

PAULO DOMINGUES DE OLIVEIRA JUNIOR

**ESQUEMA COMPUTACIONAL PARA AVALIAÇÃO
AUTOMÁTICA DE PARÂMETROS DE QUALIDADE
DE EQUIPAMENTOS MAMOGRAFICOS**

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências, Programa de Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Processamento de Sinais e Instrumentação

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Andrade da Costa Vieira

São Carlos
2009

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Este trabalho teve o apoio financeiro da FAPESP -
Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo
Processo nº 2006/05135-8

Dedico...

*Aos meus pais Paulo e Maria Tereza como
parte do meu eterno agradecimento.*

Amo vocês!

Agradecimentos

Ao meu orientador Prof. Dr. Marcelo Andrade da Costa Vieira, pela oportunidade de realizar esse trabalho, pelos constantes incentivos, ensinamentos repassados e, sobretudo, a amizade demonstrado durante todos esses anos. Mogi, sua experiência de vida e conquistas eu tomo como exemplo para obter meus sucessos. Muito obrigado por tudo!!!

Aos meus pais Paulo e Maria Tereza que não consigo encontrar palavras que possam agradecê-los por tudo que já fizeram e ainda fazem por mim. A vocês meu mais puro e sincero Muito Obrigado. Eu os amo muito.

A minha irmã Daniela que por toda minha vida esteve ao meu lado, agora compartilha comigo mais essa conquista.

A minha namorada Kátia pelo amor e carinho demonstrados todos os dias. Linda a cada novo dia eu me apaixono mais **por você!**

“[...]
Por Você!
Conseguiria até ficar alegre
Pintaria todo o céu de vermelho
Eu teria mais herdeiros que um coelho...
Eu aceitaria a vida como ela é
Viajaria à prazo pro inferno
Eu tomaria banho gelado no inverno...
Eu mudaria até o meu nome
Eu viveria em greve de fome
Desejaria todo o dia a mesma mulher...
[...]”

Eu amo você!

A minha avó Lourdes, que mesmo não estando mais presente, seu carinho e afeto me acompanharam por toda minha vida.

A minha tia Pity (*in memoriam*) cujo sorriso me faz muita falta.

Ao meu Tio Jose Carlos que me proporcionou a maior viagem da minha vida simplesmente com palavras.

Ao meu tio Wanderley, minha prima Mariana (Má) e seu namorado Beto, por me proporcionarem vários fins de semana divertidos em São Paulo, durante as rotinas de testes.

A minha nova família Magda, Fernando (Tico) e Evandro (Gody) por me acolherem de braços abertos.

Aos meus amigos do peito Bleise, Leandro (Tatu), Lucas (Puff), Paulo e Ricardo (Tutuba) pelos momentos divertidos e principalmente pela amizade demonstrada em tantos anos de convivência. Valeu pessoal!

As minhas amigas Larissa, Livia, Francine, Sofia e especialmente a Maísa por estarem sempre prontas a me ajudar.

Aos grandes amigos que conquistei durante essa jornada: Elias (Cachorro), Leonardo (Gordo), Luiz (Hemo) e Gustavo (Bixo) pelos churrascos de segunda feira, pelas grandes histórias que cultivamos e pela ótima convivência na república.

Ao casal de amigos Luciana e Rodrigo e sua filhinha Lálá, pelos ótimos momentos de descontração nos fins de semana.

Ao Prof. Dr. Homero Schiabel, pela infra-estrutura disponibilizada para realização desse trabalho, pelos ensinamentos repassados em sala de aula e pelas ótimas conversas. Obrigado Homero!

A Débora pelos momentos de descontração e discussão sobre o meu trabalho.

Ao Leandro pelas conversas e a grande ajuda no desenvolvimento das equações de característica de campo.

A Angélica pela convivência agradável e por digitalizar todas as minhas imagens.

A Luciana, Paula e Renata por me ensinarem a falar “Oi” quando chego ao laboratório.

Aos professores Cláudio Goes, Mauricio Escarpinati e Martin Poletti, pelas críticas, sugestões e o grande auxílio no desenvolvimento desse projeto.

Aos Professores Adilson, Geraldo e Thomaz, meus sinceros agradecimentos por me dar subsídios para iniciar meu trabalho.

