da lente de aumento	57
Figura 3.14	Tela do <i>software</i> de aquisição do sensor Sens-a-Ray com a imagem do dispositivo de alinhamento durante avaliação do equipamento E	59
Figura 3.15	Arranjo experimental (a) utilizado para avaliação dos pontos focais do tubo de raios X do equipamento E, tela (b) do <i>software</i> do sensor Sens-a-Ray com a imagem da fenda	60
Figura 4.1	Imagem do dispositivo de alinhamento (a) e a segmentação da imagem das cinco esferas (b) e localização no plano cartesiano (c)	64
Figura 4.2	Determinação da distância (d_{13}) entre o centro da imagem da esfera 1 e esfera 3	64
Figura 4.3	Avaliação do grau de alinhamento.....	65
Figura 4.4	Diagrama do estudo das fontes de incerteza na verificação do alinhamento entre o conjunto tubo de raios X e sistema mecânico	66
Figura 4.5	Imagens paralela (a) e ortogonal (b) do padrão fenda, em relação ao eixo anodo-catodo, adquiridas pelo sensor digital – Foco Fino do Equipamento A	72
Figura 4.6	Fluxograma das etapas de análise das imagens obtidas com o padrão fenda nas posições paralela e ortogonal ao eixo anodo-catodo. FEL: Função de Espalhamento de Linha, FWHM: largura à meia altura e FTM: Função de Transferência de Modulação	73
Figura 4.7	Sub-matriz destacando a região central dos perfis das imagens na posição paralela (a) e ortogonal (b) em relação ao eixo anodo-catodo – Foco Fino do Equipamento A....	74
Figura 4.8	Definição dos parâmetros y_0 , xc_1 , xc_2 , w_1 e w_2 para o ajuste inicial – Imagem paralela do foco fino do Equipamento A.....	75
Figura 4.9	Definição das áreas A_1 e A_2 para o ajuste inicial – Imagem paralela do foco fino do Equipamento A	76
Figura 4.10	Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento A – Foco Fino, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	81
Figura 4.11	Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento A – Foco Grosso, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo.....	81

Figura 4.12	Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento B – Foco Fino, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	82
Figura 4.13	Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento B – Foco Grosso, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	82
Figura 4.14	Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento C – Foco Fino, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	83
Figura 4.15	Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento C – Foco Grosso, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	83
Figura 4.16	Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento D – Foco Fino, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	84
Figura 4.17	Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento D – Foco Grosso, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	84
Figura 4.18	Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento E – Foco Fino, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	85
Figura 4.19	Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento E – Foco Grosso, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	85
Figura 4.20	Valor médio e valor do desvio padrão das dez imagens obtidas para o Equipamento C – Foco Grosso – Imagem paralela ao eixo anodo-catodo	86
Figura 4.21	Diagrama do estudo das fontes de incerteza na determinação da dimensão do ponto focal por meio da avaliação digital	89
Figura 4.22	Leitura da largura da imagem do padrão fenda, com as regiões de penumbra escolhidas por cada observador	97
Figura 4.23	Diagrama do estudo das fontes de incerteza na determinação da dimensão do ponto focal por meio da avaliação digital	98
Figura 4.24	Comparação entre as duas metodologias aplicadas neste trabalho: dez observadores fazendo uma única leitura em cada filme e dois observadores fazendo cinco leituras em cada filme	103
Figura 4.25	Comparação entre a avaliação digital com o sensor Sens-a-Ray e a avaliação dos dez observadores com filme	104
Figura 4.26	Comparação entre a avaliação digital com o sensor Sens-a-Ray e a avaliação dos dois observadores com filme	105
Figura 4.27	Função de Transferência de Modulação (FTM) obtida para distribuição de gaussiana dupla, por Nickoloff et al ^[43]	107
Figura 4.28	Comparação dos resultados dos pontos de primeiro mínimo obtidos pelo método computacional desenvolvido no presente trabalho e calculado utilizando os resultados de Nickoloff et al ^[43]	109
Figura 4.29	Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento A – Foco Fino, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	110
Figura 4.30	Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento A – Foco Grosso, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	110
Figura 4.31	Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento B – Foco Fino, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	111
Figura 4.32	Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento B – Foco Grosso, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	111

Figura 4.33	Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento C – Foco Fino, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	112
Figura 4.34	Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento C – Foco Grosso, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	112
Figura 4.35	Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento D – Foco Fino, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	113
Figura 4.36	Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento D – Foco Grosso, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	113
Figura 4.37	Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento E – Foco Fino, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	114
Figura 4.38	Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento E – Foco Grosso, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo	114
Figura B.1	Gaussiana simples	145

ÍNDICE DE TABELAS

	Página
Tabela 2.1 Métodos para avaliação de características específicas do ponto focal.....	33
Tabela 2.2 Magnificação adequada para avaliação de diferentes.....	35
Tabela 2.3 Parâmetros de exposição adequados ^[4]	36
Tabela 2.4 Magnificação padrão para a Função de Transferência de Modulação ^[4]	47
Tabela 3.1 Descrição dos tubos de raios X dos equipamentos radiológicos avaliados.....	58
Tabela 4.1 Planilha para avaliação das incertezas de medição das posições P_i e P_r	67
Tabela 4.2 Planilha para avaliação das incertezas de medição das distâncias DFO e DOD na verificação do alinhamento do Equipamento E.....	68
Tabela 4.3 Planilha para avaliação das incertezas do cálculo de DFD na verificação do alinhamento do Equipamento E.....	69
Tabela 4.4 Planilha para avaliação das incertezas do grau de alinhamento obtido para determinação das dimensões dos pontos focais do Equipamento E.....	70
Tabela 4.5 Grau de alinhamento para os cinco sistemas radiológicos avaliados, verificação para os eixos x e y no plano da imagem.....	71
Tabela 4.6 Parâmetros da FEL que melhor ajustaram a função de gaussiana dupla para os pontos focais avaliados.....	79
Tabela 4.7 Comparação entre os valores de χ^2 reduzido obtidos pelo ajuste no método computacional desenvolvido no Mathcad 2000 Professional® e no Origin® 6.0.....	87
Tabela 4.8 Determinação das incertezas para largura à meia altura (FWHM).....	90
Tabela 4.9 Determinação das incertezas da diferença ($x_f - x_i$).....	91
Tabela 4.10 Determinação da incerteza no tamanho do <i>pixel</i> do sensor CCD.....	92
Tabela 4.11 Parâmetros geométricos utilizados na determinação das dimensões dos pontos focais dos cinco equipamentos.....	93
Tabela 4.12 Avaliação das incertezas na determinação da largura do Foco Fino do Equipamento E – Imagem Paralela ao eixo anodo catodo.....	93
Tabela 4.13 Dimensões dos pontos focais obtidas por meio da avaliação digital das imagens do padrão fenda.....	94
Tabela 4.14 Densidades ópticas das imagens da fenda para os cinco equipamentos avaliados.....	96
Tabela 4.15 Parâmetros geométricos utilizados na determinação das dimensões dos pontos focais dos cinco equipamentos.....	100
Tabela 4.16 Dimensões dos pontos focais obtidas por meio da avaliação das imagens do padrão fenda com os dez observadores fazendo uma leitura em cada filme radiológico. Coeficiente de Variação (CV) e Diferença Máxima (DM).....	101
Tabela 4.17 Dimensões dos pontos focais obtidas por meio da avaliação das imagens do padrão fenda com os dois observadores fazendo cinco leituras em cada filme radiológico Coeficiente de Variação (CV) e da Diferença Máxima (DM).....	102
Tabela 4.18 Valores de resolução obtidos a partir do primeiro mínimo da Função de Transferência de Modulação (FTM) calculada para cada imagem dos pontos focais avaliados.....	106
Tabela 4.19 Valores de resolução obtidos a partir do primeiro mínimo da FTM calculada para cada imagem dos pontos focais avaliados.....	108

1. INTRODUÇÃO

Os métodos usuais, para avaliação das dimensões do ponto focal de tubos de raios X, utilizam imagens obtidas a partir de câmaras dotadas de micro-orifício (*pinhole camera*), câmaras dotadas de abertura à fenda (*slit camera*) e câmaras dotadas de mira estelar (*star pattern camera*)^[1-3]. A terceira edição da norma IEC 60336 (*International Electrotechnical Commission*)^[4] de 1994 e a norma NEMA XR-5 (*National Electrical Manufacturers Association*)^[5] de 1992 propõem o uso de uma câmara de abertura à fenda e de um filme de exposição direta para a determinação do tamanho do ponto focal, bem como para a avaliação da Função de Transferência de Modulação definida no Relatório 41 do ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*)^[6].

Atualmente, há estudos que estão sendo realizados sobre a distribuição de intensidades do ponto focal^[7], outros trabalhos apresentam o estudo de detectores de raios X para radiografia digital^[8, 9] e sobre as relações das funções de transferência^[10-12] que serão aplicadas no desenvolvimento deste trabalho.

Não é novidade o estudo e a utilização de sensores digitais para aquisição de imagens em radiologia médica^[13-16] e odontológica^[17-19]; o crescimento do uso dos detectores digitais é uma realidade em muitos serviços de diagnóstico por imagem, por permitirem a sua aquisição em tempo real com potencial redução de dose nos pacientes.

Na literatura encontram-se estudos sobre a determinação das dimensões ou da área do ponto focal utilizando sistemas automáticos^[20-23]. Entre tais publicações, apresenta-se a de Rong et al^[24], que mediram a dimensão de ponto focal de um tubo de raios X com o método da câmara de abertura à fenda e utilizando sensores aplicados em radiologia computadorizada (CR), com 100,0 μm , 149,3 μm e 200,0 μm de tamanho de *pixel*; e radiografia digital indireta (DR) com detector de silício amorfo (a-Si:H/CsI:TI) com 200,0 μm .

Em sua avaliação, Rong et al^[24] determinaram as dimensões dos pontos focais a partir da distribuição de pontos dos perfis das imagens obtidas, comparando os resultados obtidos por meio das imagens digitais com imagens que foram radiografadas em filmes de exposição direta.

Em trabalhos realizados^[25,26] no Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo (IEE-USP), verificou-se que a utilização de um dispositivo digitalizador de imagens do tipo CCD, dispositivo de carga acoplada (*charge-coupled-device*), com 45 μm de tamanho de *pixel*, como um método alternativo em lugar do filme de exposição direta, permite a obtenção de resultados satisfatórios na avaliação das dimensões de pontos focais.

Este detector CCD, desenvolvido para digitalização direta de radiografias intra-orais^[17], foi utilizado no presente trabalho no processo de alinhamento do sistema sob avaliação e nas aquisições das imagens, que foram analisadas por meio de um método computacional desenvolvido. Nesta avaliação computacional foram obtidas, também, as Funções de Espalhamento de Linha (FEL, *Line Spread Function*) e a de Transferência de Modulação (FTM, *Modulation Transfer Function*), fornecendo a dimensão e a resolução devida ao ponto focal do tubo de raios X analisado em tempo real.

Com o propósito de validar o novo método, imagens foram obtidas, também, em filme radiográfico, conforme procedimento indicado por normas internacionais, e vários observadores fizeram a análise das imagens obtidas, a fim de se obter um resultado com distribuição estatística confiável.

Uma das exigências mais difíceis na avaliação das dimensões do ponto focal é a obtenção do alinhamento preciso entre o tubo de raios X, o dispositivo de teste e o receptor de imagem. Para isto, um sistema mecânico foi construído com o propósito de facilitar e garantir que as imagens fossem obtidas nas condições que satisfizessem às exigências das normas^[4,5].

Os aspectos de originalidade do tema estão associados ao fato de se utilizar um sensor digital, tipo CCD, para aquisição digital das imagens de alinhamento e do padrão fenda; eliminando o processo de revelação de filmes radiográficos. Além disso, a proposta do desenvolvimento de um método computacional para determinação das dimensões dos pontos focais de maneira independente de observadores, ajustando-se uma função de gaussiana dupla como FEL e a partir

dela calculando-se a FTM, de onde se obteve o primeiro ponto de mínimo como resultado da resolução do ponto focal.

A finalidade deste trabalho foi criar uma metodologia, de implementação laboratorial, para determinação automática das dimensões dos pontos focais de tubos de raios X que pudesse servir de referência para futuros estudos em outros dispositivos de avaliação das características dos pontos focais como os padrões de barras e miras estelares.

A metodologia desenvolvida neste trabalho poderá, também, ser utilizada na avaliação de equipamentos de raios X convencionais para fins de certificação na Seção Técnica de Ensaios de Equipamentos Eletromédicos do IEE-USP. A norma NBR IEC 60601-2-28^[27], que faz parte do escopo de credenciamento deste tipo de equipamento eletromédico, em sua cláusula 6.8, apresenta as informações que devem constar nos documentos acompanhantes de um tubo de raios X. Entre as descrições técnicas dos documentos acompanhantes do tubo de raios X está o valor do ponto focal que deve ser determinado, pelo fabricante do tubo de raios X, de acordo com a norma IEC 60336^[4]. Tal medição não é obrigatória nas verificações de conformidade para acreditação de equipamentos eletromédicos, porém, havendo o interesse em se verificar se as dimensões dos tamanhos focos declaradas pelo fabricante do tubo estão corretas, a metodologia e a análise desenvolvidas no presente trabalho podem ser aplicadas.

Assim, os principais objetivos deste trabalho foram: o desenvolvimento de um sistema mecânico que facilitasse o procedimento de alinhamento, a elaboração de um método computacional que quantificasse o grau de alinhamento obtido, por meio de análise das imagens digitais de um dispositivo de alinhamento; o desenvolvimento de um método computacional que determinasse as dimensões de pontos focais de tubos de raios X de equipamentos convencionais, por meio da largura à meia altura de uma função de gaussiana dupla ajustada aos pontos experimentais do perfil das imagens de um padrão fenda e; finalmente, a determinação da FTM para cada ponto focal avaliado.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. Parâmetros de qualidade de Imagens Radiológicas

A qualidade de uma imagem é limitada pela capacidade de um sistema em representar as diferentes características de um objeto com diferentes tons de cinza ou cor e registrar todos os níveis de detalhes com o mínimo de distorções e interferência^[28].

Muitos parâmetros podem influenciar a qualidade das imagens médicas, entre eles a técnica radiográfica escolhida, as características intrínsecas aos equipamentos e a seleção de parâmetros pelo operador. Pode-se considerar que estas influências são externas às imagens; assim, os fatores intrínsecos às imagens são: contraste, ruído, borramento (*blurring*), artefato e distorção^[29,30] (FIG. 2.1). Eles serão apresentados a seguir a fim de estabelecer os conceitos e definições que serão adotados no presente trabalho.

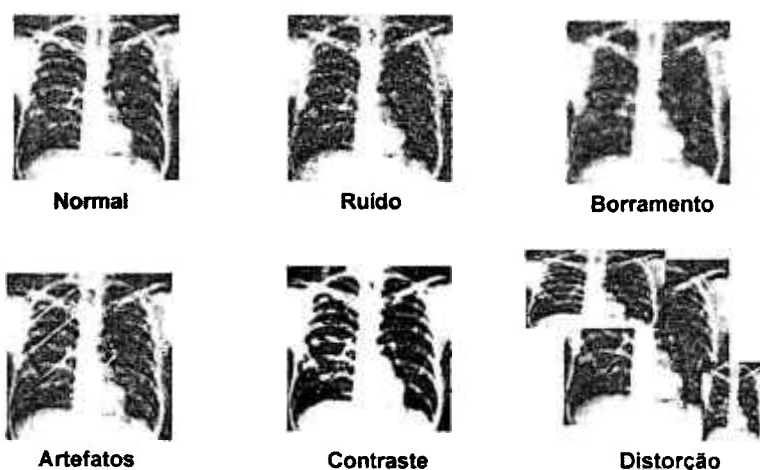


Figura 2.1 Fatores que afetam a qualidade das imagens radiológicas^[29]

2.1.1. Contraste

O conceito de contraste pode ser entendido intuitivamente, já que constantemente comparamos objetos e, no caso das imagens, cores e nuances de cinza. Assim, pode-se entender contraste como a diferença de tonalidades entre um objeto e o fundo ao redor dele apresentados em uma imagem.

Nas imagens radiológicas, ele é a característica fundamental, visto que um órgão ou objeto dentro do corpo humano só será visualizado se possuir contraste suficiente em relação aos tecidos ao seu redor.

Numa radiografia, o grau de escurecimento produzido no filme pela quantidade de radiação que o atingiu numa região é medida pela sua densidade óptica. O olho humano é capaz de visualizar uma faixa de 0,25 a 2,5 de densidade óptica, aproximadamente, com percepção mínima de 0,02. A FIG. 2.2 exemplifica o que é o contraste entre duas regiões adjacentes em termos da diferença de densidade óptica entre elas^[31].

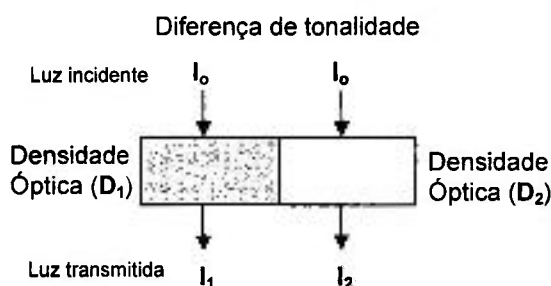


Figura 2.2 Representação do contraste entre duas regiões adjacentes em termos de densidade óptica^[31]

2.1.2. Ruído

O ruído é outra característica de imagens médicas. Ele dá às imagens uma aparência de textura ou granulação e sua causa e quantidade dependem do método de obtenção das imagens.

Todas as imagens médicas contêm uma certa quantidade de ruído visual e nenhuma modalidade de diagnóstico por imagens está livre dele. Porém, certos procedimentos de diagnóstico apresentam mais ruído do que outros. As imagens

provenientes de exames de Medicina Nuclear são as mais ruidosas. O ruído também é importante em Ressonância Magnética Nuclear, Tomografia Computadorizada e Ultra-som; em comparação com estas técnicas de imagens, as radiografias obtidas por meio da Radiologia Convencional são as menos ruidosas.

A FIG. 2.3 apresenta a relação entre a quantidade de ruído e a visualização de objetos de baixo contraste. O que se verifica é que o alto ruído (que aparece como granulações da imagem da esquerda) diminui a visualização da imagem, ao contrário do baixo ruído da imagem da direita, cuja imagem tem condições excelentes de visualização.

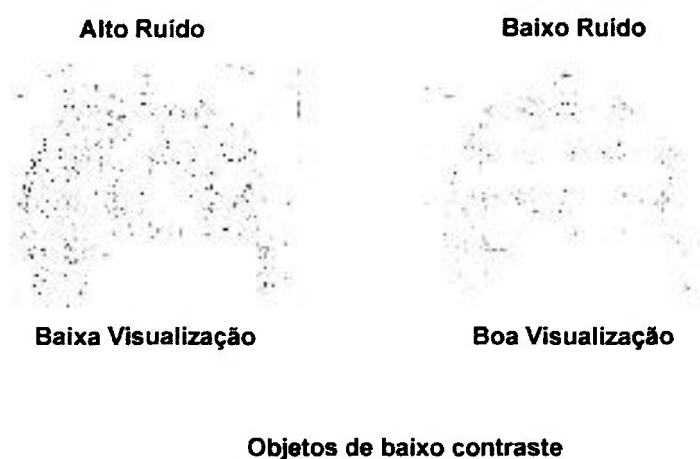


Figura 2.3 Efeito da quantidade de ruído na visualização de objetos de baixo contraste^[29]

2.1.3. Borramento

O borramento está presente em todos os processos de imagem, incluindo a visão, a fotografia e os métodos de diagnóstico por imagem.

Uma imagem é uma representação visual de um determinado objeto. Em uma situação ideal, um ponto no objeto seria representado por outro ponto bem definido na imagem. Porém, nos sistemas reais, verifica-se que a imagem do ponto não possui uma borda bem definida e suas dimensões são ligeiramente diferentes do objeto, a imagem do ponto é dispersa ou borrada (FIG. 2.4)

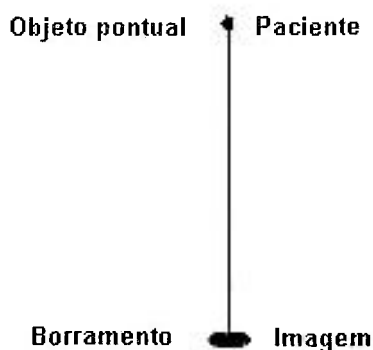


Figura 2.4 Ilustração de borramento de um objeto pontual^[29]

O borramento das imagens segue alguns padrões de formato que dependem da fonte geradora do borramento. Alguns componentes dos sistemas radiológicos, tais como telas e tubos intensificadores geralmente produzem um padrão arredondado de borramento. A maioria dos sistemas digitais, tais como angiografia por subtração digital, tomografia computadorizada e ressonância magnética nuclear, produzem um padrão quadrado que corresponde às dimensões do *pixel* (*picture element*) na imagem.

A movimentação do paciente durante a exposição radiográfica produz um padrão alongado. As dimensões finitas do ponto focal produzem uma variedade de formas de borramento na imagem.

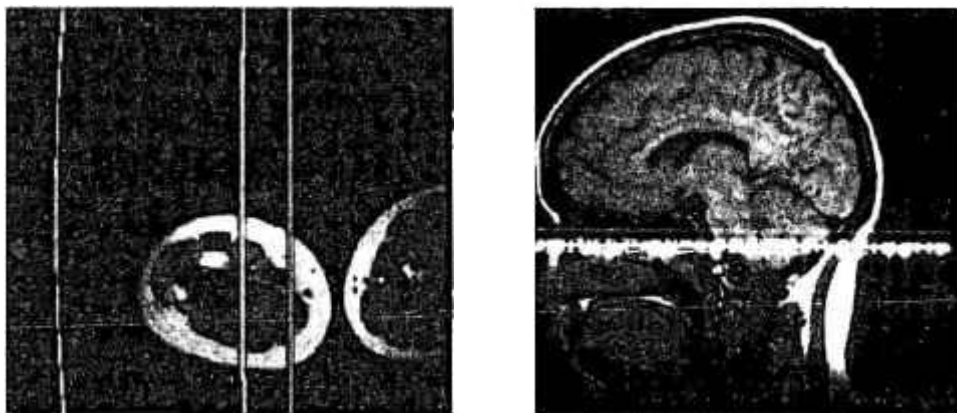
2.1.4. Artefato

Os métodos de formação de imagens podem criar formas que não representam os órgãos ou as estruturas do corpo do paciente. Estes padrões na imagem são conhecidos como artefatos. Diversas são as fontes de artefatos; aqui serão discutidas como fontes externas e internas ao sistema interferem na formação de imagens.

As fontes externas são aquelas que se sobrepõem à superfície sob avaliação ou à superfície receptora de imagem, como por exemplo, a imagem de um colar numa radiografia de tórax, óculos ou brincos em radiografias odontológicas panorâmicas.

As fontes internas aos sistemas de imagens dependem do tipo deste sistema. Por exemplo, nos sistemas radiográficos existe um dispositivo conhecido como grade, que é composto por lâminas finas de chumbo intercaladas com material radiotranslúcido; este dispositivo deve ser movimentado lateralmente durante a exposição radiográfica e sua finalidade é minimizar os efeitos dos fótons espalhados na interação com o paciente. Se ocorrer uma falha no dispositivo eletro-mecânico que movimenta a grade e ela permanecer parada ou com movimento lento, serão observadas listras por toda a imagem, diz-se que esta imagem ficou “gradeada”.

Nos sistemas digitais de formação de imagem, os artefatos podem ter suas origens também no mau funcionamento dos equipamentos e nos processamentos das informações que compõem as imagens digitais. A FIG. 2.5 apresenta alguns exemplos deste tipo de artefato.



(a)

(b)

Figura 2.5 Exemplos de artefatos em imagens digitais devido ao processamento, (a) falha no processamento de alguns vetores com informações da imagem, (b) interferência de radio frequência em RMI ^[32]

2.1.5. Distorção

As imagens médicas não devem apenas tornar visíveis as estruturas internas do corpo, mas também dar uma impressão correta do seu tamanho, sua forma e sua posição relativa. Entretanto, os métodos de diagnóstico por imagem podem introduzir distorções nestes três fatores.

2.2. Produção de Raios X

Os tubos de raios X^[28,30,33,34] são conversores de energia. Eles recebem energia elétrica e a convertem em outras duas formas: radiação X e calor, sendo o último um produto indesejado, porém inevitável. Eles são projetados e construídos de maneira a maximizar a produção de raios X e a dissipar o calor tão rapidamente quanto possível.

A construção elétrica de um tubo de raios X é relativamente simples, contendo dois elementos fundamentais: o catodo e o anodo. Estes elementos estão dispostos no interior de um invólucro de vidro dentro do qual é produzido alto vácuo e mantido a pressões menores que $1,3 \cdot 10^{-6}$ kPa ($1,3 \cdot 10^{-8}$ atm), lembrando que a pressão ao nível do mar é 101,3 kPa (1 atm). Este invólucro possui uma pequena área com uma espessura de vidro menor que o restante do tubo, chamada janela, por onde saem os fótons de raios X que serão utilizados na produção da radiografia.

Este invólucro de vidro é montado no interior de uma cúpula, cuja função, além de oferecer suporte mecânico ao tubo de raios X, é absorver a radiação que não é utilizada na produção da radiografia. Dentro da cúpula, o tubo de raios X fica imerso em óleo que auxilia o processo de dissipação térmica e isolamento elétrico. A FIG. 2.6 apresenta, esquematizado, um tubo de raios X de anodo giratório.

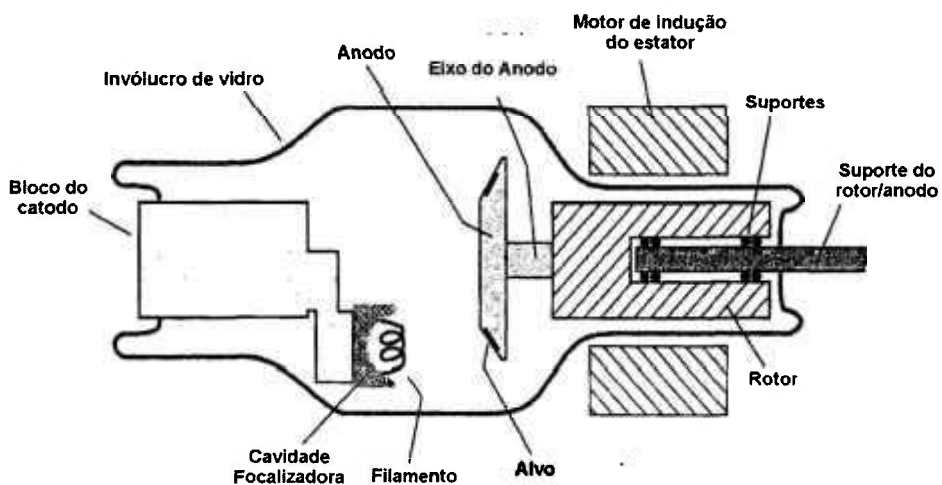


Figura 2.6 Tubo de raios X de anodo giratório^[28]

A produção de raios X ocorre quando os elétrons liberados no catodo são acelerados em direção ao anodo por uma diferença de potencial; no anodo são desacelerados rapidamente gerando os raios X e calor.

A seguir estão descritas as características mais importantes de alguns elementos dos tubos de raios X:

2.3. Catodo

O catodo é o terminal negativo do tubo de raios X responsável pela emissão dos elétrons que serão acelerados em direção ao anodo.

Ele é constituído por um ou dois filamentos, que são utilizados um de cada vez dependendo da aplicação e do dispositivo focalizador. O filamento é um fio enrolado em forma helicoidal, geralmente de tungstênio. O diâmetro deste fio é de 2 mm e a hélice tem 1 a 2 cm de comprimento e 2 a 5 mm de diâmetro.

Estes filamentos são montados no interior de uma cúpula focalizadora, feita de níquel e mantida sob o mesmo potencial que o filamento. Devido a sua geometria, ela produz um campo elétrico entre ele e o anodo, o que impede a dispersão da nuvem eletrônica. A FIG. 2.7 apresenta um catodo com dois filamentos.



Figura 2.7 Catodo de um tubo de raios X mostrando dois filamentos e o dispositivo de focalização^[28]

Quando uma corrente elétrica da ordem de 3,5 a 5 A passa através deste filamento, a agitação térmica de seus átomos torna-se tão grande que provoca a emissão de elétrons para fora do fio criando uma nuvem eletrônica em volta deste. Este efeito é chamado efeito termoiônico. A nuvem eletrônica criada é chamada carga espacial e será responsável pelo feixe de elétrons que será

acelerado para o anodo. A temperatura necessária para produzir o efeito termiônico em uma taxa suficientemente alta para gerar os elétrons necessários é de cerca de 2200 °C. Se o filamento for mantido nesta temperatura, parte do tungstênio pode evaporar e depositar-se no interior do vidro (metalização do tubo), o que pode ocasionar falhas posteriormente (abertura de arco-voltaico).

Assim, a corrente do tubo é mantida em um valor inferior (*stand by*), tal que o filamento esteja pré-aquecido antes da exposição ocorrer, porém numa temperatura menor que a necessária no momento de exposição. Deste modo, a maioria dos equipamentos radiológicos possuem botões de duas etapas para o acionamento: a primeira etapa é chamada preparo, quando a temperatura do filamento se eleva, e a segunda é chamada exposição (ou disparo) quando a alta tensão entre o anodo e o catodo é acionada.

2.4. Anodo

O anodo é o terminal positivo do tubo de raios X, sendo dois tipos encontrados na radiologia diagnóstica: o anodo estacionário e o anodo giratório. Ele possui duas funções: converter a energia eletrônica em radiação X e dissipar o calor criado por este processo. Assim, o material do anodo deve ser escolhido de forma a atender estas funções.

A situação ideal seria aquela onde a maioria dos elétrons criassem mais fótons de raios X do que calor. A fração do total de energia eletrônica convertida em radiação X (eficiência) depende de dois fatores: o número atômico (Z) do material do anodo e da energia dos elétrons.

A maioria dos tubos de raios X utiliza o tungstênio como alvo, pois possui um número atômico alto ($Z = 74$) e sua eficiência na produção de raios X é razoavelmente grande. Tem um alto ponto de fusão (3380 °C) e uma baixa pressão de vapor (ou seja, poucos átomos de tungstênio evaporam do alvo às temperaturas operacionais normais). Isto permite que, mesmo com um alto bombardeio de elétrons em uma área pequena do material gerando altíssimas temperaturas, o tungstênio não irá derreter nem evaporar. Atualmente, uma liga de 90% de tungstênio e 10% de rênio tem sido utilizada por combinar às propriedades já descritas uma resistência maior a quebras ou rachaduras

resultantes do ciclo térmico ao qual o material é submetido durante uma exposição.

O anodo estacionário é construído conforme a FIG. 2.8, sendo constituído por uma pequena placa de tungstênio de 2 a 3 mm de espessura, que está inserida num bloco de cobre. A placa de tungstênio pode ser quadrada ou retangular com dimensões maiores que 1 cm. Este tipo de tubo de raios X com anodo estacionário é utilizado em equipamentos odontológicos e em equipamentos radiológicos portáteis.

Como pode ser visto na FIG. 2.8, o alvo de tungstênio está posicionado de modo a formar um ângulo entre sua superfície e a direção de incidência dos elétrons. Estes ângulos são tipicamente da ordem de 7° a 20° e são utilizados para maximizar a quantidade de fótons que são emitidos na direção da janela do tubo.

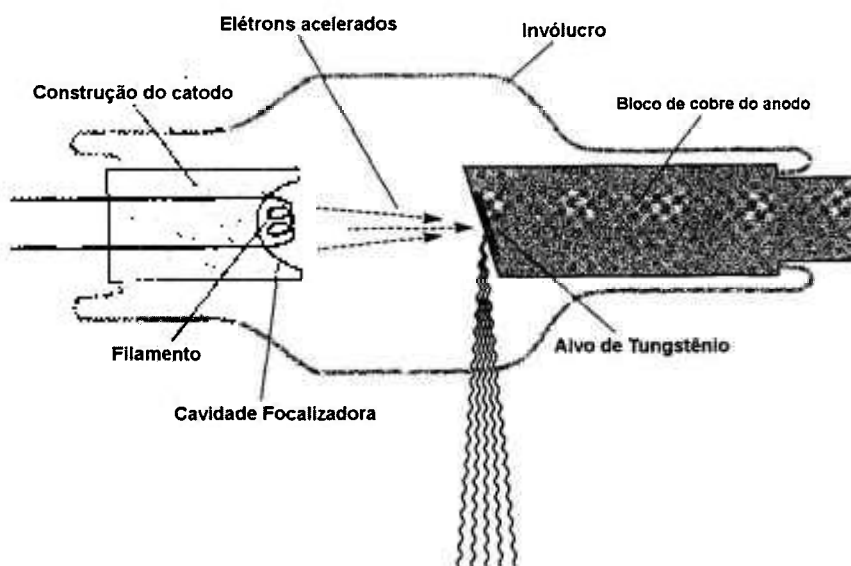


Figura 2.8 Tubo de raios X de anodo estacionário^[28]

O anodo giratório está ilustrado na FIG. 2.6 e consiste, em geral, de um disco de molibdênio, grafite, ou de uma combinação de ambos, com diâmetro entre 50 e 125 mm (dependendo do modelo). Na superfície deste disco encontra-se uma camada da liga de tungstênio e rênio, também na proporção de 90 % de

tungstênio e 10% de rênio. O tubo de raios X com anodo giratório é utilizado em mamógrafos e equipamentos de radiologia convencional.

O disco deste alvo encontra-se rigidamente ligado ao rotor de um motor de indução. Este rotor encontra-se dentro do tubo e o estator do motor situa-se do lado de fora, contornando uma das extremidades do tubo. Devido à passagem de uma corrente elétrica alternada (AC) pelo estator, são criados campos magnéticos no interior do tubo, fazendo girar o rotor e, conseqüentemente, o anodo do tubo.

A grande vantagem na utilização de tubos de anodo giratório encontra-se no fato de que cada parte do alvo é atingida pelo fluxo de elétrons somente durante um curto intervalo de tempo. Na maioria dos equipamentos radiológicos que utilizam tubos de anodo giratório, o anodo gira cerca de 3.000 vezes por minuto (3.000 rpm). Assim, cada parte do alvo será atingida pelo fluxo de elétrons a cada 20 ms, ou seja, sofrerá um rápido bombardeio e terá 20 ms para resfriar antes de novamente ser atingida pelos elétrons.

A vantagem de se utilizar este tipo de tubo está ilustrada na FIG. 2.9. Imagina-se que um feixe de elétrons atinge um anodo estacionário (FIG. 2.8) numa área de 6 mm de altura e 1,5 mm de largura. A área utilizada por este tipo de alvo é de $(1,5 \text{ mm}) \times (6 \text{ mm}) = 9 \text{ mm}^2$. Porém, se um alvo com estas dimensões estiver posicionado em um anodo na forma de disco, a 50 mm do centro, a área que será atingida pelos elétrons terá 6 mm de altura, mas $2\pi \times 50 \text{ mm} = 314 \text{ mm}$ de comprimento. Assim, a área útil do alvo torna-se $(6 \text{ mm}) \times (314 \text{ mm}) = 1.900 \text{ mm}^2$. Nota-se que a área no alvo do tubo de anodo giratório é cerca de 200 vezes maior que no caso do tubo de anodo estacionário.

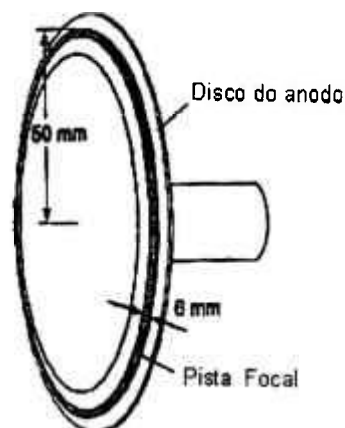


Figura 2.9 Relação de áreas de um anodo giratório^[28]

2.5. Ponto Focal

Nem todo o anodo está envolvido na produção dos raios X. A radiação é produzida numa pequena região na superfície do anodo conhecida como ponto focal. Apesar do nome, na verdade, o ponto focal é uma área determinada pela largura do feixe de elétrons que atinge o anodo e pela inclinação ou ângulo da superfície do anodo onde ocorre o impacto dos elétrons. Devido a esta inclinação o tamanho aparente do ponto focal depende da direção na qual ele é observado.

O tamanho do ponto focal será um dos fatores limitantes do poder de resolução (ou seja, da capacidade do sistema em identificar estruturas pequenas) do equipamento. As dimensões variam entre 0,1 mm e 2,5 mm, nas aplicações em diagnóstico por imagem, e os tubos são construídos para terem tamanhos específicos de ponto focal de acordo com a aplicação desejada. Pontos focais pequenos geram imagens mais detalhadas e pontos focais grandes possuem uma melhor dissipação de calor.

O efeito do tamanho do ponto focal pode ser observado na FIG. 2.10; esta é a imagem de um dispositivo de teste – padrão barras. Nela verifica-se que na imagem obtida com foco grande, geralmente chamado de foco grosso, visualiza-se até o grupo 7 de linhas com boa resolução. Com ponto focal pequeno, ou foco fino, o poder de resolução é bem maior, visualizando-se até o grupo 11 de linhas.

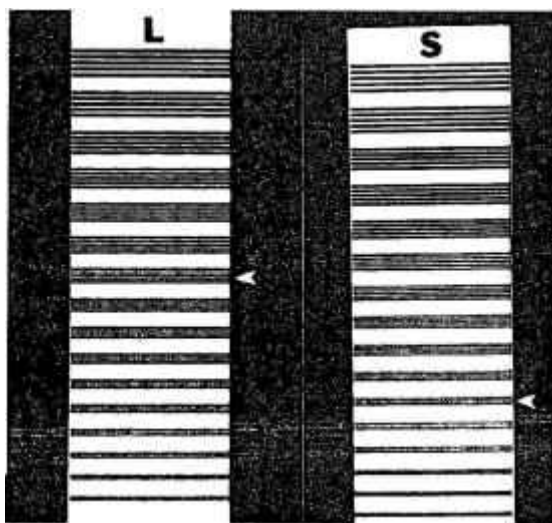


Figura 2.10 Exemplos de resolução radiográfica devido ao tamanho do ponto focal pequeno (S) ou grande (L)^[34]

O tamanho e a forma do ponto focal dependem, basicamente, do tamanho do filamento e das características de construção do dispositivo de focalização do tubo. Nos trabalhos realizados por Moores e Brubacher^[35,36], verificou-se a influência da posição do catodo no interior da cavidade focalizadora na variação do tamanho do ponto focal. Utilizando um tubo de raios X adaptado, eles modificaram a posição do filamento dentro da cavidade, aproximando-o ou afastando-o do anodo (FIG. 2.11).

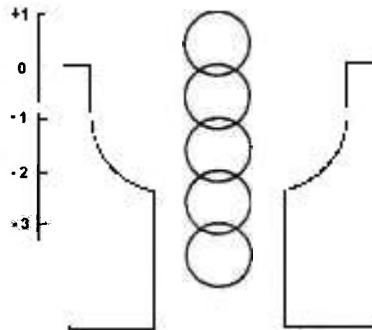


Figura 2.11 Variação do filamento no interior da cavidade focalizadora^[36]

Moores e Brubacher^[35,36] avaliaram a trajetória dos elétrons ao redor do filamento na aplicação da diferença de potencial, acelerando-os na direção do anodo; obtiveram, também, a Função de Espalhamento de Linha em cada posição. A FIG. 2.12 apresenta os resultados obtidos para a posição -1,5. Neste ponto, a trajetória dos elétrons e a função de espalhamento em linha com picos duplos representam a intensidade de distribuição clássica dos pontos focais de equipamentos de tubos de raios X utilizados em diagnóstico médico.

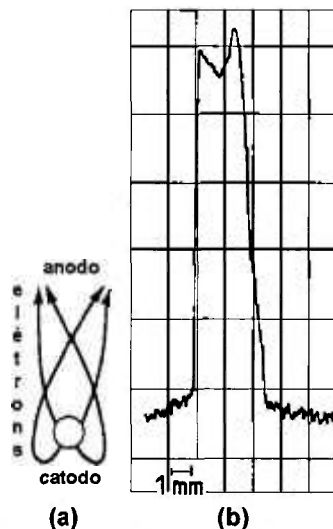


Figura 2.12 Trajetória dos elétrons (a) e FEL (b) respectiva à posição de -1,5^[36]

Muitos tubos de raios X possuem dois filamentos, um grande e um outro pequeno, permitindo a produção de imagens com maior ou menor poder de resolução, dependendo das necessidades do diagnóstico. A FIG. 2.13 apresenta uma imagem de ponto focal obtida por meio de uma câmara de abertura à micro-orifício, que será definida em 2.5.1.

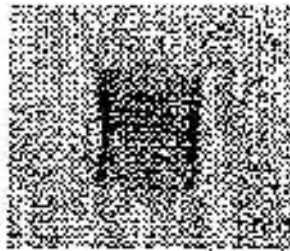


Figura 2.13 Imagem do ponto focal de um tubo de raios X utilizando-se uma câmara de abertura à micro-orifício

Conforme foi discutido anteriormente, grande parte da energia cedida aos elétrons é perdida na forma de calor. Deste modo, quanto menor o ponto focal, maior será a quantidade de calor depositada por unidade de área no material do anodo. Se esta quantidade de calor for muito grande, o material pode derreter, causando rachaduras na superfície do alvo e danificando o anodo. Além disso, parte do material pode evaporar e partículas metálicas, agora em forma gasosa, podem fixar-se no vidro do tubo, aumentando sua condutividade elétrica e, conseqüentemente, a probabilidade de ocorrência de arcos voltaicos quando acionada a alta tensão.

Assim, deve existir um compromisso entre o tamanho do ponto focal e a corrente anódica, de modo que a quantidade de calor por unidade de área gerada não ultrapasse os limites de segurança. Deste modo, em um equipamento com foco duplo, o ponto focal pequeno sempre estará associado a correntes anódicas menores, portanto com menor intensidade de radiação do que quando selecionado o ponto focal grande. A escolha sempre será função da técnica diagnóstica a ser adotada.

2.5.1. Métodos de avaliação do ponto focal

A partir do ponto focal é possível avaliar algumas características do feixe de raios X produzido pelo equipamento de radiodiagnóstico. As publicações da IEC 60336^[4] e NEMA XR5^[5] indicam três métodos de avaliação do ponto focal.

No primeiro método indicado é utilizada uma câmara dotada de abertura à fenda (*slit camera*), que deve conter as especificações apresentadas na FIG. 2.14. As imagens obtidas a partir da fenda permitem avaliar as dimensões e o fator de variação da dimensão do ponto focal (*blooming value*). Além disso, a Função de Transferência de Modulação (FTM) também pode ser determinada pela imagem do padrão fenda, por meio de uma varredura por microdensitometria e análise computacional. O resultado da FTM do ponto focal pode ser analisado e comparado com outros componentes que formam a imagem radiográfica para compor os resultados de desempenho de todo o sistema radiográfico.

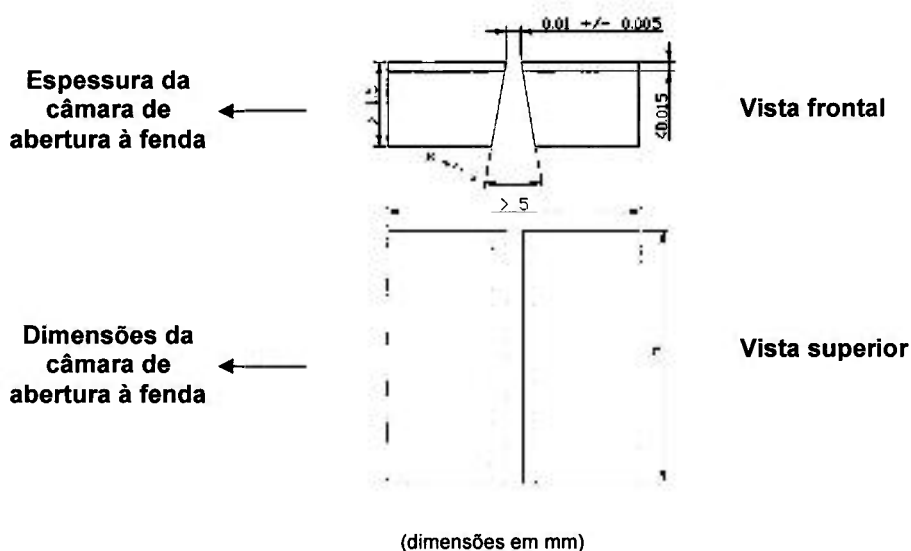


Figura 2.14 Especificações da câmara de abertura à fenda^[6]

O segundo método indicado utiliza uma câmara dotada de abertura à micro orifício (*pinhole camera*) que deve conter as especificações apresentadas na FIG. 2.15. As dimensões de P e H dependem do tamanho do foco que se deseja avaliar; por exemplo, para foco menor ou igual a 1,0, os valores indicados pelas normas são de $P = (0,030 \pm 0,005)$ mm e $H = (0,075 \pm 0,010)$ mm.

A imagem obtida a partir da câmara dotada de abertura à micro orifício permite verificar o formato e a distribuição de intensidade que descreve a seção transversal do feixe de elétrons que atinge a área focal do tubo de raios X.

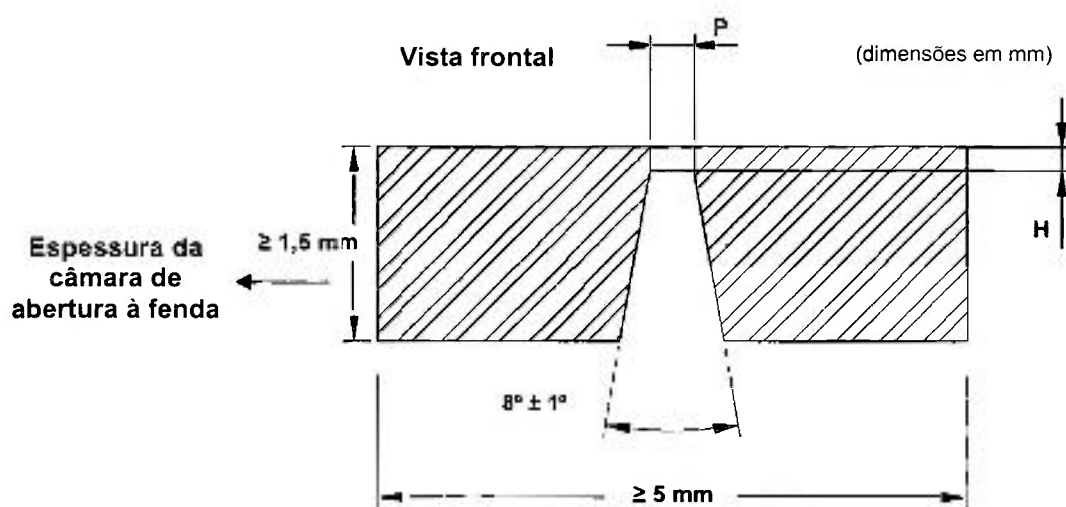


Figura 2.15 Especificações da câmara de abertura à micro-orifício^[6]

O último método indicado utiliza o padrão do tipo mira estelar (*star pattern* - FIG. 2.16) para determinar o poder de resolução do ponto focal, porém este método não fornece informações sobre a modulação em baixa freqüência espacial e também não é indicado na determinação das dimensões do ponto focal.

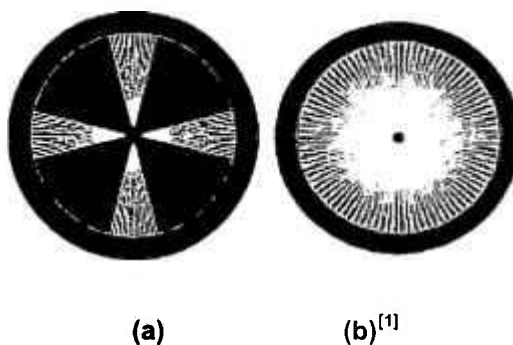


Figura 2.16 Modelos de padrões de mira estelar: 55 mm de diâmetro e quatro seções de 45° (a) e 55 mm de diâmetro e seção única de 360° (b), ambos indicados para pontos focais nominais de 1mm ou maiores^[1]

¹ Catálogo da Cardinal Health, <http://www.cardinal.com/RMS/content/aboutus/catalogs/MICatalog/D11.pdf>. Acesso em: 08 de nov. de 2004.

A TAB. 2.1 resume as indicações que as normas apresentam para cada metodologia sugerida na avaliação do ponto focal em equipamentos emissores de raios X.

Tabela 2.1 Métodos para avaliação de características específicas do ponto focal

Parâmetro	Método de medida
Tamanho efetivo de ponto focal	Câmara dotada de abertura à fenda
Função de Transferência de Modulação	Câmara dotada de abertura à fenda
Orientação	Câmara dotada de abertura à micro orifício
Distribuição da intensidade	Câmara dotada de abertura à micro orifício
Limite do poder de resolução	Câmara dotada de mira estelar
Fator de variação da dimensão do ponto focal efetivo*	Câmara dotada de abertura à fenda

Fonte: Nema XR5^[5]

* A norma IEC 60336^[4] indica a câmara dotada de mira estelar na determinação deste parâmetro

2.5.2. Fatores que influenciam a determinação das dimensões do ponto focal

As normas sob estudo indicam algumas considerações que devem ser seguidas a fim de garantir a correta avaliação das dimensões do ponto focal.

2.5.2.1. Parâmetros geométricos

a. Alinhamento entre a câmara dotada de abertura à fenda e o filme radiográfico

De acordo com a norma NEMA XR5^[5], o alinhamento entre a câmara dotada de abertura à fenda e o filme radiográfico deve estar dentro de $\pm 0,5^\circ$ ($\pm 0,009$ rad) para garantir uma avaliação correta das dimensões do ponto focal. Na norma IEC 60336^[4], a exigência é de $0,05^\circ$ ($\pm 0,001$ rad). Neste trabalho será adotado o limite da norma NEMA XR5^[5].

b. Orientação da câmara dotada de abertura à fenda

Um par de imagens do ponto focal deve ser obtido por meio da câmara dotada de abertura à fenda. Uma imagem é obtida orientando-se a câmara dotada de abertura à fenda paralela ao eixo anodo-catodo do tubo de raios X; a outra imagem é obtida orientando-se este dispositivo perpendicularmente a este eixo. A tolerância admitida pela norma NEMA XR5^[5] na orientação da câmara dotada de abertura à fenda é de $\pm 0,5^\circ$ ($\pm 0,009$ rad) no sentido do comprimento da fenda em cada direção. Na norma IEC 60336^[4], a exigência é de $\pm 5^\circ$ ($\pm 0,09$ rad). Neste trabalho será adotado o limite da norma NEMA XR5^[5].

c. Geometria de posicionamento

A face incidente da câmara dotada de abertura à fenda deve ser posicionada a uma distância do ponto focal de forma que a variação da magnificação, sobre a extensão do ponto focal real, não exceda $\pm 5\%$ no eixo de referência.

d. Magnificação

A magnificação de uma imagem é definida como a diferença de tamanho entre o objeto real e a sua respectiva imagem. Na literatura existem diferenças na utilização do termo magnificação que geralmente é confundido com ampliação. Outra divergência é quanto à simbologia que representa esta grandeza. A fim de esclarecer o que a literatura apresenta e qual definição será utilizada no presente trabalho, serão discutidas algumas definições.

Na norma NEMA XR5^[6], esta grandeza é chamada de “fator de ampliação” (E) e é definida como a razão entre a distância objeto-detector (DOD) e a distância foco-objeto (DFO). Na norma IEC 60336^[6], a grandeza é chamada “magnificação” (E) e segue esta mesma definição.

Na literatura^[30,28], esta grandeza é chamada de “magnificação” (M) e é determinada pela razão entre a distância foco objeto (DFO) e a distância foco-detector (DFD).

No presente trabalho será utilizada a definição das normas, que está representada na FIG. 2.17, com a terminologia na norma IEC 60336^[6], com a finalidade de permitir a utilização das indicações adequadas de magnificação para os diferentes tamanhos de pontos focais conforme a TAB. 2.2.

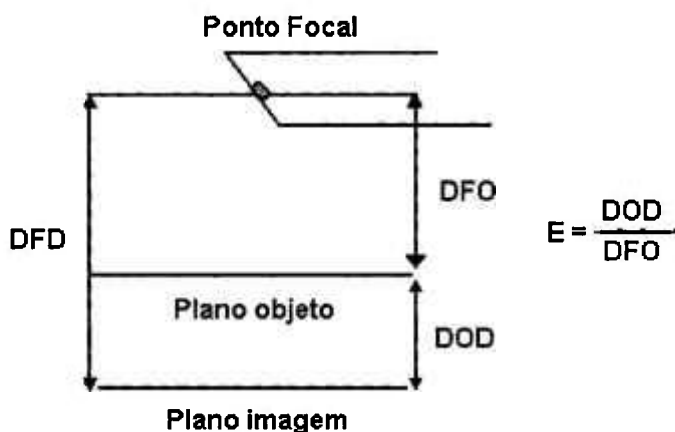


Figura 2.17 Relação das distâncias na imagem radiográfica

Tabela 2.2 Magnificação adequada para avaliação de diferentes tamanhos de pontos focais^[4]

Ponto focal declarado f	Magnificação E
$f \leq 0,4 \text{ mm}$	$E \geq 3$
$0,5 \text{ mm} \leq f \leq 1,0 \text{ mm}$	$E \geq 2$
$f \geq 1,1 \text{ mm}$	$E \geq 1$

2.5.2.2. Parâmetros fotográficos

a. Tipo de filme radiográfico

Deve ser utilizado um filme que possua granulação fina para uso sem tela intensificadora. Os filmes de radiologia odontológica com aplicação intra-oral são os indicados^[4,5].

b. Revelação do filme

O filme radiográfico deve ser exposto e revelado de forma a obter uma densidade óptica entre 1,0 e 1,4 medida na parte mais densa da imagem da fenda e na metade do seu comprimento. A densidade de base do filme não deve ultrapassar 0,2.

2.5.2.3. Parâmetros elétricos

a. Condições de trabalho

A avaliação da dimensão do ponto focal deve ser realizada em tubos de raios X instalados em cúpulas especificadas para sua utilização normal ou em condições de operação e instalações de montagens equivalentes.

b. Fatores de exposição

As exposições devem ser realizadas utilizando-se geradores trifásicos ou de potencial constante. Os pontos focais devem ser avaliados utilizando-se os parâmetros apresentados na TAB. 2.3.

Tabela 2.3 Parâmetros de exposição adequados^[4]

Tensão de raios X declarada	Fatores de exposição	
	Tensão exigida	Corrente exigida
$U \leq 75 \text{ kV}$	Tensão de raios X declarada	50 % da corrente de raios X que corresponda à potência anódica nominal especificada para o ponto focal
$75 \text{ kV} \leq U \leq 150 \text{ kV}$	75 kV	
$150 \text{ kV} \leq U \leq 200 \text{ kV}$	50 % da tensão de raios X declarada	

2.5.2.4. Condições indicadas para medições das imagens

a. Iluminação

Durante a avaliação, o filme deve ser iluminado por um negatoscópio que garanta uma luminância de 3000 lux.

b. Procedimento de leitura

O tamanho do ponto focal deve ser determinado por um observador utilizando uma lente de aumento que possua uma escala milimetrada com divisões de 0,1 mm e magnificação de 10X.

As dimensões devem ser determinadas a partir de um par de imagens da fenda, sendo L equivalente ao comprimento e W equivalente à largura do ponto focal.

A medição da espessura da imagem da fenda deve ser realizada na metade do seu comprimento e posicionando a retícula da lente de aumento perpendicular à imagem da fenda.

c. Cálculo das dimensões do ponto focal efetivo

O ponto focal efetivo é a projeção ortogonal do ponto focal real sobre o plano de referência. Ele é calculado a partir da espessura da imagem da fenda medida nas duas posições por meio da relação descrita por (2.1):

$$PF_{ef} = \frac{l_{L,W} - s(E + 1)}{E} \quad (2.1)$$

onde:

- $l_{L,W}$: largura medida pelo observador da imagem da fenda nas posições ortogonal e paralela ao eixo anodo-catodo;
- s : largura da câmara dotada de abertura à fenda;
- E : magnificação.

2.6. Expressão das incertezas de medição

Quando se relata o resultado da medição de uma grandeza física, é obrigatório que seja dada alguma indicação quantitativa da qualidade do resultado, de tal forma que aqueles que o utilizam possam avaliar sua confiabilidade. Sem essa indicação, resultados de medição não podem ser comparados, seja entre eles mesmos ou com valores de referência fornecidos numa especificação ou norma. É, portanto, necessário que haja um procedimento prontamente implementado, facilmente compreendido e de aceitação geral para caracterizar a qualidade de um resultado de uma medição, isto é, para avaliar e expressar sua incerteza.^[37]

A norma NBR ISO/IEC 17025^[38] contém todos os requisitos aos quais os laboratórios de ensaio e calibração deve atender se desejam demonstrar que têm implementado um sistema da qualidade, que são tecnicamente competentes e que são capazes de produzir resultados tecnicamente válidos.

No item 5.4.6 desta norma estão apresentadas as recomendações aos laboratórios sobre a estimativa de incertezas nos ensaios e calibrações. Para a metodologia de cálculo das incertezas de medição, a norma NBR ISO/IEC 17025^[38] indica o Guia para Expressão das Incertezas de Medição (Guia)^[37].

Neste trabalho, empregou-se a metodologia apresentada no Guia^[37]. Serão apresentadas algumas definições e termos específicos deste Guia^[37] que serão utilizados nos cálculos das incertezas na determinação das dimensões dos pontos focais dos tubos de raios X convencionais.

2.6.1. Incerteza padrão

Incerteza do resultado de uma medição expressa como um desvio padrão (u).

2.6.2. Avaliação das incertezas tipo A

Método de avaliação do resultado pela análise estatística de séries de observações. As incertezas padrão associadas ao tipo A estão representadas por (u_A).

2.6.3. Avaliação das incertezas tipo B

Método de avaliação do resultado por outros meios que não a análise estatística de séries de observações. As incertezas padrão associadas ao tipo B estão representadas por (u_B). Na prática, estas incertezas são obtidas dos manuais e certificados de calibração dos instrumentos.

2.6.4. Incerteza padrão combinada

Incerteza padrão do resultado de uma medição, quando este resultado é obtido por meio dos valores de várias outras grandezas, sendo igual à raiz quadrada positiva de uma soma de termos, que constituem as variâncias ou covariâncias destas outras grandezas, ponderadas de acordo com quanto o resultado da medição varia com mudanças nestas grandezas. A incerteza padrão combinada para grandezas não correlacionadas está representadas por (u_C) e a relação que a descreve (2.2):

$$u_C^2(y) = \sum_{i=1}^N \left[\frac{\partial f}{\partial x_i} \right]^2 \cdot u^2(x_i) \quad (2.2)$$

onde:

• $u(x_i)$: incerteza padrão;

• $\left[\frac{\partial f}{\partial x_i} \right]$: coeficiente de sensibilidade.

Quando as grandezas apresentam dependência entre si, diz-se que há correlação entre elas; a correlação pode aumentar ou diminuir o valor da incerteza associada a esta grandeza. No caso de um mesmo instrumento utilizado para medição de dois ou mais parâmetros, a correlação é gerada devido ao efeito sistemático intrínseco a este instrumento de medição. Assim, a incerteza padrão combinada para grandezas correlacionadas é descrita por (2.3):

$$u_C^2(y) = \sum_{i=1}^N \left[\frac{\partial f}{\partial x_i} \right]^2 \cdot u^2(x_i) + 2 \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=i+1}^N \frac{\partial f}{\partial x_i} \frac{\partial f}{\partial x_j} \cdot u(x_i) \cdot u(x_j) \cdot r(x_i, x_j) \quad (2.3)$$

onde:

• $u(x_i), u(x_j)$: incertezas padrão das grandezas x_i e x_j ;

• $\left[\frac{\partial f}{\partial x_i}, \frac{\partial f}{\partial x_j} \right]$: coeficientes de sensibilidade;

• $r(x_i, x_j)$: coeficiente de correlação $\Rightarrow -1 \leq r(x_i, x_j) \leq +1$

2.6.5. Incerteza expandida

Grandeza que define um intervalo em torno do resultado de uma medição com o qual se espera abranger uma grande fração da distribuição dos valores que possam ser razoavelmente atribuídos ao mensurando. As incertezas expandidas estão representadas por (U_{95}).

2.6.6. Fator de abrangência

Fator numérico utilizado com um multiplicador da incerteza padrão combinada de modo a obter uma incerteza expandida. O fator de abrangência é representado por (k)^[39].

2.6.7. Metodologia do Guia

A metodologia proposta pelo Guia^[37] consiste primeiramente em equacionar as fontes de incerteza modelando a medição. Em seguida, devem ser obtidas as incertezas tipo B dos certificados de calibração e manuais dos equipamentos utilizados durante a medição.

Uma maneira simples de manipular todas as fontes de incerteza é trabalhar com elas numa planilha de cálculo. As incertezas tipo A e B são dispostas juntas de forma que possam ser avaliados os coeficientes de sensibilidade e a incerteza padrão, e a incerteza combinada seja calculada.

A partir destes resultados calculam-se os graus de liberdade efetivos (ν_{eff}) definido por Welch-Satterthwaite^[37] (2.4):

$$\nu_{eff} = \frac{u_c^4}{\sum_i^n \frac{u_i^4}{\nu_i}} \quad (2.4)$$

onde:

- u_C : incerteza padrão combinada;
- u_i : incerteza padrão;
- ν_i : graus de liberdade.

Com ν_{eff} calculado, procura-se numa tabela de coeficientes de Student o “t” que será adotado como fator de abrangência (k) correspondente a um nível de confiança de 95,45%. Finalmente, multiplica-se o valor de k por u_C obtendo-se a incerteza expandida (U_C).

2.7. Funções de Transferência

Na análise de sistemas físicos, muitos métodos podem ser aplicados para se determinar o desempenho destes sistemas ao transformarem um sinal de entrada em um sinal de saída^[40].

Entende-se por sistema qualquer processo físico que se deseja avaliar, como, por exemplo, um termômetro ou uma rede complexa de telecomunicações. Um sistema pode ser representado por uma “caixa preta” que recebe um estímulo de entrada e produz uma resposta na saída. Assim, no termômetro, o estímulo é o calor e a resposta é a variação da altura na coluna de mercúrio.

Em radiologia, esta definição é um pouco mais complicada, visto que numa radiografia de tórax, o coeficiente de absorção em algum ponto do tórax do paciente pode ser a “entrada” e a densidade óptica do filme revelado a “saída”, ou então, pode ser considerado como “entrada” a atenuação total do feixe de raios X atravessando um caminho particular no tórax do paciente e como “saída”, o fluxo de fótons de raios X numa determinada região do filme.

O método das funções de transferência parte do seguinte problema: dado um sistema, determina-se sua característica de transferência de forma que a saída resultante de qualquer entrada possa ser predita com exclusividade.

Conhecer a característica de transferência de um sistema é importante na prática, porque, no caso de imagem, a sua degradação pode ser determinada.

A seguir serão apresentadas algumas propriedades e funções que se aplicam ao método das funções de transferência.

2.7.1. Definição das Propriedades

Nos casos gerais, os sistemas são bem complicados para estudo. Isto pode ser simplificado se for considerado um tipo particular de sistemas de imagens que possuam duas propriedades: a linearidade e a invariância espacial.

2.7.1.1. Linearidade

A linearidade^[6,40] é definida por duas características:

a) Seja w_1 (in) um sinal de entrada e w_2 (in) outro e w_1 (out) e w_2 (out) os respectivos sinais de saída (FIG. 2.18 a). Seja, ainda, W (in) = w_1 (in) + w_2 (in) e W (out) = w_1 (out) + w_2 (out) (FIG. 2.18 b), então um sistema é considerado linear se a saída correspondente à soma das entradas é igual a soma das saídas correspondentes às entradas aplicadas separadamente.

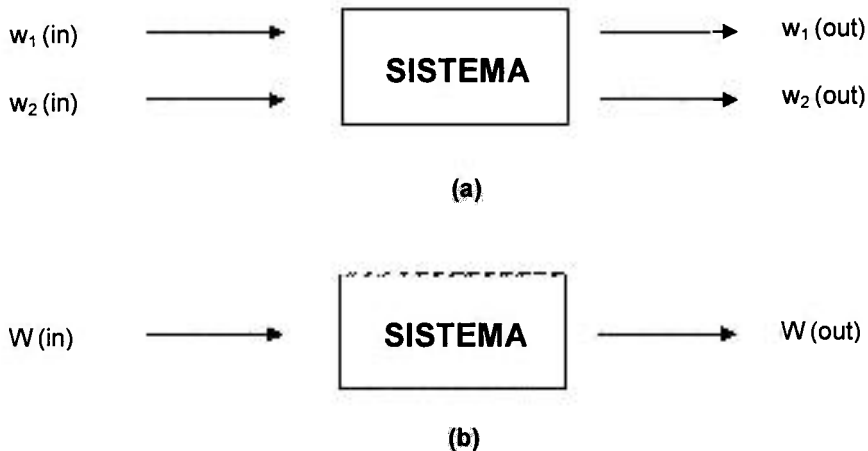


Figura 2.18 Propriedade de linearidade de um sistema. (a) dois sinais de entrada aplicados separadamente geram dois sinais de saída, (b) a soma dos sinais de entrada geram a soma dos sinais de saída

b) Multiplicando-se o sinal de entrada por uma constante α , multiplica-se a saída pela mesma constante, onde α é um número real.

Esta propriedade aparece num gráfico que relaciona a entrada com a saída como uma reta. Muitos sistemas de imagens e seus componentes não satisfazem esta condição, entretanto em alguns casos, incluindo o sistema tela-filmes, a

análise por funções de transferências pode ser aplicada à resposta efetiva do sistema.

Este processo é conhecido por linearização; nos sistemas de imagens relaciona-se a resposta logarítmica da densidade óptica do filme radiográfico com a intensidade de radiação (exposição) que gerou esta densidade.

2.7.1.2. Invariância espacial

A invariância espacial^[6,40] requer que a imagem de uma fonte puntiforme numa região do plano da imagem possua a mesma forma em qualquer região do plano imagem. Esta propriedade é chamada também de isoplanatismo (FIG. 2.19).

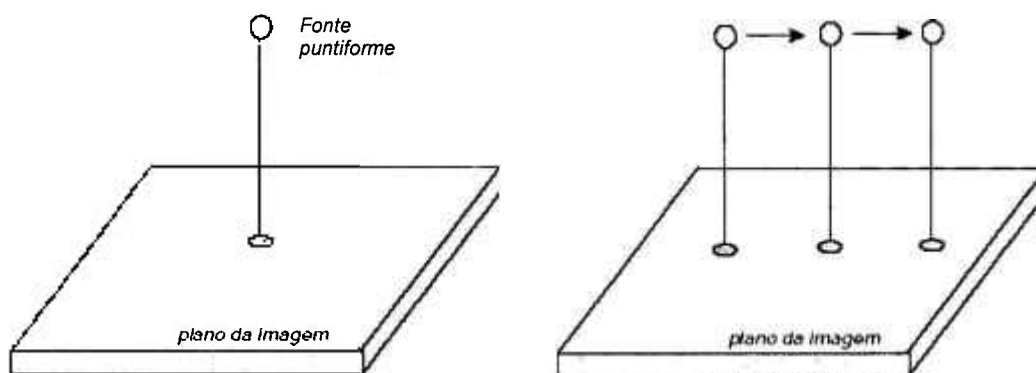


Figura 2.19 Representação de uma fonte puntiforme deslocada em alguns pontos do plano da imagem obedecendo à propriedade de isoplanatismo

Esta condição não costuma ser totalmente satisfeita em todo o plano da imagem. Porém, nestes casos, o plano da imagem pode ser decomposto em diversos planos de imagens isoplanáticas onde tal condição é satisfeita.

2.7.2. Função de espalhamento de ponto

Com a propriedade de isoplanatismo pode-se definir uma característica do sistema de imagem chamada Função de Espalhamento de Ponto (FEP)^[6,41,42] do sistema, que é definida como a distribuição da intensidade de radiação na imagem de uma abertura infinitamente pequena (fonte puntiforme) irradiando com intensidade unitária; as imperfeições dos sistemas reais resultam na perda da

nitidez gerando uma imagem borrada da fonte puntiforme. A FEP quantifica estas distorções.

2.7.3. Função de espalhamento de linha

A Função de Espalhamento de Linha (FEL)^[6,41,42] do sistema é definida como a distribuição da intensidade de radiação na imagem de uma fonte linear irradiando com intensidade unitária.

Na prática, trabalhar com este tipo de entrada unidimensional é mais apropriado, porque a correspondente imagem pode ser avaliada, por meio da varredura de uma abertura estreita, que pode ser obtida a partir da varredura da imagem de uma fenda infinitamente longa e estreita localizada no plano-objeto.

Num sistema de imagem perfeito, a energia da radiação emitida pela fonte-linha no plano do objeto seria concentrada em uma linha no plano da imagem. Entretanto, na prática, imperfeições ópticas resultam no espalhamento da radiação ao redor da imagem da linha ideal gerando a falta de nitidez na imagem (FIG. 2.20). A FEL mede esta característica.

Neste trabalho, supôs-se que a FEL que melhor se ajustaria aos pontos da distribuição da intensidade de radiação seria uma função que seguisse a distribuição cônica com dois picos, de acordo com Moores e Brubacher^[35,36]. Na publicação de Nickoloff et al^[43], estão apresentadas oito funções que podem ser utilizadas para ajustar a FEL; entre elas está a dupla gaussiana que foi a escolhida como hipótese de ajuste em todos os pontos focais avaliados no presente trabalho.

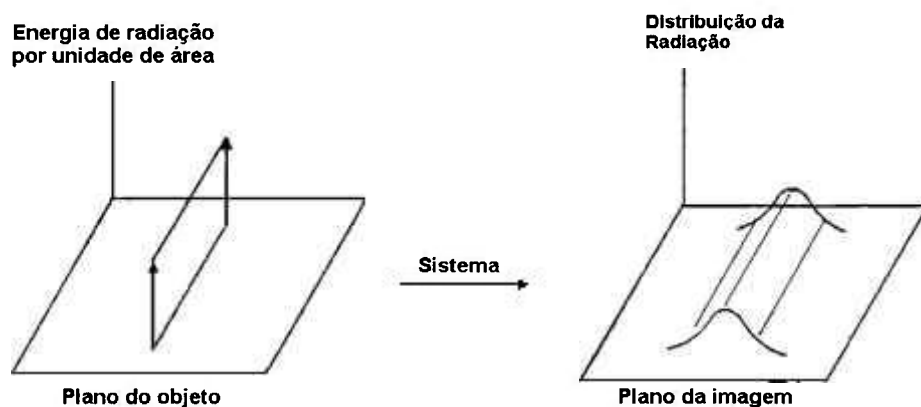


Figura 2.20 Dispersão da radiação da fonte linear representada pela Função de Espalhamento de Linha (FEL)^[6]

2.7.4. Função de Transferência de Modulação

Para se compreender a Função de Transferência de Modulação (FTM)^[6], considere-se a FIG. 2.21 que apresenta duas distribuições senoidais de intensidade com freqüências espaciais diferentes. As curvas em preto representam os sinais de entrada e as curvas em vermelho os respectivos sinais de saída.

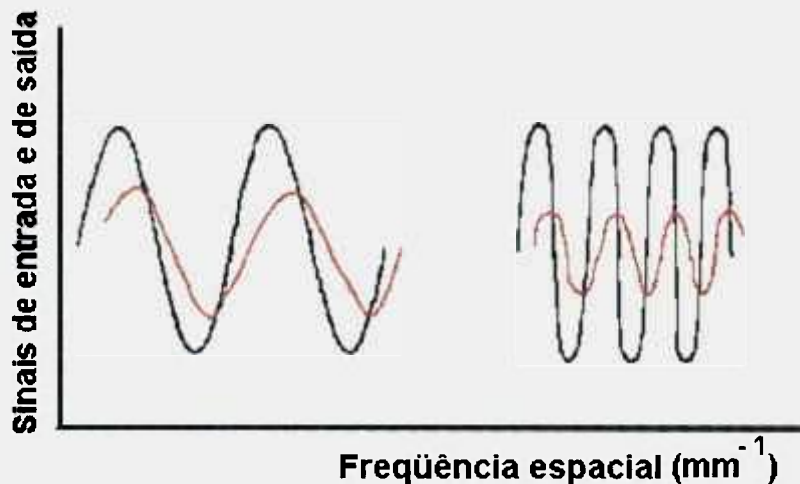


Figura 2.21 Distribuições senoidais no espaço^[6]

A imagem de uma distribuição senoidal também seria senoidal mantendo a mesma freqüência do sinal de entrada. Entretanto, as imperfeições ópticas do sistema diminuem a amplitude do sinal de entrada, além de deslocar a distribuição lateralmente (curvas vermelhas). A redução de amplitude indica perda da resolução no sistema e o deslocamento lateral indica desvio de fase. Modulação é definida como a razão de amplitudes do valor médio da distribuição; num sistema de imagem é chamado de contraste.

A modulação e o desvio de fase são medidos no plano da imagem e variam com a freqüência espacial que geralmente é medida em mm^{-1} . A razão entre a modulação do sinal de saída e de entrada, juntamente com o desvio de fase, expresso em termos da freqüência espacial, é chamado Função de Transferência Óptica (FTO).

A razão entre as modulações de saída e de entrada é chamada fator de modulação; quando expresso em termos da freqüência espacial, é chamada de Função de Transferência de Modulação (FTM). Em termos matemáticos, a FTM é

a parte real da FTO. Em sistemas isotrópicos, o desvio de fase é geralmente nulo; assim a FTM descreve completamente a transferência dos sinais de entrada para os de saída. Porém, para uma descrição completa de sistemas não isotrópicos é necessária a determinação da FTO, pois o desvio de fase passa a ser significativo para a caracterização de tal sistema.

Na prática, a FTM pode ser calculada aplicando-se a transformada de Fourier à FEL ou à FEP, que podem ser obtidas experimentalmente. Assim, num caso ideal, a FTM teria a aparência descrita na FIG. 2.22(a), pois o sistema representaria fielmente todas as características do objeto sob estudo, representado pela linha contínua. Em sistemas reais, entretanto, a curva declina à medida que se avança no eixo das freqüências, indicando a degradação da imagem o que pode impossibilitar a visualização de objetos muito pequenos, FIG. 2.22(b). Diz-se, então, que o menor objeto que um sistema é capaz de representar numa imagem teria a dimensão equivalente a $(1/f_0)$ mm, onde f_0 corresponde à freqüência em que a curva atinge o eixo das abscissas^[42, 44].

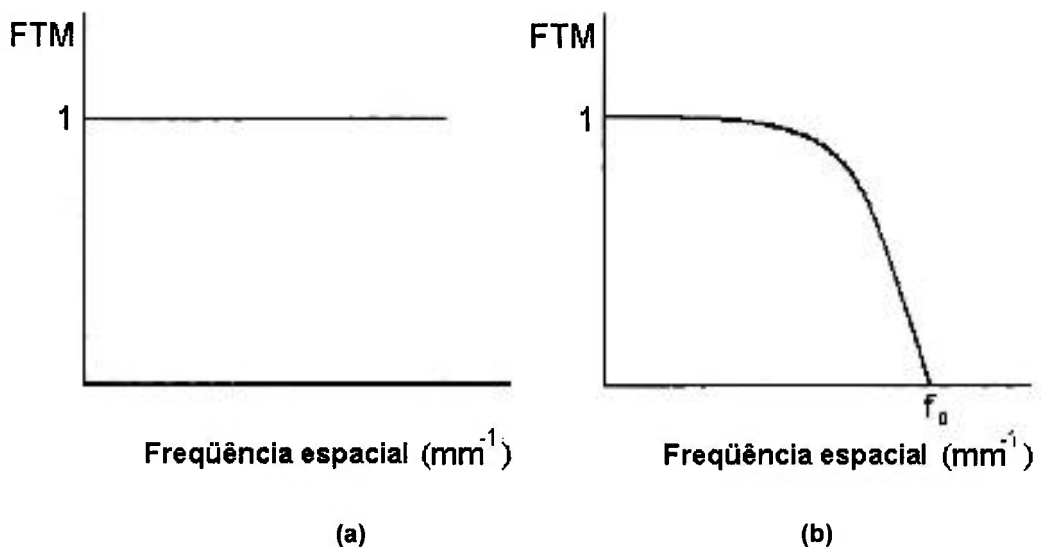


Figura 2.22 Exemplo de comportamento da Função de Transferência de Modulação (FTM) para os casos ideal (a) e real (b)^[42]

No trabalho de Schiabel (1992)^[42] estão discutidos alguns pontos sobre a utilização das funções de transferência de modulação na análise da qualidade de sistemas de imagem radiológica. Entre eles está o fato que, como o sistema radiográfico possui o alvo do anodo inclinado, o ponto focal efetivo é variável ao longo do campo; assim, uma única FTM não descreveria completamente o

desempenho de tal sistema. Outro ponto é o questionamento quanto à avaliação da FTM no centro do campo em duas direções perpendiculares entre si, isto é, paralela e ortogonal ao eixo anodo-catodo, indicando estas avaliações como “mínimas”, se o ponto focal for considerado como um modelo retangular.

Entre estas e outras razões descritas por Schiabel (1992)^[42], foi proposta em seu trabalho a determinação da FTM em diversas orientações e posições no campo por simulação computacional, com a finalidade de se determinar um índice relativo de qualidade que caracterize os sistemas radiográficos.

Como no presente trabalho um dos objetivos é a implementação das metodologias e exigências propostas pelas normas IEC 60336^[4], NEMA XR5^[5] e ICRU 41^[6], seguiu-se as recomendações de medição das dimensões dos pontos focais em 0° e 90° em relação ao eixo anodo-catodo, e nestas posições determinou-se as FTM que caracterizam os sistemas radiográficos analisados.

A FTM é calculada a partir da transformada de Fourier normalizada da FEL ajustada aos pontos experimentais, onde os valores de entrada da intensidade de radiação devem ser divididos pela magnificação utilizada durante o ensaio^[4,5]; a relação é descrita por (2.5):

$$FTM(\omega) = \frac{\int_{-x_1}^{+x_2} FEL_{corr}(x) \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot \omega \cdot x) \cdot dx}{\int_{-x_1}^{+x_2} FEL_{corr}(x) \cdot dx} \quad (2.5)$$

onde:

- ω é a frequência espacial;
- $FEL_{corr}(x)$ é a Função de Espalhamento de Linha ajustada aos pontos experimentais e dividida pela magnificação (E) utilizada para a determinação das dimensões dos pontos focais;
- x é a variável de integração;
- x_1 e x_2 são os limites de integração.

Seguindo as recomendações da norma IEC 60336^[4], os valores de frequência espacial devem ser transformados para uma magnificação padrão; a TAB. 2.4 reproduz as informações apresentadas nesta norma.

Tabela 2.4 Magnificação padrão para a Função de Transferência de Modulação^[4]

Valor do ponto focal declarado pelo fabricante do tubo de raios [mm]	Magnificação padrão (M_s)
$f \leq 0,6$	2,0
$f \geq 0,6$	1,3

A transformação para a magnificação padrão é obtida por meio da relação:

$$f_s = \frac{\omega_i \cdot M_s}{M_s - 1} \quad (2.6)$$

onde:

- f_s é a frequência espacial para a magnificação padrão da TAB. 2.4;
- ω_i é a frequência espacial obtida de acordo com (2.5);
- M_s é a magnificação padrão.

2.8. Princípio de funcionamento de câmaras CCD

O sensor digital utilizado no presente trabalho é um dispositivo de carga acoplada, conhecido na linguagem eletrônica como CCD (*charge-coupled-device*). A operação de um sensor CCD^[45-47] ocorre em três etapas:

- a) O sensor possui um arranjo bidimensional de poços de potencial que são chamados de registros paralelos. Com a interação da luz ou dos raios X com o silício, cargas elétricas são criadas e coletadas em cada poço de potencial. A disposição do sensor CCD pode integrar ou acumular cargas num período de tempo pré-determinado de modo que toda a carga acumulada em um poço de potencial individual é proporcional à radiação incidente.
- b) Transferem-se as cargas acumuladas sequencialmente ao longo dos capacitores para a etapa de leitura de saída. Em um arranjo bidimensional o pacote de cargas é transferido linha por linha para registro em série, um arranjo unidimensional ao lado do registro

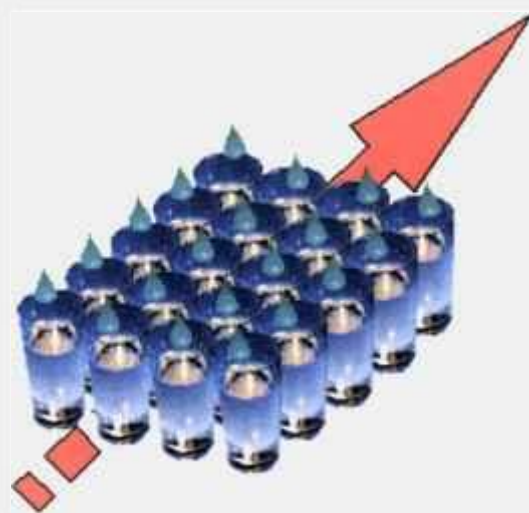
paralelo. Depois da chegada de cada linha de cargas o registro em série é lido, produzindo um sinal que é transmitido a um amplificador.

- c) Na etapa de leitura, cada pacote de cargas é convertido em um sinal de tensão proporcional. O amplificador produz um sinal eletrônico que representa a seqüência de cargas lidas. Este sinal analógico é convertido para um sinal de vídeo que é subseqüentemente digitalizado. A imagem digital resultante é um arranjo bidimensional de valores de níveis de cinza variando de 0 (preto) a 255 (branco).

Uma analogia do princípio de funcionamento dos sensores CCD pode ser feita com uma fileira de copos coletando gotas de água e posteriormente, transferindo a água de um copo para outro seqüencialmente, FIG. 2.23. No início do processo é realizada a coleta dos fótons seguindo-se a transmissão das cargas por todos os poços de potencial até que acabem as cargas contidas no interior destes capacitores.



(a)



(b)

Figura 2.23 Coleta (a) e transmissão (b) dos fótons detectados pelo sensor CCD^[45]

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Desenvolvimento do sistema mecânico de alinhamento

Com base em sistemas comerciais (FIG. 3.1), aplicados em avaliações de pontos focais em programa de controle de qualidade, desenvolveu-se um sistema mecânico para alinhamento do conjunto tubo de raios X, dispositivos de teste (câmara de abertura à fenda) e sensor digital.



Figura 3.1 Sistema comercial fabricado pela Nuclear Associates utilizado para avaliar dimensões de ponto focal de tubos de raios X convencionais

O objetivo foi a elaboração de um sistema que facilitasse o alinhamento e garantisse a rigidez mecânica dos posicionamentos entre os dispositivos de teste, bem como com o sensor digital. Assim, foram projetadas quatro bases que permitem nivelar e ajustar as posições e variar a altura entre o dispositivo de abertura à fenda e o sensor Sens-a-Ray.

3.1.1. Primeira base do sistema mecânico

O sistema é composto pela base de 32 cm x 32 cm x 2 cm, confeccionado em alumínio, que possui um corte de forma cilíndrica (FIG. 3.2). Esta base é provida de quatro furos com rosca sem fim que recebem os respectivos parafusos. Por meio deles nivelou-se o sistema mecânico com o auxílio de um nível de bolha digital.

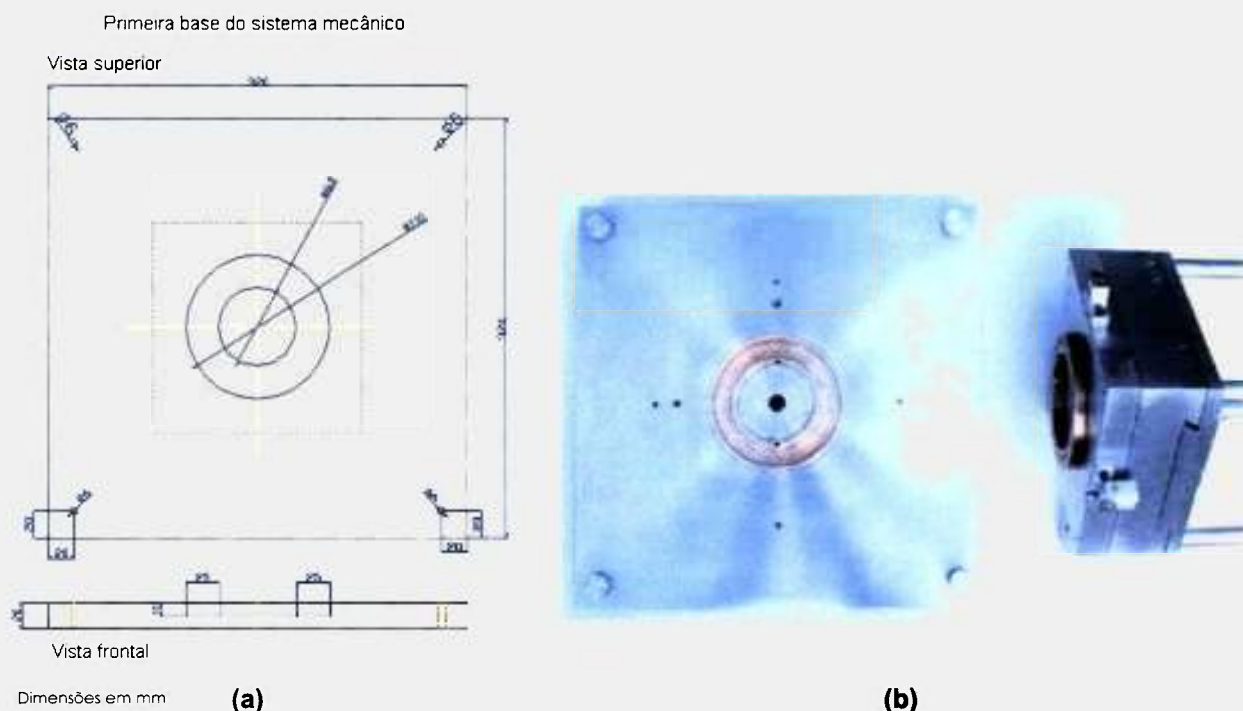


Figura 3.2 Projeto (a) e base inferior (b) do sistema mecânico de alinhamento (esquerda) e a parte inferior da segunda base com destaque para o anel de latão que permite o encaixe e rotação das bases superiores (direita)

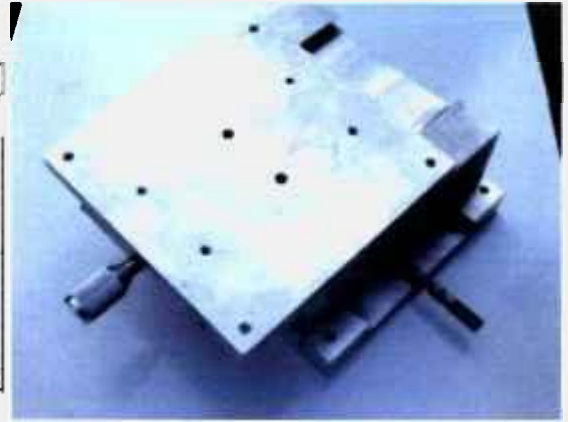
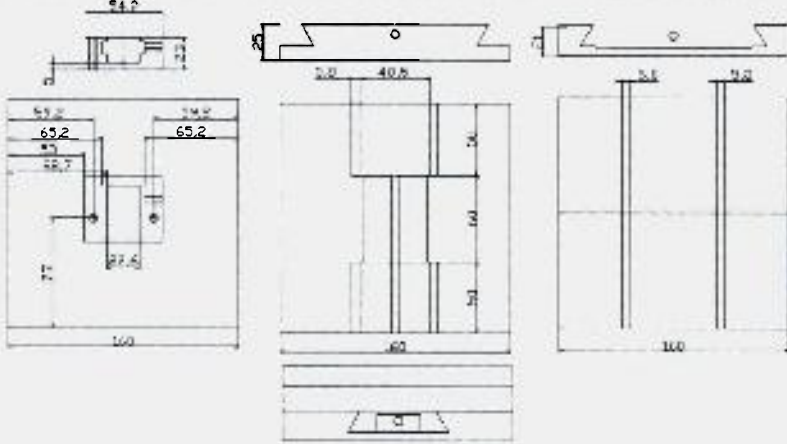
3.1.2. Segunda base do sistema mecânico

Uma segunda base, também confeccionada em alumínio, foi encaixada no cilindro da primeira base por meio do anel de latão posicionado na parte inferior deste bloco que faz o encaixe entre as bases, permitindo rotação de 360°. A segunda base é composta por dois blocos que deslizam um sobre o outro, um na direção x e outro na direção y (FIG. 3.3).