A todos os Funcionários do Departamento de Engenharia Elétrica em especial ao Rui e Odair que tanto me ajudaram na parte instrumental.

A Santa Casa de São Carlos, o Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto e o Hospital São Paulo da UNIFESP por permitirem utilizar seus equipamentos nos ensaios práticos para obtenção dos resultados desse trabalho.

A FAPESP pela confiança e credibilidade depositada em mim.

E por fim a Deus, por tornar tudo isso possível e colocar em meu caminho todas essas pessoas maravilhosas.

Resumo.

OLIVEIRA JUNIOR, P. D. **Esquema Computacional para Avaliação Automática de Parâmetros de Qualidade de Equipamentos Mamográficos.** 2009. 194 f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2009.

Este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um conjunto de procedimentos de avaliação da qualidade de equipamentos mamográficos a partir do processamento de imagens digitais obtidas com a exposição radiográfica de objetos de testes (*phantoms*) padronizados. O sistema desenvolvido permite a avaliação de diversos parâmetros físicos de qualidade da imagem radiográfica com simplicidade e rapidez, sem abrir mão da precisão, com o mínimo tempo e uso dos equipamentos. Os principais parâmetros avaliados relacionados à qualidade de um sistema de imagem são: a *resolução espacial* – pela medida da função de transferência de modulação (*MTF*) - o *contraste* - medido pela curva sensitométrica e do *ruído* - pela medida da densidade espectral de ruído (*NPS*). Dessa forma, o sistema desenvolvido atende às recomendações do *ICRU* (*International Commission on Radiation Units and Measurements*), que trata das diretrizes para controle de qualidade de imagens radiográficas em todo o mundo. A partir da medida desses três parâmetros de qualidade é possível também aferir a eficiência de detecção quântica (*DQE*) do sistema de imagem mamográfica, que permite uma avaliação completa da qualidade da imagem em função da dose recebida pelo paciente. Os resultados obtidos comprovam a possibilidade da aplicação prática do sistema desenvolvido, o qual proporciona uma avaliação completa da qualidade da imagem formada pelo equipamento. Todos os resultados apresentaram baixa estimativa de erro, fundamentados pela análise da incerteza nos processos de medida. Além disso, a avaliação por meio do *DQE* permitiu realizar uma comparação entre os sistemas mamográficos envolvidos nessa pesquisa. Assim, com base nesses resultados é possível afirmar que o sistema computacional desenvolvido pode desempenhar um papel fundamental na avaliação da qualidade em sistemas de imagens mamográficas.

Palavras-chave: Mamografia – Controle de Qualidade, Função de Transferência de Modulação, Densidade espectral de ruído, Curva sensitométrica, Eficiência de Detecção Quântica.

Abstract.

OLIVEIRA JR, P. D. **Computational Scheme for Automatic Evaluation of Mammography Equipments Quality Parameters.** 2009. 194 p. Thesis (Master Degree) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2009.

The aim of this work is to develop a set of procedures for quality assurance of mammographic equipment by the digital image processing of radiographic images of standard test objects (phantoms) acquired by the radiographic equipment. It allows the evaluation of several physical parameters of the radiographic image quality by a simple and quick procedure, with good accuracy, using the equipment the shortest time as possible. The main evaluated parameters related to the quality of an imaging system are: *spatial resolution* - by measuring the modulation transfer function (*MTF*) –*image contrast* - by the measurement of the H&D curve and *noise* - evaluated by the noise power spectrum (*NPS*). Thus, it attends the recommendations of the *ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements)*, which deals as the guidelines for quality assurance of radiographic images all over the world. Through these quality parameters is possible to measure the detective quantum efficiency (*DQE*) of any mammographic system, which allows a full evaluation of the image quality related to the dose absorbed by the patient. The results confirm the possibility of the practical application of the developed system, which provides a full evaluation of the image quality, acquired by the mammographic equipment. All results showed low error estimation, substantiated by the analysis of the uncertainty in measurements procedures. Moreover, the evaluation through the *DQE* allowed to perform a comparison of mammography systems involved in this research. Thus, based on these results, it is possible to confirm that its system can perform a fundamental part of the quality assurance in mammographic images system.

Key-words: Mammography - Quality Assurance, Modulation Transfer Function, Noise Power Spectrum, H&D Curve, Detective Quantum Efficiency.

Lista de Figuras.

Figura 2.1 - Representação gráfica do espectro de um feixe sem processo de filtração. Nota-se que conforme se aumenta a energia dos fótons (keV) sua intensidade (número relativos de fótons) decai.	10
Figura 2.2 - Representação do contraste entre um tumor de 5,0 mm de diâmetro (linha cheia) e uma microcalcificação (linha tracejada) em função da energia da radiação (HAUS & Yaffe, 2000).	13
Figura 2.3 - Tubo de raios X. A região demarcada corresponde à área do ponto focal onde interagem os elétrons provenientes do catodo.	16
Figura 2.4 - Demonstração da influência que o ângulo de inclinação do anodo proporciona nas dimensões do ponto focal efetivo ou projetado (VIEIRA, 2005).	18
Figura 2.5 - Esboço da vista lateral de um tubo de raios X com o anodo giratório (ESCARPINATI, 2007).	19
Figura 2.6 - Efeito da capa focalizadora e da distância na trajetória do elétron e na distribuição de intensidade do ponto focal (TAKENAKA <i>et al.</i> , 1968).	20
Figura 2.7 - Imagens do ponto focal projetado no centro do campo de quatro aparelhos mamográficos diferentes. Como é possível observar, a distribuição de intensidade é distinta para cada um dos aparelhos (NICKOLOFF <i>et al.</i> , 1990).	21
Figura 2.8 - Representação do aumento do tamanho do ponto focal projetado em diferentes áreas do campo de radiação. Nota-se que $P_0 > P_1 > P_2$	22
Figura 2.9 - Fenômeno da característica de campo observada em um aparelho mamográfico que possui um campo de radiação de 18x24cm (KRATZAT, 1988).	23
Figura 2.10 - (A) Curva sensitométrica de um sistema convencional de mamografia; (B) Curva sensitométrica de um aparelho digital de mamografia. Nota-se que o processo de aquisição possui uma resposta linear em relação à intensidade de radiação (HAUS e YAFFE, 2000).	25
Figura 3.1 - Exemplo prático do espaçamento mínimo (chamado de resolução espacial) entre dois objetos que proporcionam, em termos de imagem, estruturas distintas (WOLBARST, 1993).	38
Figura 3.2 - Conjunto de pares de linhas com diferentes espaçamentos para avaliação do poder de resolução de um aparelho radiológico (CURRY III <i>et al.</i> , 1990).	39
Figura 3.3 - Efeito do tamanho do ponto focal na formação de penumbra e na nitidez da imagem.	40
Figura 3.4 - Representação geométrica da influência das distâncias foco-imagem (DFI) e objeto-imagem (DOI) na imagem radiográfica e no tamanho da penumbra. Em (A) a distância foco-objeto apresenta uma distância maior que em (B).	42
Figura 3.5 - Comparação da função de espalhamento de linha entre duas telas intensificadoras com velocidades diferentes.	45
Figura 3.6 - Demonstração prática de uma função de espalhamento de ponto (PSF).	46
Figura 3.7 - (A) Esboço do princípio geométrico para aquisição da projeção do ponto focal de aparelhos de radiodiagnóstico utilizando uma câmara de orifício. (B) utilizando uma câmara de fenda (KRATZAT, 1988).	47
Figura 3.8 - Representação de uma função quadrada utilizando o método da serie de Fourier com 4 senóides (ROSSMANN, 1969).	49
Figura 3.9 - (A) relação entre a distribuição de intensidade de objetos senoidais de mesma amplitude e diferentes frequências espaciais e suas respectivas imagens; (B) a correspondente função de transferência de modulação (MTF) do sistema. (ROSSMANN, 1969).	52
Figura 4.2 - Exemplo de ruído radiográfico gerado por um sistema écran/filme. A radiografia (A) apresenta maior ruído quântico do que a radiografia (B) devido ao número menor de fótons (menor exposição) (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983).	62