Quatro hastes e quatro tubos tipo camisa cilíndricos, confeccionados em aço inoxidável, foram fixados nesta base e permitem a variação da altura entre o sensor e a base superior, que suporta o dispositivo de teste. O sistema de trava é realizado por dois parafusos de pressão em dois conjuntos haste e tubo tipo camisa. Assim, várias magnificações podem ser implementadas de acordo com os tamanhos de pontos focais a serem avaliados, conforme exigências das normas^[4,5].

Segunda base do sistema mecânico

Placa superior Placa intermediária Placa inferior



Dimensões em mm

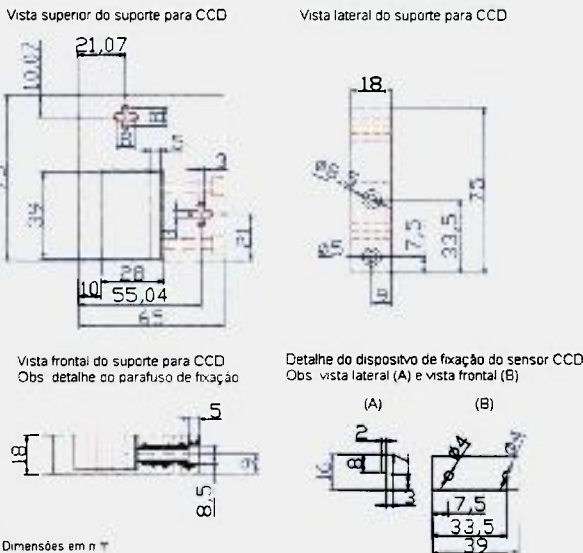
(a)

(b)

Figura 3.3 Projeto (a) e base intermediária (b) que permitiu a rotação e o deslocamento no plano (x,y) do conjunto: suporte para sensor digital e dispositivo de teste

3.1.3. Terceira base do sistema mecânico

Fixado acima da segunda base e no centro dela, está o suporte para o sensor digital. Este suporte (FIG. 3.4) foi projetado e construído de forma a garantir que o sensor digital permanecesse paralelo às outras bases e, assim, perpendicular ao tubo de raios X, dentro da precisão exigida pelas normas^[4,5].



(a)

(b)

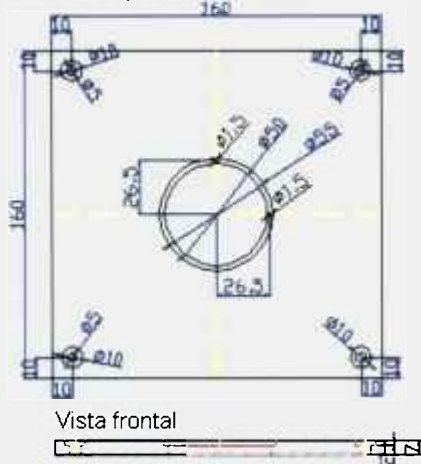
Figura 3.4 Projeto (a) e suporte para o sensor digital (b) instalado no sistema mecânico de alinhamento

3.1.4. Quarta base do sistema mecânico

Por fim, a base superior (FIG. 3.5), confeccionada em alumínio, contém um orifício central provido de dois pinos posicionados 0° a 90° um do outro, que permitiu a fixação dos dispositivos de teste de forma a garantir o seu posicionamento em relação ao tubo de raios X.

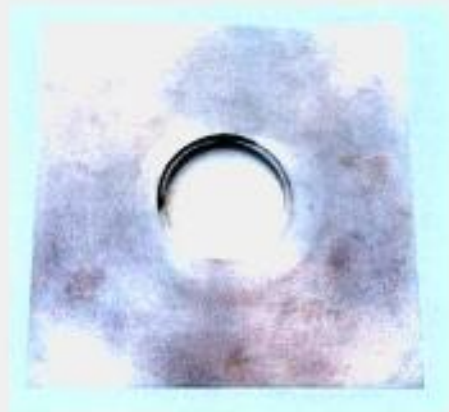
Quarta base do sistema mecânico
Suporte dos dispositivos de teste

Vista superior



Dimensões em mm

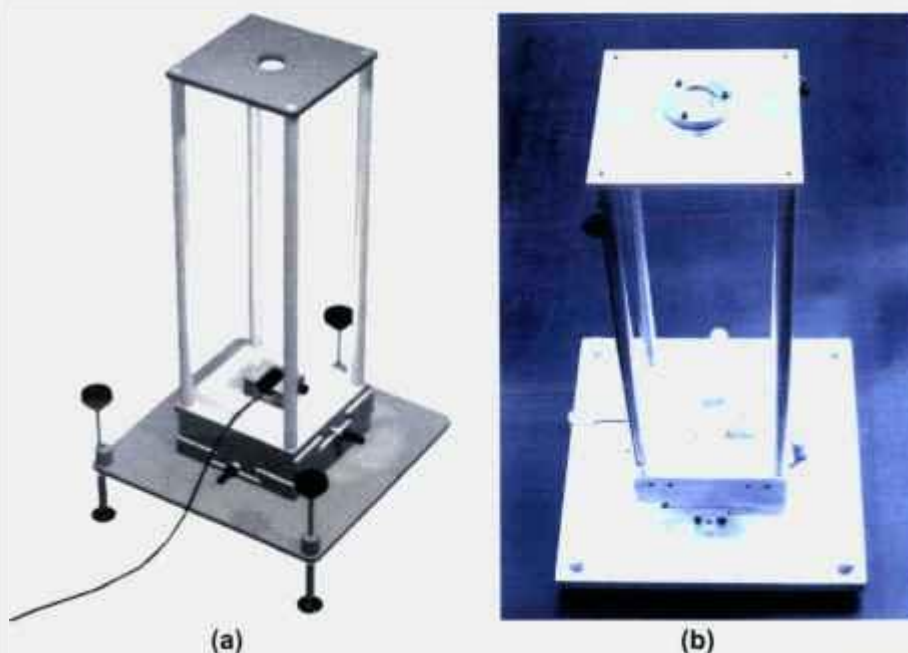
(a)



(b)

Figura 3.5 Projeto (a) e base superior (b) para os dispositivos de teste

O sistema mecânico de alinhamento completo está apresentado na FIG. 3.6.



(a)

(b)

Figura 3.6 Desenho do projeto original (a) e sistema mecânico de alinhamento (b) desenvolvido neste trabalho

3.2. Descrição do sensor CCD – Sens-a-Ray

O sensor digital utilizado no presente trabalho foi um sensor tipo CCD da marca Regam Medical Systems AB, Sundsvall, Suécia, denominado Sens-a-Ray (FIG. 3.7). Ele foi projetado para uso odontológico em substituição aos filmes radiográficos e foi ligado a um micro-computador por uma fonte e uma placa de aquisição com *software* próprio para aquisição e armazenamento de imagens.

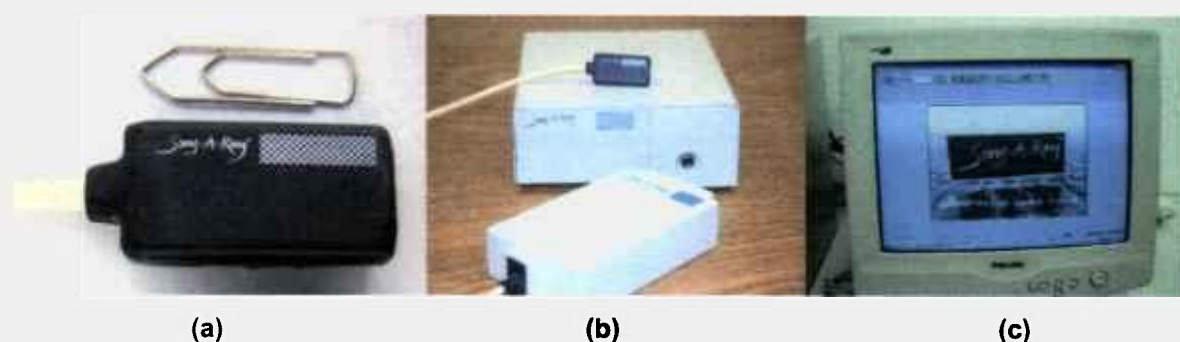


Figura 3.7 (a) Sensor digital CCD, (b) Conjunto sensor, amplificar e fonte de tensão e (c) Tela do *software* utilizado para aquisição das imagens com o sensor Sens-a-Ray – Regam Medical Systems

Este sensor converte diretamente a radiação X incidente em sinal eletrônico, diferente de muitas outras câmaras CCD que utilizam um cintilador acoplado ao detector CCD por meio de fibras ou outros acopladores ópticos.

A maioria das câmaras CCD é feita de silício cristalino com átomos vizinhos ligados covalentemente. A radiação eletromagnética com comprimento de onda menor que $1\ \mu\text{m}$ pode quebrar as ligações covalentes e gerar um par elétron-lacuna. O silício possui um baixo número atômico e também um baixo coeficiente de absorção para energias utilizadas nos raios X odontológicos. Os detectores CCD em geral possuem uma camada de sensibilidade muito fina. O detector desenvolvido para o sensor Sens-a-Ray possui uma camada de silício mais espessa melhorando sua sensibilidade. O fabricante garante que a coleta de cargas ocorre em $0,1\ \text{mm}$ de espessura^[17].

Características do sensor digital^[48]:

- ↪ Tamanho do sensor: 41 mm x 22 mm x 8 mm;
- ↪ Área sensível do sensor: 26,0 mm x 17,3 mm;
- ↪ Matriz: 576 x 385 *pixel*;
- ↪ Resolução da imagem: melhor que 10 pares de linha/mm;
- ↪ Tamanho do *pixel*: 45 μm x 45 μm .

3.3. Dispositivo de alinhamento do sistema mecânico em relação ao tubo de raios X

O dispositivo de alinhamento do sistema mecânico em relação ao tubo de raios X é um cilindro de acrílico de 55,5 mm de diâmetro por 12,1 mm de altura, formado por cinco esferas de tungstênio, quatro delas posicionadas como vértices de um quadrado em uma das faces do cilindro e a quinta, na outra face, centralizada em relação a elas (FIG. 3.8); marca: Nuclear Associates - EUA. O dispositivo foi perfurado nas posições de 0° e 90° com a finalidade de posicioná-lo na parte superior do sistema mecânico de alinhamento.

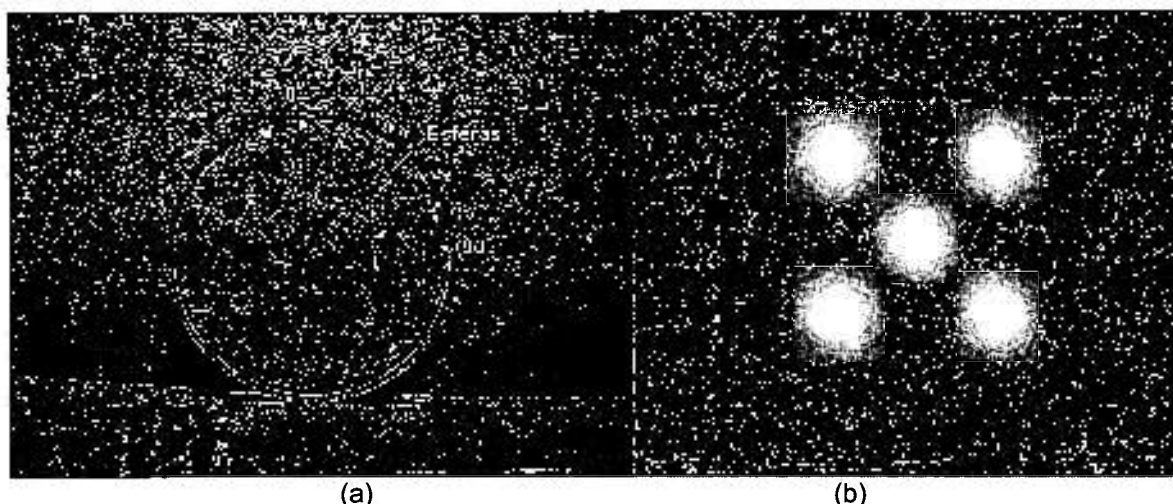


Figura 3.8 Dispositivo de alinhamento da Nuclear Associates (a) e respectiva imagem (b) obtida com o sensor digital

3.4. Câmara de abertura à fenda

Para a avaliação das dimensões do ponto focal foi utilizada a câmara de abertura à fenda (Industriegüter Import-Export GmbH – EURO-PIN, Alemanha).

A estrutura desta fenda atende aos requisitos descritos na FIG. 2.14, com $(10 \pm 1) \mu\text{m}$ de largura, sendo fabricada em tungstênio com espessura de 1,5 mm (FIG. 3.9).

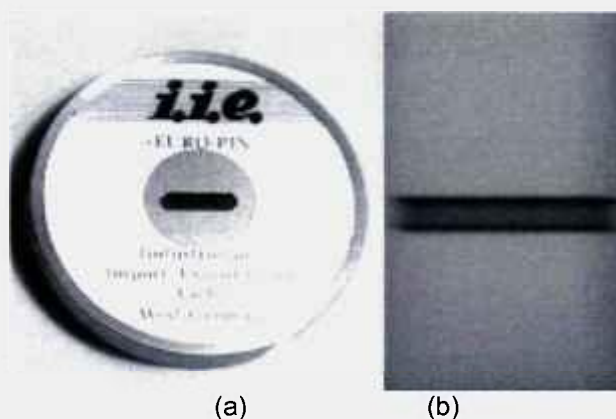


Figura 3.9 Dispositivo de abertura à fenda Industriegüter Import-Export GmbH – EURO-PIN (a) e respectiva imagem (b) obtida com o sensor digital

3.5. Lente de aumento

Para a leitura da espessura da imagem do padrão fenda no filme radiográfico foi utilizada uma lente de aumento da marca Bishop Graphics Inc., modelo 3500, Japão, que possui magnificação de 10X e duas escalas, uma em polegadas e a outra em milímetros; a segunda tem divisões de 0,1 mm e foi utilizada no procedimento de avaliação das espessuras das imagens. (FIG. 3.10).



Figura 3.10 Lente de aumento da Bishop Graphics Inc com divisões de 0,1 mm e magnificação de 10X

3.6. Densitômetros

Para a avaliação das densidades ópticas no centro da imagem do padrão fenda radiografado em filme, foram utilizados dois densitômetros, ambos da marca Nuclear Associates - Victoreen, sendo um modelo 07-424 e outro 07-443,

com certificados de calibração emitidos por Teknix Eletrônica Ltda, representante da X-Rite Inc.



Figura 3.11 Densitômetros utilizados na avaliação das densidades ópticas das imagens do padrão fenda. (a) Victoreen: 07-424 e (b) Victoreen: 07-443

3.7. Negatoscópio

O negatoscópio da marca EMB foi utilizado para a iluminação dos filmes. Ele foi modificado, isto é, mais uma lâmpada foi acrescentada a este negatoscópio para que atingisse a luminância de no mínimo 3000 lux. Este negatoscópio apresenta luminância igual a (5494 ± 5) lux.



Figura 3.12 Negatoscópio da marca EMB, modificado para atingir a luminância recomendada pelas normas

3.8. Pino Padrão

Para calibração do sensor Sens-a-Ray e da lente de aumento utilizadas neste trabalho, foi fabricado um pino padrão cilíndrico em aço inoxidável com as

dimensões de 11 mm de comprimento e 1,6 mm de diâmetro. Para se verificar as dimensões de fabricação, o pino padrão foi calibrado no Instituto de Pesquisas Tecnológicas (IPT); o certificado de calibração apresentou o resultado de $(1,6005 \pm 0,004)$ mm, para um nível de confiança de 95%, com $k = 2$. O projeto e o pino desenvolvido estão apresentados na FIG. 3.13.

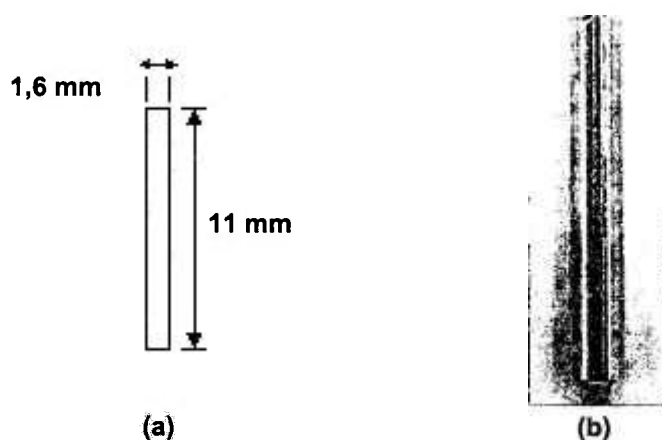


Figura 3.13 Projeto (a) e pino padrão (b) desenvolvido neste trabalho para calibração do sensor Sens-a-Ray e da lente de aumento

3.9. Equipamentos de raios X avaliados

Os equipamentos radiológicos avaliados estão descritos na TAB. 3.1, tendo sido apresentadas, também, as especificações técnicas de operação dos tubos de raios X.

Foram adquiridas as imagens da câmara de abertura à fenda de três tubos de raios X (TAB. 3.1 – Equip. A - C), pertencentes a equipamentos convencionais, que estavam sob ensaio na Seção Técnica de Ensaio em Equipamentos Eletromédicos do Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP (STEEE – IEE / USP).

Outros dois tubos de raios X (TAB. 3.1 – Equip. D e E), pertencentes ao Laboratório da Seção Técnica de Desenvolvimento Tecnológico em Saúde, também do Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP (STDTS – IEE / USP) tiveram seus pontos focais avaliados.

Tabela 3.1 Descrição dos tubos de raios X dos equipamentos radiológicos avaliados

Equipamento	Marca	Valor de ponto focal declarado pelo fabricante	Especificações do equipamento de raios X
A	Tubo: Svetlana Modelo: 30/50/150	FF = 1,2 mm	30 kV a 150 kV 50 mA a 1000 mA
		FG = 2,0 mm	Alta frequência Anodo giratório
B	Tubo: Hangzhou Modelo: D 52-30, 50/125	FF = 1,0 mm	40 kV a 125 kV 80 mA a 500 mA
		FG = 2,0 mm	Alta frequência Anodo giratório
C	Tubo: Siemens Modelo: Biangulix 150/30/51	FF = 1,2 mm	40 kV a 125 kV 80 mA a 500 mA
		FG = 2,0 mm	Alta frequência Anodo giratório
D	Siemens - Heliophos 4B Tubo: Roerix Modelo: 124/30/50	FF = 0,7 mm	40 kV a 124 kV 40 mA a 500 mA
		FG = 1,2 mm	Monofásico Anodo giratório
E	Siemens - Heliophos 4B Tubo: Siemens Modelo: Biangulix 150/30/52	FF = 0,6 mm	40 kV a 150 kV 40 mA a 500 mA
		FG = 1,0 mm	Monofásico Anodo giratório

FF: Foco Fino / FG: Foco Grosso

3.10. Metodologia de obtenção das imagens da câmara de abertura à fenda utilizando sensor digital e filme radiográfico

Para a obtenção das imagens da câmara de abertura à fenda, que serviram para a determinação das dimensões dos pontos focais dos equipamentos, foi desenvolvido um procedimento de ensaio.

A primeira etapa deste procedimento consistiu em nivelar o tubo de raios X utilizando um nível de bolha eletrônico, garantindo que tanto no sentido do eixo anodo-catodo, quanto perpendicular a este eixo, o alinhamento do tubo de raios X ficasse em $0,0^\circ$. O sistema mecânico de alinhamento foi posicionado sobre a mesa do equipamento de raios X e foi nivelado utilizando o nível de bolha eletrônico.

Verificou-se o valor do ponto focal declarado pelo fabricante do tubo de raios X, para então definir a distância do ponto focal do tubo de raios X em relação à câmara de abertura à fenda (DFO) e a distância dela ao sensor digital (DOD), de acordo com as magnificações exigidas pela norma IEC 60336^[4] (TAB. 2.2).

Posicionou-se o dispositivo de alinhamento na parte superior do sistema mecânico e verificou-se o alinhamento utilizando-se o *software* do sensor Sens-a-Ray, para aquisição da imagem do dispositivo de alinhamento. Um método computacional foi desenvolvido neste trabalho para avaliação do alinhamento obtido, garantindo que todo o conjunto (tubo de raios X e sistema mecânico) apresentasse o alinhamento dentro do limite exigido pela norma NEMA XR5^[5] de $\pm 0,5^\circ$. A FIG. 3.14 apresenta a tela do *software* de aquisição do sensor Sens-a-Ray com a imagem do dispositivo de alinhamento.



Figura 3.14 Tela do *software* de aquisição do sensor Sens-a-Ray com a imagem do dispositivo de alinhamento durante avaliação do equipamento E

Em seguida, o dispositivo de alinhamento foi substituído pela câmara de abertura à fenda, que foi posicionada paralela ao eixo anodo-catodo. Determinou-se a técnica radiográfica que gerava uma boa qualidade de imagem da fenda, seguindo-se as recomendações da norma IEC 60336^[4] (TAB. 2.3). A FIG. 3.15 apresenta o arranjo experimental (a) utilizado na aquisição das imagens do padrão fenda com a tela (b) do *software* do sensor Sens-a-Ray de aquisição com a imagem da fenda na posição ortogonal ao eixo anodo-catodo durante a avaliação do foco grosso do equipamento E.

Com o *software* do sensor Sens-a-Ray adquiriu-se a imagem da fenda na posição paralela ao eixo anodo-catodo e, utilizando o método computacional

desenvolvido neste trabalho, verificou-se qual era a orientação da fenda em relação a este eixo.

Se a imagem da fenda estivesse dentro do limite apresentado pela norma NEMA XR5^[5] de $\pm 0,5^\circ$, prosseguia-se a análise; em caso negativo, a fenda era ajustada e uma nova imagem era obtida e analisada até que esta condição fosse satisfeita.

Então, a fenda foi posicionada perpendicularmente ao eixo anodo-catodo, adquiriu-se uma nova imagem e seguiu-se o procedimento descrito para a verificação da orientação da fenda.

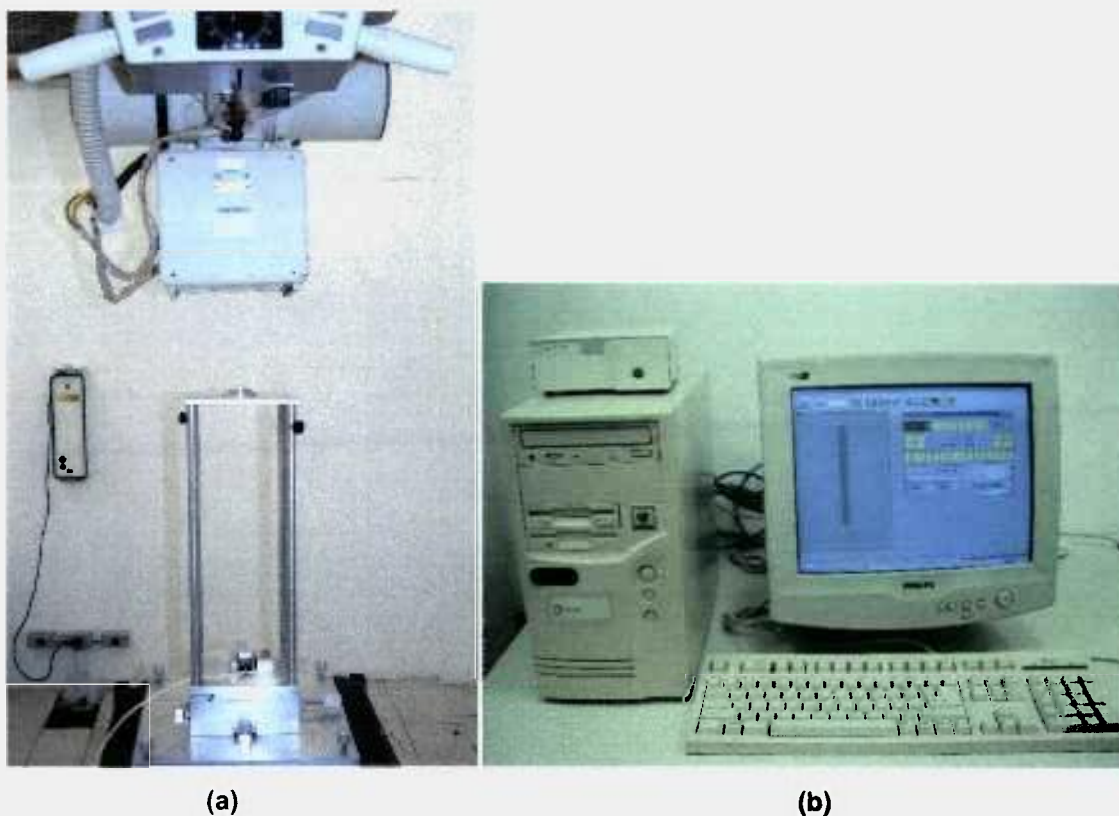


Figura 3.15 Arranjo experimental (a) utilizado para avaliação dos pontos focais do tubo de raios X do equipamento E, tela (b) do *software* do sensor Sens-a-Ray com a imagem da fenda

Como neste trabalho um dos objetivos foi a validação da metodologia de determinação das dimensões dos pontos focais de tubos de raios X de equipamentos convencionais utilizando um sensor digital ao invés de filme, foram obtidas imagens também em filme radiográfico. Para isto, aproveitou-se o

alinhamento e a orientação da fenda já verificada por meio de avaliação computacional, para gerar as imagens paralela e ortogonal, também em filme.

Para o procedimento em filme, foi necessário que se revelasse o filme após cada irradiação, de forma a verificar se a densidade óptica no centro da imagem da fenda estava entre 1,0 e 1,4, de acordo com as exigências das normas IEC 60336^[4] e NEMA XR5^[5]. No procedimento de revelação dos filmes seguiu-se a recomendação do fabricante dos reagentes químicos (Kodak) para temperatura (35 °C a 38 °C).

Os filmes utilizados foram da marca Kodak tipo E que atendiam às exigências descritas no item 2.5.2.1, de acordo com as normas IEC 60336^[4] e NEMA XR5^[5].

4. RESULTADOS

Neste capítulo estão apresentados os resultados obtidos neste trabalho. Estão descritas, as condições de alinhamento obtidas durante os ensaios (item 4.1), bem como a determinação das dimensões dos pontos focais por meio digital (item 4.2) e em filme radiográfico (item 4.3). Os resultados obtidos para a FTM de cada tubo de raios X estão descritos no item (4.4).

4.1. Verificação do alinhamento entre o tubo de raios X e o sistema mecânico

Para que a verificação do alinhamento fosse realizada, desenvolveu-se uma análise computacional que avaliou quantitativamente o grau de alinhamento do sistema sob ensaio; o desenvolvimento do método está apresentado no item 4.1.1. A descrição do cálculo das incertezas de medição na avaliação do alinhamento dos equipamento de raios X ensaiados neste trabalho está no item 4.1.2. Os resultados obtidos estão descritos no item 4.1.3.

4.1.1. Desenvolvimento da análise computacional para verificação do alinhamento

Utilizando o dispositivo de acrílico descrito no item 3.3, foi realizado o alinhamento do sistema mecânico em relação ao tubo de raios X. O procedimento consistiu em posicionar o dispositivo de acrílico na base superior do sistema mecânico e adquirir sua imagem no sensor digital.

Os dispositivos que são utilizados na obtenção das imagens para a determinação do ponto focal devem ser precisamente alinhados a fim de garantir confiabilidade na obtenção das imagens. Para isso, uma avaliação quantitativa do alinhamento foi desenvolvida utilizando o *software* Mathcad Professional 2000®, onde foram descritas rotinas de cálculos para identificação dos parâmetros geométricos que definiram o grau de alinhamento do conjunto: tubo de raios X e sistema mecânico.

A metodologia empregada consistiu em “binarizar” a imagem de entrada, isto é, converter os tons de cinza em nível branco e preto para facilitar as etapas seguintes de localização dos parâmetros geométricos.

Em seguida, extraiu-se da imagem de entrada apenas a região de interesse para a avaliação que era a região da imagem das esferas, com a finalidade de otimizar os processamentos posteriores. Este processo é conhecido na literatura como segmentação de imagens^[49-51].

No dispositivo de acrílico de alinhamento foram feitos furos em 0° e 90° , conforme mostra a FIG. 3.8 (a) com a finalidade de fixá-lo na parte superior do sistema mecânico desenvolvido neste trabalho. Porém, ao se furar este dispositivo não foi possível garantir que as esferas ficassem perfeitamente na posição dos vértices de um quadrado. Ao se adquirir uma imagem do dispositivo de alinhamento já furado, verificou-se que a imagem estava ligeiramente rotacionada, o que impediria a utilização da planilha de cálculo desenvolvida, uma vez que nela se espera uma imagem perfeitamente alinhada.

Assim, acrescentou-se uma rotina de verificação do grau de rotação da imagem do dispositivo de alinhamento, aplicando-se o resultado desta rotina na imagem de entrada corrigindo a rotação gerada pelo posicionamento deste dispositivo na parte superior do sistema mecânico.

A etapa seguinte consistiu em segmentar novamente a imagem das cinco esferas, separando cada uma delas em imagens diferentes, conforme mostra a FIG. 4.1 (a) e (b). Considerando as imagens como num plano cartesiano (x,y), localizou-se a posição central da imagem de cada esfera, em relação ao número da linha e da coluna na matriz de dados da imagem, FIG. 4.1 (c).

Pelos pontos (x,y) determinados foram calculadas as distâncias entre as imagens das quatro esferas dos vértices em relação à imagem da esfera central utilizando a geometria de triângulos retângulos, com a finalidade de verificar se elas eram eqüidistantes; isto é $d_{13} = d_{23} = d_{43} = d_{53}$. A FIG. 4.2 apresenta a determinação da distância (d_{13}) entre as esferas 1 e 3; o mesmo cálculo foi realizado para as outras distâncias.

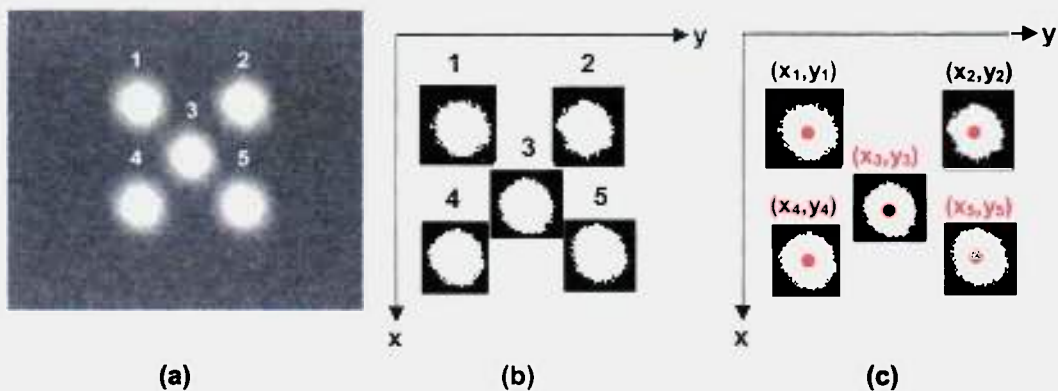


Figura 4.1 Imagem do dispositivo de alinhamento (a) e a segmentação da imagem das cinco esferas (b) e localização no plano cartesiano (c)

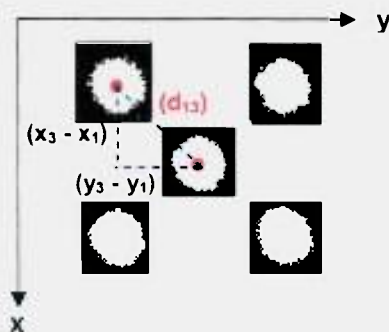


Figura 4.2 Determinação da distância (d_{13}) entre o centro da imagem da esfera 1 e esfera 3

A partir do resultado do centro das imagens das esferas situadas nos vértices do quadrado (1, 2, 4 e 5), calculou-se qual seria posição ideal do centro da imagem da esfera central (3). Da imagem da esfera central calculou-se a posição real do seu respectivo centro. Em seguida, obteve-se a diferença entre a posição ideal (P_i) e a real (P_r), cujo resultado foi uma distância obtida em mm (FIG. 4.3). Estes cálculos foram realizados tanto no sentido x quanto no sentido y do plano cartesiano.

O valor do grau (α) de alinhamento foi calculado utilizando-se a relação (4.1), que utilizou a distância foco-detector (DFD) de cada ponto focal avaliado. Os resultados foram comparados com o limite máximo permitido pela norma NEMA XR5^[5] de $\pm 0,5^\circ$. De acordo com os resultados obtidos, ajustes mecânicos

foram realizados no sistema mecânico desenvolvido e novas imagens foram obtidas e analisadas.

$$\alpha = \arctan \left(\frac{P_i - P_r}{DFD} \right) \quad (4.1)$$

onde:

- P_i : posição ideal na imagem, já convertida em mm pelo tamanho do *pixel*;
- P_r : posição real na imagem, já convertida em mm pelo tamanho do *pixel*;
- DFD : distância foco-detector $\Rightarrow DFD = DFO + DOD$ (medição em mm)

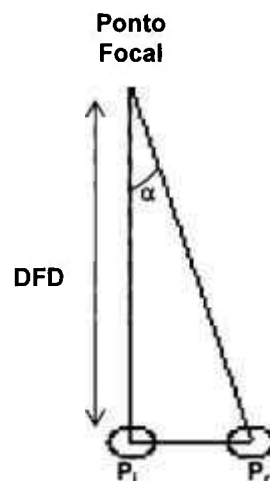


Figura 4.3 Avaliação do grau de alinhamento

4.1.2. Avaliação das incertezas de medição na verificação do alinhamento

Para o estudo das incertezas relacionadas à verificação do alinhamento, foi elaborado o diagrama tipo espinha de peixe^[52] que apresenta as fontes de incertezas (P_i , P_r , DFD) e suas respectivas causas.

Seguindo a metodologia do Guia^[37], efetuou-se o cálculo das incertezas na determinação do grau de alinhamento obtido para os cinco equipamentos radiológicos avaliados.

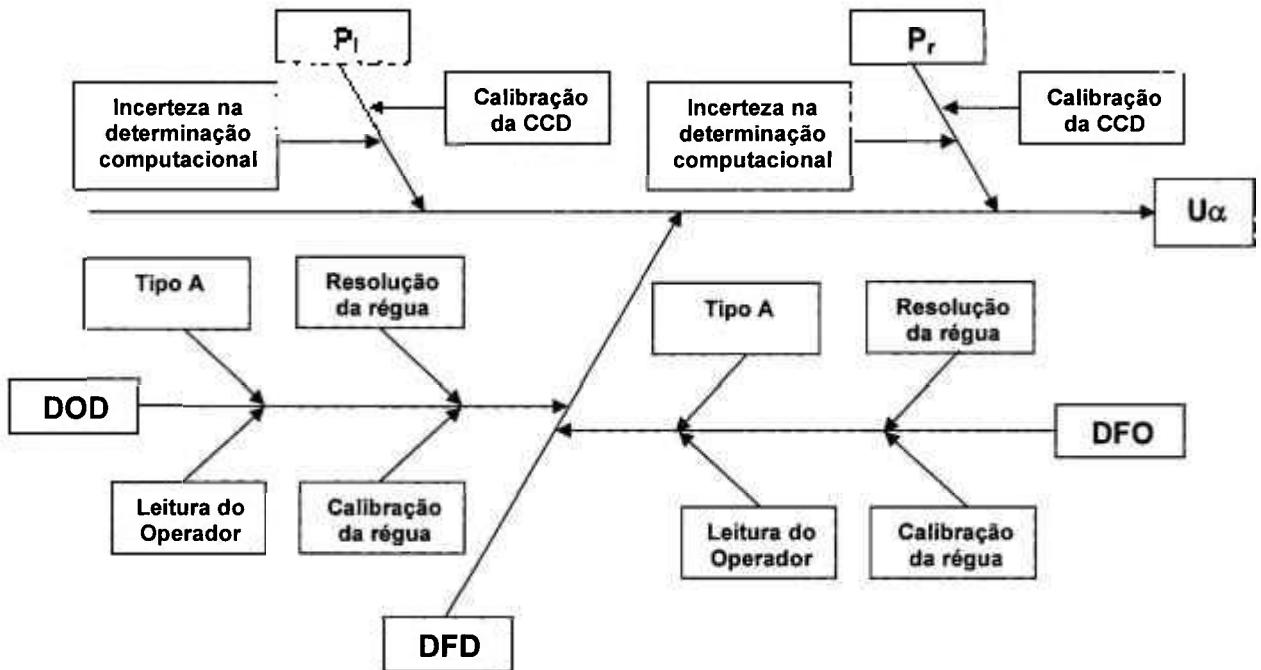


Figura 4.4 Diagrama do estudo das fontes de incerteza na verificação do alinhamento entre o conjunto tubo de raios X e sistema mecânico

Por meio das relações (2.2) e (4.1), determinou-se a equação (4.2) para a incerteza padrão combinada:

$$u_c(\alpha) = \sqrt{\left(\frac{\partial \alpha}{\partial P_i}\right)^2 \cdot u_{P_i}^2 + \left(\frac{\partial \alpha}{\partial P_r}\right)^2 \cdot u_{P_r}^2 + \left(\frac{\partial \alpha}{\partial DFD}\right)^2 \cdot u_{DFD}^2} \quad (4.2)$$

onde:

- u_{P_i} e $\left|\frac{\partial \alpha}{\partial P_i}\right|$: são a incerteza padrão na determinação de P_i e seu respectivo coeficiente de sensibilidade;
- u_{P_r} e $\left|\frac{\partial \alpha}{\partial P_r}\right|$: são a incerteza padrão na determinação de P_r e seu respectivo coeficiente de sensibilidade;
- u_{DFD} e $\left|\frac{\partial \alpha}{\partial DFD}\right|$: são a incerteza padrão na determinação de DFD e seu respectivo coeficiente de sensibilidade;

Para a determinação das incertezas associadas a P_i e P_r foram considerados: a calibração do sensor CCD e a incerteza na determinação das posições. O sensor CCD foi calibrado de acordo com um procedimento desenvolvido durante este trabalho, que, a partir de um pino padrão com diâmetro calibrado, $(1,6005 \pm 0,0004)$ mm, verificou-se qual a diferença entre a dimensão deste pino padrão avaliada por meio do sensor CCD e do resultado do certificado de calibração do pino. Como foi adquirida apenas uma imagem do dispositivo de alinhamento para cada equipamento radiológico avaliado, não foram consideradas as incertezas tipo A na determinação das posições P_i e P_r . Estes resultados estão apresentados na TAB. 4.1.

Tabela 4.1 Planilha para avaliação das incertezas de medição das posições P_i e P_r

IDENTIFICAÇÃO DO CÁLCULO: Incertezas para P_i e P_r

Símbolo	Componentes de Incerteza			Tipo	Distribuição de Probabilidade	DMisor	Coeficiente de Sensibilidade (C_i)		Incerteza padrão u_i [mm]	Graus de liberdade	Percentual Contribuição [%]	
	Nome	Valor (+/-)	Unidade				Valor	Unidade				
U_{pos}	Determinação da posição	0,047	mm	B	normal	2	1	-----	0,02350	infinitos	97,9%	
U_{cal95}	Calibração da CCD	0,001	mm	B	normal	2	1	-----	0,00050	infinitos	2,1%	
U_c	incerteza combinada	→							0,02351	V _{eff} = ∞		
U_{95}	incerteza expandida (aprox. 95%)	→							0,047			
Observações:				Cálculo do número de graus de liberdade efetivos:							k =	2,00
				$v_{eff} = \frac{u_i^4}{\frac{u_{pos}^4}{v_{pos}} + \frac{u_{cal}^4}{v_{cal}}}$								

A incerteza associada à DFD foi calculada a partir das incertezas em DFO e DOD , já que $DFD = DFO + DOD$. Para isso, foram consideradas as incertezas relativas à calibração e à resolução da régua de precisão, incerteza tipo A de três medições das distâncias DFO e DOD ; além de considerar uma incerteza associada à leitura na régua efetuada por um operador, ela foi estimada em 0,5 mm devido à imprecisão do posicionamento da régua e da paralaxe inevitável neste tipo de leitura. Na TAB. 4.2 estão apresentados os resultados obtidos na avaliação do alinhamento para o Equipamento E, como um exemplo de aplicação da metodologia do Guia^[37].

Tabela 4.2 Planilha para avaliação das incertezas de medição das distâncias DFO e DOD na verificação do alinhamento do Equipamento E

IDENTIFICAÇÃO DO CÁLCULO: Incerteza para DFO - Equipamento E

Símbolo	Componentes de Incerteza			Tipo	Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de Sensibilidade (C _i)		Incerteza padrão u _i [mm]	Graus de liberdade	Percentual Contribuição [%]
	Nome	Valor (+/-)	Unidade				Valor	Unidade			
U _{cal₉₅}	Calibração da régua	0,02035	mm	B	normal	2	1	—	0,01017	infinitos	1,3%
U _{R₉₅}	Resolução da régua	0,25	mm	B	retangular	1,7321	1	—	0,14434	infinitos	18,3%
U _{oper₉₅}	Operador	0,50	mm	B	retangular	1,7321	1	—	0,28868	infinitos	36,6%
u _A	Incerteza tipo A	0,35	mm	A	normal	1	1	—	0,34641	2	43,9%
U _c	Incerteza combinada	→							0,47357	V _{eff} = 7	
U ₉₅	Incerteza expandida (aprox. 95%)	→							1,2		
Observações: L = leitura na régua = 273,0 ± 0,6 mm				Cálculo do número de graus de liberdade efetivos:						k = 2,43	
$U_{cal_{95}} = 0,014 + \frac{L}{43000}$				$V_{eff} = \frac{u_c^4}{\frac{u_{cal}^4}{\infty} + \frac{u_R^4}{\infty} + \frac{u_{oper}^4}{\infty} + \frac{u_A^4}{2}}$							

IDENTIFICAÇÃO DO CÁLCULO: Incerteza para DOD - Equipamento E

Símbolo	Componentes de Incerteza			Tipo	Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de Sensibilidade (C _i)		Incerteza padrão u _i [mm]	Graus de liberdade	Percentual Contribuição [%]
	Nome	Valor (+/-)	Unidade				Valor	Unidade			
U _{cal₉₅}	Calibração da régua	0,02392	mm	B	normal	2	1	—	0,01196	infinitos	1,5%
U _{R₉₅}	Resolução da régua	0,25	mm	B	retangular	1,7321	1	—	0,14434	infinitos	18,2%
U _{oper₉₅}	Operador	0,50	mm	B	retangular	1,7321	1	—	0,28868	infinitos	36,5%
u _A	Incerteza tipo A	0,35	mm	A	normal	1	1	—	0,34641	2	43,8%
U _c	Incerteza combinada	→							0,47361	V _{eff} = 7	
U ₉₅	Incerteza expandida (aprox. 95%)	→							1,2		
Observações: L = leitura na régua = 426,7 ± 0,6 mm				Cálculo do número de graus de liberdade efetivos:						k = 2,43	
$U_{cal_{95}} = 0,014 + \frac{L}{43000}$				$V_{eff} = \frac{u_c^4}{\frac{u_{cal}^4}{\infty} + \frac{u_R^4}{\infty} + \frac{u_{oper}^4}{\infty} + \frac{u_A^4}{2}}$							

Calculou-se a incerteza em DFD, utilizando outra planilha para compor as incertezas de DFO e DOD. Neste caso, como se utilizou a mesma régua de precisão para determinação das distâncias DFO e DOD, a incerteza padrão combinada foi calculada com base na relação (2.3), com coeficiente de correlação $r = +1$, por se tratar do mesmo instrumento de medição. Isto foi aplicado ao cálculo das DFD dos cinco equipamentos radiológicos avaliados; na TAB. 4.3 está apresentado o resultado obtido na avaliação do Equipamento E, como um exemplo de aplicação da metodologia do Guia^[37].