Figura 4.3 - Distribuição da densidade óptica em um filme radiográfico exposto uniformemente.	63
Figura 4.4 - Processo de obtenção da figura de ruído em uma imagem uniforme (ALBUQUERQUE, 2001).	66
Figura 4.5 - Figura de ruído ($N \times N$) como amostras a partir de uma seleção em uma imagem uniforme.	67
Figura 5.1 - Ilustração da formação da imagem radiológica (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983).	70
Figura 5.2 - Exemplo do contraste radiográfico: diferentes estruturas geram diferentes níveis de enegrecimento no filme (WOLBARST, 1993).	72
Figura 5.3 - Curva Sensitométrica de um sistema tela-filme em radiodiagnóstico.	74
Figura 7.1 - Imagem do dispositivo e o esquema técnico do aparelho.	83
Figura 7.2 - Câmara de fenda utilizada na obtenção das imagens de projeção do ponto focal.	84
Figura 7.3 - A) Imagem do dispositivo de câmara de orifício. B) Esboço das especificações técnicas do dispositivo.	84
Figura 7.4 - Mesa suporte construída para o posicionamento da câmara de fenda ou de orifício e do sensor <i>CCD</i> odontológico para medida da <i>MTF</i> de equipamentos mamográficos. A imagem em (A) mostra um feixe incidindo perpendicularmente ao sensor e na imagem (B), a incidência de um feixe em ângulo.	85
Figura 7.5 - Imagens digitais obtidas com o sensor <i>CCD</i> e a câmara de fenda colocados na mesa suporte posicionada no centro do campo, nas direções paralela (A) e perpendicular (B) ao eixo catodo-anodo. Em (C) está representado a imagem da projeção do ponto focal utilizando <i>pinhole</i>	86
Figura 7.6 - <i>LSF</i> e o tamanho do ponto focal pelo método <i>FWHM</i>	87
Figura 7.7 - Tela do programa desenvolvido para o cálculo da <i>MTF</i> a partir da varredura da imagem da fenda.	88
Figura 7.8 - (A) Disposição das esferas no dispositivo de verificação de alinhamento (<i>DVA</i>). (B) Quando posicionado no centro do campo, a imagem desse dispositivo mostra a esfera central exatamente no centro do quadrado formado pelas outras quatro esferas inferiores.	90
Figura 7.9 - Imagem do dispositivo de alinhamento obtida com o sensor <i>CCD</i> . (A) imagem obtida com a mesa desalinhada; (B) imagem obtida com a mesa perfeitamente alinhada com o raio central do feixe.	91
Figura 7.10 - Ilustração do processo de obtenção dos centros das esferas para o cálculo da distância entre elas.	92
Figura 7.11 - Demonstração do cálculo geométrico proposto para aferir o deslocamento do conjunto em relação ao raio central do feixe de raios X.	94
Figura 7.12 - Dispositivo criado para obtenção das projeções do ponto focal em diferentes áreas do campo.	97
Figura 7.13 - Esboço das projeções do ponto focal obtidas com a câmara de orifício utilizando o dispositivo desenvolvido.	98
Figura 7.14 - (A) e (B) são esboços da proporção de aumento entre o ponto focal no centro do campo e sua projeção. (A) refere-se ao ponto focal no centro e (B) é sua projeção em algum lugar do campo de radiação no sentido do catodo.	100
Figura 7.15 - Imagem do aplicativo computacional desenvolvido para o cálculo do ângulo de inclinação do anodo.	101
Figura 7.16 - Imagem do <i>phantom de espalhamento</i> construído para obtenção do <i>NPS</i>	102
Figura 7.17 - Simulador <i>de espalhamento</i> posicionado no equipamento mamográfico para obtenção da imagem uniforme para o cálculo do <i>NPS</i>	103
Figura 7.18- Imagem da interface gráfica desenvolvida e suas funcionalidades destacadas de (a) a (d).	104
Figura 7.19 - Imagem da seleção de uma região de interesse.	104

Figura 7.20 - <i>NPS</i> bidimensional à esquerda e <i>NPS</i> unidimensional à direita.....	105
Figura 7.21 - Visualização do conceito de medida utilizando a distância <i>Chessboard</i>	106
Figura 7.22 - Imagem da interface gráfica desenvolvida para o cálculo das estatísticas de ruído com suas funcionalidades destacadas de (e) a (g).....	106
Figura 7.23 - Sistema desenvolvido para o cálculo do <i>NPS</i> de sistemas mamográficos.....	107
Figura 7.24 - Simulador de sensitometria desenvolvido para determinação da curva sensitométrica.....	107
Figura 7.25 - Curva de atenuação de um sistema para um feixe monocromático.....	108
Figura 7.26 - Curva de atenuação do sistema normalizada em D_0	109
Figura 7.27 - Interface do sistema desenvolvido e suas principais funcionalidades apontadas por a, b, c e d.....	109
Figura 7.28 - Imagem sensibilizada com o sensitômetro X-Rite 334.....	111
Figura 7.29- Procedimento para análise dos níveis de cinza de uma imagem digital no cálculo da curva característica do digitalizador.....	112
Figura 7.30 - Curva característica do digitalizador <i>Epson Perfection V750M PRO</i>	113
Figura 7.31 - Curva de atenuação utilizada para obtenção da medida da HVL_1	115
Figura 7.32 - Arranjo geométrico utilizado na formação de uma imagem mamográfica. A projeção do ponto focal na imagem depende da relação entre as distâncias do ponto focal ao sistema de registro (DFF) e do objeto à imagem ($DOI = DSF + E/2$). E corresponde à espessura da mama comprimida e DSF à distância entre o suporte da mama e o sistema de registro.....	118
Figura 8.55 - Interface gráfica desenvolvida para aplicação da metodologia proposta para o cálculo do DQE , com suas funcionalidades destacadas entre (A) e (E).....	119
Figura 8.1 - Simulador para determinação da linearidade do sensor <i>CCD</i> a partir da análise da curva característica. A região (A) é composta de um material radiopaco (chumbo). A região (B) é a área de interesse utilizada para obtenção de diferentes níveis de intensidade por meio de diferentes espessuras de alumínio. A região (C) é uma região radiotransparente.....	124
Figura 8.2 - Imagem radiográfica obtida com o com o sensor <i>CCD</i> utilizando o <i>phantom</i> de linearidade para tensão de 22 kVp. A região (A) consiste na região radiopaca na qual o feixe é quase totalmente atenuado, a região (B) é a área de interesse dada pela justaposição das folhas de alumínio e a região (C) é referente à região radiotransparente na qual não há atenuação do feixe de raios X.	125
Figura 8.3 - Curva característica obtida para 24 kVp utilizando o sensor odontológico <i>CCD</i>	126
Figura 8.4 - Curva característica para 28 kVp utilizando o sensor <i>CCD</i> odontológico.....	127
Figura 8.5 – (A) Esboço das dimensões do bloco padrão construído e suas respectivas incertezas. (B) Imagem real do bloco padrão desenvolvido.	128
Figura 8.6 - Imagem obtida através da exposição de raios X no simulador de resolução construído.	129
Figura 8.7 - Exemplificação do procedimento em ângulo para obtenção dos perfis relativos ao comprimento e a largura do bloco padrão. (A) refere-se a imagem obtida pelo sensor de raios X e as respectivas varreduras em ângulo. (B) Representa o perfil traçado para o comprimento do objeto e (C) Representa o perfil obtido para a largura do objeto.	129
Figura 8.8 - Imagem do sensor adquirida sem a presença de radiação.	130
Figura 8.9 - <i>NPS</i> obtido para o sensor odontológico sem presença de radiação	131
Figura 8.10 - <i>LSF</i> obtida no centro do campo do mamógrafo Lorad MIII da Santa Casa de São Carlos. Em vermelho (●) está representada a <i>LSF</i> na direção paralela e em preto (■) a <i>LSF</i> na direção perpendicular ao eixo catodo anodo.	132
Figura 8.11 - <i>MTF</i> obtida no centro do campo do mamógrafo Lorad MIII da Santa Casa de São Carlos. Em vermelho (●) está representada a <i>MTF</i> na direção paralela e em preto (■) a <i>MTF</i> na direção perpendicular ao eixo catodo anodo.	132