Tabela 4.3 Planilha para avaliação das incertezas do cálculo de DFD na verificação do alinhamento do Equipamento E

IDENTIFICAÇÃO DO CÁLCULO: Incerteza para DFD - Equipamento E

Símbolo	Componentes de Incerteza			Tipo	Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de Sensibilidade (C)		Incerteza padrão u [mm]	Graus de liberdade	Percentual Contribuição [%]
	Nome	Valor (+/-)	Unidade				Valor	Unidade			
$UDOD_{95}$	Incerteza DOD	1,1509	mm	B	normal	2	1	—	0,57544	infinitos	50,0%
$UDFO_{95}$	Incerteza DFO	1,1508	mm	B	normal	2	1	—	0,57539	infinitos	50,0%
U_c	Incerteza combinada	→							1,15083	V _{eff} = ∞	
U_{95}	Incerteza expandida (aprox. 95%)	→							2,3		
Observações: DFD = DOD + DFO Coeficientes de sensibilidade: $C_1 = \frac{\partial DFD}{\partial DOD} = 1$ $C_2 = \frac{\partial DFD}{\partial DFO} = 1$				Cálculo do número de graus de liberdade efetivos: $U_{95} = \frac{u_c^4}{\frac{u_{DOD}^4}{\infty} + \frac{u_{DFO}^4}{\infty}}$						k = 2,00	

A seguir estão apresentadas as equações dos coeficientes de sensibilidade para cada uma das fontes de incerteza da relação (4.1): a posição P_i (4.3), posição P_r (4.4) e distância DFD (4.5):

$$\frac{\partial \alpha}{\partial P_i} = \frac{1/DFD}{1 + \left(\frac{P_i - P_r}{DFD} \right)^2} \tag{4.3}$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial P_r} = \frac{-1/DFD}{1 + \left(\frac{P_i - P_r}{DFD} \right)^2} \tag{4.4}$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial DFD} = \frac{-1 \left(\frac{P_i - P_r}{DFD^2} \right)}{1 + \left(\frac{P_i - P_r}{DFD} \right)^2} \tag{4.5}$$

Finalmente, as incertezas padrão e expandida foram calculadas para o grau de alinhamento do conjunto tubo de raios X e sensor digital. Na TAB. 4.4 está apresentado o resultado obtido para o Equipamento E.

Tabela 4.5 Grau de alinhamento para os cinco sistemas radiológicos avaliados, verificação para os eixos x e y no plano da imagem

Equipamento	Alinhamento no eixo x	Alinhamento no eixo y	Limite NEMA XR5 ^[5]
A	$(-0,128 \pm 0,005)^\circ$	$(-0,078 \pm 0,005)^\circ$	$\pm 0,516^\circ$
B	$(-0,088 \pm 0,005)^\circ$	$(-0,134 \pm 0,005)^\circ$	
C	$(-0,101 \pm 0,005)^\circ$	$(-0,125 \pm 0,005)^\circ$	
D	$(-0,188 \pm 0,006)^\circ$	$(-0,217 \pm 0,006)^\circ$	
E	$(-0,119 \pm 0,005)^\circ$	$(-0,138 \pm 0,005)^\circ$	

4.2. Determinação das dimensões dos pontos focais pelo método de avaliação digital

Nesta parte estão apresentadas as etapas de desenvolvimento do método computacional para avaliação das imagens digitais do padrão fenda no item 4.2.1. Para facilitar a compreensão, a apresentação do desenvolvimento do método computacional será dividido em cinco itens: 4.2.1.1 descreve o ajuste preliminar da FEL; 4.2.1.2 apresenta a determinação da FEL; 4.2.1.3 mostra o teste de χ^2 para a FEL obtida no método desenvolvido no presente trabalho e uma FEL ajustada no *software* Origin[®] 6.0; 4.2.1.4 descreve como FWHM foi obtida de cada FEL; e 4.2.1.5 apresenta a determinação das dimensões dos pontos focais.

A metodologia para o cálculo das incertezas de medição na avaliação do alinhamento dos equipamentos de raios X ensaiados neste trabalho está descrita no item 4.2.2. Os resultados obtidos na determinação da função de transferência de modulação estão descritos no item 4.2.3.

4.2.1. Desenvolvimento do método computacional para avaliação digital das imagens do padrão fenda paralelo e ortogonal ao eixo anodo-catodo do tubo de raios X

A metodologia sugerida para a execução deste trabalho foi a obtenção de imagens de câmara de abertura à fenda em um sensor digital. Foram necessárias duas imagens da fenda, uma na posição ortogonal e outra na posição paralela em relação ao eixo anodo-catodo do tubo de raios X, com a finalidade de se avaliar tanto a largura quanto o comprimento do ponto focal, conforme exigência das normas IEC 60336^[4] e NEMA XR5^[5].

As imagens adquiridas pelo sensor digital foram armazenadas em formato *bitmap* (bmp), que não altera os números de *bytes* gerados na imagem original do *software* do sensor. As imagens foram inseridas no programa Mathcad 2000 Professional[®], onde foram transformadas em matrizes numéricas com tamanho original de $i = 576$ linhas por $j = 385$ colunas (FIG. 4.5). As posições $(a_{i,j})$ da matriz relacionam-se com o número de *pixels* do sensor digital e os valores atribuídos às posições $(a_{i,j})$ da matriz equivalem aos tons de cinza da imagem de entrada. No caso deste sensor CCD, a variação de tons é de 0 (preto) a 255 (branco).

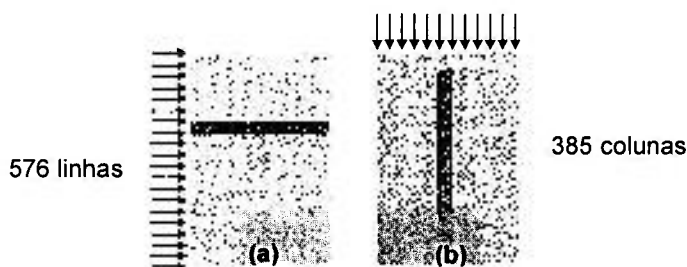


Figura 4.5 Imagens paralela (a) e ortogonal (b) do padrão fenda, em relação ao eixo anodo-catodo, adquiridas pelo sensor digital – Foco Fino do Equipamento A

Na FIG. 4.6 apresenta-se o fluxograma do método computacional desenvolvido neste trabalho, descrevendo as operações executadas durante a análise das imagens digitais do padrão fenda. No APÊNDICE A estão as rotinas desenvolvidas em Mathcad 2000 Professional[®], aplicadas na avaliação do foco fino do Equipamento E descrito na TAB. 3.1.

A orientação da fenda com relação ao eixo anodo-catodo foi verificada para avaliar se a imagem respeitava o limite de tolerância exigido de acordo com a norma NEMA XR5^[5]. Em caso afirmativo, seguiu-se à avaliação normal; do contrário, o padrão fenda foi reposicionado e novas imagens foram obtidas e reavaliadas até que tal condição fosse satisfeita.

Alguns parâmetros da imagem, como número de linhas e colunas e a variação de tons de cinza, foram determinados. Por meio deles, os tons da imagem de entrada foram invertidos e normalizados para facilitar análises posteriores. Esta normalização consistiu em inverter os tons de cinza a partir do

valor máximo de intensidade de tom em cada *pixel*. Cada valor obtido foi dividido pelo maior valor deste vetor, resultando em valores compreendidos entre 0 e 1.

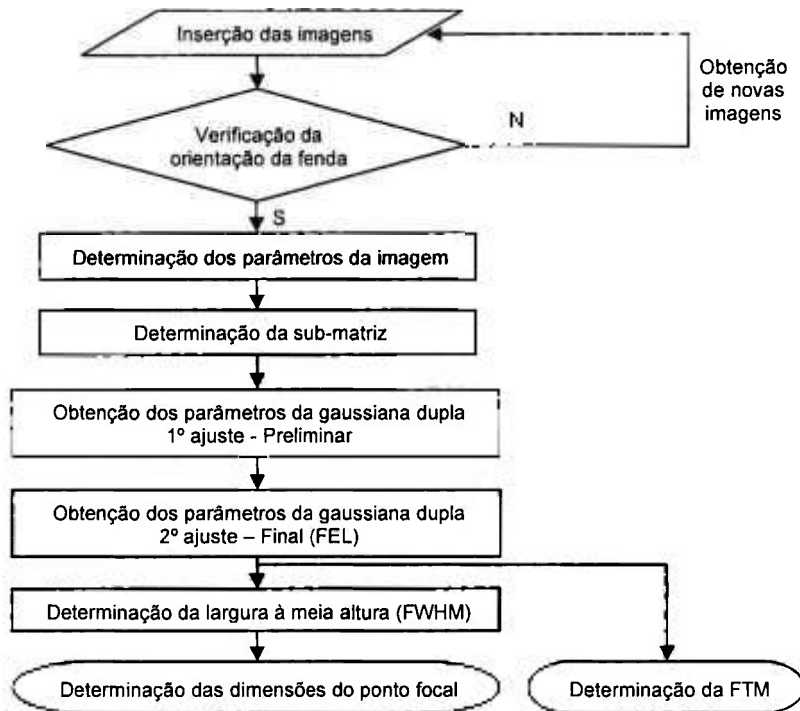


Figura 4.6 Fluxograma das etapas de análise das imagens obtidas com o padrão fenda nas posições paralela e ortogonal ao eixo anodo-catodo. FEL: Função de Espalhamento de Linha, FWHM: largura à meia altura e FTM: Função de Transferência de Modulação

De acordo com as normas IEC 60336^[4] e NEMA XR5^[5], a leitura da largura da imagem da fenda deve ser realizada na metade do seu comprimento. Então, foi traçado um perfil, no sentido da largura de cada imagem da fenda. Traçar um perfil significa extrair uma matriz coluna, isto é, várias linhas e uma única coluna, da matriz original; na linguagem computacional esta matriz coluna é chamada vetor (do inglês *array*).

Na imagem paralela, o perfil foi traçado no sentido das linhas da matriz, e na imagem ortogonal, no sentido das colunas da matriz. Com a intenção de agilizar o processamento destas imagens, destacou-se uma sub-matriz que continha a região de interesse para avaliação. A FIG. 4.7 apresenta as imagens da sub-matrizes extraídas das imagens originais apresentadas na FIG. 4.5 com os respectivos perfis traçados, como um exemplo de aplicação da metodologia desenvolvida.

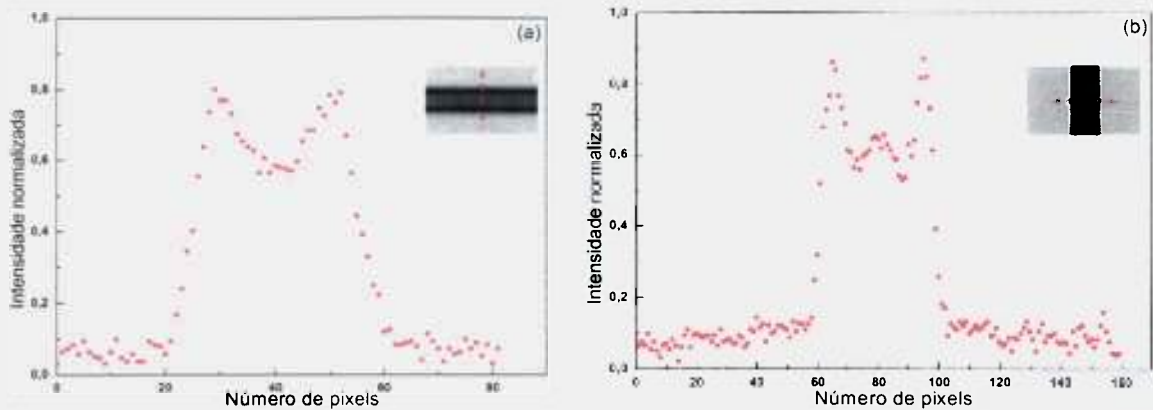


Figura 4.7 Sub-matriz destacando a região central dos perfis das imagens na posição paralela (a) e ortogonal (b) em relação ao eixo anodo-catodo – Foco Fino do Equipamento A

Há muitas informações na literatura^[35,41-43,53] sobre a distribuição de intensidades e formatos dos pontos focais; entre tais distribuições apresenta-se a gaussiana dupla como uma das que descrevem a distribuição de intensidades da radiação gerada por pontos focais de equipamentos de raios X convencionais. A partir do perfil das imagens da fenda, verificou-se que elas poderiam ser descritas por meio de uma função que abrangesse os dois picos observados em seus perfis; assim, foi adotado neste trabalho a distribuição regida por uma função de gaussiana dupla como ajuste que descreveria a FEL, conforme relação (4.6).

$$y = y_0 + \frac{A_1}{w_1 \sqrt{\pi/2}} \cdot \exp\left[-\frac{2(n - xc_1)^2}{w_1}\right] + \frac{A_2}{w_2 \sqrt{\pi/2}} \cdot \exp\left[-\frac{2(n - xc_2)^2}{w_2}\right] \quad (4.6)$$

onde:

- y é o valor da intensidade normalizada, obtido por meio do cálculo desta função
- n é o número de linhas (imagem paralela) ou de colunas (imagem ortogonal);
- y_0 é o menor valor do vetor do perfil da imagem;
- xc_1 e xc_2 são os centros dos picos de cada gaussiana;
- w_1 e w_2 são as larguras à meia altura de cada gaussiana;
- A_1 e A_2 são as áreas dos gráficos de cada gaussiana.

O passo seguinte foi a elaboração do ajuste dentro da metodologia computacional desenvolvida neste trabalho, utilizando o programa Mathcad 2000 Professional[®]. Este ajuste foi realizado em duas etapas: a primeira serviu para determinar os parâmetros que serviram de valores iniciais para a segunda etapa (determinação da FEL), que consistiu no ajuste da função de gaussiana dupla por um método de mínimos quadrados não-linear.

4.2.1.1. Primeira etapa – Ajuste preliminar da Função de Espalhamento de Linha

No vetor de dados foram localizados os parâmetros para a primeira etapa, o ajuste inicial. Na FIG.4.8 estão apresentados os parâmetros y_0 , xc_1 , xc_2 , w_1 e w_2 . O valor de mínimo (y_0) foi localizado no vetor do perfil da imagem como sendo o menor valor deste vetor. O valor equivalente ao centro do pico (xc) foi adotado como a metade do número de linhas ou colunas. Como se tratou de uma dupla gaussiana, fez-se esta consideração para os dois picos (xc_1 e xc_2).

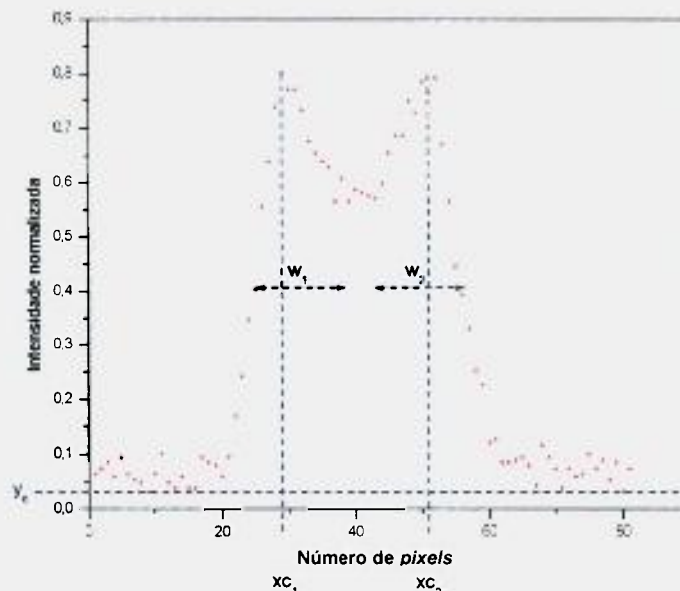


Figura 4.8 Definição dos parâmetros y_0 , xc_1 , xc_2 , w_1 e w_2 para o ajuste inicial – Imagem paralela do foco fino do Equipamento A

As larguras à meia altura (FWHM) w_1 e w_2 foram estimadas no vetor do perfil da imagem considerando-se duas gaussianas simples, tomando-se a diferença

entre os respectivos pontos no eixo das abscissas, multiplicando-se por 0,849 (veja dedução no ANEXO B), que é equivalente a 2σ , conforme relação (4.7):

$$\begin{aligned} w1 &= (x1_f - x1_i) \times 0,849 \\ w2 &= (x2_f - x2_i) \times 0,849 \end{aligned} \tag{4.7}$$

onde $x1_i$ e $x1_f$ são os pontos na abscissa relativos à FWHM de uma gaussiana e $x2_i$ e $x2_f$ são os pontos na abscissa relativos à FWHM da outra gaussiana.

O cálculo da área embaixo dos dados experimentais foi aproximado por um somatório discreto das áreas de trapézios retângulos, considerando-se como altura (h) o valor de 1 *pixel* (FIG. 4.9). Assim, as áreas A_1 e A_2 foram obtidas por meio da relação (4.8).

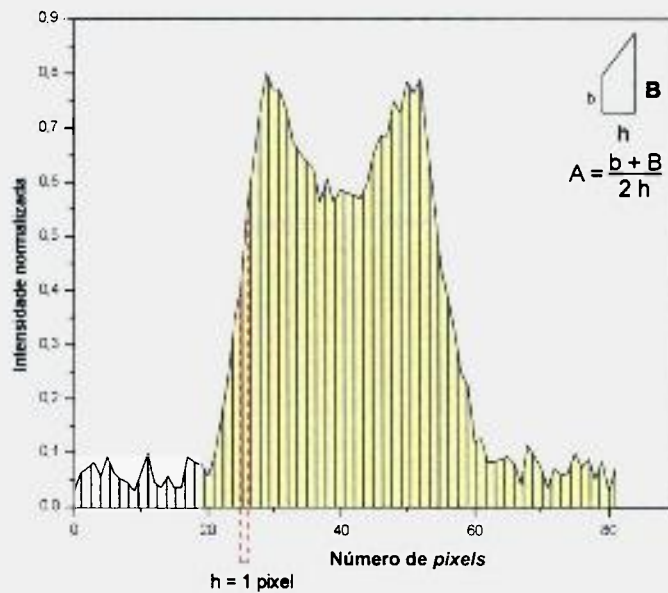


Figura 4.9 Definição das áreas A_1 e A_2 para o ajuste inicial – Imagem paralela do foco fino do Equipamento A

$$Aq = \left[\frac{\left(\sum_{i=0}^{n-1} (\text{Subl})_i + \sum_{i=0}^n (\text{Subl})_i \right)}{2} \right] \times h \tag{4.8}$$

onde:

- Aq é a área que se deseja calcular ($A1$ ou $A2$);

- **Subl** é o vetor da submatriz da região de interesse apresentado na FIG. 4.7;
- **n** é o número de linhas (imagem paralela) ou de colunas (imagem ortogonal);
- **h** é a altura do trapézio ($h = 1 \text{ pixel}$).

Com estes resultados obteve-se o vetor wg (4.9) com valores dos parâmetros de ajuste preliminar para a função gaussiana dupla; ele foi utilizado na etapa do ajuste final, onde foi determinada a FEL .

$$wg = \begin{pmatrix} y_o \\ xc_1 \\ xc_2 \\ w_1 \\ w_2 \\ A_1 \\ A_2 \end{pmatrix} \quad (4.9)$$

4.2.1.2. Segunda etapa - Determinação da Função de Espalhamento de Linha

Na segunda etapa de ajuste das gaussianas foi utilizada uma função internamente definida no Mathcad 2000 Professional®, a função *genfit* (4.10). Ela está baseada em um método de ajuste não linear a partir de interações que dependem das derivadas parciais da função que se deseja ajustar^[54].

$$genfit(wx, wy, wg, F) \quad (4.10)$$

Para utilizar esta função do *software* corretamente, foi necessário definir os argumentos que são quatro vetores com as informações necessárias para a seqüência de iterações.

O vetor wx consiste do número de linhas (imagem paralela) ou de colunas (imagem ortogonal). O vetor wy consiste dos valores de tons de cinza normalizados conforme descrito na FIG. 4.7, em que foram destacados na submatriz que representava a região de interesse. O vetor wg foi determinado em (4.9) e serviu como valores iniciais de ajuste para o método iterativo.

O vetor F deve conter a função que se deseja ajustar (dupla gaussiana) e as derivadas parciais com relação a cada um dos parâmetros desta função. A partir

de (4.6) foram calculadas as derivadas parciais com relação a cada um dos parâmetros, apresentadas a seguir:

↳ **Derivada parcial com relação a y_0**

$$\frac{\partial y}{\partial y_0} = 1 \quad (4.11)$$

↳ **Derivada parcial com relação a xc_1**

$$\frac{\partial y}{\partial xc_1} = \frac{4 \cdot A_1}{(w_1)^3 \cdot \sqrt{\pi/2}} \cdot e^{\left[\frac{-2 \cdot (n-xc_1)^2}{w_1^2} \right]} \cdot (n-xc_1) \quad (4.12)$$

↳ **Derivada parcial com relação a xc_2**

$$\frac{\partial y}{\partial xc_2} = \frac{4 \cdot A_2}{(w_2)^3 \cdot \sqrt{\pi/2}} \cdot e^{\left[\frac{-2 \cdot (n-xc_2)^2}{w_2^2} \right]} \cdot (n-xc_2) \quad (4.13)$$

↳ **Derivada parcial com relação a w_1**

$$\frac{\partial y}{\partial w_1} = \frac{-A_1}{(w_1)^2 \cdot \sqrt{\pi/2}} \cdot e^{\left[\frac{-2 \cdot (n-xc_1)^2}{w_1^2} \right]} \cdot \left(1 - \frac{4 \cdot (n-xc_1)}{w_1^2} \right) \quad (4.14)$$

↳ **Derivada parcial com relação a w_2**

$$\frac{\partial y}{\partial w_2} = \frac{-A_2}{(w_2)^2 \cdot \sqrt{\pi/2}} \cdot e^{\left[\frac{-2 \cdot (n-xc_2)^2}{w_2^2} \right]} \cdot \left(1 - \frac{4 \cdot (n-xc_2)}{w_2^2} \right) \quad (4.15)$$

↳ **Derivada parcial com relação a A_1**

$$\frac{\partial y}{\partial A_1} = \frac{1}{(w_1) \cdot \sqrt{\pi/2}} \cdot e^{\left[\frac{-2 \cdot (n-xc_1)^2}{w_1^2} \right]} \quad (4.16)$$

↳ **Derivada parcial com relação a A_2**

$$\frac{\partial y}{\partial A_2} = \frac{1}{(w_2) \cdot \sqrt{\pi/2}} \cdot e^{\left[\frac{-2 \cdot (n-xc_2)^2}{w_2^2} \right]} \quad (4.17)$$

Inseridos os argumentos na função de ajuste do Mathcad 2000 Professional®, obteve-se a FEL para a imagem na posição paralela e ortogonal ao eixo anodo-catodo. Então, a relação (4.6) foi renomeada obtendo-se (4.18):

$$FEL(x) = y_0 + \frac{A_1}{w_1 \sqrt{\pi/2}} \cdot \exp\left[-\frac{2(x-xc_1)^2}{w_1}\right] + \frac{A_2}{w_2 \sqrt{\pi/2}} \cdot \exp\left[-\frac{2(x-xc_2)^2}{w_2}\right] \quad (4.18)$$

A TAB. 4.6 apresenta os resultados dos parâmetros da FEL que melhor ajustaram a distribuição de gaussiana dupla, para as imagens paralela e ortogonal em relação ao eixo anodo-catodo dos pontos focais avaliados neste trabalho.

Tabela 4.6 Parâmetros da FEL que melhor ajustaram a função de gaussiana dupla para os pontos focais avaliados

Equipamento	Ponto focal e posição em relação ao eixo anodo-catodo	y ₀	xc ₁	xc ₂	w ₁	w ₂	A ₁	A ₂
A	FF_IP	0,054	31,10	48,57	10,63	12,53	9,55	11,26
	FF_IO	0,082	65,49	86,15	8,28	22,71	6,54	17,80
	FG_IP	0,047	39,85	72,08	21,56	19,58	11,86	11,88
	FG_IO	0,071	64,57	108,0	25,28	17,35	12,53	10,19
B	FF_IP	0,061	33,09	47,74	13,43	9,24	4,83	3,98
	FF_IO	0,123	70,84	91,82	21,96	17,12	11,49	6,04
	FG_IP	0,092	49,94	82,64	17,12	24,78	11,39	14,81
	FG_IO	0,088	65,95	103,2	37,64	29,42	14,99	11,04
C	FF_IP	0,033	31,78	51,52	13,06	12,00	5,99	5,95
	FF_IO	0,055	43,15	64,09	18,00	19,93	6,16	9,99
	FG_IP	0,035	52,48	83,49	48,34	4,44	13,85	1,27
	FG_IO	0,070	76,25	113,0	22,37	39,38	6,65	15,87
D	FF_IP	0,059	28,46	43,95	6,91	16,78	4,73	10,95
	FF_IO	0,091	41,90	72,21	18,46	34,26	5,87	17,33
	FG_IP	0,067	39,37	76,23	23,47	24,37	15,30	15,73
	FG_IO	0,106	79,49	129,9	44,39	56,81	16,63	22,88
E	FF_IP	0,044	21,75	33,08	8,81	6,57	3,58	2,93
	FF_IO	0,074	42,07	61,07	14,91	13,05	5,93	4,82
	FG_IP	0,050	37,62	61,92	18,89	9,96	5,37	3,22
	FG_IO	0,082	63,72	95,26	27,68	22,22	9,30	6,30
FF_IP: Foco Fino / Imagem Paralela			FF_IO: Foco Fino / Imagem Ortogonal					
FG_IP: Foco Grosso / Imagem Paralela			FG_IO: Foco Grosso / Imagem Ortogonal					

Estão apresentados, a seguir, os gráficos obtidos na avaliação dos focos dos cinco equipamentos radiológicos convencionais, conforme descrição na TAB. 3.1.

Cada gráfico mostra o perfil da intensidade normalizada dos tons de cinza da imagem da câmara de abertura à fenda, em relação ao número de *pixel* da região central da imagem da fenda. Para cada foco do tubo de raios X foram obtidas imagens em duas posições: paralela e ortogonal ao eixo anodo-catodo.

As FIG. 4.10 a FIG. 4.19 apresentam as FEL obtidas para os Focos Fino e Grosso dos cinco equipamentos de raios X convencionais avaliados neste trabalho. Estão inseridas nos gráficos as imagens das respectivas sub-matrizes que originaram tal distribuição e, conseqüentemente, a FEL ajustada com os parâmetros definidos na TAB. 4.6.

Como pode ser observado nestas figuras, nem todos os perfis apresentam uma distribuição de gaussiana dupla; mesmo assim, aplicou-se este ajuste com a finalidade de testar a metodologia de avaliação proposta por meio da largura à meia-altura (FWHM)^[56], uma vez que em todos os gráficos verificou-se que a FEL ajustada coincidia com os pontos experimentais na região de largura à meia altura.

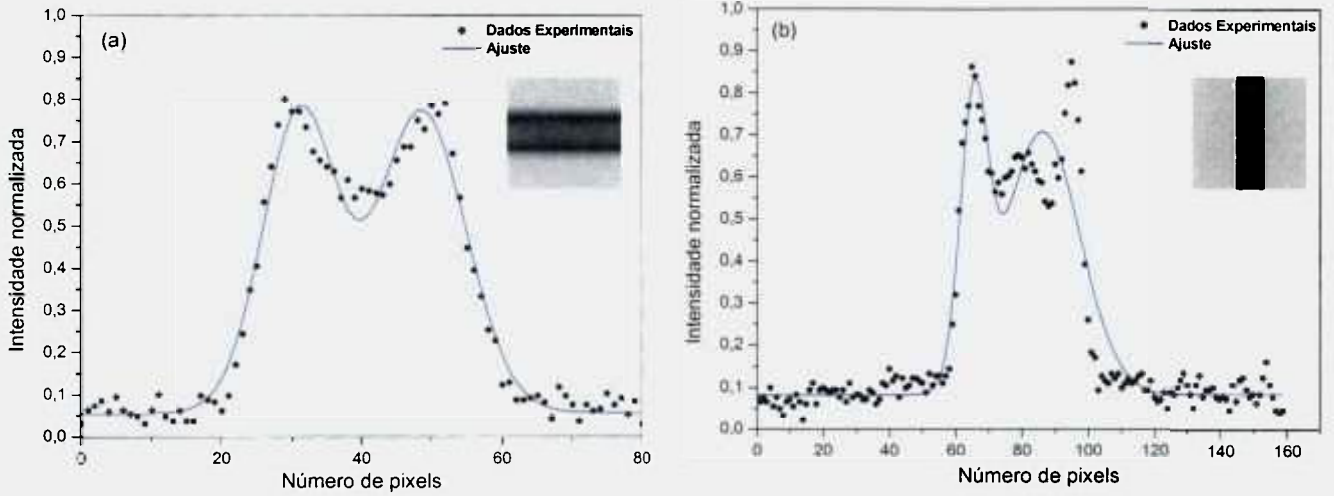


Figura 4.10 Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento A – Foco Fino, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

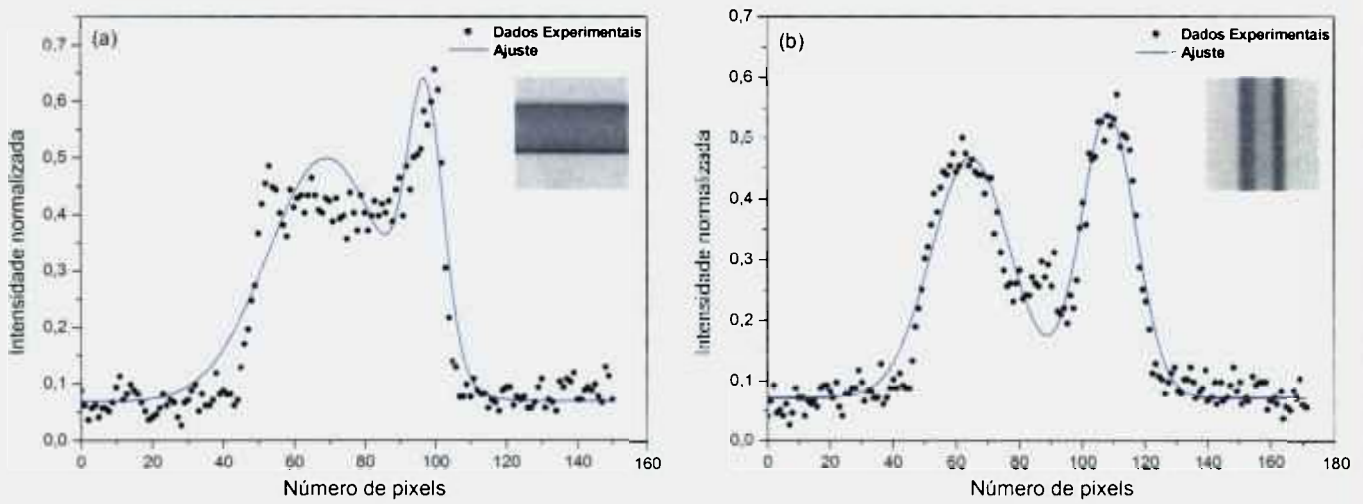


Figura 4.11 Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento A – Foco Grosso, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

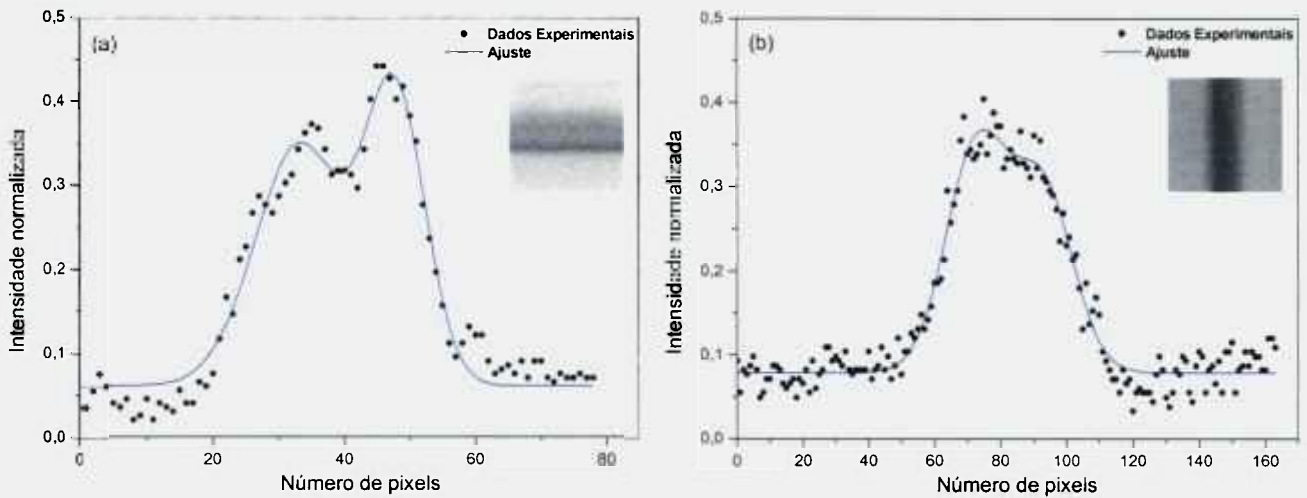


Figura 4.12 Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento B – Foco Fino, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

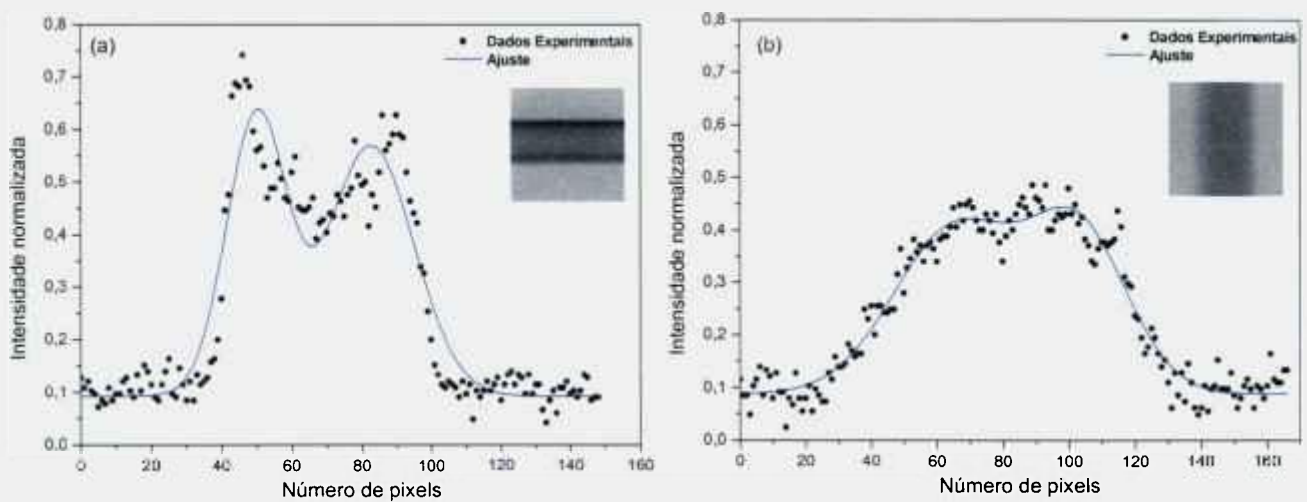


Figura 4.13 Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento B – Foco Grosso, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

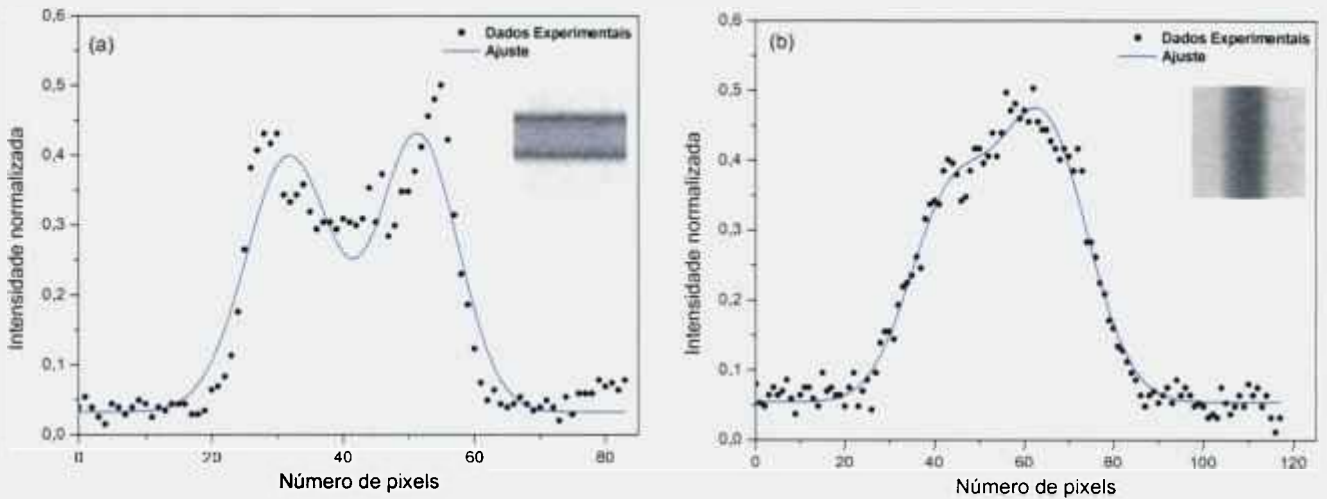


Figura 4.14 Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento C – Foco Fino, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

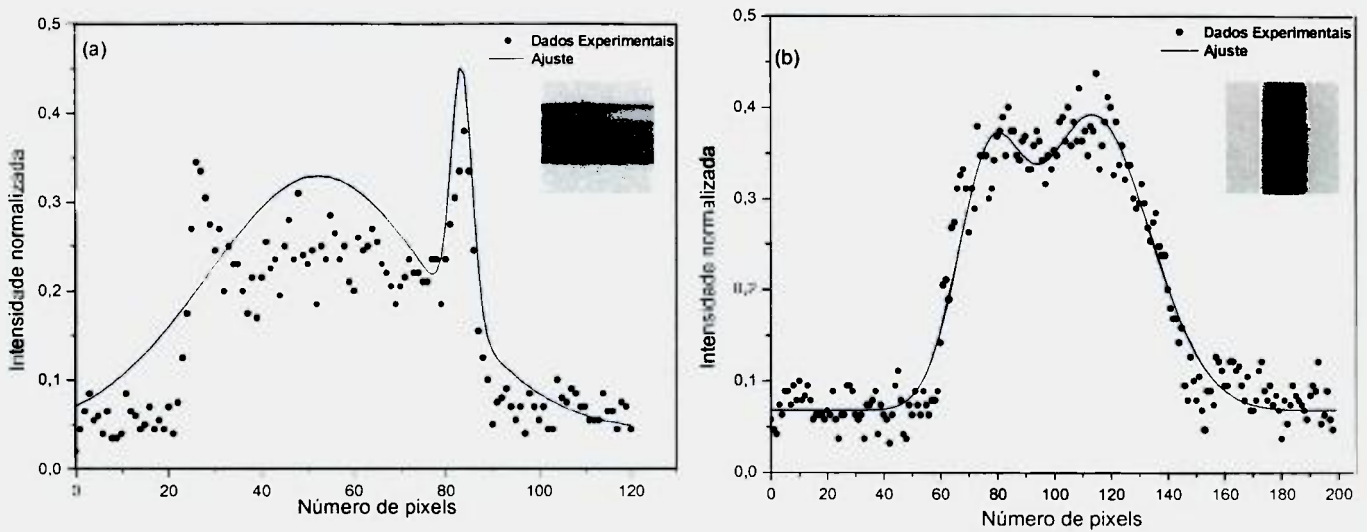


Figura 4.15 Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento C – Foco Grosso, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

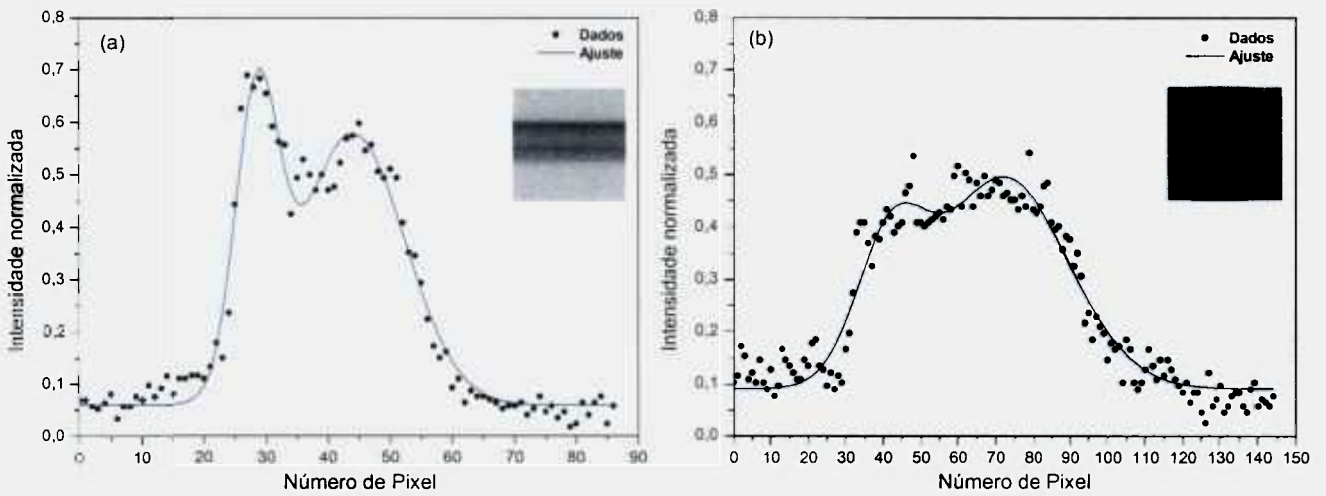


Figura 4.16 Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento D – Foco Fino, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

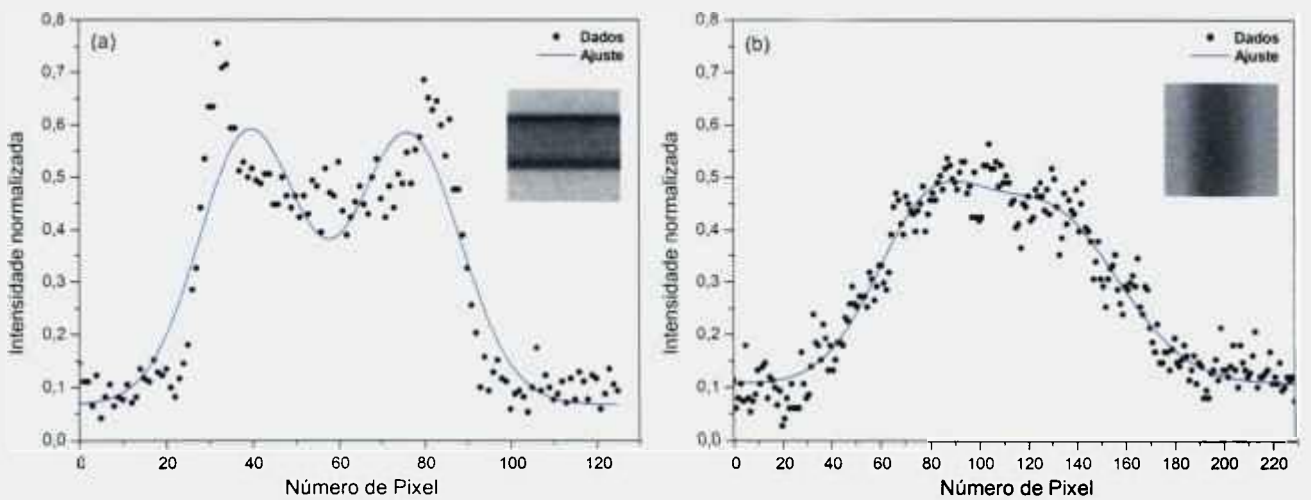


Figura 4.17 Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento D – Foco Grosso, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

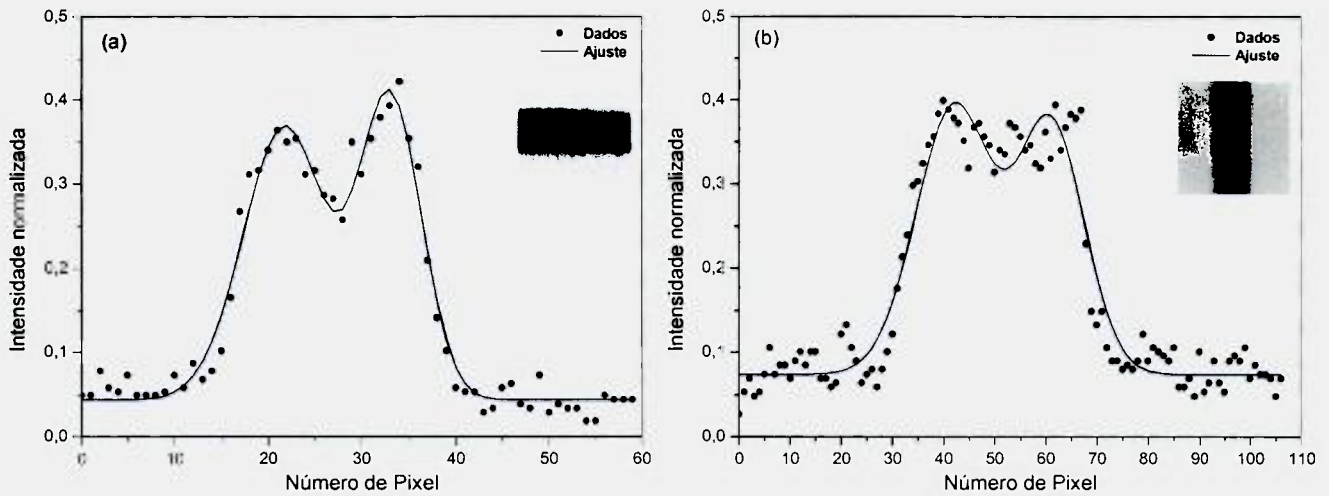


Figura 4.18 Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento E – Foco Fino, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

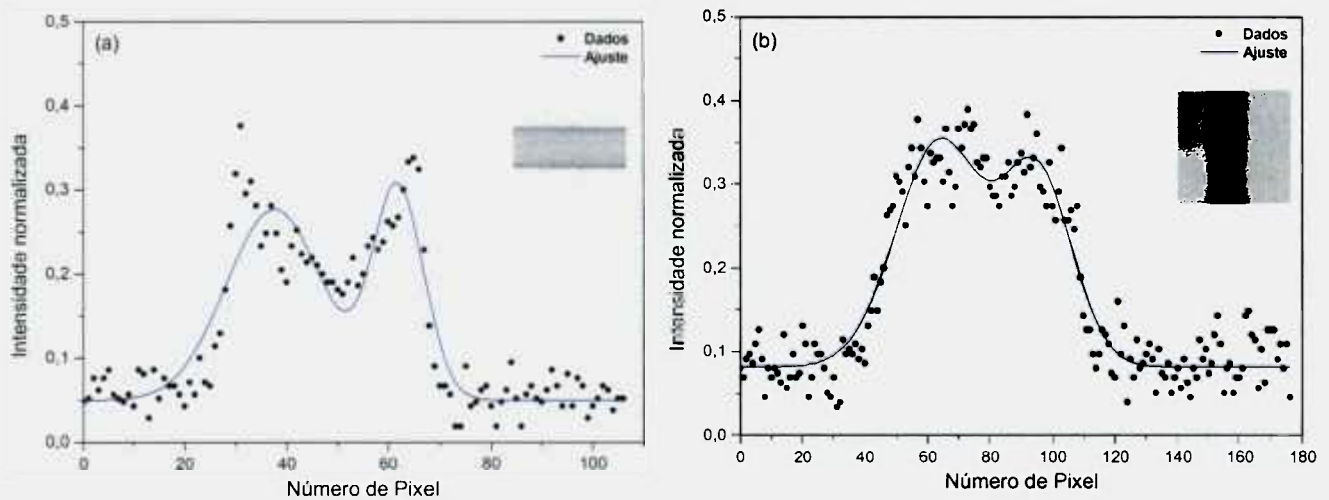


Figura 4.19 Perfil da intensidade de radiação das imagens obtidas para o Equipamento E – Foco Grosso, (a) Imagem paralela e (b) Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

4.2.1.3. Avaliação do ajuste - Teste de χ^2

Para avaliar a qualidade do ajuste realizado pelo método computacional desenvolvido em Mathcad 2000 Professional[®], foi introduzido nele o Teste de χ^2 , calculando-se o χ^2 reduzido. Para isto foi realizada uma avaliação da incerteza do sensor digital, por meio da análise de dez imagens numa mesma posição de um dos focos de um dos equipamentos avaliados (Foco Grosso – Equipamento C). As dez imagens foram analisadas utilizando a planilha desenvolvida e, com os ajustes obtidos, calculou-se o desvio padrão entre todas as posições de *pixel*, a fim de verificar se a incerteza nos *pixel* referente à região de fundo da imagem era igual à incerteza da região de pico, isto é, se a incerteza do sensor dependia da intensidade dos tons de cinza. A FIG. 4.20 apresenta a variação do desvio padrão entre todos os *pixel* e a média dos perfis ajustados para as dez imagens do ponto focal analisado.