Figura 8.12 - <i>LSF</i> obtida no centro do campo do mamógrafo GE DMR Senographe do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. Em vermelho (●) está representada a <i>LSF</i> na direção paralela e em preto (■) a <i>LSF</i> na direção perpendicular ao eixo catodo anodo.	133
Figura 8.13 - <i>MTF</i> obtida no centro do campo do mamógrafo GE DMR Senographe do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. Em vermelho (●) está representada a <i>MTF</i> na direção paralela e em preto (■) a <i>MTF</i> na direção perpendicular ao eixo catodo anodo.	133
Figura 8.14 - <i>LSF</i> obtida no centro do campo do mamógrafo GE DMR Senographe do Hospital São Paulo da UNIFESP. Em vermelho (●) está representada a <i>LSF</i> na direção paralela e em preto (■) a <i>LSF</i> na direção perpendicular ao eixo catodo anodo.	134
Figura 8.15 - <i>MTF</i> obtida no centro do campo do mamógrafo GE DMR Senographe do Hospital São Paulo da UNIFESP. Em vermelho (●) está representada a <i>MTF</i> na direção paralela e em preto (■) a <i>MTF</i> na direção perpendicular ao eixo catodo anodo.	134
Figura 8.16 - Simulação da <i>LSF</i> a 63,33 mm do centro do campo na direção do eixo catodo-anodo.	136
Figura 8.17 - Simulação da <i>MTF</i> a 63,33 do centro do campo na direção do eixo catodo-anodo.	137
Figura 8.18 - Comparação entre a <i>LSF</i> obtida no centro do campo para o equipamento 1 na direção paralela ao eixo catodo-anodo (■) com a <i>LSF</i> calculada a 63,33 mm do centro, no sentido do anodo (●).	137
Figura 8.19 - Comparação entre a <i>MTF</i> obtida no centro do campo para o equipamento 1 na direção paralela ao eixo catodo-anodo (■) com a <i>MTF</i> calculada a 63,33 mm do centro, no sentido do anodo (●).	138
Figura 8.20 - Comparação entre a <i>LSF</i> calculada (●) para a uma determinada posição no campo (distante 63,33 mm do centro) e a <i>LSF</i> medida experimentalmente na mesma posição (■).	138
Figura 8.21 - Validação da metodologia proposta. Comparação entre a <i>MTF</i> calculada (●) (distante 63,33mm do centro) e a <i>MTF</i> medida experimentalmente na mesma posição (■).	139
Figura 8.22 - Simulação da <i>LSF</i> a 9,16 mm do centro do campo na direção do eixo catodo-anodo.	139
Figura 8.23 - Simulação da <i>MTF</i> a 9,16 mm do centro do campo na direção do eixo catodo-anodo.	140
Figura 8.24 - Comparação entre a <i>LSF</i> obtida no centro do campo para o equipamento 2 na direção paralela ao eixo catodo-anodo (■) com a <i>LSF</i> calculada a 9,16 mm do centro, no sentido do anodo (●).	140
Figura 8.25 - Comparação entre a <i>MTF</i> obtida no centro do campo para o equipamento 2 na direção paralela ao eixo catodo-anodo (■) com a <i>MTF</i> calculada a 9,16 mm do centro, no sentido do anodo (●).	141
Figura 8.26 - Comparação entre a <i>LSF</i> calculada (●) para a uma determinada posição no campo (distante 9,16 mm do centro) e a <i>LSF</i> medida experimentalmente na mesma posição (■).	141
Figura 8.27 - Validação da metodologia proposta. Comparação entre a <i>MTF</i> calculada (●)(distante 9,16 mm do centro) e a <i>MTF</i> medida experimentalmente na mesma posição (■)...	142
Figura 8.28 - Simulação da <i>LSF</i> a 8,65 mm do centro do campo na direção do eixo catodo-anodo.	142
Figura 8.29 - Simulação da <i>MTF</i> a 8,65 mm do centro do campo na direção do eixo catodo-anodo.	143
Figura 8.30 - Comparação entre a <i>LSF</i> obtida no centro do campo para o equipamento 3 na direção paralela ao eixo catodo-anodo (■) com a <i>LSF</i> calculada a 8,65 mm do centro, no sentido do anodo (●).	143
Figura 8.31 - Comparação entre a <i>MTF</i> obtida no centro do campo para o equipamento 3 na direção paralela ao eixo catodo-anodo (■) com a <i>MTF</i> calculada a 8,65 mm do centro, no sentido do anodo (●).	144

Figura 8.32 - Comparação entre a *LSF* calculada (●) para a uma determinada posição no campo (distante 9,16 mm do centro) e a *LSF* medida experimentalmente na mesma posição (■)..... 144

Figura 8.33 - Validação da metodologia proposta. Comparação entre a *MTF* calculada (●)(distante 8,65 mm do centro) e a *MTF* medida experimentalmente na mesma posição (■)... 145

Figura 8.34 - Resultados obtidos para a validação do método de obtenção do NPS 149

Figura 8.35 - Densidade espectral de ruído (NPS) calculada para o equipamento 3 com tensão de 24 kVp e diferentes valores de doses 150

Figura 8.36 - Densidade espectral de ruído (NPS) calculada para o equipamento 3 com tensão de 24 kVp e diferentes valores de doses 150

Figura 8.37 - Resultados obtidos para o equipamento 2 utilizando 24kVp..... 151

Figura 8.38 - Resultados obtidos para o equipamento 2 utilizando 28 kVp. 151

Figura 8.39 - Densidade espectral de ruído (NPS) calculada para o equipamento 3 com tensão de 24 kVp e diferentes valores de doses. 152

Figura 8.40 - Densidade espectral de ruído (NPS) calculada para o equipamento 3 com tensão de 28kVp e diferentes valores de doses. 152

Figura 8.41 - Curva de atenuação do equipamento 1 para tensão de 24 kVp e dose de 4,823 mGy 154

Figura 8.42 - Curva de atenuação do equipamento 1 para tensão de 28 kVp e dose de 5,261mGy. 154

Figura 8.43 - Curva sensitométrica obtida para o equipamento 1 com a tensão de 24 kVp. 155

Figura 8.44 - Curva sensitométrica obtida para o equipamento 1 com a tensão de 28 kVp. 155

Figura 8.45 - Curva de atenuação do equipamento 2 para tensão de 24 kVp e dose de 4,628mGy. 157

Figura 8.46 - Curva de atenuação do equipamento 2 para tensão de 28 kVp e dose de 4,903mGy. 157

Figura 8.47 - Curva sensitométrica obtida para o equipamento 2 com a tensão de 24kVp..... 158

Figura 8.48 - Curva sensitométrica obtida para o equipamento 2 com a tensão de 28kVp..... 158

Figura 8.49 - Curva de atenuação do equipamento 3 para tensão de 24 kVp e dose de 4,415mGy 160

Figura 8.50 - Curva de atenuação do equipamento 3 para tensão de 28 kVp e dose de 4,824mGy 160

Figura 8.51 - Curva sensitométrica obtida para o equipamento 3 com a tensão de 24 kVp. 161

Figura 8.52 - Curva sensitométrica obtida para o equipamento 3 com a tensão de 28 kVp. 161

Figura 8.53 - *LSF* obtida para o equipamento 1 utilizando a correção com o fator de escala de 0,075. Em vermelho (●) são apresentados os pontos que compõe a *LSF* paralela ao eixo catodo-anodo, e em preto (■) os pontos da *LSF* perpendicular ao eixo catodo-anodo. 163

Figura 8.54 - *MTF* obtida através da *LSF* do sistema. Os pontos em vermelho (●) representam a *MTF* na direção paralela ao eixo catodo-anodo e em preto (■) na direção perpendicular ao mesmo. 163

Figura 8.56 - *DQE* obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 2,4 mGy para o equipamento 1 165

Figura 8.57 - *DQE* obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 4,3 mGy para o equipamento 1. 165

Figura 8.58 - *DQE* obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 6,2 mGy para o equipamento 1. 166

Figura 8.59 - *DQE* obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 4.0 mGy para o equipamento 1. 166

Figura 8.60 - *DQE* obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 7,6 mGy para o equipamento 1. 166

Figura 8.61 - *DQE* obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 10,5 mGy para o equipamento 1. 167