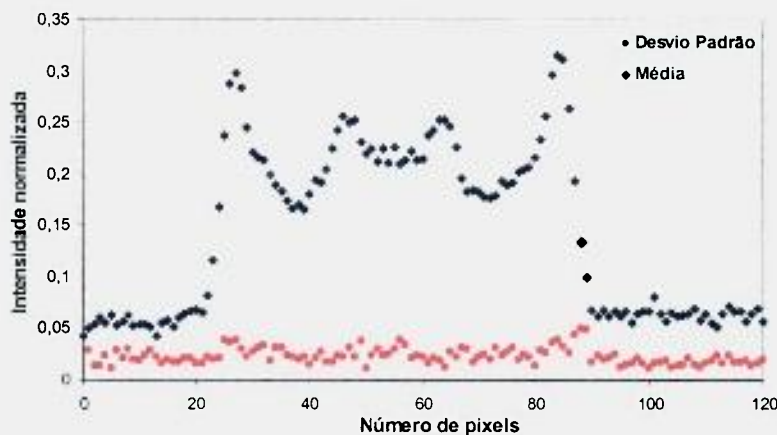


Figura 4.20 Valor médio e valor do desvio padrão das dez imagens obtidas para o Equipamento C – Foco Grosso – Imagem paralela ao eixo anodo-catodo

Pela FIG. 4.20, verificou-se que a incerteza associada ao sensor digital é independente da intensidade dos tons de cinza; este tipo de comportamento é descrito na literatura como ruído branco ou não correlacionado.^[55]

Assim, para a determinação do χ^2 reduzido, calculou-se a incerteza de cada imagem na região de fundo, agrupando-se os valores contidos antes e depois da região dos picos.

Utilizando o *software* Origin® 6.0, ajustou-se a gaussiana dupla aos dados experimentais, com a finalidade de comparar os valores de χ^2 reduzido, calculados pelo Origin® 6.0 e calculados no método computacional desenvolvido no Mathcad 2000 Professional®. A TAB. 4.7 resume os resultados dos valores de χ^2 reduzido.

Tabela 4.7 Comparação entre os valores de χ^2 reduzido obtidos pelo ajuste no método computacional desenvolvido no Mathcad 2000 Professional® e no Origin® 6.0

Equipamento	Dimensão de ponto focal declarada pelo fabricante do tubo de raios X		Posição em relação eixo anodo-catodo	χ^2	χ^2
				reduzido Origin	reduzido Método computacional Mathcad
A	Foco Fino	1,2 mm	Paralela	5,1	3,8
			Ortogonal	15,0	7,7
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	9,2	8,6
			Ortogonal	7,6	3,0
B	Foco Fino	1,0 mm	Paralela	4,7	1,4
			Ortogonal	1,5	1,9
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	10,4	8,1
			Ortogonal	2,4	1,4
C	Foco Fino	1,2 mm	Paralela	11,7	8,5
			Ortogonal	4,9	0,7
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	11,0	6,4
			Ortogonal	2,9	1,4
D	Foco Fino	0,7 mm	Paralela	7,8	3,6
			Ortogonal	2,6	1,8
	Foco Grosso	1,2 mm	Paralela	29,2	28,8
			Ortogonal	2,5	1,8
E	Foco Fino	0,6 mm	Paralela	5,2	1,6
			Ortogonal	3,5	1,7
	Foco Grosso	1,0 mm	Paralela	4,9	3,8
			Ortogonal	2,7	1,3

Como pode ser verificado na TAB. 4.7, os valores de χ^2 reduzido, obtidos pelo ajuste calculado pelo método computacional desenvolvido em Mathcad 2000 Professional®, são menores do que os obtidos em Origin® 6.0. Isto se justifica pelo valor de mínimo igual a zero escolhido pelo *software* Origin® 6.0, que, em alguns casos, não passava pela região de fundo do perfil da imagem analisada.

4.2.1.4. Determinação da largura à meia-altura

Para a obtenção da FWHM foram considerados os pontos máximos em cada pico da FEL ajustada determinando-se a média entre eles. Utilizando uma rotina de busca, foram localizados na abscissa os dois pontos para o cálculo da FWHM conforme a relação (4.7).

4.2.1.5. Determinação das dimensões do ponto focal

Dando prosseguimento, foram calculadas as dimensões de cada ponto focal considerando para isto os valores de FWHM^[24,56] obtidos conforme o item 4.2.1.4. As FWHM de cada ajuste foram inseridas na relação (4.19) para a determinação do tamanho de ponto focal efetivo.

$$PF_{ef} = \frac{FWHM \cdot SAR - s \cdot (E + 1)}{E} \quad (4.19)$$

onde:

- **FWHM** é a largura à meia altura do ajuste obtido na imagem da fenda nas posições ortogonal e paralela ao eixo anodo-catodo;
- **SAR** é o tamanho de *pixel* ($0,047 \pm 0,001$) mm, calibrado por meio de procedimento desenvolvido neste trabalho;
- **s** é a largura da câmara dotada de abertura à fenda ($0,010 \pm 0,001$) mm;
- **E** é a magnificação.

De acordo com a norma IEC 60336^[4], deve-se ajustar a magnificação dependendo do tamanho de ponto focal declarado pelo fabricante, conforme descrito no item 2.5.2.1 – TAB. 2.2. A magnificação E é obtida por meio da relação (4.20):

$$E = \frac{DOD}{DFO} \quad (4.20)$$

Os resultados obtidos para as dimensões dos pontos focais dos equipamentos de raios X convencionais avaliados neste trabalho estão apresentados no item 4.2.3, após a descrição do cálculo das incertezas destas grandezas no item 4.2.2.

4.2.2. Avaliação das incertezas associadas à determinação das dimensões do ponto focal pelo método computacional

Para o estudo das incertezas relacionadas à determinação da dimensão do ponto focal por meio da avaliação digital, foi elaborado o diagrama tipo espinha de peixe^[52] que apresenta as fontes de incertezas (magnificação, fenda, FWHM e SAR) e suas respectivas causas.

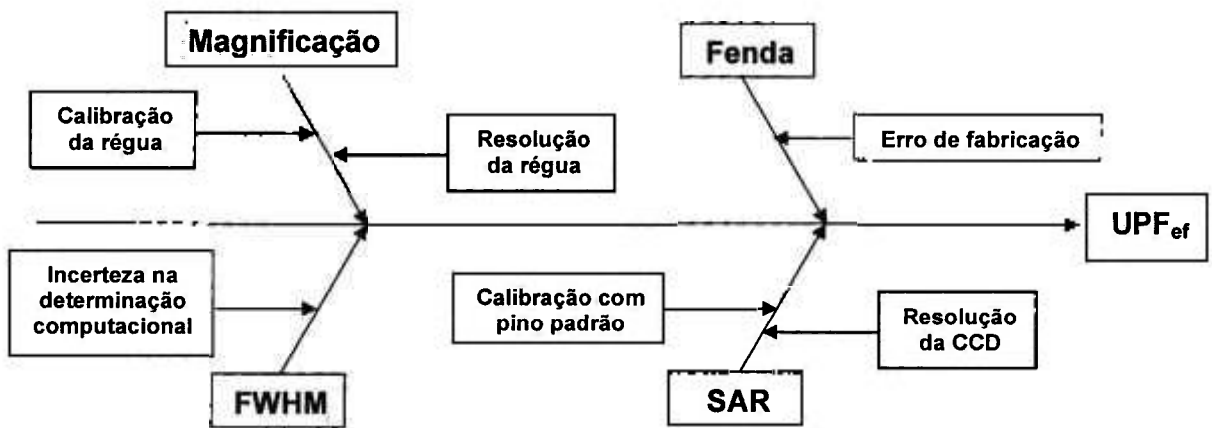


Figura 4.21 Diagrama do estudo das fontes de incerteza na determinação da dimensão do ponto focal por meio da avaliação digital

A relação para a incerteza combinada na determinação do ponto focal efetivo, com base na equação (2.2) para grandezas não correlacionadas, pode ser descrita por (4.21):

$$u_{PF_{ef}} = \sqrt{\left(\frac{SAR}{E}\right)^2 \cdot u_{FWHM}^2 + \left(\frac{FWHM}{E}\right)^2 \cdot u_{SAR}^2 + \left(\frac{E+1}{E}\right)^2 \cdot u_s^2 + \left(\frac{s - (FWHM \cdot SAR)}{E^2}\right)^2 \cdot u_E^2} \quad (4.21)$$

onde:

- **u_{FWHM}** : é a incerteza padrão na determinação da largura à meia altura do ajuste;
- **u_{SAR}** : incerteza padrão devida à calibração do sensor digital;
- **u_s** : incerteza padrão devida ao erro declarado pelo fabricante da câmara de abertura à fenda;
- **u_E** : incerteza padrão na determinação da magnificação.

A incerteza associada à determinação de FWHM está descrita em (4.22), com base na relação (4.7). As incertezas padrão para ux_1 e ux_2 foram estimadas em 1 *pixel*, pois a rotina de busca destes parâmetros é incrementada de um em um *pixel*, sendo esta a resolução da rotina. A TAB. 4.8 apresenta o resultado do cálculo de incertezas para estes parâmetros.

$$uFWHM = \sqrt{(ux_2)^2 + (ux_1)^2} \cdot 0,849 \tag{4.22}$$

onde:

- ux_1 e ux_2 : incertezas padrão para os valores das abscissas equivalentes à metade da média da altura dos picos da FEL;
- **0,849**: fator que relaciona a FWHM à dispersão dos dados em uma função gaussiana (ANEXO B).

Tabela 4.8 Determinação das incertezas para largura à meia altura (FWHM)

IDENTIFICAÇÃO DO CÁLCULO: Incerteza para FWHM - Largura do Ponto Focal - Equipamento E - Foco Fino

Símbolo	Componentes de Incerteza				Tipo	Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de Sensibilidade (C)		Incerteza padrão u [pixel]	Graus de liberdade	Percentual Contribuição [%]
	Nome	Valor (+/-)	Unidade	Valor				Unidade				
U_{x1}	Incerteza na determinação de x_1	0,5	pixel	E	retangular	1,7321	0,849	---	0,24509	infinitos	50,0%	
U_{x2}	Incerteza na determinação de x_2	0,5	pixel	E	retangular	1,7321	0,849	---	0,24509	infinitos	50,0%	
U_c	Incerteza combinada								0,34660			
U_{95}	Incerteza expandida (aprox. 95%)								0,7		$v_{eff} = \infty$	

Observações: FWHM = $(x_2 - x_1) \cdot 0,849$ Cálculo do número de graus de liberdade efetivos:

$$k = \frac{U_c^2}{\frac{U_{x1}^2}{\infty} + \frac{U_{x2}^2}{\infty}}$$

$k = 2,00$

Um procedimento de calibração do sensor digital, que foi desenvolvido neste trabalho, consistiu em radiografar o pino padrão calibrado descrito no item 3.8, com o sensor digital e determinar sua espessura utilizando o *software* do sensor CCD que a mede em número de *pixel*. Foram realizadas dez leituras dos pontos iniciais (x_i) e finais (x_f) na imagem da espessura do pino padrão e foram calculadas as diferenças ($x_f - x_i$), obtendo-se o resultado em número de *pixel*.

O tamanho do *pixel* do sensor CCD foi determinado por meio da relação (4.23), que é a razão entre a dimensão do pino padrão (PP) e a diferença ($x_f - x_i$):

$$SAR = \frac{PP}{x_f - x_i} \tag{4.23}$$

onde:

- **PP**: dimensão do pino padrão apresentado no certificado de calibração cujo valor é $(1,6005 \pm 0,004)$ mm.
- x_i e x_f : valor inicial e valor final obtidos na imagem do pino padrão, em número de *pixel*.

Para avaliação da incerteza associada à SAR, foi necessário avaliar as fontes de incerteza na determinação de x_i e x_f . A TAB. 4.9 apresenta o resultado do cálculo de incertezas para estes parâmetros.

Tabela 4.9 Determinação das incertezas da diferença ($x_f - x_i$)

IDENTIFICAÇÃO DO CÁLCULO: Incerteza para determinação da diferença ($x_f - x_i$)												
Símbolo	Componentes de incerteza				Tipo	Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de Sensibilidade (C)		Incerteza padrão u [mm]	Graus de liberdade	Percentual Contribuição (%)
	Nome	Valor (+/-)	Unidade	Valor				Unidade				
UR _{xi}	Resolução em xi	0,5	pixel	B	retangular	1,732051	1	---	0,28868	infinitos	32,3%	
UR _{xf}	Resolução em xf	0,5	pixel	B	retangular	1,732051	1	---	0,28868	infinitos	32,3%	
uA _{xi}	Tipo A em xi	0,15275	pixel	A	normal	1	1	---	0,15275	9	17,1%	
uA _{xf}	Tipo A em xf	0,16330	pixel	A	normal	1	1	---	0,16330	9	18,3%	
U_c	incerteza combinada								0,43970	V _{eff} =	1091	
U_{95}	incerteza expandida (aprox. 95%)								0,9			
Observações:					Cálculo do número de graus de liberdade efetivos:					k =	2,00	
					$v_{eff} = \frac{U_c^2}{\frac{U_{UR_{xi}}^2}{\infty} + \frac{U_{UR_{xf}}^2}{\infty} + \frac{U_{uA_{xi}}^2}{9} + \frac{U_{uA_{xf}}^2}{9}}$							

O resultado da avaliação apresentada na TAB. 4.9 foi composto com o resultado obtido no certificado de calibração do pino padrão, obtendo-se a TAB. 4.10, que apresenta os cálculos de incerteza para o tamanho do *pixel* do sensor digital. A incerteza combinada foi calculada a partir de (4.24):

$$U_{SAR} = \sqrt{\left(\frac{\partial SAR}{\partial Pino}\right)^2 \cdot U_{pino}^2 + \left(\frac{\partial SAR}{\partial DIF}\right)^2 \cdot U_{DIF}^2} \quad (4.24)$$

onde:

- U_{pino} e $\frac{\partial SAR}{\partial Pino}$: incerteza da calibração do pino padrão e respectivo coeficiente de sensibilidade, em mm;
- U_{DIF} e $\frac{\partial SAR}{\partial DIF}$: incerteza da diferença entre x_i e x_f e respectivo coeficiente de sensibilidade, em *pixel*;

Tabela 4.10 Determinação da incerteza no tamanho do *pixel* do sensor CCD

IDENTIFICAÇÃO DO CÁLCULO: Incerteza do tamanho do pixel (SAR)

Símbolo	Componentes de Incerteza			Tipo	Distribuição de Probabilidade	Divisor	Coeficiente de Sensibilidade (C)		Incerteza padrão u [mm/pixel]	Graus de liberdade	Percentual Contribuição [%]	
	Nome	Valor (+/-)	Unidade				Valor	Unidade				
u_{DIF}	DIFERENÇA	0,87339	pixel	E	normal	2	0,00136	---	0,00060	infinitos	99,0%	
$u_{calIP_{95}}$	Calibração do pino padrão	0,00040	mm	B	normal	2	0,029155	---	0,00001	infinitos	1,0%	
u_c	Incerteza combinada									0,00060	$v_{eff} =$	infinitos
U_{95}	Incerteza expandida (aprox. 95%)									0,001		
Observações: Coeficientes de sensibilidade				Cálculo do número de graus de liberdade efetivos:						$k =$	2,00	
$C_1 = \frac{\partial SAR}{\partial \text{Pino}} = \frac{1}{(x_f - x_i)}$ $C_2 = \frac{\partial SAR}{\partial DIF} = \frac{16005}{(x_f - x_i)^2}$				$v_{eff} = \frac{u_c^2}{\frac{u_{DIF}^2}{2} + \frac{u_{calIP_{95}}^2}{2}}$								

Assim, determinou-se o tamanho do *pixel* do sensor CCD Sens-a-Ray de $(0,047 \pm 0,001)$ mm, para um nível de confiança de, aproximadamente, 95% e fator de abrangência, $k = 2,00$.

Com relação à espessura do padrão fenda, adotou-se a informação de erro declarada pelo fabricante de $\pm 0,001$ mm. Pela metodologia do Guia^[37], tal incerteza é considerada do tipo B e considerou-se que está em um nível de confiança de, aproximadamente, 95%, com $k = 2$.

No estudo das incertezas no cálculo da magnificação determinou-se a relação para a incerteza combinada correlacionada a partir de (2.3) e de (4.20), obtendo-se assim (4.25):

$$uE = \left(\frac{1}{DFO} \right) \cdot uDOD + \left(\frac{DOD}{DFO^2} \right) \cdot uDFO \tag{4.25}$$

onde:

- **$uDOD$ e $uDFO$** : incertezas padrão para os valores das distâncias utilizadas na determinação das dimensões dos pontos focais avaliados neste trabalho.

A TAB. 4.11 apresenta os parâmetros geométricos DFO , DOD e o resultado para a magnificação (E) que foram utilizadas na determinação das dimensões dos pontos focais na avaliação pelo método computacional, bem como as incertezas expandidas para tais grandezas. As planilhas utilizadas na avaliação das incertezas em DFO e DOD já foram apresentadas na TAB. 4.2. O nível de

confiança e o fator de abrangência estão apontados nas observações da TAB. 4.11.

Tabela 4.11 Parâmetros geométricos utilizados na determinação das dimensões dos pontos focais dos cinco equipamentos

Equipamento	Distância foco-detector	Distância objeto-detector	Magnificação
	DFO [mm]*	DOD [mm]*	E**
A	375,3 ± 1,2	451,0 ± 1,2	1,20 ± 0,01
B	360,3 ± 1,2	430,7 ± 1,2	1,19 ± 0,01
C	375,7 ± 1,2	449,3 ± 1,2	1,20 ± 0,01
D	212,3 ± 1,2	426,7 ± 1,2	2,01 ± 0,01
E	273,0 ± 1,2	426,7 ± 1,2	1,56 ± 0,01

* Nível de confiança de 95%, k= 2,43

** Nível de confiança de 95%, k= 2,00

Uma vez que todas as fontes de incertezas foram avaliadas, a incerteza expandida para a dimensão do ponto focal pode ser determinada por meio da relação (4.21). A TAB. 4.12 apresenta a planilha de cálculo utilizada na avaliação das incertezas na determinação da largura do foco fino do Equipamento E, para a imagem paralela ao eixo anodo-catodo, como um exemplo de aplicação da metodologia do Guia^[37].

Tabela 4.12 Avaliação das incertezas na determinação da largura do Foco Fino do Equipamento E – Imagem Paralela ao eixo anodo catodo

IDENTIFICAÇÃO DO CÁLCULO: Incerteza para Largura do Ponto Focal - Equipamento E - Foco Fino

Símbolo	Componentes de Incerteza			Tipo	Distribuição de Probabilidade	Graus de Liberdade	Coeficiente de Sensibilidade (C)		Incerteza padrão u _i [mm]	Graus de Liberdade	Percentual Contribuição [%]	
	Nome	Valor (etc)	Unidade				Valor	Unidade				
U _{FWHM_{es}}	Incerteza em FWHM	0,6932	pixel	E	normal	2	0,030070	mm/pixel	0,01042	infinitos	51,3%	
U _{SAR_{es}}	Incerteza em SAR	0,0012	mm/pixel	E	normal	2	11,950068	mm	0,00715	infinitos	35,2%	
U _{s_{es}}	Incerteza em s	0,0010	mm	E	normal	2	1,639794	mm	0,00082	infinitos	4,0%	
U _{E_{es}}	Incerteza magnificação	0,0108	—	E	normal	2	0,355249	mm	0,00192	infinitos	9,5%	
U _c	Incerteza combinada								0,01281		V _{eff} = 2,00	
U _{U_c}	Incerteza expandida (aprox. 95%)								0,03			

Observações: Coeficientes de sensibilidade

$$C_1 = \frac{\partial PF_{ef}}{\partial FWHM} = \left(\frac{SAR}{E} \right) \quad C_1 = \frac{\partial PF_{ef}}{\partial s} = \left(\frac{FWHM}{E} \right)$$

$$C_2 = \frac{\partial PF_{ef}}{\partial SAR} = \left(\frac{FWHM}{s} \right) \quad C_4 = \frac{\partial PF_{ef}}{\partial E} = \left(\frac{s - FWHM \cdot SAR}{E^2} \right)$$

Cálculo do número de graus de liberdade efetivos:

$$V_{eff} = \frac{u_c^4}{\frac{u_1^4}{v_1} + \frac{u_2^4}{v_2} + \frac{u_3^4}{v_3} + \frac{u_4^4}{v_4} + \frac{u_5^4}{v_5}}$$

V_{eff} = 2,00

4.2.3. Determinação das dimensões dos pontos focais pelo método computacional dos cinco equipamentos radiológicos avaliados neste trabalho

Os resultados obtidos para as dimensões dos pontos focais dos cinco equipamentos avaliados neste trabalho estão apresentados na TAB. 4.13, que apresenta também o valor declarado pelo fabricante do tubo de raios X e os limites de variação exigidos pela norma IEC 60336^[4].

Tabela 4.13 Dimensões dos pontos focais obtidas por meio da avaliação digital das imagens do padrão fenda

Equipamento	Dimensão de ponto focal declarada pelo fabricante do tubo de raios X		Posição da fenda em relação eixo anodo-catodo	Avaliação digital* [mm]	Limites IEC ^[4] [mm]
A	Foco Fino	1,2 mm	Paralela	1,08 ± 0,02	1,20..1,70
			Ortogonal	1,35 ± 0,03	1,70..2,40
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	1,94 ± 0,03	2,00..2,60
			Ortogonal	2,41 ± 0,04	2,90..3,70
B	Foco Fino	1,0 mm	Paralela	1,02 ± 0,02	1,00..1,40
			Ortogonal	1,62 ± 0,03	1,40..2,00
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	2,02 ± 0,04	2,00..2,60
			Ortogonal	2,75 ± 0,05	2,90..3,70
C	Foco Fino	1,2 mm	Paralela	1,21 ± 0,02	1,20..1,70
			Ortogonal	1,41 ± 0,03	1,70..2,40
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	2,08 ± 0,04	2,00..2,60
			Ortogonal	2,61 ± 0,04	2,90..3,70
D	Foco Fino	0,7 mm	Paralela	0,60 ± 0,02	0,70..1,10
			Ortogonal	1,27 ± 0,04	1,00..1,50
	Foco Grosso	1,2 mm	Paralela	1,33 ± 0,04	1,20..1,70
			Ortogonal	2,32 ± 0,06	1,70..2,40
E	Foco Fino	0,6 mm	Paralela	0,54 ± 0,03	0,60..0,90
			Ortogonal	0,98 ± 0,03	0,90..1,30
	Foco Grosso	1,0 mm	Paralela	1,11 ± 0,04	1,00..1,40
			Ortogonal	1,72 ± 0,05	1,40..2,00

* Incerteza expandida para 95%, com k = 2,00

O estudo das incertezas na avaliação das dimensões dos pontos focais mostrou que as maiores fontes de incerteza são devidas à determinação da FWHM pelo método computacional e da calibração do sensor CCD, conforme TAB. 4.12 para a largura do foco fino do equipamento E; este comportamento foi observado em todas as outras imagens avaliadas.

Como se pode verificar na TAB. 4.13, alguns focos avaliados digitalmente apresentaram dimensões menores que as declaradas pelo fabricante do tubo de

raios X. Por se tratarem de tubos de raios X novos, nenhum foco apresentou resultado superior ao limite estabelecido por norma, como esperado.

4.3. Determinação das dimensões dos pontos focais pelo método de avaliação em filme radiográfico

As duas imagens do padrão fenda nas posições ortogonal e paralela ao eixo anodo-catodo do tubo de raios X foram também radiografadas em filme de exposição direta. O tipo de filme utilizado foi da marca Kodak, tipo E, com aplicação em radiografia odontológica intra-oral.

Para a obtenção das imagens em filme seguiu-se as recomendações das normas IEC 60336^[4] e NEMA XR5^[5] quanto à densidade óptica necessária para o bom contraste no filme no item (2.5.2.2), bem como a utilização de um negatoscópio e lente de aumento com escala milimetrada que atendessem às exigências descritas no item 2.5.2.4.

A seguir estão apresentados os resultados obtidos da avaliação das densidades ópticas dos filmes das imagens do padrão fenda para os cinco equipamentos de raios X convencionais.

4.3.1. Requisitos necessários para a avaliação correta das dimensões dos pontos focais utilizando filme radiográfico

A partir dos filmes revelados, mediu-se a densidade óptica na região da imagem da fenda. Para uma avaliação mais precisa, foram medidos cinco valores de densidades ópticas na região central das imagens do padrão fenda. A TAB. 4.14 apresenta os resultados da média das cinco leituras corrigida pela curva de calibração dos densitômetros; e a incerteza expandida em um nível de confiança de, aproximadamente, 95%.

Estes resultados serviram para verificar se as recomendações das normas IEC 60336^[4] e NEMA XR5^[5] quanto à densidade óptica foram atendidas, isto é, se elas estavam dentro do intervalo de 1,0 a 1,4. Neste procedimento, a obtenção dos filmes com densidade óptica adequada foi uma das dificuldades encontradas, pois várias repetições de irradiação e revelação do filme tiveram que ser realizadas, despendendo, em algumas das avaliações, mais de 30 min para a obtenção de uma única imagem do padrão fenda. Outro ponto de dificuldade foi

quanto à densidade de base do filme não ultrapassar 0,2 conforme descrição no item 2.5.2.2; em nenhum dos filmes avaliados tal índice foi obtido. Como pode ser verificado na TAB. 4.14, todos os filmes do padrão fenda estão dentro da faixa de densidade óptica exigida.

Tabela 4.14 Densidades ópticas das imagens da fenda para os cinco equipamentos avaliados

Equipamento	Dimensão de ponto focal declarada pelo fabricante do tubo de raios X		Posição da fenda em relação eixo anodo-catodo	Densidade óptica	Fator de abrangência (k) ^[39]
A	Foco Fino	1,2 mm	Paralela	1,40 ± 0,01	2,06
			Ortogonal	1,00 ± 0,02	2,18
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	1,11 ± 0,02	2,28
			Ortogonal	1,01 ± 0,02	2,11
B	Foco Fino	1,0 mm	Paralela	1,26 ± 0,06	2,65
			Ortogonal	1,19 ± 0,03	2,43
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	1,25 ± 0,02	2,23
			Ortogonal	1,23 ± 0,02	2,25
C	Foco Fino	1,2 mm	Paralela	1,36 ± 0,02	2,37
			Ortogonal	1,26 ± 0,02	2,13
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	1,05 ± 0,01	2,06
			Ortogonal	1,06 ± 0,01	2,06
D	Foco Fino	0,7 mm	Paralela	1,29 ± 0,01	2,00
			Ortogonal	0,80 ± 0,01	2,07
	Foco Grosso	1,2 mm	Paralela	0,99 ± 0,01	2,00
			Ortogonal	1,72 ± 0,01	2,06
E	Foco Fino	0,6 mm	Paralela	1,10 ± 0,01	2,00
			Ortogonal	1,18 ± 0,01	2,00
	Foco Grosso	1,0 mm	Paralela	1,42 ± 0,02	2,13
			Ortogonal	1,41 ± 0,01	2,00

4.3.2. Determinação das dimensões dos pontos focais pela avaliação em filme dos cinco equipamentos radiológicos avaliados neste trabalho

Esta avaliação foi realizada de duas maneiras; na primeira, dez observadores foram convidados a fazer a leitura da largura da imagem da fenda uma única vez em cada imagem; na segunda, dois observadores, fizeram esta leitura cinco vezes em cada imagem, em dias diferentes. Nas duas situações, as leituras de cada observador foram realizadas separadamente, sem que um observador soubesse da leitura do outro, a fim de garantir a legitimidade do processo.

Um procedimento orientou cada observador a fazer a medição da largura da imagem da fenda na metade do seu comprimento e posicionando a retícula da lente de aumento perpendicular à imagem da fenda, conforme recomendação descrita no item 2.5.2.4. O observador deveria decidir quais eram as regiões de penumbra na imagem do padrão fenda e fazer a leitura da largura da imagem da fenda da metade da penumbra de um lado até a metade da penumbra do outro lado, conforme ilustra a FIG. 4.22.

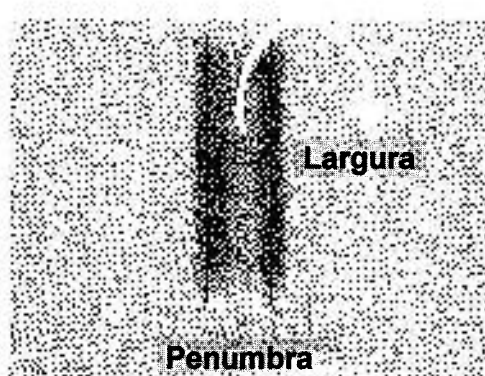


Figura 4.22 Leitura da largura da imagem do padrão fenda, com as regiões de penumbra escolhidas por cada observador

Na primeira análise, o resultado da média entre os dez observadores foi utilizado no cálculo do tamanho do ponto focal efetivo ($PF_{ef-filme}$) utilizando a relação (4.19) adaptada às medições em filme, relação (4.26):

$$PF_{ef-filme} = \frac{I_{med} \cdot s \cdot (E - 1)}{E} \quad (4.26)$$

onde:

- I_{med} é a média das leituras da largura da imagem da fenda entre os dez observadores;
- s é a largura da câmara dotada de abertura à fenda ($0,010 \pm 0,001$) mm;
- E é a magnificação.

Na segunda análise, o resultado da média entre as cinco leituras de cada um dos dois observadores foi utilizado em I_{med} para o cálculo do tamanho do ponto focal efetivo ($PF_{ef-filme}$) utilizando a relação (4.26).

4.3.3. Avaliação das incertezas de medição na determinação das dimensões dos pontos focais – Avaliação das imagens em filme

Para o estudo das incertezas relacionadas à determinação da dimensão do ponto focal por meio da avaliação em filme com os dez observadores, foi elaborado o diagrama tipo espinha de peixe^[52] que apresenta as fontes de incertezas (magnificação, fenda, largura da imagem) e suas respectivas causas.

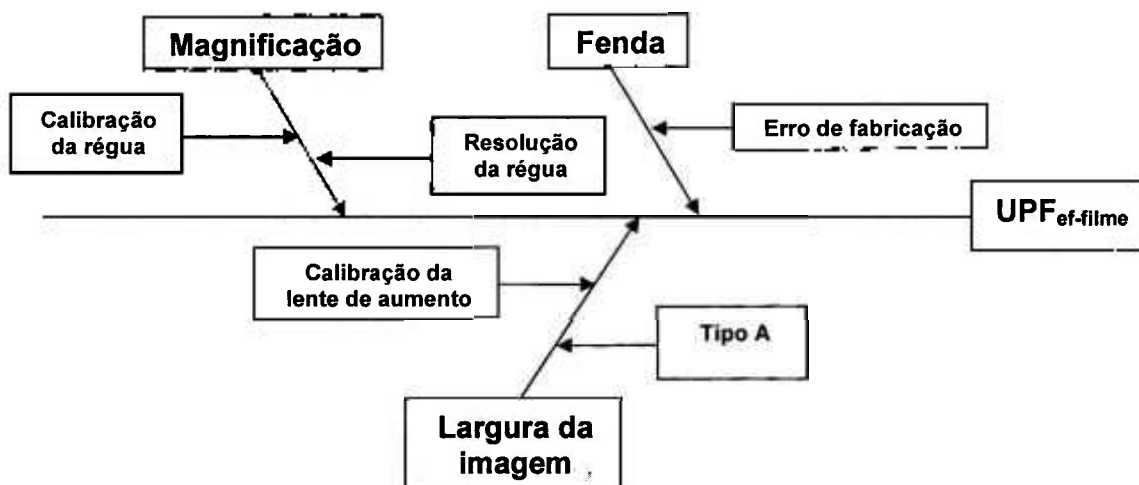


Figura 4.23 Diagrama do estudo das fontes de incerteza na determinação da dimensão do ponto focal por meio da avaliação digital

A relação para a incerteza combinada na determinação do ponto focal efetivo, com base na equação (2.2) para grandezas não correlacionadas, está descrita em (4.27):

$$u_{PF_{ef-filme}} = \sqrt{\left(\frac{1}{E}\right)^2 \cdot u_{med}^2 + \left(\frac{(E+1)}{E}\right)^2 \cdot u_s^2 + \left(\frac{I_{med} - s}{E^2}\right)^2 \cdot uE^2} \quad (4.27)$$

onde:

- uI_{med} : é a incerteza padrão na determinação da largura da imagem da fenda entre os dez observadores;
- u_s : incerteza padrão devida ao erro declarado pelo fabricante da câmara de abertura à fenda;
- uE : incerteza padrão na determinação da magnificação.

A incerteza padrão associada à média das leituras entre os dez observadores está descrita em (4.28). Foi calculado o desvio padrão entre as dez leituras ($u_A = \sigma_{10}$) e da calibração da lente de aumento obteve-se sua incerteza padrão (u_{Lente}).

$$uI_{med} = \sqrt{(u_A)^2 + (u_{lente})^2} \quad (4.28)$$

onde:

- u_A é o desvio padrão entre os dez observadores (σ_{10});
- u_{lente} é incerteza padrão associado à calibração da lente de aumento.

A calibração da lente de aumento foi realizada utilizando-se o pino padrão desenvolvido e calibrado apresentado no item 3.8. O procedimento consistiu em se medir a espessura do pino com a lente de aumento, avaliando-se as incertezas relacionadas nesta calibração.

Com relação à largura do dispositivo de abertura à fenda, adotou-se a informação de erro declarada pelo fabricante de $\pm 0,001$ mm. Pela metodologia do Guia^[37], tal incerteza é considerada do tipo B e considerou-se que está em um nível de confiança de, aproximadamente, 95%, com $k = 2,00$.

O estudo das incertezas no cálculo da magnificação seguiu a mesma metodologia já descrita na avaliação pelo método computacional no item 4.2.2. Estão apresentados na TAB. 4.15 os parâmetros geométricos DFO , DOD e o resultado para a magnificação (E), que foram utilizadas na determinação das dimensões dos pontos focais na avaliação em filme radiográfico, bem como as incertezas expandidas para tais grandezas. As planilhas utilizadas na avaliação das incertezas em DFO e DOD já foram apresentadas na TAB. 4.2 Os níveis de

confiança e os fatores de abrangência estão apontados nas observações da TAB. 4.15.

Tabela 4.15 Parâmetros geométricos utilizados na determinação das dimensões dos pontos focais dos cinco equipamentos

Equipamento	Distância foco-detector	Distância objeto-detector	Magnificação
	DFO [mm]*	DOD [mm]*	E**
A	374,7 ± 1,2	434,3 ± 1,2	1,16 ± 0,01
B	360,7 ± 1,2	414,7 ± 1,2	1,15 ± 0,01
C	374,3 ± 1,2	434,3 ± 1,2	1,16 ± 0,01
D	211,7 ± 1,2	416,7 ± 1,2	1,97 ± 0,01
E	274,3 ± 1,2	416,3 ± 1,2	1,52 ± 0,01

* Nível de confiança de 95%, k= 2,43

** Nível de confiança de 95%, k= 2,00

Para discussão no Capítulo 5, foram calculados dois índices percentuais. O primeiro deles é o Coeficiente de Variação (CV) entre as leituras dos dez observadores que foi calculado por meio de (4.29):

$$CV = \frac{uI_{med}}{I_{med}} \cdot 100 \quad (4.29)$$

onde:

- uI_{med} é a incerteza padrão da média dos valores obtidos entre os dez observadores;
- I_{med} é a média dos valores obtidos entre os dez observadores.

O outro índice percentual determinado foi a Diferença Máxima (DM) entre as leituras dos dez observadores que foi calculado por meio de (4.30):

$$DM = \frac{I_{máx} - I_{mín}}{I_{med}} \cdot 100 \quad (4.30)$$

onde:

- $I_{máx}$ é o maior valor de leitura da largura da imagem;
- $I_{mín}$ é o menor valor de leitura da largura da imagem;
- I_{med} é a média da leitura da largura da imagem.

4.3.4. Determinação das dimensões dos pontos focais por meio da avaliação em filme dos cinco equipamentos radiológicos avaliados neste trabalho

Na TAB. 4.16 estão apresentadas os resultados da média das leituras dos dez observadores, com o resultado do cálculo da incerteza expandida, do Coeficiente de Variação (CV) e da Diferença Máxima (DM), estes três últimos definidos em (4.27), (4.29) e (4.30), respectivamente.

Tabela 4.16 Dimensões dos pontos focais obtidas por meio da avaliação das imagens do padrão fenda com os dez observadores fazendo uma leitura em cada filme radiológico. Coeficiente de Variação (CV) e Diferença Máxima (DM)

Equipamento	Dimensão de ponto focal declarada pelo fabricante do tubo de raios X		Posição da fenda em relação eixo anodo-catodo	Avaliação em Filme* [mm]	CV (%)	DM (%)	Limites IEC ^[4] [mm]
A	Foco Fino	1,2 mm	Paralela	1,0 ± 0,4	17,6	51,3	1,20..1,70
			Ortogonal	1,3 ± 0,2	7,8	23,6	1,70..2,40
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	1,9 ± 0,1	3,0	9,0	2,00..2,60
			Ortogonal	2,1 ± 0,8	17,8	40,1	2,90..3,70
B	Foco Fino	1,0 mm	Paralela	1,0 ± 0,2	11,5	36,4	1,00..1,40
			Ortogonal	1,7 ± 0,4	10,4	30,5	1,40..2,00
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	1,9 ± 0,3	7,2	18,3	2,00..2,60
			Ortogonal	2,9 ± 0,7	12,8	39,2	2,90..3,70
C	Foco Fino	1,2 mm	Paralela	1,1 ± 0,2	10,1	32,4	1,20..1,70
			Ortogonal	1,6 ± 0,4	11,4	36,8	1,70..2,40
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	2,3 ± 0,3	7,3	22,4	2,00..2,60
			Ortogonal	2,7 ± 0,6	11,8	41,7	2,90..3,70
D	Foco Fino	0,7 mm	Paralela	0,6 ± 0,1	6,9	16,6	0,70..1,10
			Ortogonal	1,3 ± 0,2	9,2	28,0	1,00..1,50
	Foco Grosso	1,2 mm	Paralela	1,2 ± 0,2	7,9	20,6	1,20..1,70
			Ortogonal	2,4 ± 0,7	15,7	49,6	1,70..2,40
E	Foco Fino	0,6 mm	Paralela	0,6 ± 0,4	6,0	11,6	0,60..0,90
			Ortogonal	0,9 ± 0,1	10,4	27,6	0,90..1,30
	Foco Grosso	1,0 mm	Paralela	1,0 ± 0,2	21,7	72,4	1,00..1,40
			Ortogonal	1,8 ± 0,2	6,4	17,8	1,40..2,00

* Incerteza expandida para 95%, com k = 2,00

Nos resultados obtidos pela avaliação em filme com os dez observadores verificou-se que a maioria dos filmes avaliados apresentaram dimensões menores que as declaradas pelo fabricante do tubo de raios X. Por se tratarem de tubos de raios X novos, nenhum foco apresentou resultado superior ao limite estabelecido por norma, como esperado.

A subjetividade de cada observador apresentou-se nos altos índices do Coeficiente de Variação sendo o maior deles de 21,7% e tendo onze resultados

acima de 10%. A Variação Máxima de 72,4% para uma das imagens e outros dezoito resultados acima de 10% mostram que este processo de leitura em filme é dependente do treinamento e da subjetividade de cada observador.

A segunda maneira de avaliação dos filmes foi realizada por meio de cinco leituras da largura da imagem do padrão fenda (FIG. 4.22) por dois observadores. As dimensões dos pontos focais obtidas estão apresentadas TAB. 4.17, com o resultado do cálculo da incerteza expandida, do Coeficiente de Variação e da Diferença Máxima para cada um deles.

A única diferença a ser apontada no cálculo de incertezas desta parte com relação à anterior é quanto à incerteza tipo A na determinação do u_{med} . Na relação (4.28), u_A era o desvio padrão (σ_{10}) entre as leituras dos dez observadores; nesta avaliação u_A é o desvio padrão da média $\left(\frac{\sigma}{\sqrt{5}}\right)$ entre as cinco leituras para cada observador.

Tabela 4.17 Dimensões dos pontos focais obtidas por meio da avaliação das imagens do padrão fenda com os dois observadores fazendo cinco leituras em cada filme radiológico Coeficiente de Variação (CV) e da Diferença Máxima (DM)

Equipamento	Dimensão de ponto focal declarada pelo fabricante do tubo de raios X		Posição da fenda em relação eixo anodo-catodo	Observador 1			Observador 2		
				Avaliação em Filme* [mm]	CV (%)	DM (%)	Avaliação em Filme* [mm]	CV (%)	DM (%)
A	Foco Fino	1,2 mm	Paralela	1,2 ± 0,1	5,9	14,1	0,9 ± 0,1	4,4	9,8
			Ortogonal	1,4 ± 0,1	3,3	6,0	1,2 ± 0,1	3,1	7,0
	Foco Grosso	2,0 mm	Ortogonal	2,0 ± 0,1	1,9	4,3	1,9 ± 0,1	1,6	4,7
			Ortogonal	2,7 ± 0,1	0,7	1,6	1,9 ± 0,1	2,1	4,6
B	Foco Fino	1,0 mm	Paralela	1,1 ± 0,1	3,4	7,6	0,7 ± 0,1	19,8	50,0
			Ortogonal	1,9 ± 0,1	5,9	13,5	1,3 ± 0,2	14,2	34,2
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	2,1 ± 0,1	3,4	8,1	1,8 ± 0,1	4,0	9,6
			Ortogonal	3,3 ± 0,1	3,6	8,0	2,2 ± 0,1	4,0	8,0
C	Foco Fino	1,2 mm	Paralela	1,3 ± 0,1	1,5	3,3	1,0 ± 0,1	3,8	8,5
			Ortogonal	1,9 ± 0,1	2,1	4,6	1,2 ± 0,2	15,3	35,2
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	2,6 ± 0,1	1,5	3,4	2,1 ± 0,1	1,8	4,0
			Ortogonal	3,1 ± 0,1	4,1	11,2	2,4 ± 0,2	7,1	18,2
D	Foco Fino	0,7 mm	Paralela	0,6 ± 0,1	3,5	7,8	0,5 ± 0,1	8,5	20,4
			Ortogonal	1,4 ± 0,1	3,0	7,2	1,1 ± 0,1	5,3	13,9
	Foco Grosso	1,2 mm	Paralela	1,3 ± 0,1	1,7	3,8	1,1 ± 0,1	4,0	8,8
			Ortogonal	2,6 ± 0,1	2,6	5,8	1,6 ± 0,1	7,7	15,4
E	Foco Fino	0,6 mm	Paralela	0,6 ± 0,1	2,5	5,5	0,5 ± 0,1	6,2	13,9
			Ortogonal	1,1 ± 0,1	2,8	6,2	0,8 ± 0,1	7,2	16,1
	Foco Grosso	1,0 mm	Paralela	1,8 ± 0,1	1,7	3,7	1,0 ± 0,1	2,7	6,4
			Ortogonal	1,9 ± 0,1	1,5	3,4	1,6 ± 0,2	10,6	29,2

* Incerteza expandida para 95%, com k = 2,00

Nos resultados obtidos pela avaliação em filme com os dois observadores, apresentados na TAB. 4.17, verificou-se que o maior CV do observador 1 foi igual a 5,9%, mostrando que um observador bem treinado é mais reprodutível; isto se confirma ao observar-se o maior CV do observador 2 de 19,8%.

Na FIG. 4.24 está apresentada uma comparação entre as duas metodologias aplicadas na avaliação com filme, mostrando que a incerteza da segunda metodologia (TAB. 4.17) com os dois observadores é menor do que a incerteza da primeira metodologia (TAB. 4.16) com os dez observadores. Porém, verificou-se que os resultados obtidos pelo observador 1 estão acima dos resultados da média entre os dez observadores e do observador 2 estão abaixo. Isto mostra que apesar de mais preciso, pois tem incerteza menor, é menos exato, pois difere significativamente da média dos valores obtidos pelos dez observadores.

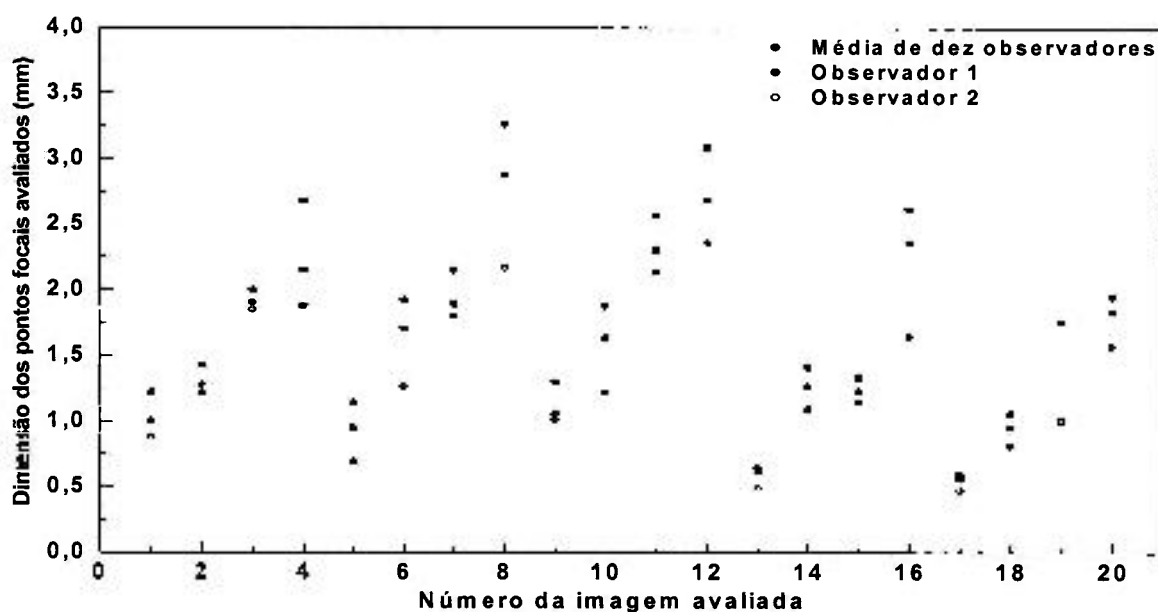


Figura 4.24 Comparação entre as duas metodologias aplicadas neste trabalho: dez observadores fazendo uma única leitura em cada filme e dois observadores fazendo cinco leituras em cada filme

Na FIG. 4.25 está apresentada uma comparação dos resultados obtidos entre a avaliação digital com o sensor Sens-a-Ray e a avaliação dos dez observadores em filme. Os resultados são coincidentes entre si, considerando as

incertezas estimadas na avaliação digital e em filme. Verifica-se que os resultados obtidos por meio da avaliação digital são mais precisos por apresentarem incerteza menor.

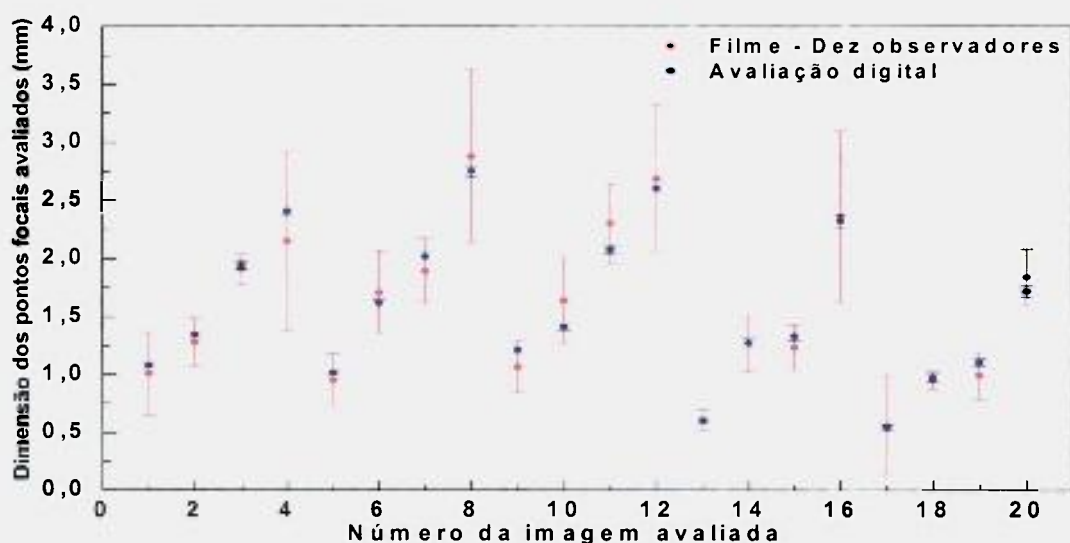


Figura 4.25 Comparação entre a avaliação digital com o sensor Sens-a-Ray e a avaliação dos dez observadores com filme

A FIG. 4.26 apresenta uma comparação dos resultados obtidos entre a avaliação digital com o sensor Sens-a-Ray e a avaliação dos dois observadores em filme. Como as incertezas estimadas na avaliação em filme são pequenas (TAB. 4.17) e menores ainda para a avaliação digital (TAB. 4.13), não foi possível a comparação entre os resultados obtidos pela avaliação digital e avaliação dos dois observadores em filme.

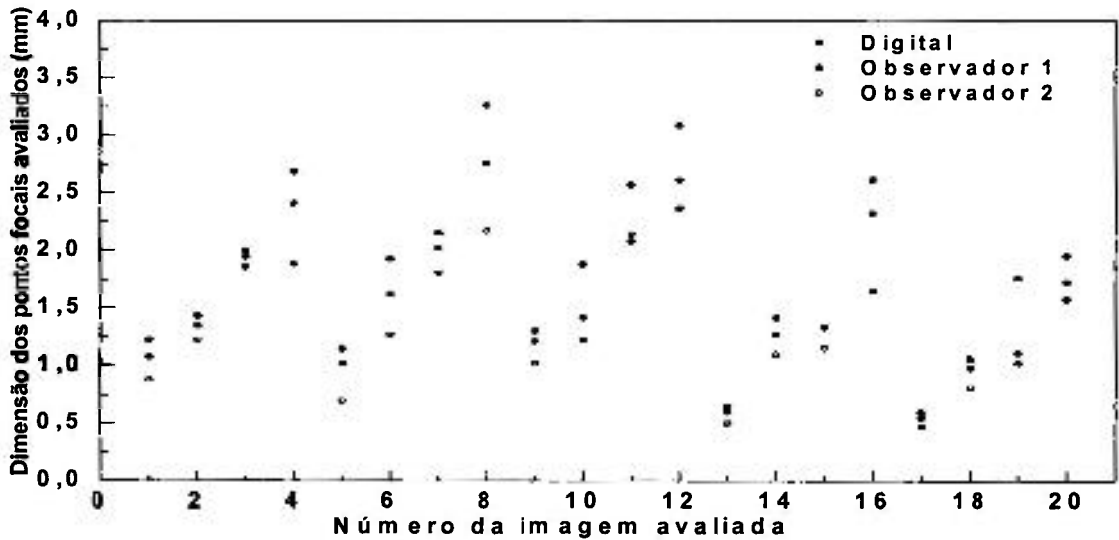


Figura 4.26 Comparação entre a avaliação digital com o sensor Sens-a-Ray e a avaliação dos dois observadores com filme

4.4. Determinação da Função de Transferência de Modulação dos pontos focais avaliados neste trabalho

No método computacional desenvolvido, após a determinação das dimensões do ponto focal, calculou-se a FTM a partir de (2.5). Para isto, foi necessário fazer a correção da FEL obtida para a magnificação utilizada da determinação das dimensões do ponto focal.

Seguindo o método proposto pelas normas IEC 60336^[4] e NEMA XR5^[5], a FEL ajustada foi corrigida pela magnificação E utilizada na avaliação das dimensões dos pontos focais dos respectivos equipamentos radiológicos. Assim, a relação (4.18), com os respectivos parâmetros da TAB. 4.6, foi dividida pela magnificação apresentada na TAB. 4.11 para cada imagem avaliada. A relação que descreve este processo é (4.31):

$$FEL_{corr}(x) = \frac{FEL(x)}{E} \tag{4.31}$$

onde:

- **FEL(x)** é a função gaussiana ajustada pelos parâmetros da TAB. 4.6;
- **E** é a magnificação - TAB. 4.11.

Então, substituindo (4.31) em (2.5), obteve-se a FTM para cada imagem do padrão fenda. Para atender às exigências das normas IEC 60336^[4] e NEMA XR5^[5], os valores da frequência espacial (ω) da relação (2.5) foram corrigidos para a magnificação padrão de $M_s = 1,3$, que atende aos tamanhos de pontos focais avaliados neste trabalho, de acordo com a TAB. 2.2. Por fim, os gráficos das FTM por frequência espacial foram determinados para cada imagem do padrão fenda nas posições paralela e ortogonal ao eixo anodo-catodo dos cinco equipamentos avaliados.

Segundo a literatura^[41-44] e as normas^[4,5,6] de referência para este trabalho, a avaliação da resolução por meio da FTM se dá no ponto de primeiro mínimo desta função. Então, uma rotina de busca foi desenvolvida para localizar este ponto na FTM calculada; a TAB. 4.18 apresenta os resultados obtidos.

Tabela 4.18 Valores de resolução obtidos a partir do primeiro mínimo da Função de Transferência de Modulação (FTM) calculada para cada imagem dos pontos focais avaliados

Equipamento	Dimensão de ponto focal declarada pelo fabricante do tubo de raios X		Posição da fenda em relação eixo anodo-catodo	1 ^o mínimo da FTM [p/mm]
A	Foco Fino	1,2 mm	Paralela	0,60
			Ortogonal	0,30
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	0,42
			Ortogonal	0,29
B	Foco Fino	1,0 mm	Paralela	0,61
			Ortogonal	0,31
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	0,35
			Ortogonal	0,29
C	Foco Fino	1,2 mm	Paralela	0,58
			Ortogonal	0,42
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	0,42
			Ortogonal	0,24
D	Foco Fino	0,7 mm	Paralela	0,61
			Ortogonal	0,34
	Foco Grosso	1,2 mm	Paralela	0,41
			Ortogonal	0,22
E	Foco Fino	0,6 mm	Paralela	0,88
			Ortogonal	0,47
	Foco Grosso	1,0 mm	Paralela	0,50
			Ortogonal	0,30

Como já apresentado no item 2.7.3, Nickoloff et al^[43] estudaram oito funções que podem ser aplicadas à distribuição de intensidade de radiação para os pontos focais. Como a FTM pode ser utilizada como um indicador da qualidade das imagens, estes autores utilizaram o resultado da FTM e sua frequência espacial para comparar as diferentes distribuições propostas.

Uma das funções avaliadas por Nickoloff et al^[43] é a gaussiana dupla e o resultado para a FTM está apresentado na FIG. 4.27; verifica-se que o ponto de primeiro mínimo é 0,9. Como as relações para as várias formas de pontos focais dependem da magnificação (E) utilizada e da dimensão real do ponto focal (PF_{ef}), eles simplificaram a análise determinando a frequência espacial em unidades de $1/(E \cdot PF_{ef})$; desta forma seus resultados podem ser aplicados a qualquer combinação de magnificação e dimensão de ponto focal.

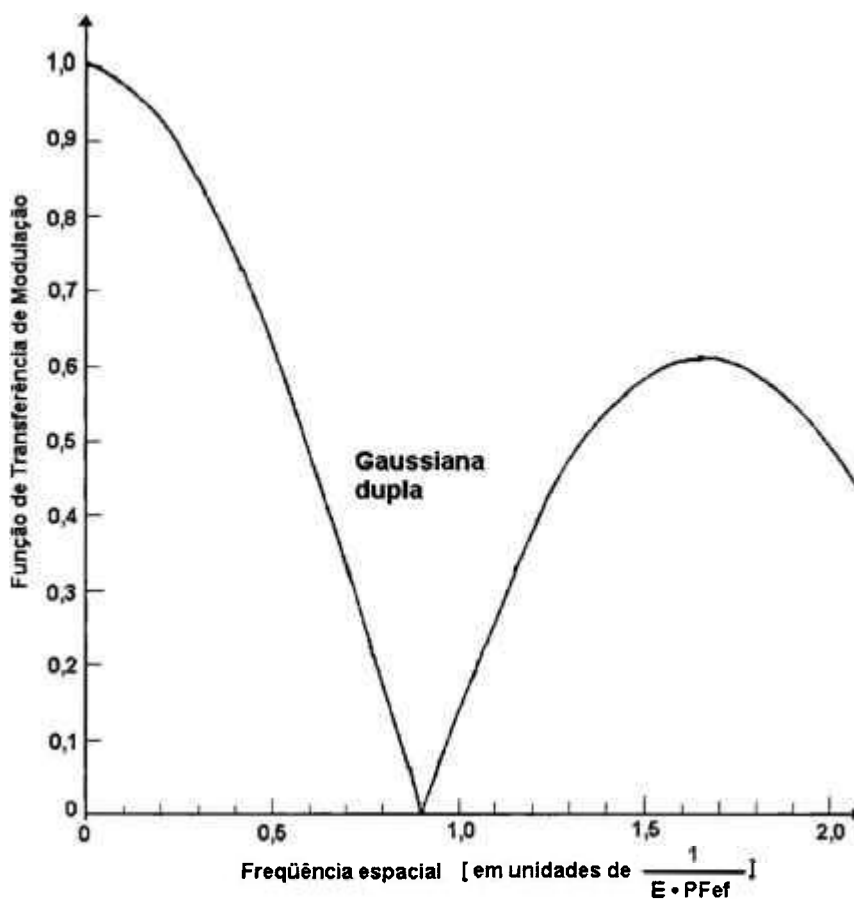


Figura 4.27 Função de Transferência de Modulação (FTM) obtida para distribuição de gaussiana dupla, por Nickoloff et al^[43]

No presente trabalho, aplicou-se o resultado da gaussiana dupla encontrado por Nickoloff et al^[43] aos resultados de magnificação e dimensão real de ponto focal obtidos pelo método computacional apresentados nas TAB. 4.11 e TAB. 4.13, respectivamente. Os resultados estão na TAB. 4.19 e na FIG. 4.28 apresenta-se uma comparação entre o resultado do primeiro ponto de mínimo obtido pelo método computacional desenvolvido no presente trabalho e de acordo com o resultado de Nickoloff et al^[43].

Tabela 4.19 Valores de resolução obtidos a partir do primeiro mínimo da FTM calculada para cada imagem dos pontos focais avaliados

Equipamento	Dimensão de ponto focal declarada pelo fabricante do tubo de raios X		Posição da fenda em relação eixo anodo-catodo	Número da imagem no eixo X (FIG. 4.28)	P_{fr} (TAB. 4.13) [mm]	E (TAB. 4.11)	1º mínimo da FTM Gaussiana dupla ^[43] [μl/mm]
A	Foco Fino	1,2 mm	Paralela	1	1,0323	1,202	0,73
			Ortogonal	2	1,2870		0,58
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	3	1,8600		0,40
			Ortogonal	4	2,3058		0,32
B	Foco Fino	1,0 mm	Paralela	5	0,9732	1,195	0,77
			Ortogonal	6	1,5492		0,49
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	7	1,9327		0,39
			Ortogonal	8	2,6364		0,29
C	Foco Fino	1,2 mm	Paralela	9	1,1596	1,196	0,65
			Ortogonal	10	1,3507		0,56
	Foco Grosso	2,0 mm	Paralela	11	1,9874		0,38
			Ortogonal	12	2,4968		0,30
D	Foco Fino	0,7 mm	Paralela	13	0,57305	2,009	0,78
			Ortogonal	14	1,21797		0,37
	Foco Grosso	1,2 mm	Paralela	15	1,27488		0,35
			Ortogonal	16	2,22329		0,20
E	Foco Fino	0,6 mm	Paralela	17	0,52098	1,563	1,11
			Ortogonal	18	0,93623		0,62
	Foco Grosso	1,0 mm	Paralela	19	1,058		0,54
			Ortogonal	20	1,64458		0,35

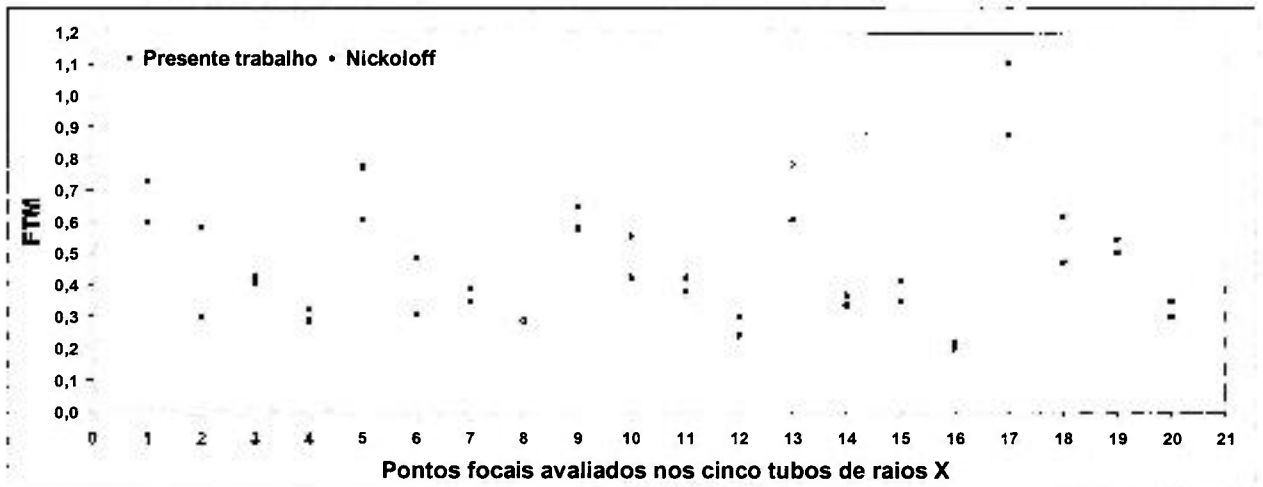


Figura 4.28 Comparação dos resultados dos pontos de primeiro mínimo obtidos pelo método computacional desenvolvido no presente trabalho e calculado utilizando os resultados de Nickoloff et al^[43]

Os resultados obtidos para o ponto de primeiro mínimo calculado por meio do método computacional desenvolvido neste trabalho foram comparados com os resultados obtidos por Nickoloff et al^[43]. A FIG. 4.28 apresenta esta comparação: verificou-se que os valores obtidos estão próximos, um do outro, dentro de 20% na maioria dos pontos focais avaliados, sendo 17% a média de concordância entre os resultados obtidos no presente trabalho e por Nickoloff et al^[43].

Pode-se observar, também, na FIG. 4.28 que em 75% das imagens avaliadas, o resultado do ponto de primeiro mínimo obtido pelo método desenvolvido neste trabalho foi menor que o obtido por Nickoloff et al^[43].

As FIG. 4.29 a FIG. 4.38 apresentam as FTM obtidas para os pontos focais dos cinco equipamentos de raios X convencionais avaliados pelo método computacional desenvolvido neste trabalho.

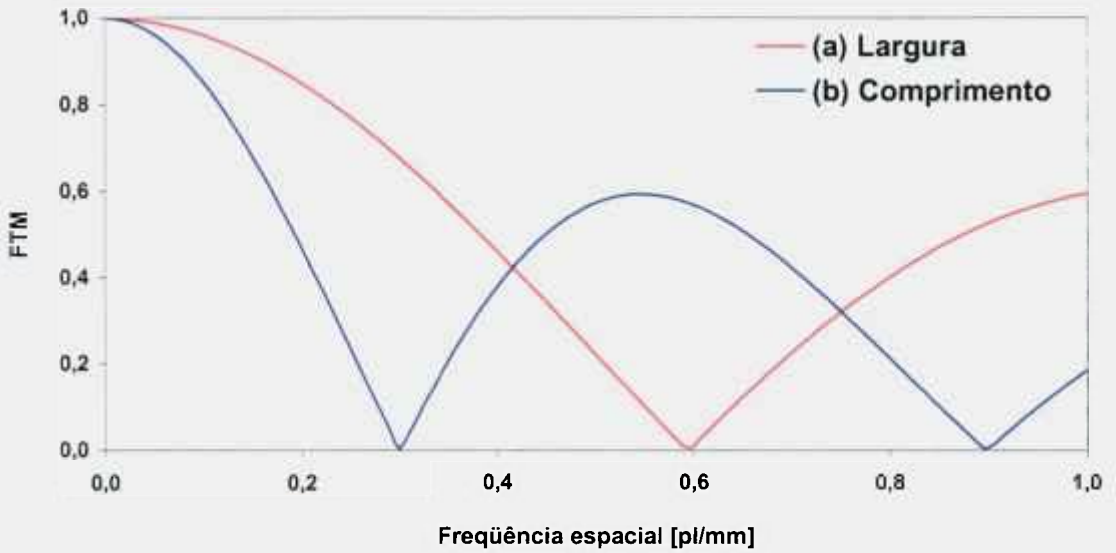


Figura 4.29 Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento A – Foco Fino, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

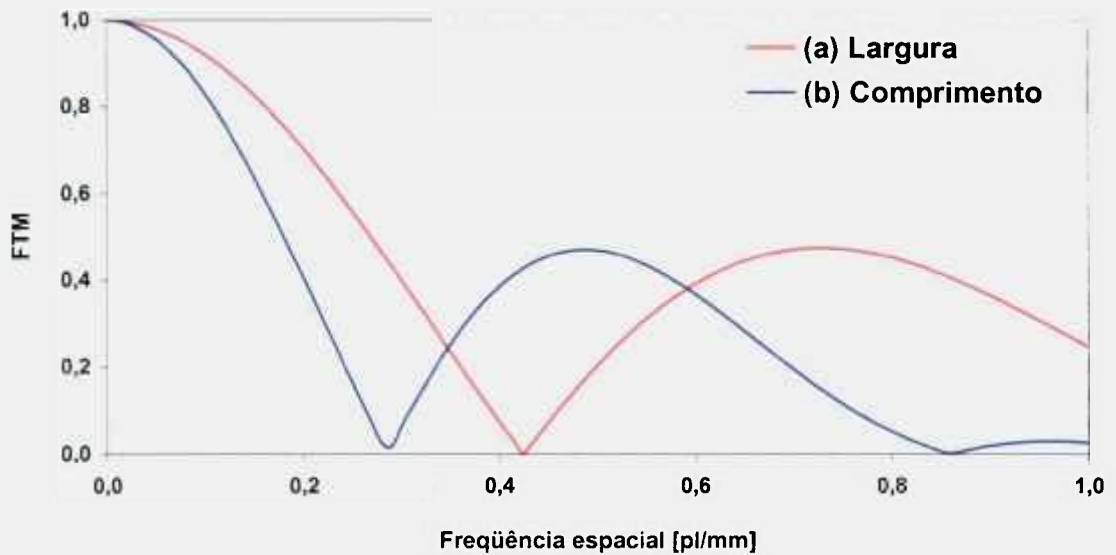


Figura 4.30 Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento A – Foco Grosso, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

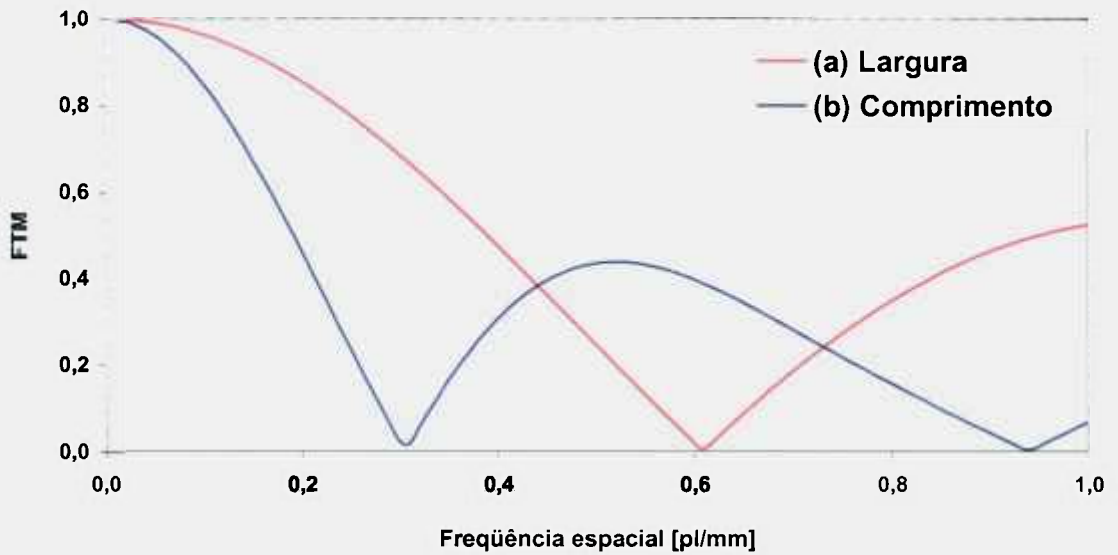


Figura 4.31 Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento B – Foco Fino, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

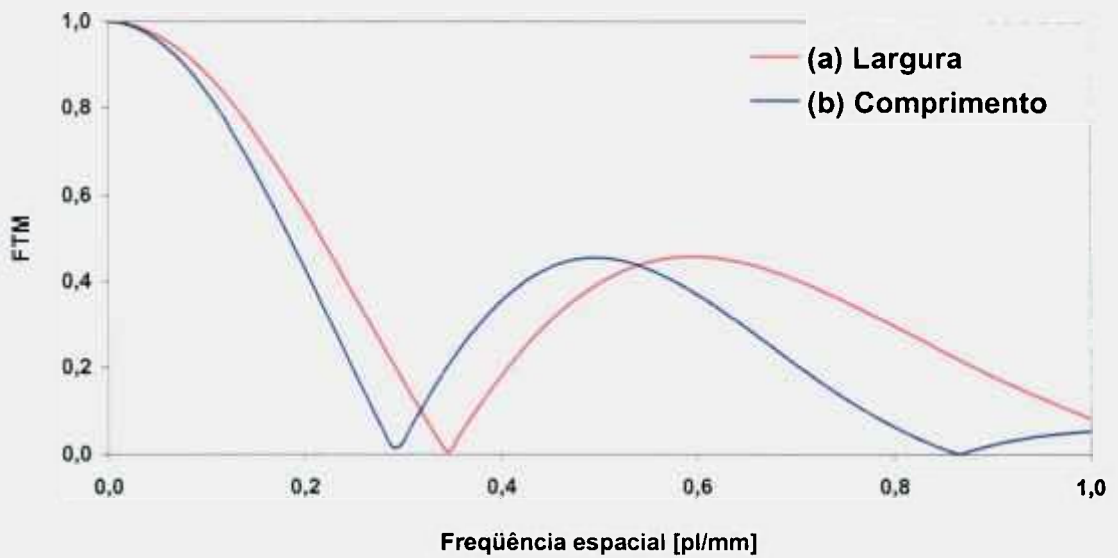


Figura 4.32 Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento B – Foco Grosso, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

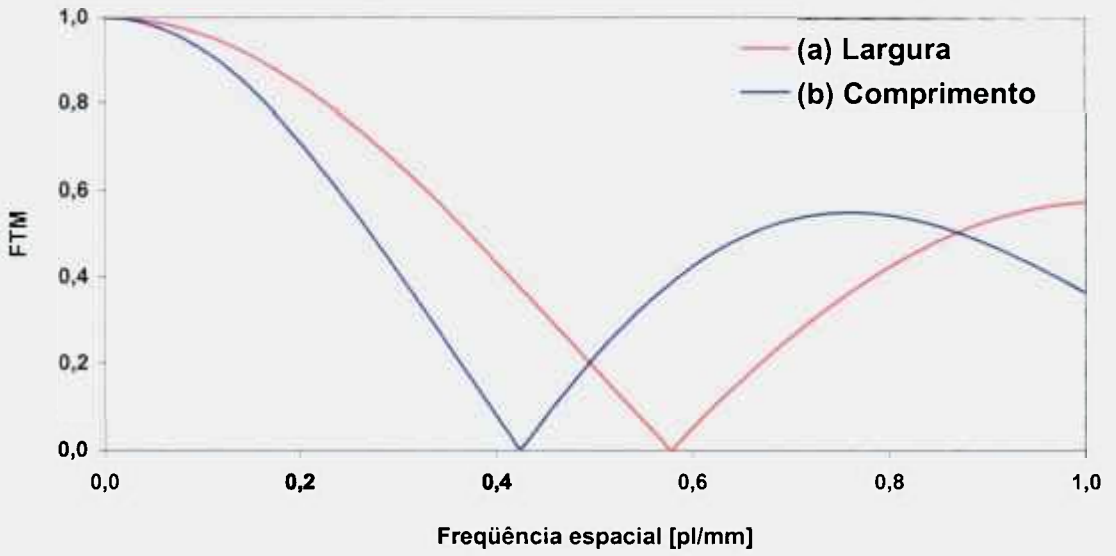


Figura 4.33 Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento C – Foco Fino, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

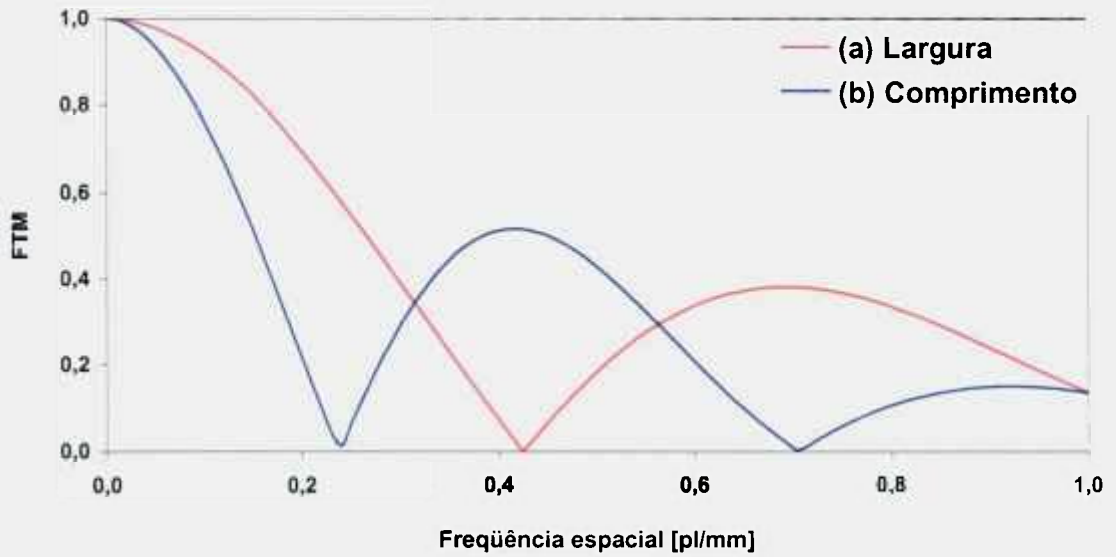


Figura 4.34 Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento C – Foco Grosso, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

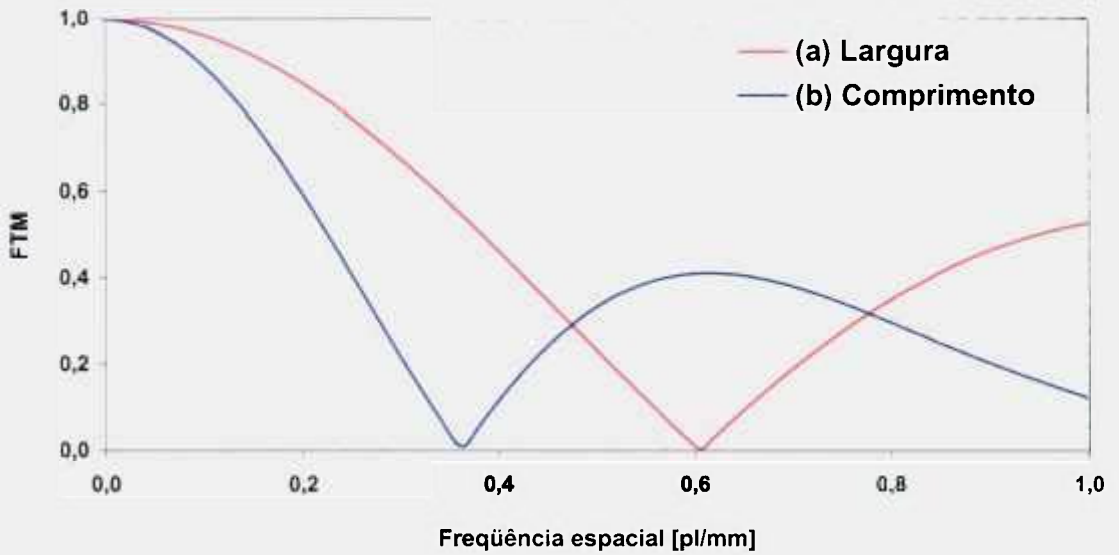


Figura 4.35 Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento D – Foco Fino, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

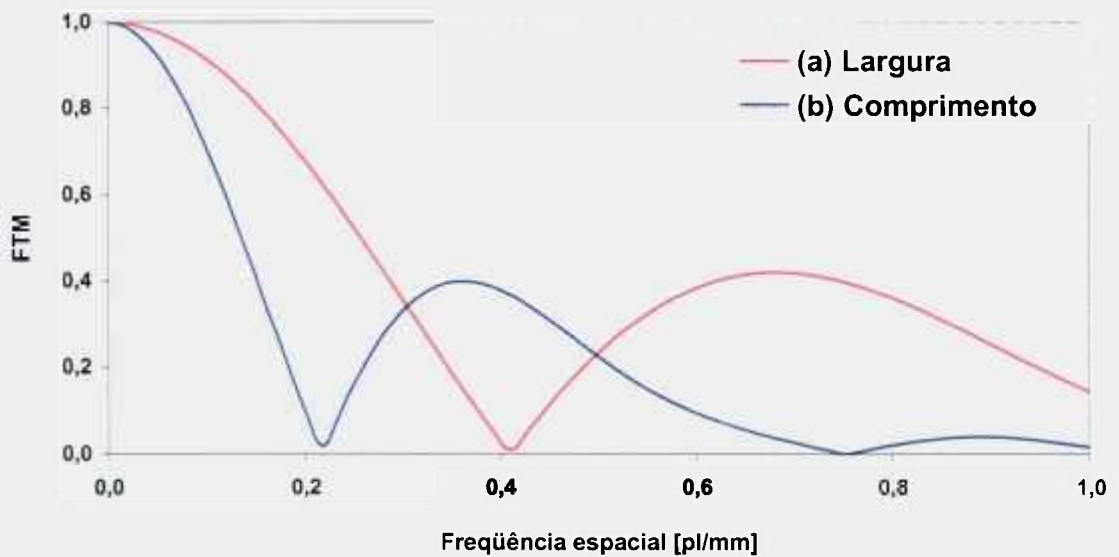


Figura 4.36 Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento D – Foco Grosso, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

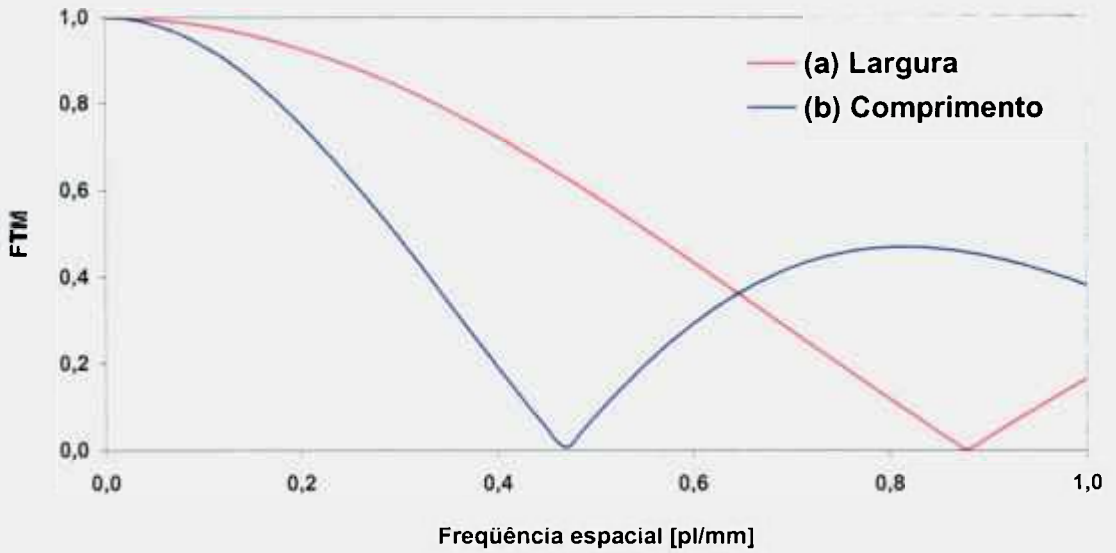


Figura 4.37 Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento E - Foco Fino, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

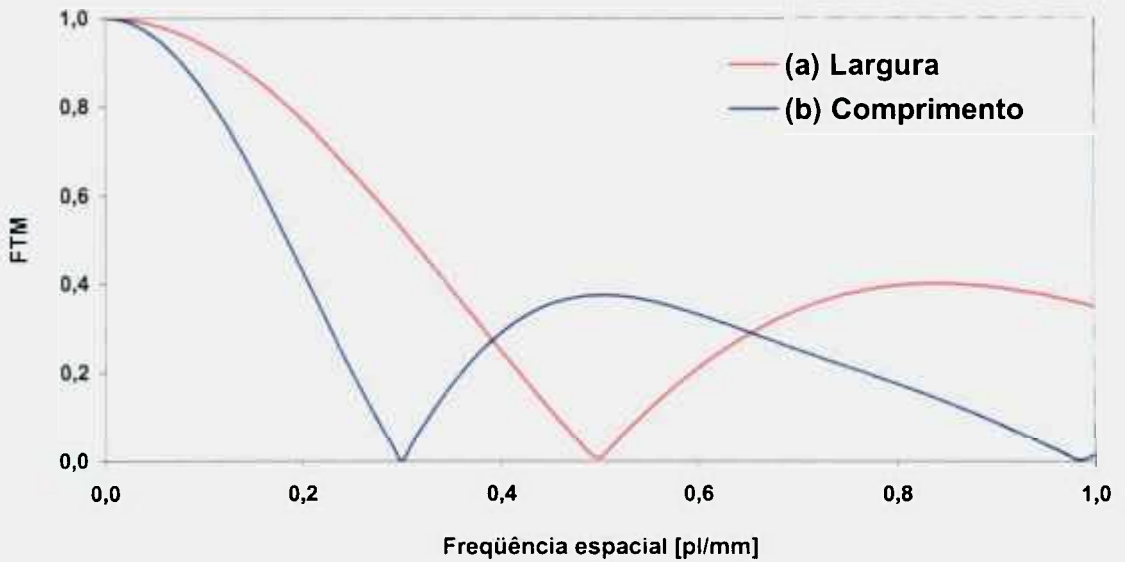


Figura 4.38 Função de Transferência de Modulação (FTM) obtidas para o Equipamento E - Foco Grosso, (a) Largura - Imagem paralela e (b) Comprimento - Imagem Ortogonal ao eixo anodo-catodo

5. DISCUSSÃO

O sistema mecânico de alinhamento desenvolvido neste trabalho atendeu satisfatoriamente aos objetivos propostos. Um dos benefícios oferecidos por este sistema é o número de graus de liberdade disponíveis, garantindo que a câmara de abertura à fenda ficasse muito bem alinhada em relação ao tubo de raios X; é possível compensar desníveis da mesa de exame ou da bancada de ensaio em relação ao chão ou tubo de raios X.

Outro ponto favorável da construção deste sistema mecânico é a robustez que ele apresentou, mantendo o dispositivo de alinhamento, a câmara de abertura à fenda e o sensor digital mecanicamente fixos em suas respectivas posições, o que, também, garantiu um bom alinhamento.

A segunda base (FIG. 3.3) composta pelos dois blocos que deslizam um sobre o outro, direção x e y , permitiu o ajuste micrométrico nestas direções, o que garantiu precisão no processo de alinhamento, além de facilitar e agilizar o posicionamento do sensor em relação ao dispositivo de acrílico de alinhamento.

Foram identificados dois pontos, que não atrapalharam as medições realizadas, porém, podem ser melhorados no projeto; são eles: o sistema de magnificação e um sistema de pés para os parafusos de nivelamento a ser colocado na primeira base (FIG. 3.2).

Sugere-se a modificação do sistema com hastes e tubos cilíndricos para um perfil quadrado com furações em passo de um em um centímetro, substituindo-se os parafusos de pressão por pinos a serem encaixados nestas furações, pois se verificou que os parafusos de pressão tendiam a desalinhar a quarta base que serviu de suporte para o dispositivo de alinhamento e para a câmara de abertura à fenda.

Apesar do sistema mecânico ter ficado muito pesado (12 kg), ao se nivelar a primeira base, verificou-se que todo o conjunto sofria de pequenos deslocamentos pelo atrito do parafuso com a mesa de ensaios. Sugere-se a construção de um sistema de rosca sem fim para ser acoplado embaixo de cada um dos quatro

parafusos, de forma a garantir que todo o conjunto permaneça parado durante o procedimento de alinhamento.

Nos equipamentos de raios X avaliados, o procedimento de nivelar a cúpula radiológica e o sistema mecânico durou, aproximadamente, 10 min; da aquisição da primeira imagem do dispositivo de acrílico de alinhamento, avaliando-se o grau deste alinhamento e seguindo-se aos ajustes necessários no sistema mecânico, nova aquisição e análise da imagem do dispositivo de alinhamento teve a duração de aproximadamente 20 min. Assim, todo o procedimento durou 30 min; garantindo que ao final o conjunto tubo de raios X, câmara de abertura à fenda e sensor digital estariam dentro do limite de $\pm 0,5^\circ$ exigido pela norma NEMA XR5^[5], sem ser um procedimento “difícil e tedioso” conforme afirmam Tang et al^[56].

A análise computacional para verificação do alinhamento, apresentado no item 4.1.1, além de agilizar o procedimento, possibilitou a quantificação do alinhamento obtido durante os ensaios nos cinco equipamentos radiológicos avaliados. Em trabalhos anteriormente desenvolvidos no IEE/USP^[26] com os mesmos instrumentos, tal alinhamento era apenas qualitativo.

Toda a rotina de avaliação computacional foi fundamentada em simples conceitos de geometria com um triângulo retângulo para verificar a equidistância entre o centro das imagens das esferas nos vértices do quadrado e o centro da imagem da esfera central.

Os resultados apresentados na TAB. 4.5 mostram que o alinhamento obtido com o sistema mecânico proposto e analisado nas rotinas computacionais para os equipamentos radiológicos avaliados no presente trabalho estão dentro do limite de $\pm 0,5^\circ$ exigido pela norma NEMA XR5^[5].

O desenvolvimento do método computacional para a determinação das dimensões dos pontos focais e da FTM, apresentado no item 4.2.1, serviu de grande aprendizado tanto para o processamento de imagens digitais, por meio das rotinas de busca e segmentação, quanto para uma melhor compreensão das funções que descrevem as características dos sistema de imagem, como a FEL e FTM.

O método computacional permitiu a quantificação da dimensão do ponto focal de forma objetiva, sem a subjetividade de um observador. Apesar de

precisar de uma pessoa para inserir as imagens e determinar alguns parâmetros de escolha de sub-matrizes; a determinação da FWHM e o cálculo do P_{ef} são automáticos. O método computacional ainda permitiu a obtenção da FTM e a automatização do cálculo do primeiro mínimo, que forneceu o resultado da resolução do ponto focal em pares de linha por milímetro para a magnificação padrão exigida pelas normas IEC 60336^[4] e NEMA XR5^[5].

As FEL ajustadas aos pontos experimentais de cada imagem obtida paralela e ortogonal ao eixo anodo-catodo dos cinco equipamentos radiológicos avaliados foram apresentadas nas FIG. 4.10 a FIG. 4.19. Como pode ser observado nestas figuras, nem todos os perfis apresentam uma distribuição de gaussiana dupla, porém, mesmo assim aplicou-se este ajuste com a finalidade de testar a metodologia de avaliação proposta por meio da largura à meia-alutra (FWHM)^[56].

Apesar dos resultados obtidos para o χ^2 reduzido calculado por meio do método computacional desenvolvido estarem além do usualmente esperado, verificou-se que os ajustes da FEL concordam com os dados experimentais na região do FWHM, conforme as FIG. 4.10 a FIG. 4.19. Assim, a determinação das dimensões dos pontos focais pela FWHM dos ajustes de FEL não foi comprometida.

A avaliação da dimensão do ponto focal com as imagens obtidas em filme foi realizada por meio de duas metodologias. A primeira contou com a colaboração de dez observadores, que fizeram a leitura da largura da imagem da fenda uma única vez em cada imagem. A segunda metodologia consistiu em dois observadores que fizeram esta leitura cinco vezes em cada imagem, em dias diferentes, sendo um dos observadores experiente na avaliação de filmes de programas de garantia de qualidade e o outro apenas com as instruções dadas para a execução deste trabalho. As duas metodologias foram empregadas com a finalidade de se avaliar possíveis diferenças nas incertezas, determinadas pelo resultado da média dos valores obtidos entre os dez observadores em uma única leitura e um observador com várias leituras.

Os resultados apresentados nas TAB. 4.16, TAB. 4.17 e FIG. 4.24 mostraram que a incerteza da segunda metodologia com os dois observadores é menor do que a incerteza da primeira com os dez observadores. Porém, apesar

da segunda metodologia ser mais precisa, ela é menos exata; pois difere significativamente da média dos valores obtidos pelos dez observadores.

Assim, com a finalidade de validação da metodologia proposta para este trabalho, de utilizar o sensor CCD no lugar do filme com método computacional para determinação das dimensões dos pontos focais, foram comparados os resultados obtidos pela avaliação digital com a média entre os dez observadores.

Verificou-se que tanto os resultados obtidos nas avaliações digitais como nas avaliações com os dez observadores com filme radiológico, a maioria das dimensões dos pontos focais obtidos são inferiores aos limites mínimos apresentados na norma IEC 60336^[4]. Os valores são coincidentes entre si, considerando as incertezas estimadas na avaliação digital e em filme. Este fato mostra que apesar dos valores de χ^2 reduzido serem maiores do que os esperados, a hipótese de calcular as dimensões dos pontos focais pela FWHM do ajuste foi comprovada e o método desenvolvido consolidado.

Os fabricantes dos tubos de raios X não apresentam as incertezas das dimensões dos pontos focais declarados nos documentos acompanhantes dos tubos de raios X; assim, acredita-se que esta diferença para menos seja devida ao fato dos tubos avaliados serem novos e, portanto, não devem existir deformações ou rugosidades na pista do anodo que venham a alargar as dimensões dos seus pontos focais.

O método computacional desenvolvido no presente trabalho também determinou automaticamente a FTM para os pontos focais avaliados a partir da FEL ajustada, e uma rotina de busca localizou o ponto de primeiro mínimo da FTM, determinando o valor da resolução em pares de linha por milímetro.

A comparação dos valores dos pontos de mínimo obtidos pelo método desenvolvido neste trabalho e por Nickoloff et al^[43] mostraram uma concordância média de 17%. Tal percentual poderia ser menor se outras FEL fossem ajustadas aos perfis de intensidade de radiação que, claramente, não seguem a distribuição de gaussiana dupla, como por exemplo, FIG. 4.11 (a) e FIG. 4.15 (a).

6. CONCLUSÕES

O sistema mecânico desenvolvido facilitou o procedimento de alinhamento para o ensaio de avaliação das dimensões do ponto focal, mostrando-se satisfatório em relação à rigidez mecânica e à reprodutibilidade de posicionamento.

A análise computacional para verificação do alinhamento agilizou e quantificou o grau de alinhamento obtido entre o tubo de raios X, o dispositivo de alinhamento e o sensor digital. Devido a boa resolução do sensor e da determinação das posições ideal (P_i) e real (P_r), garantiu-se a boa precisão no cálculo do grau de alinhamento.

O método computacional permitiu a quantificação da dimensão do ponto focal de forma objetiva, por meio da FWHM de uma dupla gaussiana ajustada aos pontos experimentais do perfil da imagem da câmara de abertura à fenda, sem a subjetividade de um observador. Além disso, a avaliação digital ofereceu a FTM com a determinação automática do ponto de primeiro mínimo que corresponde ao limite de resolução do ponto focal avaliado nas condições estabelecidas de magnificação padrão.

No estudo realizado, verificou-se que a metodologia do ajuste da dupla gaussiana, proposta no método computacional de análise, mostrou-se satisfatória em relação à obtenção das dimensões dos pontos focais, apesar dos resultados obtidos para o χ^2 reduzido terem sido maiores do que os usualmente esperados.

A comparação entre as dimensões dos pontos focais obtidas pela avaliação digital e pelos dez observadores no filme mostrou que os resultados obtidos podem ser considerados iguais dentro das incertezas estimadas, consolidando a metodologia de análise digital desenvolvida no trabalho. Neste ponto, destaca-se a vantagem da determinação da dimensão do ponto focal pelo método digital em relação à avaliação em filme, visto que as incertezas obtidas no primeiro caso são bem menores que as do segundo caso.

Um aspecto importante que se deseja destacar é a metodologia de avaliação das incertezas de medição utilizada neste trabalho de pesquisa. Toda a terminologia, a simbologia e os métodos de composição das incertezas obtidas foram baseados no Guia^[37], que padronizou a determinação e a expressão das incertezas de medição em ensaios e calibrações realizadas em laboratórios credenciados. Optou-se pela avaliação de incertezas utilizando-se este Guia^[37], justamente pela vantagem de se obter resultados de incertezas padronizadas que, certamente, facilitarão a comparação dos resultados deste trabalho com outros no futuro.

A determinação da FTM e do ponto de primeiro mínimo pelo método computacional desenvolvido foi considerado adequado, podendo ser utilizado para avaliação da resolução dos pontos focais, em pares de linha por milímetro, nas condições estabelecidas de magnificação padrão.

Para continuidade deste trabalho, sugere-se o modelamento do método computacional para outras funções além da gaussiana dupla já desenvolvida, de forma a obter FEL que se ajustem melhor aos pontos experimentais dos perfis das imagens avaliadas por meio de valores de χ^2 reduzido melhores.

Uma sugestão é a aplicação da metodologia desenvolvida na avaliação da rugosidade do anodo de um tubo de raios X; este trabalho já está em andamento no Instituto de Eletrotécnica e Energia (IEE/USP). Outra sugestão é a avaliação dos resultados obtidos por dispositivos do tipo padrão de barras e miras estelares, que tem grande aplicação na prática dos programas de controle de qualidade em departamentos de diagnóstico por imagem. O método de determinação das dimensões dos pontos focais, utilizando a câmara de abertura à fenda e a avaliação digital desenvolvida neste trabalho, poderia ser utilizado como referência para o estudo destes dispositivos de avaliação das características dos pontos focais.

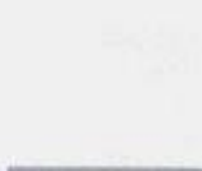
ANEXO A – Método computacional desenvolvido para avaliação das imagens digitais do padrão fenda

FOCO FINO – IMAGEM PARALELA AO EIXO ANODO-CATODO

Equipamento sob avaliação: Tubo Siemens - Bianlgulix 150/3052
 Foco Fino declarado: 0,6 mm
 Limites para largura (IP) : 0,60..0,90 mm

P_1. Imagem de entrada

```
IP := READ_IMAGE("FF_IP4.bmp" )
```



Comentários:

A imagem deve ser exportada da Sens-a-Ray e importada para o Mathcad na extensão bmp para evitar perda de informação.

P_2. Verificação da orientação da fenda

```
Orient_IP := READBMP("FF_IP4R.bmp" )
```

```
thresholding_IP (X) :=
    for i ∈ 0.. rows(X) - 1
        for j ∈ 0.. cols(X) - 1
            Ki,j ← 0 if Xi,j < 135
            Ki,j ← 255 otherwise
    K
```

```
Bin_IP := thresholding_IP (Orient_IP)
```



```
coluna_IP (X) :=
    x ← 0
    for i ∈ 0.. rows(X) - 1
        for j ∈ 0.. cols(X) - 1
            if X-i+rows(X)-1,j = 0
                ax ← -i + rows(X) - 1
                bx ← j
                x ← x + 1
    b
```

```
coluna_IP := coluna_IP (Bin_IP)
```

```
coluna_IP0 = 254
```

```
δc_IP := 9
```

Comentários:

A imagem paralela deve ser rotacionada de 90° em programas como o PAINT ou ADOBE.

Comentários:

O valor de thresholding deve ser modificado caso as linhas da borda da fenda não sejam visíveis. Se necessário, abra a matriz correspondente a IP .

Comentários:

Esta rotina localiza a primeira coluna cujo valor é diferente de zero. Este valor deve ser incrementado por um δ (+ ou -) de maneira que as bordas da fenda fiquem em submatrizes separadas.

$M1_IP := \text{submatrix}(\text{Bin_IP}, 0, \text{rows}(\text{Bin_IP}) - 1, 0, \text{coluna_IP}_0 + \delta c_IP)$

$M2_IP := \text{submatrix}(\text{Bin_IP}, 0, \text{rows}(\text{Bin_IP}) - 1, \text{coluna_IP}_0 + \delta c_IP, \text{cols}(\text{Bin_IP}) - 1)$



Comentários:

Imagens das submatrizes separadas.

Comentários:

As rotinas abaixo localizam a **primeira posição** de linha e coluna, diferentes de zero, em cada sub matriz .

```
linhal_M1_IP (X) :=
  x ← 0
  for i ∈ 0.. rows(X) - 1
    for j ∈ 0.. cols(X) - 1
      if Xi,j = 0
        ax ← i
        bx ← j
        x ← x + 1
```

```
linhal_M2_IP (X) :=
  x ← 0
  for i ∈ 0.. rows(X) - 1
    for j ∈ 0.. cols(X) - 1
      if Xi,j = 0
        ax ← i
        bx ← j
        x ← x + 1
```

linhal_M1_IP := linhal_M1_IP (M1_IP)

linhal_M2_IP := linhal_M2_IP (M2_IP)

Px1_M1_IP := linhal_M1_IP₀

Px1_M2_IP := linhal_M2_IP₀

```
coluna1_M1_IP (X) :=
  x ← 0
  for i ∈ 0.. rows(X) - 1
    for j ∈ 0.. cols(X) - 1
      if Xi,j = 0
        ax ← i
        bx ← j
        x ← x + 1
```

```
coluna1_M2_IP (X) :=
  x ← 0
  for i ∈ 0.. rows(X) - 1
    for j ∈ 0.. cols(X) - 1
      if Xi,j = 0
        ax ← i
        bx ← j
        x ← x + 1
```

coluna1_M1_IP := coluna1_M1_IP (M1_IP)

coluna1_M2_IP := coluna1_M2_IP (M2_IP)

Py1_M1_IP := coluna1_M1_IP₀

Py1_M2_IP := coluna1_M2_IP₀

Px1_M1_IP = 0
Py1_M1_IP = 256

Primeira posição
da borda descrita
pela sub matriz **M1**.

Px1_M2_IP = 0
Py1_M2_IP = 5

Primeira posição
da borda descrita
pela sub matriz **M2**.

Comentários:

As rotinas abaixo localizam a **última posição** de linha e coluna, diferentes de zero, em cada sub matriz.

```

linha2_M1_IP(X) :=
  x ← 0
  for i ∈ 0..rows(X) - 1
    for j ∈ 0..cols(X) - 1
      if X-i+rows(X)-1,j = 0
        ax ← -i + rows(X) - 1
        bx ← j
        x ← x + 1
  a
  
```

```

linha2_M2_IP(X) :=
  x ← 0
  for i ∈ 0..rows(X) - 1
    for j ∈ 0..cols(X) - 1
      if X-i+rows(X)-1,j = 0
        ax ← -i + rows(X) - 1
        bx ← j
        x ← x + 1
  a
  
```

linha2_M1_IP := linha2_M1_IP(M1_IP)

linha2_M2_IP := linha2_M2_IP(M2_IP)

Px2_M1_IP := linha2_M1_IP₀

Px2_M2_IP := linha2_M2_IP₀

```

coluna2_M1_IP(X) :=
  x ← 0
  for i ∈ 0..rows(X) - 1
    for j ∈ 0..cols(X) - 1
      if X-i+rows(X)-1,j = 0
        ax ← -i + rows(X) - 1
        bx ← j
        x ← x + 1
  b
  
```

```

coluna2_M2_IP(X) :=
  x ← 0
  for i ∈ 0..rows(X) - 1
    for j ∈ 0..cols(X) - 1
      if X-i+rows(X)-1,j = 0
        ax ← -i + rows(X) - 1
        bx ← j
        x ← x + 1
  b
  
```

coluna2_M1_IP := coluna2_M1_IP(M1_IP)

coluna2_M2_IP := coluna2_M2_IP(M2_IP)

Py2_M1_IP := coluna2_M1_IP₀

Py2_M2_IP := coluna2_M2_IP₀

Px2_M1_IP = 384 **Última posição** da
 Py2_M1_IP = 254 borda descrita pela
 sub matriz **M1**.

Px2_M2_IP = 384 **Última posição** da
 Py2_M2_IP = 1 borda descrita pela
 sub matriz **M2**.

Comentários:

A partir das posições calculadas é determinado o ângulo de inclinação das bordas da fenda em cada uma das submatrizes, por meio da relação de um triângulo retângulo

$$\theta_{M1_IP} := \frac{\pi}{2} - \text{acot} \left(\frac{Py2_M1_IP - Py1_M1_IP}{Px2_M1_IP - Px1_M1_IP} \right)$$

$$\theta_{M2_IP} := \frac{\pi}{2} - \text{acot} \left(\frac{Py2_M2_IP - Py1_M2_IP}{Px2_M2_IP - Px1_M2_IP} \right)$$

$\theta_{M1_IP} = 0.2984$ ldeg

$\theta_{M2_IP} = 0.5968$ ldeg

Limite aceitável de alinhamento da fenda:

meiograu := $\frac{\pi \cdot 0.5}{180}$ meiograu = 0.5deg

if($\theta_{M1_IP} \leq$ meiograu, "OK", "Falhou") = "OK"

if($\theta_{M2_IP} \leq$ meiograu, "OK", "Falhou") = "Falhou"

P_3. Valores máximos e mínimos das intensidades dos tons de cinza, inversão e normalização

$$\max(IP) = 211 \quad \min(IP) = 105 \quad \text{InP} := \max(IP) - IP \quad \max(\text{InP}) = 106$$

$$\min(\text{InP}) = 0$$

$$\text{InPN} := \frac{\text{InP}}{\max(\text{InP})}$$

P_4. Determinação do número de linhas e colunas das imagens de entrada

$$\text{colIP} := \text{cols}(IP) \quad \text{colIP} = 385$$

$$\text{linIP} := \text{rows}(IP) \quad \text{linIP} = 576$$

$$iIP := 0.. \text{linIP} - 1$$

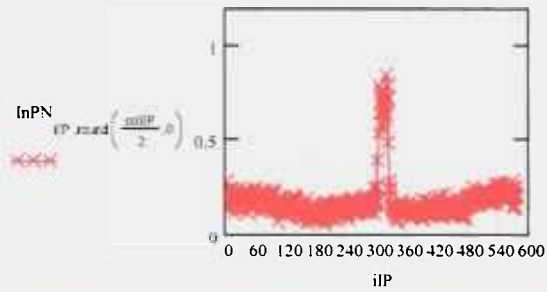
$$jIP := 0.. \text{colIP} - 1$$

$$\text{col} := \text{round}\left(\frac{\text{colIP}}{2}, 0\right)$$

Comentários:

Gráfico do perfil da imagem **paralela** traçado na região central da imagem da fenda, isto é, **colunas/2**.

Perfil da imagem da fenda na posição PARALELA



P_5. Determinação da região da fenda na imagem e escolha da submatriz

$$t1_{iIP} := \text{InPN}_{iIP, \text{col}}$$

$$t := t1$$

```
dtec(s) :=
  x ← 0
  for i ∈ 10.. rows(t) - 1
    if |ti - ti-10| > 0.55
      Ax ← i
      x ← x + 1
  A
```

$$\text{dtec}(t) = \begin{pmatrix} 305 \\ 306 \\ 328 \\ 329 \\ 330 \\ 331 \end{pmatrix}$$

Comentários:

Escolha a região da fenda a fim de agilizar os processamentos, destacando-se apenas a região de interesse. Se necessário, altere os valores de $\delta 1$ e $\delta \delta 1$.

$$\delta 1 := 20 \quad \delta \delta 1 := 40$$

$$X := \text{submatrix}\left(IP, \text{dtec}(t)_0 - \delta 1, \text{dtec}(t)_{\text{rows}(\text{dtec}(t))-1} + \frac{\delta 1}{1.5}, \text{col} - \delta \delta 1, \text{col} + \delta \delta 1\right)$$

$$k1 := \text{cols}(X) \quad k1 = 81$$

$$k := \text{rows}(X) \quad k = 60$$

$$\text{isub_IP} := 0.. k - 1$$

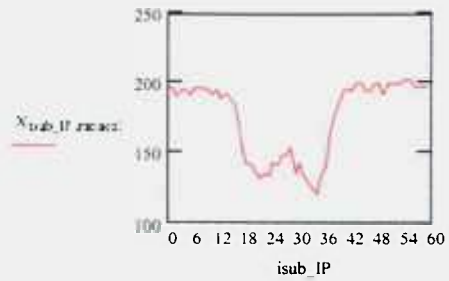
$$\text{jsub_IP} := 0.. k1 - 1$$

$$\text{meiacol} := \text{round}\left(\frac{\text{cols}(X)}{2}, 0\right)$$

$$\text{meiacol} = 41$$

WRITEBMR("SubIPFF_tubo150.bmp") := X

$$XX := \frac{\max(X) - X}{\max(X)}$$



Submatriz da região dos picos:

SubIP := XX

linSubIP := rows(SubIP) linSubIP = 60

colSubIP := cols(SubIP) colSubIP = 81

isubIP := 0..linSubIP - 1

jsubIP := 0..colSubIP - 1

$$\text{meiacol} := \text{round}\left(\frac{\text{colSubIP}}{2}, 0\right)$$

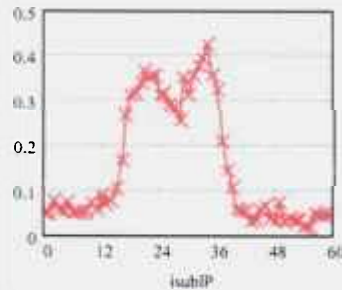
meiacol = 41

Comentários:

Vizualização do perfil da imagem na região de interesse.

Perfil da imagem da fenda na posição PARALELA - Submatriz

SubIP_{isubIP,meiacol}



P_6. Separação dos picos das gaussinas dupla

Imagem Paralela:

$$\text{Pico1P} := \text{submatrix}\left(\text{SubIP}, 0, \text{round}\left(\frac{\text{rows}(\text{SubIP})}{2}, 0\right), \text{meiacol}, \text{meiacol}\right)$$

$$\text{Pico2P} := \text{submatrix}\left(\text{SubIP}, \text{round}\left(\frac{\text{rows}(\text{SubIP})}{2}, 0\right) + 1, \text{rows}(\text{SubIP}) - 1, \text{meiacol}, \text{meiacol}\right)$$

max(Pico1P) = 0.364

max(Pico2P) = 0.422

$$\text{xc_IP} := \text{round}\left(\frac{\text{rows}(\text{SubIP})}{2}, 0\right) - 1 \quad \text{xc_IP} = 29$$

min(Pico1P) = 0.049

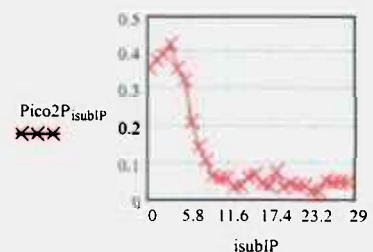
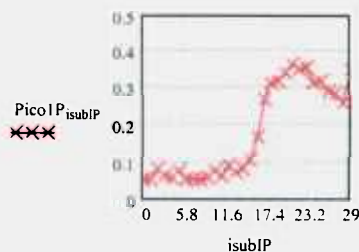
min(Pico2P) = 0.019

MINSUBIP := if(min(Pico1P) ≤ min(Pico2P), min(Pico1P), min(Pico2P))

MINSUBIP = 0.019

Comentários:

Separação dos picos para facilitar identificação dos parâmetros de ajuste da gaussiana.



P_7. Determinação dos parâmetros para 1o. ajuste da gauss dupla imagem paralela

Definição dos parâmetros de ajuste da gaussiana dupla:

- yo_IP = menor valor
- xc1_IP, xc2_IP = centro dos picos
- w1_IP, w2_IP =equiv a 2 σ
- A1_IP, A2_IP= área do gráfico

Etapas de cálculo:

1) Localização do menor valor do vetor da imagem

$$yo_IP := \text{MINSUBIP} \quad yo_IP = 0.019$$

2) Localização das posições dos picos

$$\begin{array}{l}
 xc1_IP := \text{for } i \in 0.. \text{rows}(\text{Pico1P}) - 1 \\
 \left| \begin{array}{l} P_i \leftarrow 1 \text{ if } \text{Pico1P}_i = \max(\text{Pico1P}) \\ xc1_IP \leftarrow \text{rows}(P) - 1 \end{array} \right.
 \end{array}
 \quad
 \begin{array}{l}
 xc2_IP := \text{for } i \in 0.. \text{rows}(\text{Pico2P}) - 1 \\
 \left| \begin{array}{l} P_i \leftarrow 1 \text{ if } \text{Pico2P}_i = \max(\text{Pico2P}) \\ xc2_IP \leftarrow (\text{rows}(P) - 1) + \text{round}\left(\frac{\text{rows}(\text{SubIP})}{2}, 0\right) \end{array} \right.
 \end{array}$$

$$xc1_IP = 21$$

$$xc2_IP = 33$$

3) Cálculo das larguras da gaussiana

Determinação da meia altura da gauss dupla (ΔH_p):

$$\Delta H_IP := \frac{\max(\text{SubIP})}{2} \qquad \Delta H_IP = 0.231$$

A partir do valor ΔH_IP e xc_IP encontrados no vetor obtêve-se os valores I1 a I4, utilizados na determinação dos picos:

$$\begin{array}{l}
 I := \left| \begin{array}{l} \text{for } i \in 0.. xc1_IP - 1 \\ \quad \text{for } ii \in 1.. \text{rows}(\text{Pico2P}) - 2 \\ \quad \left| \begin{array}{l} I_0 \leftarrow i \text{ if } \text{Pico1P}_i \leq \Delta H_IP < \text{Pico1P}_{i+1} \\ I_1 \leftarrow xc_IP \\ I_2 \leftarrow xc_IP + 1 \\ I_3 \leftarrow ii + \text{round}\left(\frac{\text{rows}(\text{SubIP})}{2}, 0\right) + 1 \text{ if } \text{Pico2P}_{ii-1} > \Delta H_IP \geq \text{Pico2P}_{ii} \end{array} \right. \end{array} \right. \quad I = \begin{pmatrix} 16 \\ 29 \\ 30 \\ 37 \end{pmatrix}
 \end{array}$$

Primeiro pico: ΔI₁ := I₁ - I₀ w1_IP := ΔI₁·0.849 w1_IP = 11.037

Segundo pico: ΔI₂ := I₃ - I₂ w2_IP := ΔI₂·0.849 w2_IP = 5.943

Comentários:

O parâmetro w_IP é igual a duas vezes o desvio padrão da distribuição gaussiana (2*σ) ou aproximadamente 0.849 da largura a meia altura.

4) Cálculo aproximado da área do gráfico: trapézios retângulos a partir de yo_IP

h := 1 Obs: Altura do trapézio equivalente a 1 pixel

$$q_IP := \text{round}\left(\frac{\text{rows}(\text{SubIP})}{2}, 0\right) - 1 \quad p_IP := \text{rows}(\text{SubIP}) - 1$$

$$A1_IP := \left[\frac{\sum_{i=0}^{q_IP-1} (\text{SubIP}_{i, \text{meiacol}}) + \sum_{i=1}^{q_IP} (\text{SubIP}_{i, \text{meiacol}})}{2} \cdot h \right]$$

A1_IP = 5.092

$$A2_IP := \left[\frac{\sum_{i=q_IP}^{p_IP-1} (\text{SubIP}_{i, \text{meiacol}}) + \sum_{i=q_IP+1}^{p_IP} (\text{SubIP}_{i, \text{meiacol}})}{2} \cdot h \right]$$

A2_IP = 3.988

tes := A1_IP + A2_IP

tes = 18.638

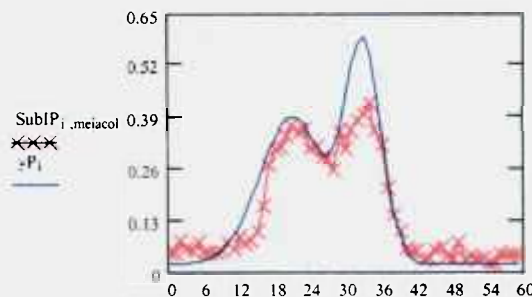
Comentários:

O cálculo da área foi realizado por uma somatória discreta considerando duas gaussianas separadas.

Gaussiana dupla para a imagem da fenda na posição PARALELA

i := isubIP

$$yP_i := yo_IP + \frac{A1_IP}{w1_IP \cdot \sqrt{\frac{\pi}{2}}} \cdot \exp\left[\frac{-2(i - xc1_IP)^2}{(w1_IP)^2}\right] + \frac{A2_IP}{w2_IP \cdot \sqrt{\frac{\pi}{2}}} \cdot \exp\left[\frac{-2 \cdot (i - xc2_IP)^2}{(w2_IP)^2}\right]$$



Comentários:

O gráfico mostra os pontos experimentais e a função ajustada com os parâmetros acima obtidos.

$$diffP := \sqrt{\sum_i \frac{(\text{SubIP}_{i, \text{meiacol}} - yP_i)^2}{\text{linSubIP} - 7}}$$

diffP = 0.066

Comentários:

Variância relacionada à forma com que a grandeza varia em torno do ajuste.

P_8. Refinamento do ajuste da gauss dupla imagem paralela a partir dos parâmetros anteriores

1) Redefinição de variáveis

Comentários:

O refinamento do ajuste é realizado utilizando uma função do próprio Mathcad (genfit) que pede alguns vetores de entrada. Entre eles um vetor contendo os parâmetros iniciais de ajuste (**wg_IP**), que foi obtido na etapa **P_7**; um vetor com os dados relativos ao eixo x (**wx_IP**), outro relativo ao eixo y (**wy_IP**) e, finalmente, um vetor **F_IP** que contém a função sob ajuste (dupla gaussiana) e as derivadas parciais com relação aos n parâmetros desta função

Assim, inicia-se esta etapa renomeando as variáveis para facilitar as operações entre vetores.

$p_0 := y0_IP$
 $p_1 := xc1_IP$
 $p_2 := xc2_IP$
 $p_3 := w1_IP$
 $p_4 := w2_IP$
 $p_5 := A1_IP$
 $p_6 := A2_IP$

Comentários:

Redefinição de variáveis

$wg_IP := \begin{pmatrix} p_0 \\ p_1 \\ p_2 \\ p_3 \\ p_4 \\ p_5 \\ p_6 \end{pmatrix}$

$wg_IP = \begin{pmatrix} 0.019 \\ 21 \\ 33 \\ 11.037 \\ 5.943 \\ 5.092 \\ 3.988 \end{pmatrix}$

Comentários:

Vetor contendo os parâmetros iniciais de ajuste.

$wwx_i := i$

$wx_IP := wwx$

Comentários:

$wwy_i := SubIP1, meiacol$

$wy_IP := wwy$

Vetor contendo dados relativos aos eixos x e y.

$$F_IP(i, p) := \begin{bmatrix} p_0 + \frac{p_5}{p_3 \sqrt{\frac{\pi}{2}}} \cdot \exp\left[\frac{-2 \cdot (i - p_1)^2}{(p_3)^2}\right] + \frac{p_6}{p_4 \sqrt{\frac{\pi}{2}}} \cdot \exp\left[\frac{-2 \cdot (i - p_2)^2}{(p_4)^2}\right] \\ 1 \\ \frac{4 \cdot p_5}{(p_3)^3 \sqrt{\frac{\pi}{2}}} \cdot \exp\left[\frac{-2 \cdot (i - p_1)^2}{(p_3)^2}\right] \cdot (i - p_1) \\ \frac{4 \cdot p_6}{(p_4)^3 \sqrt{\frac{\pi}{2}}} \cdot \exp\left[\frac{-2 \cdot (i - p_2)^2}{(p_4)^2}\right] \cdot (i - p_2) \\ \frac{-p_5}{(p_3)^2 \sqrt{\frac{\pi}{2}}} \cdot \exp\left[\frac{-2 \cdot (i - p_1)^2}{(p_3)^2}\right] \cdot \left[1 - \frac{4 \cdot (i - p_1)^2}{(p_3)^2}\right] \\ \frac{-p_6}{(p_4)^2 \sqrt{\frac{\pi}{2}}} \cdot \exp\left[\frac{-2 \cdot (i - p_2)^2}{(p_4)^2}\right] \cdot \left[1 - \frac{4 \cdot (i - p_2)^2}{(p_4)^2}\right] \\ \frac{1}{p_3 \sqrt{\frac{\pi}{2}}} \cdot \exp\left[\frac{-2 \cdot (i - p_1)^2}{(p_3)^2}\right] \\ \frac{1}{p_4 \sqrt{\frac{\pi}{2}}} \cdot \exp\left[\frac{-2 \cdot (i - p_2)^2}{(p_4)^2}\right] \end{bmatrix}$$

Comentários:

Vetor que contém a função sob ajuste (dupla gaussiana) e as derivadas parciais com relação aos n parâmetros desta função.

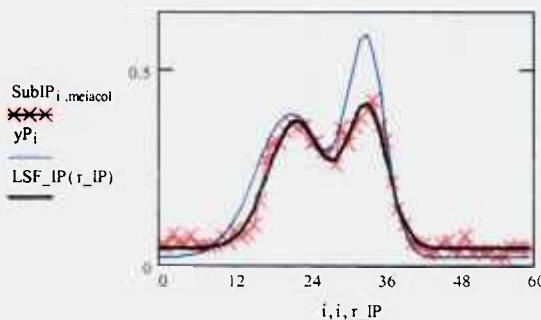
Ajust_IP := genfit(wx_IP, wy_IP, wg_IP, F_IP) r_IP := 0, 1.. linSubIP - 1

LSF_IP(r_IP) := F_IP(r_IP, Ajust_IP)_0

Comentários:

O gráfico apresenta a distribuição dos dados experimentais, o 1º ajuste e o ajuste refinado.

Ajust_IP = $\begin{bmatrix} 0.044 \\ 21.748 \\ 33.083 \\ 8.805 \\ 6.566 \\ 3.58 \\ 2.932 \end{bmatrix}$ ----> yo_IP
 ----> xc1_IP
 ----> xc2_IP
 ----> w1_IP
 ----> w2_IP
 ----> A1_IP
 ----> A2_IP



Comentários:

$$difIP2 := \sqrt{\sum_i \frac{(\text{SubIP}_{i, \text{meiacol}} - \text{LSF_IP}(i))^2}{\text{linSubIP} - 7}}$$

difIP2:100 = 2.1128

Variância relacionada à forma com que a grandeza varia em torno do ajuste.

P_9. Avaliação do ajuste obtido pelo teste de χ^2 reduzido

vet_IP := SubIP_{i, meiacol}

Fundo_IP := for i ∈ 0..linSubIP - 1
 | Fundo_IP_i ← vet_IP_i if vet_IP_i ≤ 0.100
 | Fundo_IP

Fundo_IP1 := x ← 0
 for i ∈ 0..linSubIP - 1
 if Fundo_IP_i ≠ 0
 | A_x ← Fundo_IP_i
 | x ← x + 1
 A

Comentários:

A incerteza considerada é o desvio padrão da média da intensidade normalizada da região de fundo.

$$\mu_{IP} := \frac{\sum_{i=0}^{\text{rows}(\text{Fundo_IP1})-1} (\text{Fundo_IP1}_i)}{\text{rows}(\text{Fundo_IP1})} \quad \mu_{IP} = 0.05062$$

$$\sigma_{IP} := \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^{\text{rows}(\text{Fundo_IP1})-1} (\text{Fundo_IP1}_i - \mu_{IP})^2}{\text{rows}(\text{Fundo_IP1}) - 1}} \quad \sigma_{IP} = 0.0166622$$

$$\chi^2_{IP} := \sum_{z=0}^{\text{linSubIP}-1} \frac{(\text{SubIP}_{z, \text{meiacol}} - \text{LSF_IP}(z))^2}{(\sigma_{IP})^2} \quad \chi^2_{IP} = 85.2154$$

v_IP := linSubIP - 7
v_IP = 53

$$\chi^2R_{IP} := \frac{\chi^2_{IP}}{(v_{IP})} \quad \chi^2R_{IP} = 1.6078$$

P_10. Determinação da meia altura da gauss dupla ajustada ($\Delta H2_{IP}$)

q_i := LSF_IP(i)

max(q) = 0.412

Q1 := submatrix(q, 0, round($\frac{\text{rows}(q)}{2}$), 0, 0)

min(q) = 0.044

Q2 := submatrix(q, round($\frac{\text{rows}(q)}{2}$), 0 + 1, rows(q) - 1, 0, 0)

Comentários:

Para a determinação da metade da altura está sendo considerada a média entre os valores de máximo dos dois picos .

max(Q1) = 0.369

max(Q2) = 0.412

min(Q1) = 0.044

min(Q2) = 0.044

$$\Delta H2_{IP} := \frac{\frac{(\text{max}(Q1) + \text{max}(Q2))}{2}}{2}$$

$\Delta H2_{IP} = 0.195$

P_11. Determinação dos pixels equivalentes a largura a meia altura

```
L :=
  for i ∈ 1..xc1_IP
    for ii ∈ 1..rows(Q2) - 2
      L0 ← i if Q1i ≤ ΔH2_IP < Q1i+1
      L1 ← ii + round( (rows(q)/2 - 0) ) + 1 if Q2ii-1 > ΔH2_IP ≥ Q2ii
```

$$L = \begin{pmatrix} 16 \\ 38 \end{pmatrix}$$

P_12. Largura em número de pixels

$$\Delta L := (L_1 - L_0) \cdot 0.849 \quad \Delta L = 18.678$$

P_13. Parâmetros da geometria utilizada no ensaio (valores em mm)

DFO := 273 DOD := 427 s := 0.010 SAR := 0.045

Comentários:

DFD := DFO + DOD DFD = 700

- DFD : distância foco-detector
- DFO : distância foco-objeto
- DOD : distância objeto-detector
- slit : espessura da fenda
- SAR : tamanho do pixel

E := $\frac{DOD}{DFO}$ E = 1.5641

P_14. Determinação da LARGURA do ponto focal

$$FPeff := \frac{\Delta L \cdot SAR - s \cdot (E + 1)}{E}$$

FPeff = 0.52098 mm

Comparação com os limites da Norma IEC:

```
Lim_inf_IP := 0.6            if(Lim_inf_IP ≤ FPeff, "Sim", "Não" ) = "Não"
Lim_sup_IP := 0.9            if(FPeff ≤ Lim_sup_IP, "Sim", "Não" ) = "Sim"
```

P_15. Determinação da Função de Transferência de Modulação - Imagem Paralela

i := 0.. 207

ω := READPRN("omega1.dat")

Valores de frequência espacial

n := (linSubIP - 1) n = 59

Número total de pixels

r := 0.. n

Valores da abcissa no domínio espacial

Ms := 1.3

Magnificação padrão - IEC 60336

$$f_{s_IP_i} := \omega_i \cdot \frac{Ms}{Ms - 1}$$

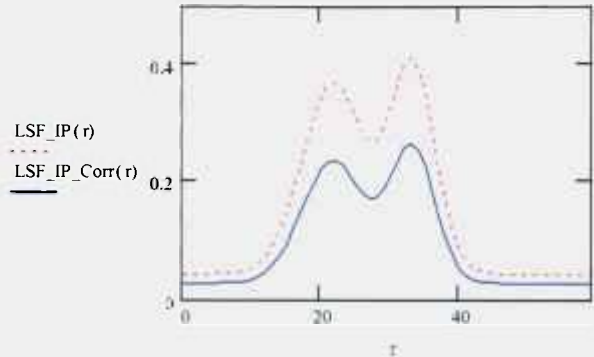
Correção da frequência espacial para a magnificação padrão

$$LSF_IP_Corr(r) := \frac{LSF_IP(r)}{E}$$

Correção da LSF_IP para a magnificação utilizada no ensaio - cláusula 6.5.1 IEC 60336

Comentários:

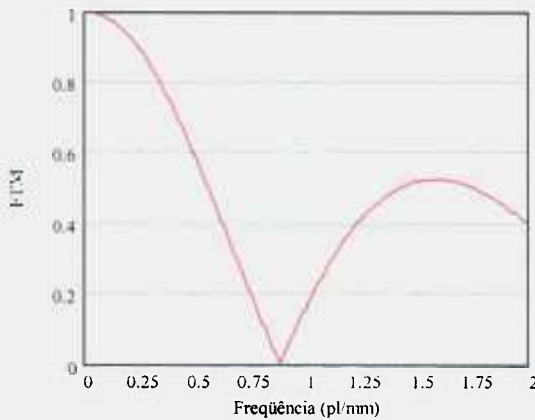
Visualização da **LSF_IP** e **LSF_IP_Corr.**



$$MTF_{IP}(\omega) := \frac{\left| \int_{-\infty}^{\infty} LSF_{IP_Corr}(r) \cdot \cos(2\pi \omega \cdot r) dr \right|}{\int_{-\infty}^{\infty} LSF_{IP_Corr}(r) dr}$$

Comentários:

Relação matemática para o cálculo da Função de Transferência de Modulação (FTM).



$$FTM_{IP_i} := MTF_{IP}(\omega_i)$$

```

Min_IP :=
  x ← 0
  for i ∈ 0..206
    if FTM_IP_i ≤ FTM_IP_{i+1}
      A_x ← i
      x ← x + 1
  A
  
```

$$\omega(\text{Min_IP}_0) = 0.0091$$

$$Freq_IP := \frac{\omega(\text{Min_IP}_0) \cdot \frac{Ms}{Ms - 1}}{SAR}$$

Freq_IP = 0.876 pl/mm

FOCO FINO – IMAGEM ORTOGONAL AO EIXO ANODO-CATODO

Equipamento sob avaliação: Tubo Siemens - Biangulix 150/3052

Foco Fino declarado: 0,6 mm

Limites para comprimento (IO) : 0,90..1,30 mm

O_1. Imagem de entrada

```
IO := READ_IMAGE ("FF_IO2.bmp" )
```



O_2. Verificação da orientação da fenda

```
Orient_IO := IO
```

```
thresholdingIO (X) :=
  for i ∈ 0.. rows (X) - 1
  for j ∈ 0.. cols (X) - 1
  Ki,j ← 0 if Xi,j < 125
  Ki,j ← 255 otherwise
```

```
Bin_IO := thresholdingIO (Orient_IO)
```



```
coluna_IO (X) :=
  x ← 0
  for i ∈ 0.. rows (X) - 1
  for j ∈ 0.. cols (X) - 1
  if X-i+rows(X)-1,j = 0
  ax ← -i + rows (X) - 1
  bx ← j
  x ← x + 1
  b
```

```
coluna_IO := coluna_IO (Bin_IO)
```

```
coluna_IO0 = 180
```

```
δc_IO := 5
```

Comentários:

A imagem ortogonal é a mesma imagem de entrada .

Comentários:

O valor de thresholding deve ser modificado caso as linhas da borda da fenda não sejam visíveis. Se necessário, abra a matriz correspondente a IO .

Comentários:

Esta rotina localiza a primeira coluna cujo valor é diferente de zero. Este valor deve ser incrementado por um δ (+ ou -) de maneira que as bordas da fenda fiquem em submatrizes separadas.

$M1_IO := \text{submatrix}(\text{Bin_IO}, 0, \text{rows}(\text{Bin_IO}) - 1, 0, \text{coluna_IO}_0 + \delta c_IO)$

$M2_IO := \text{submatrix}(\text{Bin_IO}, 0, \text{rows}(\text{Bin_IO}) - 1, \text{coluna_IO}_0 + \delta c_IO + 1, \text{cols}(\text{Bin_IO}) - 1)$

Comentários:

Imagens das submatrizes separadas.

Comentários:

As rotinas abaixo localizam a **primeira posição** de linha e coluna, diferentes de zero, em cada sub matriz.

```

linhal_M1_IO(X) :=
  x ← 0
  for i ∈ 0.. rows(X) - 1
    for j ∈ 0.. cols(X) - 1
      if Xi,j = 0
        ax ← i
        bx ← j
        x ← x + 1
  a
  
```

```

linhal_M2_IO(X) :=
  x ← 0
  for i ∈ 0.. rows(X) - 1
    for j ∈ 0.. cols(X) - 1
      if Xi,j = 0
        ax ← i
        bx ← j
        x ← x + 1
  a
  
```

$\text{linhal_M1_IO} := \text{linhal_M1_IO}(M1_IO)$

$\text{linhal_M2_IO} := \text{linhal_M2_IO}(M2_IO)$

$\text{Px1_M1_IO} := \text{linhal_M1_IO}_0$

$\text{Px1_M2_IO} := \text{linhal_M2_IO}_0$

```

colunal_M1_IO(X) :=
  x ← 0
  for i ∈ 0.. rows(X) - 1
    for j ∈ 0.. cols(X) - 1
      if Xi,j = 0
        ax ← i
        bx ← j
        x ← x + 1
  b
  
```

```

colunal_M2_IO(X) :=
  x ← 0
  for i ∈ 0.. rows(X) - 1
    for j ∈ 0.. cols(X) - 1
      if Xi,j = 0
        ax ← i
        bx ← j
        x ← x + 1
  b
  
```

$\text{colunal_M1_IO} := \text{colunal_M1_IO}(M1_IO)$

$\text{colunal_M2_IO} := \text{colunal_M2_IO}(M2_IO)$

$\text{Py1_M1_IO} := \text{colunal_M1_IO}_0$

$\text{Py1_M2_IO} := \text{colunal_M2_IO}_0$

Px1_M1_IO = ■
Py1_M1_IO = ■
Primeira posição
 da borda descrita
 pela sub matriz **M1**.

Px1_M2_IO = ■
Py1_M2_IO = ■
Primeira posição
 da borda descrita
 pela sub matriz **M2**.

Comentários:

As rotinas abaixo localizam a **última posição** de linha e coluna, diferentes de zero, em cada sub matriz.

```

linha2_M1_IO(X) :=
  x ← 0
  for i ∈ 0.. rows(X) - 1
    for j ∈ 0.. cols(X) - 1
      if X-i+rows(X)-1,j = 0
        ax ← -i + rows(X) - 1
        bx ← j
        x ← x + 1
  a
  
```

```

linha2_M2_IO(X) :=
  x ← 0
  for i ∈ 0.. rows(X) - 1
    for j ∈ 0.. cols(X) - 1
      if X-i+rows(X)-1,j = 0
        ax ← -i + rows(X) - 1
        bx ← j
        x ← x + 1
  a
  
```

linha2_M1_IO := linha2_M1_IO(M1_IO)

linha2_M2_IO := linha2_M2_IO(M2_IO)

Px2_M1_IO := linha2_M1_IO₀

Px2_M2_IO := linha2_M2_IO₀

```

coluna2_M1_IO(X) :=
  x ← 0
  for i ∈ 0.. rows(X) - 1
    for j ∈ 0.. cols(X) - 1
      if X-i+rows(X)-1,j = 0
        ax ← -i + rows(X) - 1
        bx ← j
        x ← x + 1
  b
  
```

```

coluna2_M2_IO(X) :=
  x ← 0
  for i ∈ 0.. rows(X) - 1
    for j ∈ 0.. cols(X) - 1
      if X-i+rows(X)-1,j = 0
        ax ← -i + rows(X) - 1
        bx ← j
        x ← x + 1
  b
  
```

coluna2_M1_IO := coluna2_M1_IO(M1_IO)

coluna2_M2_IO := coluna2_M2_IO(M2_IO)

Py2_M1_IO := coluna2_M1_IO₀

Py2_M2_IO := coluna2_M2_IO₀

Px2_M1_IO = 454
 Py2_M1_IO = 180
Última posição da borda descrita pela sub matriz **M1**.

Px2_M2_IO = 453
 Py2_M2_IO = 3
Última posição da borda descrita pela sub matriz **M2**.

Comentários:

A partir das posições calculadas é determinado o ângulo de inclinação das bordas da fenda em cada uma das submatrizes, por meio da relação de um triângulo retângulo

$$\theta_{M1_IO} := \frac{\pi}{2} - \text{acot} \left(\left| \frac{Py2_M1_IO - Py1_M1_IO}{Px2_M1_IO - Px1_M1_IO} \right| \right)$$

$$\theta_{M2_IO} := \frac{\pi}{2} - \text{acot} \left(\left| \frac{Py2_M2_IO - Py1_M2_IO}{Px2_M2_IO - Px1_M2_IO} \right| \right)$$

$\theta_{M1_IO} = 0 \text{ deg}$

$\theta_{M2_IO} = 1.1233 \text{ deg}$

Limite aceitável de alinhamento da fenda:

meiograu := $\frac{\pi \cdot 0.5}{180}$ meiograu = 0.5deg

$\text{if}(\theta_{M1_IO} \leq \text{meiograu}, "OK", "Falhou") = "OK"$

$\text{if}(\theta_{M2_IO} \leq \text{meiograu}, "OK", "Falhou") = "Falhou"$

O_3. Valores máximos e mínimos das intensidades dos tons de cinza, inversão e normalização

```

max(I0) = 191          min(I0) = 101          InO := max(I0) - I0          max(InO) = 90
min(InO) = 0
InON := (InO / max(InO))
    
```

O_4. Determinação do número de linhas e colunas das imagens de entrada

```

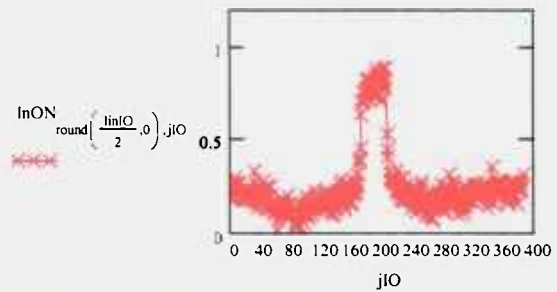
colIO := cols(I0)      colIO = 385
linIO := rows(I0)     linIO = 576

iIO := 0..linIO - 1
jIO := 0..colIO - 1
lin := round( (linIO / 2), 0)
    
```

Comentários:

Gráfico do perfil da imagem **ortogonal** traçado na região central da imagem da fenda, isto é, **linhas/2**.

Perfil da imagem da fenda na posição ORTOGONAL



O_5. Determinação da região da fenda na imagem e escolha da submatriz

```

t2_jIO := InON_lin, jIO
tt := t2
dtec2(s) :=
    x ← 0
    for i ∈ 20..rows(tt) - 1
        if |tt_i - tt_{i-20}| > 0.60
            A_x ← i
            x ← x + 1
    A
    
```

```

dtec2(tt) =
    ( 178
      179
      218
      221
      222
      223
      224 )
    
```

Comentários:

Escolha a região da fenda a fim de agilizar os processamentos, destacando-se apenas a região de interesse. Se necessário, altere os valores de $\delta 2$ e $\delta \delta 2$.

```

delta2 := 40      delta_delta2 := 40
    
```

```

Y := submatrix( I0, lin - delta_delta2, lin + delta_delta2, dtec2(tt)_0 - delta2, dtec2(tt)_{rows(dtec2(tt))-1} + (delta2 / 2) )
    
```

```

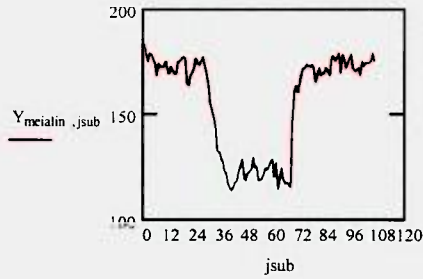
kk1 := cols(Y)      kk1 = 107
kk := rows(Y)       kk = 81
isub := 0..kk - 1
jsub := 0..kk1 - 1
meialin := round( (rows(Y) / 2), 0 )
meialin = 41
    
```



```

WRITEBMR("SubIOFF_tubo150.bmp") := Y
    
```

$$YY := \frac{\max(Y) - Y}{\max(Y)}$$



Submatriz da região dos picos:

```
SubIO := YY
linSubIO := rows(SubIO)    linSubIO = 81
colSubIO := cols(SubIO)   colSubIO = 107

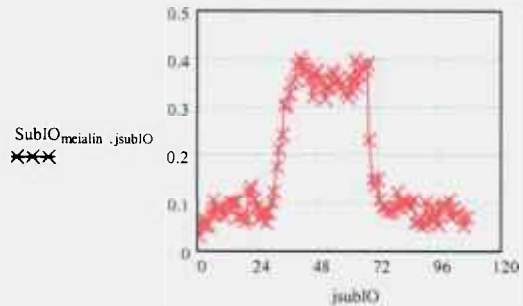
isubIO := 0..linSubIO - 1
jsubIO := 0..colSubIO - 1

meialin := round( (linSubIO / 2), 0 )
meialin = 41
```

Perfil da imagem da fenda na posição ORTOGONAL - Submatriz

Comentários:

Vizualização do perfil da imagem na região de interesse.



O_6. Separação dos picos das gaussinas dupla

Imagem Ortogonal:

```
Pico1O := submatrix( SubIO, meialin, meialin, 0, round( (cols(SubIO) / 2), 0) )T
Pico2O := submatrix( SubIO, meialin, meialin, round( (cols(SubIO) / 2), 0) + 1, cols(SubIO) - 1 )T

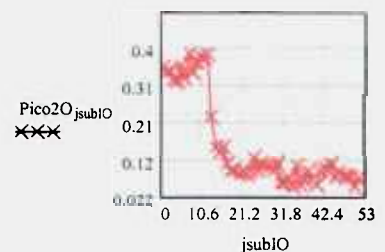
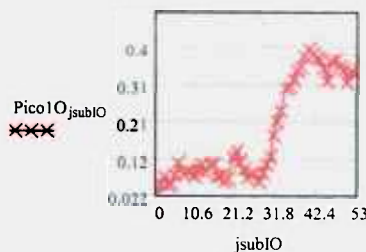
max(Pico1O) = 0.399      max(Pico2O) = 0.394
min(Pico1O) = 0.027     min(Pico2O) = 0.048

xc_IO := round( (cols(SubIO) / 2), 0) - 1    xc_IO = 53

MINSUBIO := if( min(Pico1O) ≤ min(Pico2O), min(Pico1O), min(Pico2O) )
MINSUBIO = 0.027
```

Comentários:

Separação dos picos para facilitar identificação dos parâmetros de ajuste da gaussiana.



O_7. Determinação dos parâmetros para 1o. ajuste da gauss dupla imagem ortogonal

Definição dos parâmetros de ajuste da gaussiana dupla:

- yo_IO = menor valor
- xc1_IO, xc2_IO = centro dos picos
- w1_IO, w2_IO =equiv a 2 σ
- A1_IO, A2_IO= área do gráfico

Etapas de cálculo:

1) Localização do menor valor do vetor da imagem

$$yo_IO := \text{MINSUBIO} \quad yo_IO = 0.027$$

2) Localização das posições dos picos

$$xc1_IO := \text{for } i \in 0.. \text{rows}(\text{Pico1O}) - 1 \quad \left| \begin{array}{l} P_i \leftarrow 1 \text{ if } \text{Pico1O}_i = \max(\text{Pico1O}) \\ xc1_IO \leftarrow \text{rows}(P) - 1 \end{array} \right.$$

$$xc2_IO := \text{for } i \in 0.. \text{rows}(\text{Pico2O}) - 1 \quad \left| \begin{array}{l} P_i \leftarrow 1 \text{ if } \text{Pico2O}_i = \max(\text{Pico2O}) \\ xc2_IO \leftarrow (\text{rows}(P) - 1) + \text{round}\left(\frac{\text{cols}(\text{SubIO})}{2}, 0\right) \end{array} \right.$$

$$xc1_IO = 40$$

$$xc2_IO = 61$$

3) Cálculo das larguras da gaussiana

Determinação da meia altura da gauss dupla (ΔH_p):

$$\Delta H_IO := \frac{\max(\text{SubIO})}{2}$$

$$\Delta H_IO = 0.226$$

A partir do valor ΔH_{IO} e xc_{IO} encontrados no vetor obtêve-se os valores J0 a J3, utilizados na determinação dos picos:

$$J := \left| \begin{array}{l} \text{for } i \in 0.. xc1_IO - 1 \\ \quad \text{for } ii \in 1.. \text{rows}(\text{Pico2O}) - 2 \\ \quad \quad \left| \begin{array}{l} J_0 \leftarrow i \text{ if } \text{Pico1O}_i \leq \Delta H_IO < \text{Pico1O}_{i+1} \\ J_1 \leftarrow xc_IO \\ J_2 \leftarrow xc_IO + 1 \\ J_3 \leftarrow ii + \text{round}\left(\frac{\text{cols}(\text{SubIO})}{2}, 0\right) + 1 \text{ if } \text{Pico2O}_{ii-1} > \Delta H_IO \geq \text{Pico2O}_{ii} \end{array} \right. \end{array} \right. \quad J = \begin{pmatrix} 32 \\ 53 \\ 54 \\ 69 \end{pmatrix}$$

Primeiro pico: ΔJ₁ := J₁ - J₀ w1_IO := ΔJ₁·0.849 w1_IO = 17.829

Segundo pico: ΔJ₂ := J₃ - J₂ w2_IO := ΔJ₂·0.849 w2_IO = 12.735

Comentários:

O parâmetro w_{IO} é igual a duas vezes o desvio padrão da distribuição gaussiana (2*σ) ou aproximadamente 0.849 da largura a meia altura.

4) Cálculo aproximado da área do gráfico: trapézios retângulos a partir de yo_IO

h := 1 Obs: Altura do trapézio equivalente a 1 pixel

$$q_IO := \text{round}\left(\frac{\text{cols}(\text{SubIO})}{2}, 0\right) - 1 \quad p_IO := \text{cols}(\text{SubIO}) - 1$$

$$A1_IO := \frac{\left[\sum_{j=0}^{q_IO-1} (\text{SubIO}_{\text{meialin},j}) + \sum_{j=1}^{q_IO} (\text{SubIO}_{\text{meialin},j}) \right] \cdot h}{2}$$

A1_IO = 9.965

$$A2_IO := \frac{\left[\sum_{j=q_IO}^{p_IO-1} (\text{SubIO}_{\text{meialin},j}) + \sum_{j=q_IO+1}^{p_IO} (\text{SubIO}_{\text{meialin},j}) \right] \cdot h}{2}$$

A2_IO = 8.673

tes := A1_IO + A2_IO

tes = 18.638

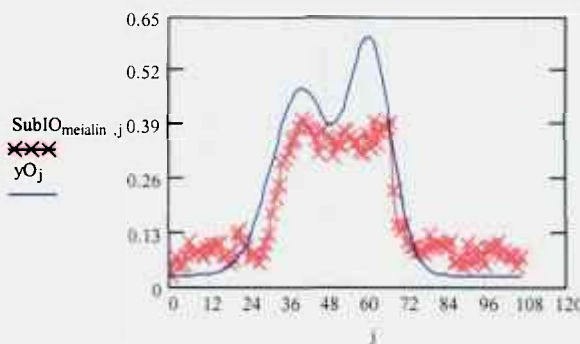
Comentários:

O cálculo da área foi realizado por uma somatória discreta considerando duas gaussianas separadas.

Gaussiana dupla para a imagem da fenda na posição ORTOGONAL

j := jsubIO

$$yO_j := yo_IO + \frac{A1_IO}{w1_IO \cdot \sqrt{\frac{\pi}{2}}} \cdot \exp\left[-\frac{2(j - xc1_IO)^2}{(w1_IO)^2}\right] + \frac{A2_IO}{w2_IO \cdot \sqrt{\frac{\pi}{2}}} \cdot \exp\left[-\frac{2 \cdot (j - xc2_IO)^2}{(w2_IO)^2}\right]$$



Comentários:

O gráfico mostra os pontos experimentais e a função ajustada com os parâmetros acima obtidos.

$$\text{difIO1} := \sqrt{\sum_j \frac{(\text{SubIO}_{\text{meialin},j} - yO_j)^2}{\text{colSubIO} - 7}}$$

difIO1 = 0.096

Comentários:

Variância relacionada à forma com que a grandeza varia em torno do ajuste.

O_8. Refinamento do ajuste da gauss dupla imagem ortogonal a partir dos parâmetros anteriores

1) Redefinição de variáveis

Comentários:

O refinamento do ajuste é realizado utilizando uma função do próprio Mathcad (genfit) que pede alguns vetores de entrada. Entre eles um vetor contendo os parâmetros iniciais de ajuste (**wg_IO**), que foi obtido na etapa **O_7**; um vetor com os dados relativos ao eixo x (**wx_IO**), outro relativo ao eixo y (**wy_IO**) e, finalmente, um vetor **F_IO** que contém a função sob ajuste (dupla gaussiana) e as derivadas parciais com relação aos n parâmetros desta função. Assim, inicia-se esta etapa renomeando as variáveis para facilitar as operações entre vetores.

- $u_0 := y_{o_IO}$
- $u_1 := xc1_IO$
- $u_2 := xc2_IO$
- $u_3 := w1_IO$
- $u_4 := w2_IO$
- $u_5 := A1_IO$
- $u_6 := A2_IO$

Comentários:

Redefinição de variáveis

$$wg_IO := \begin{pmatrix} u_0 \\ u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ u_4 \\ u_5 \\ u_6 \end{pmatrix} \quad wg_IO = \begin{pmatrix} 0.027 \\ 40 \\ 61 \\ 17.829 \\ 12.735 \\ 9.965 \\ 8.673 \end{pmatrix}$$

Comentários:

Vetor contendo os parâmetros iniciais de ajuste.

$wx_j := j$

$wx_IO := wx$

Comentários:

$wy_j := SubIO_{meialin,j}$

$wy_IO := wy$

Vetor contendo dados relativos aos eixos x e y.

O_9. Avaliação do ajuste obtido pelo teste de χ^2 reduzido

$$vet_IO_j := SubIO_{meialin,j}$$

$$Fundo_IO := \text{for } i \in 0..colSubIO - 1 \left| \begin{array}{l} Fundo_IO_i \leftarrow vet_IO_i \text{ if } vet_IO_i \leq 0.150 \\ Fundo_IO \end{array} \right.$$

$$Fundo_IO1 := \left| \begin{array}{l} x \leftarrow 0 \\ \text{for } i \in 0..colSubIO - 1 \\ \text{if } Fundo_IO_i \neq 0 \\ \left| \begin{array}{l} A_x \leftarrow Fundo_IO_i \\ x \leftarrow x + 1 \end{array} \right. \\ \hline A \end{array} \right.$$

Comentários:

A incerteza considerada é o desvio padrão da média da intensidade normalizada da região de fundo.

$$\mu_IO := \frac{\sum_{i=0}^{rows(Fundo_IO1)-1} (Fundo_IO1_i)}{rows(Fundo_IO1)} \quad \mu_IO = 0.08426$$

$$\sigma_IO := \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^{rows(Fundo_IO1)-1} (Fundo_IO1_i - \mu_IO)^2}{rows(Fundo_IO1) - 1}} \quad \sigma_IO = 0.0244372$$

$$\chi^2_IO := \sum_{z=0}^{colSubIO-1} \frac{(SubIO_{meialin,z} - LSF_IO(z))^2}{(\sigma_IO)^2} \quad \chi^2_IO = 167.2111 \quad v_IO := colSubIO - 7$$

$$v_IO = 100$$

$$\chi^2R_IO := \frac{\chi^2_IO}{(v_IO)} \quad \chi^2R_IO = 1.6721$$

O_10. Determinação da meia altura da gauss dupla ajustada ($\Delta H2_IO$)

$$qq_j := LSF_IO(j) \quad \max(qq) = 0.396$$

$$QQ1 := submatrix\left(qq, 0, \text{round}\left(\frac{rows(qq)}{2}, 0\right), 0, 0 \right) \quad \min(qq) = 0.074$$

$$QQ2 := submatrix\left(qq, \text{round}\left(\frac{rows(qq)}{2}, 0\right) + 1, rows(qq) - 1, 0, 0 \right)$$

$$\max(QQ1) = 0.396 \quad \max(QQ2) = 0.383$$

$$\min(QQ1) = 0.074 \quad \min(QQ2) = 0.074$$

Comentários:

Para a determinação da metade da altura está sendo considerada a média entre os valores de máximo dos dois picos .

$$\Delta H2_IO := \frac{\left(\frac{\max(QQ1) + \max(QQ2)}{2} \right)}{2} \quad \Delta H2_IO = 0.195$$

O_11. Determinação dos pixels equivalentes a largura a meia altura

$$C := \begin{cases} \text{for } i \in 1..xcl_IO \\ \quad \text{for } ii \in 1..rows(QQ2) - 2 \\ \quad \quad C_0 \leftarrow i \text{ if } QQ1_i \leq \Delta H2_IO < QQ1_{i+1} \\ \quad \quad C_1 \leftarrow ii + \text{round}\left(\frac{rows(qq)}{2}, 0\right) + 1 \text{ if } QQ2_{ii-1} > \Delta H2_IO \geq QQ2_{ii} \end{cases} \quad C = \begin{pmatrix} 31 \\ 70 \end{pmatrix}$$

O_12. Largura em número de pixels

$$\Delta C := (C_1 - C_0) \cdot 0.849 \quad \Delta C = 33.111$$

O_13. Parâmetros da geometria utilizada no ensaio (valores em mm)

$$DFO := 273 \quad DOD := 427 \quad s := 0.010 \quad SAR := 0.045$$

Comentários:

$$DFD := DFO + DOD \quad DFD = 700$$

DFD : distância foco-detector
DFO : distância foco-objeto
DOD : distância objeto-detector
slit : espessura da fenda
SAR : tamanho do pixel

$$E := \frac{DOD}{DFO} \quad E = 1.5641$$

O_14. Determinação do COMPRIMENTO do ponto focal

$$FO_{\text{eff}} := \frac{\Delta C \cdot SAR - s \cdot (E + 1)}{E}$$

$$FO_{\text{eff}} = 0.93623 \text{ mm}$$

Comparação com os limites da Norma IEC:

$$\text{Lim_inf_IO} := 0.9 \quad \text{if}(\text{Lim_inf_IO} \leq FO_{\text{eff}}, \text{"Sim"}, \text{"Não"}) = \text{"Sim"}$$

$$\text{Lim_sup_IO} := 1.3 \quad \text{if}(FO_{\text{eff}} \leq \text{Lim_sup_IO}, \text{"Sim"}, \text{"Não"}) = \text{"Sim"}$$

O_15. Determinação da Função de Transferência de Modulação - Imagem Ortogonal

$$i := 0..207$$

$$\omega := \text{READPRN}(\text{"omega1.dat"})$$

Valores de frequência espacial

$$nn := (\text{colSubIO} - 1) \quad nn = 106$$

Número total de pixels

$$\pi := 0..nn$$

Valores da abscissa no domínio espacial

$$Ms := 1.3$$

Magnificação padrão - IEC 60336

$$fs_IO_i := \omega_i \cdot \frac{Ms}{Ms - 1}$$

Correção da frequência espacial para a magnificação padrão

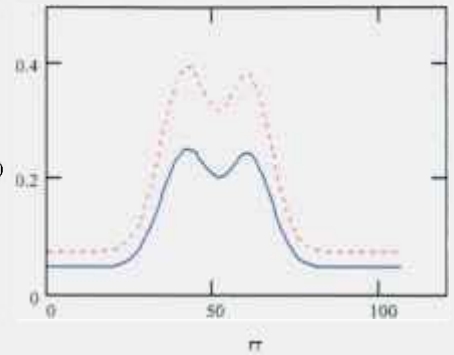
$$LSF_IO_Cor(\pi) := \frac{LSF_IO(\pi)}{E}$$

Correção da LSF_IO para a magnificação utilizada no ensaio

Comentários:

Visualização da **LSF_IO** e **LSF_IO_Corr**.

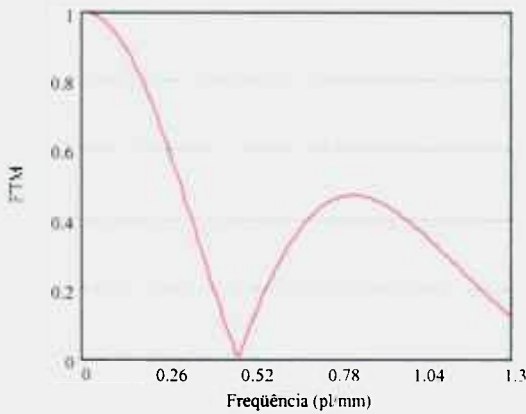
LSF_IO(τ)
 LSF_IO_Corr(τ)



$$MTF_{IO}(\omega) := \frac{\left| \int_{-m}^m LSF_{IO_Corr}(\tau) \cdot \cos(2\pi \omega \cdot \tau) d\tau \right|}{\int_{-m}^m LSF_{IO_Corr}(\tau) d\tau}$$

Comentários:

Relação matemática para o cálculo da Função de Transferência de Modulação (FTM).



$$FTM_{IO_i} := MTF_{IO}(\omega_i)$$

$$Min_{IO} := \begin{cases} x \leftarrow 0 \\ \text{for } i \in 0..206 \\ \text{if } FTM_{IO_i} \leq FTM_{IO_{i+1}} \\ \quad \left| \begin{array}{l} A_x \leftarrow i \\ x \leftarrow x + 1 \end{array} \right. \end{cases}$$

$$\omega_{(Min_{IO_0})} = 0.0049$$

$$Freq_{IO} := \frac{\omega_{(Min_{IO_0})} \cdot \frac{Ms}{Ms - 1}}{SAR}$$

Freq_IO = 0.472 p/mm

ANEXO B - Determinação do fator que relaciona a FWHM à dispersão dos dados em uma função gaussiana

Considere a gaussiana simples descrita pela relação (B.1) e na FIG. B.1.

$$y = \frac{A}{\sqrt{2\pi}\sigma} \cdot \exp\left[-\frac{1}{2} \frac{(x - \mu)^2}{\sigma^2}\right] \quad (\text{B.1})$$

onde: μ é o centro do pico da gaussiana;

σ é a dispersão dos dados em uma medição ;

A é a área total da gaussiana.

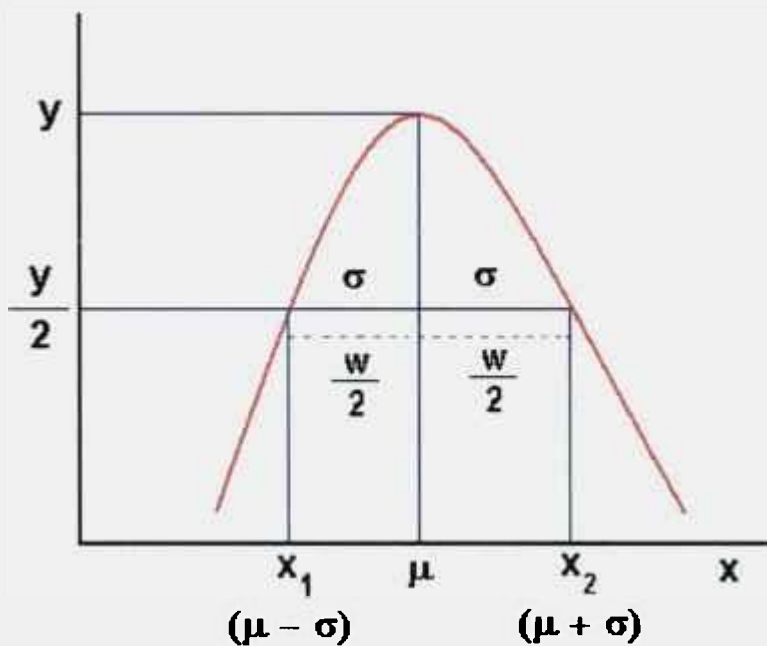


Figura B.1 Gaussiana simples

Para $x = \mu \rightarrow y = \text{máximo}$, substituindo esta condição na relação (B.1), obtém-se:

$$y = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \cdot \sigma} \quad (\text{B.2})$$

Considerou-se $y/2$ para a meia altura. Assim, determinou-se os valores na abscissa que correspondem a este valor de meia altura, igualando (B.1) e (B.2) para a condição de meia altura, obteve-se:

$$\frac{1}{2 \cdot \sqrt{2\pi} \cdot \sigma} = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \cdot \sigma} e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{x-\mu}{\sigma} \right)^2} \Rightarrow \frac{1}{2} = e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{x-\mu}{\sigma} \right)^2} \Rightarrow \ln\left(\frac{1}{2}\right) = -\frac{1}{2} \left(\frac{x-\mu}{\sigma} \right)^2 \Rightarrow$$

$$1,386 = \left(\frac{x-\mu}{\sigma} \right)^2 \Rightarrow 1,386 \cdot \sigma^2 = (x-\mu)^2 \Rightarrow \sqrt{1,386 \cdot \sigma^2} = \sqrt{(x-\mu)^2} \Rightarrow$$

$$x = \mu \pm 1,177 \cdot \sigma \quad (\text{B.3})$$

A largura à meia altura (FWHM) é definida como:

$$FWHM = x_2 - x_1 \quad (\text{B.4})$$

Então, substituindo (B.3) em (B.4) obtém-se:

$$FWHM = (\mu + 1,177 \cdot \sigma) - (\mu - 1,177 \cdot \sigma) \Rightarrow$$

$$FWHM = 2,354 \cdot \sigma \quad (\text{B.5})$$

Considerando $\sigma = \frac{w}{2}$ e substituindo em (B.5), obtém-se (B.6):

$$FWHM = 2,354 \cdot \frac{w}{2} \quad (\text{B.6})$$

Finalmente, o fator é determinado em (B.7):

$$w = FWHM \cdot 0,849 \quad (\text{B.7})$$

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ¹ BURGESS, A. E. *Focal Spots: I MTF separability. II Models. III Field characteristics. Investigative Radiology*, v. 12, p. 36-61, 1977.
- ² OLIVEIRA, H.J.Q.; FRÈRE, A.F.; SCHIABEL, H.; MARQUES, M. A.; FERRARI, R. J.; MARQUES, P.M.A. *Investigating the effect of focal spot size changes on the radiological images quality. Abstracts of the 1994 World Congress of Medical Physics and Biomedical Engineering*, 1994.
- ³ EVERSON, J. D. and GRAY, J.E. *Focal spot measurement: Comparison of slit, pinhole and star pattern resolution techniques. Radiology*, v. 165, p. 261-264, 1987.
- ⁴ INTERNATIONAL ELETROTECHNICAL COMMISSION, *X-ray assemblies for medical diagnosis – Characteristics of focal spots*; IEC 60336, 3rd edition; Genève, 1993.
- ⁵ NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURES ASSOCIATION, *Measurement of Dimensions and Properties of Focal Spots of Diagnostic X-Ray Tubes*, Publications n^oXR5; 1992.
- ⁶ INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, *Modulation Transfer Function of Screen-Film Systems*; Report 41, Bethesda; Maryland; USA; 1986.
- ⁷ Marques, M. A., FRÈRE, A. F., MARQUES, P. M. A. *Simulação computacional para análise da distribuição de intensidade do ponto focal sobre a nitidez das imagens radiológicas. Anais do XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, p. 974-978, Ilha de Santa Catarina, Brasil, 2000.
- ⁸ YAFFE, M. J., ROWLANDS, J. A. *X-ray detectors for digital radiography. Physics in Medicine and Biology*, v. 42, p. 1-39, 1997.
- ⁹ MAHER, K. P., MALONE, J. F. *Examination of aperture signals in digital radiography. Physics in Medicine and Biology*, v. 43, p. 609-617, 1998.
- ¹⁰ ARIMURA, H., KUBOTA, H., MATSUMOTO, M., KANAMORI, H. *Proportionality between Wiener spectra of quantum mottle and the squares of modulation transfer functions. Physics in Medicine and Biology*, v. 44, p. 1337-1352, 1999.
- ¹¹ McDAVID, W. D., WELADER, U., SANDERINK, G. C. H., DOVE, S. B., TRONJE, G. *A simple method for measuring MTF in direct digital intraoral radiography, Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, v, 78, n. 6, p. 802-805, 1994.

- ¹² WELADER, U., McDAVID, W. D., SANDERINK, G. C. H., TRONJE, G., MÖRNER A. C., DOVE, S. B., *Resolution as defined by line spread functions for four digital intraoral radiographic systems*, **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, v. 78, n. 1, p. 109-115, 1994.
- ¹³ KNÜPFER, W., HELL, E., MATTERN, D. *Novel X-ray detectors for medical imaging*, **Nuclear Physics B (Proc. Suppl.)**, v. 78, p. 610-615, 1999.
- ¹⁴ VÖLK, M., STROTZER, M., HOLZKNECHT, N., MANKE, C., LENHART, M., GMEINWIESER, J., LINK, J., REISER, M., FEUERBACH, S. *Digital Radiography of the Skeleton Using a Large-Area Detector Based on Amorphous Silicon Technology: Image Quality and Potential for Dose Reduction in Comparison with Screen-Film Radiography*, **Clinical Radiology**, v. 55., p. 615 – 621, 2000.
- ¹⁵ KARELLAS, A. *Digital mammography high resolution flat panel imager*, **Academic Radiology**, v. 10, n. 9, 2003.
- ¹⁶ SPARTIOTIS, K., HAVULINNA, J., LEPPÄNEN, A., PANTSAR, T., PUHAKKA, K., PYYHTIÄ, J., SCHULMAN, T. *A CdTe real time X-ray imaging sensor and system*, **Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A**, v. 527, p. 478-486, 2004.
- ¹⁷ WELANDER, U., NELVIG, P., TRONJE, G., McDAVID, W. D., DOVE, S. B., MÖRNER, A., CEDERLUNG, T. *Basic technical properties of a system for direct acquisition of digital intraoral radiographs*, **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, v. 5, n. 4, p. 506-516, 1993.
- ¹⁸ FRÖJDH, C., ANDERSSON, J., BATES, R., HEUKEN, M., IRSIGLER, R., PETERSSON, C. S., O'SHEA, V., SMITH, K., STAMATAKIS, H., WELANDER, U., *New sensors for dental X-ray imaging*, **Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A**, v. 434, p. 18 – 23, 1999.
- ¹⁹ SANDERINK, G. C. H. *Intra-oral and extra-oral digital imaging: an overview of factors relevant to detector design*, **Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A**, v. 509, p. 256-261, 2004.
- ²⁰ FRÈRE, A. F., GOMES, P. A. P., COSTA, A. P. *Determinação das dimensões do ponto focal com um dispositivo de leitura automático*. **Anais do XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, p. 643-646, Ilha de Santa Catarina, Brasil, 2000.
- ²¹ ESCARPINATI, M. C., VIEIRA, M. A. C., SCHIABEL, H. *Evaluation of Radiographic Equipment Spatial Resolution by Slit Image Computational Analysis*. **Abstracts of the 2003 World Congress of Medical Physics and Biomedical Engineering**, Sidney, Austrália, 2003.
- ²² CURI, N. S. M., **Controle de qualidade em radiologia: um novo instrumento para avaliação do tamanho do ponto focal e das características operacionais** 1998. Tese (Doutorado) – Instituto de Física de São Carlos, São Carlos.

- 23 SPELLER, R. D., MARTÍNEZ-DÁVALOS, A., FARQUHARSON, M. A CCD based focal spot camera. *Physics in Medicine and Biology*, v. 40, p. 315-321, 1995.
- 24 RONG; X. J., KRUG; K. T., SHEPARD, S. J., GEISER, W. R. Measurement of focal spot size with slit camera using computed radiography and flat-panel based digital detector. *Medical Physics*, v. 30, n. 7, p. 1768-1775; 2003.
- 25 FURQUIM, T. A. C., YANIKIAN, D., COSTA, P. R. Determinação do tamanho do ponto focal de tubos de raios-X: digitalização direta versus avaliação óptica, *Anais do III Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, v. 1: 407 - 408, 1996.
- 26 COSTA, P. R., YANIKIAN, D., FURQUIM, T. A. C. Evaluation of X-ray tube focal spot dimensions using a digital sensor, *Annals of the 1997 World Congress of Medical Physics and Biomedical Engineering*, Nice - France, 1997.
- 27 ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORAMS TÉCNICAS, *Equipamentos eletromédicos. Prescrições particulares para segurança aplicáveis aos conjuntos-fontes de radiação X e aos conjuntos-emissores de radiação X para diagnóstico médico*; NBR/IEC 60601-2-28, Rio de Janeiro, 2001.
- 28 WOLBARST, A. B. *Physics of Radiology*. Appleton & Lange, Norwalk, Connecticut, USA, 1993.
- 29 SPRAWLS EDUCATIONAL FOUNDATION. Coordenado pelo Ph. D. Perry Sprawls. Apresenta um curso *on line* completo baseado no livro "*Physical Principles of Medical Imaging*" do mesmo autor. Disponível em: <<http://www.sprawls.org/resources/>>. Acesso em: 05 de nov. 2003.
- 30 SPRAWLS, P. *Physical Principles of Medical Imaging*. Medical Physics Publishing, Wisconsin, Madison, USA, 1995.
- 31 DENDY, P. P., HEATON, B. *Physics for Diagnostic Radiology*. 2^a ed Institute of Physics Publishing, London, UK, 1999.
- 32 FIELD, S. A., WEHRLI, F. W. *Image Quality, Pulse Sequences, Artifact Avoidance*, 5th ed. Signa[®] Application Guide, GE Medical Systems, CD ROM, 1992.
- 33 CURRY, T.S., DOWDEY, J.L., MURRY Jr., R.C. *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*. 3^a ed., Lea & Febiger, Philadelphia, USA, 1984.
- 34 CARROLL, Q. B., *FUCHS'S Radiographic Exposure, Processing and Quality Control*, 6ed., Charles C. Thomas – Publisher, LTD, Illinois, USA, 1998.
- 35 MOORES, B. M. , BRUBACHER, P. A demountable variable focus X-ray tube *Journal of Physics E: Scientific Instruments*, v. 6, p.1196-1198, 1973.

-
- ³⁶ MOORES, B. M. , BRUBACHER, P. *Focal spot studies and electron focusing in a demountable X-ray tube* **Physics in Medicine and Biology**, v. 19, n. 5, p.605-618, 1974.
- ³⁷ Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO), **Guia para a Expressão das Incertezas de Medição**, 3ª edição, 2003.
- ³⁸ Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), **Requisitos gerais para competência de laboratórios de ensaio e calibração**, NBR ISO/IEC 17025, janeiro, 2001.
- ³⁹ SPIEGEL, M. R. **Estatística**, 3ed., Makron Books do Brasil Editora Ltda., São Paulo, Brasil, 1993.
- ⁴⁰ BARRET, H. H., SWINDELL, W. **Radiological imaging – The theory of imaging detection and processing**, v. 1, Academic Press Inc., New York, USA, 1981.
- ⁴¹ SCHIABEL, H. **Proposta de simulação computacional para avaliação de sistemas de imagem radiológica pelo método das funções de transferência**, 1992. Tese (Doutorado) – Instituto de Física e Química de São Carlos, São Carlos.
- ⁴² SCHIABEL, H. **Índice relativo de qualidade na avaliação de sistemas radiográficos pelo método das funções de transferência de modulação**, 1997. Tese (Livre-Docência) – Escola de Engenharia de São Carlos, São Carlos.
- ⁴³ NICKOLOFF, E.L.; DONNELLY, E.; EVE,L. ATHERTON, J.V.; ASCH, T. *Mammographic resolution: influence of focal spot intensity distribution and geometry.* **Medical Physics**, v.17, n. 3, p. 436-447, 1990.
- ⁴⁴ RAO, U. V. G., BATES, L. M. *The modulation transfer functions of X-ray focal spots.* **Phys. Med. Biol.**, v. 14, n. 1, p. 93 – 106; 1968.
- ⁴⁵ CHOTAS, H., G., DOBBINS III, J. T., RAVIN, C. E. *Principles of digital radiography with large-area, electronically readable detectors: a review of the basics,* **Radiology**, v. 210, p. 595 - 599, 1999.
- ⁴⁶ CARVALHO, C. C. **Utilização de fibras ópticas na formação de imagens com raios X**, 2000. Tese (Doutorado) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.
- ⁴⁷ STREETMAN, B.G. **Solid State Electronic Devices**. Englewood Cliffs, New Jersey. A Simon & Schuster Company, 1995.
- ⁴⁸ Bartels, H., Kristoffersen, J. **Owner's Manual & Reference Guide, Sens-A-Ray - Versão I (Windows)**, New Image do Brasil, Janeiro, 1996.

-
- ⁴⁹ GONZALEZ, R.C.; WOODS, R.E. ***Processamento de Imagens Digitais***. Edgar Blücher Ltda, São Paulo; Brasil, 2000.
- ⁵⁰ MARQUES FLIHO, O. VIEIRA NETO, H. ***Processamento digital de imagens***, Brasport, Rio de Janeiro, Brasil, 1999.
- ⁵¹ COSTA, L. F., CESAR, R. M. ***Shape analysis and classification – theory and practice***, CRC Press LLC, New York, USA, 2001.
- ⁵² ISHIKAWA, K. ***Controle de qualidade total***, 5ed., Editora Campus, Rio de Janeiro, Brasil, 1997.
- ⁵³ MATSUI, H., ONO, K. *A uniform focal spot X-ray tube wuth improve MTF and kW rating*. ***Radiology***, v. 156, p. 227-230, 1985.
- ⁵⁴ ***Mathcad 2000 – Reference manual***, MathSoft Inc, Cambridge, Massachusetts, USA, 1999.
- ⁵⁵ HASEGAWA, B. H. ***The physics of medical X-ray imaging***, 2nd. Medical Phusics Publishing, Madison, USA, 1991.
- ⁵⁶ TANG; S., BARNES; G. T., TANNER, R. L. *Slit camera focal spot measurement errors in mammography*. ***Medical Physics***, v. 22, n. 11, p. 1803-1814; 1995.