Figura 8.62 - <i>LSF</i> obtida para o equipamento 2 utilizando a correção com o fator de escala de 0,075. Em vermelho (●) são apresentados os pontos que compõe a <i>LSF</i> paralela, e em preto (■) perpendicular ao eixo catodo-anodo.....	167
Figura 8.63 - <i>MTF</i> do equipamento 2 obtida através da <i>LSF</i> do sistema. Os pontos em vermelho (●) representam a <i>MTF</i> na direção paralela ao eixo catodo - anodo e em preto (■) na direção perpendicular ao mesmo.....	168
Figura 8.64 - <i>DQE</i> Obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 1,5 mGy para o equipamento 2.....	169
Figura 8.65 - <i>DQE</i> Obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 2,8 mGy para o equipamento 2.....	169
Figura 8.66 - <i>DQE</i> Obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 6,0 mGy para o equipamento 2.....	169
Figura 8.67 - <i>DQE</i> Obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 1,9mGy para o equipamento 2.....	170
Figura 8.68 - <i>DQE</i> Obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 3.6 mGy para o equipamento 2.....	170
Figura 8.69 - <i>DQE</i> Obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 7,6 mGy para o equipamento 2.....	170
Figura 8.70 - <i>LSF</i> obtida para o equipamento 3 utilizando a correção com o fator de escala de 0,075. Em vermelho (●) são apresentados os pontos que compõe a <i>LSF</i> paralela, e em preto (■) perpendicular ao eixo catodo-anodo.....	171
Figura 8.71 - <i>MTF</i> do equipamento 3 obtida através da <i>LSF</i> do sistema. Os pontos em vermelho (●) representam a <i>MTF</i> na direção paralela ao eixo catodo - anodo e em preto (■) na direção perpendicular ao mesmo.....	171
Figura 8.72 - <i>DQE</i> Obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 2.9 mGy para o equipamento 3.....	172
Figura 8.73 - <i>DQE</i> Obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 5.9 mGy para o equipamento 3.....	173
Figura 8.74 - <i>DQE</i> Obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 8.6 mGy para o equipamento 3.....	173
Figura 8.75 - <i>DQE</i> Obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 3.403 mGy para o equipamento 3.....	173
Figura 8.76 - <i>DQE</i> Obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 6.6 mGy para o equipamento 3.....	174
Figura 8.77 - <i>DQE</i> Obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 10.4 mGy para o equipamento 3.....	174

Lista de Tabelas.

Tabela 8.1 - Equipamentos mamográficos utilizados para obtenção dos resultados experimentais nesse trabalho.	122
Tabela 8.2 - Primeiro mínimo e a frequência de corte da <i>MTF</i> de cada equipamento mamográfico, em duas direções, no centro do campo, calculado com o algoritmo computacional proposto.	135
Tabela 8.3 - Primeiro mínimo da <i>MTF</i> de cada equipamento mamográfico, para direção paralela ao eixo catodo-anodo nas posições avaliadas no campo. Comparação dos valores medidos experimentalmente com os valores calculados com o algoritmo de simulação.	145
Tabela 8.4 – Frequência de corte da <i>MTF</i> de cada equipamento mamográfico, para direção paralela ao eixo catodo-anodo nas posições avaliadas no campo. Comparação dos valores medidos experimentalmente com os valores calculados com o algoritmo de simulação.	146
Tabela 8.5 - Resultados obtidos para tamanho do ponto focal utilizando a metodologia que não necessita de alinhamento com raio central do feixe. Para cada um dos resultados foi calculada a incerteza da medida.	146
Tabela 8.6 - Resultados calculados para a magnificação radiográfica (<i>m</i>), a distância foco-imagem (<i>DFI</i>) e o ângulo de inclinação do anodo para os equipamentos avaliados. Para cada um dos resultados foi calculada a incerteza da medida.	147
Tabela 8.7 - Dimensões do ponto focal no centro do campo para os equipamentos mamográficos. Os valores foram calculados pela metodologia proposta sem alinhamento (coluna à esquerda) e comparados com os valores obtidos experimentalmente no centro do campo, após o alinhamento automático do sistema utilizando a mesa de alinhamento automático desenvolvida nesse trabalho.	148
Tabela 8.8 - Doses obtidas para cada espessura de alumínio do <i>phantom de sensibilidade</i> para 24 kVp com equipamento 1.	153
Tabela 8.9 - Doses obtidas para cada espessura de alumínio do <i>phantom de sensibilidade</i> para 28 kVp com equipamento 1.	153
Tabela 8.10 - Doses obtidas para cada espessura de alumínio do <i>phantom de sensibilidade</i> para 24 kVp com equipamento 2.	156
Tabela 8.11 - Doses obtidas para cada espessura de alumínio do <i>phantom de sensibilidade</i> para 28 kVp com equipamento 2.	156
Tabela 8.12 - Doses obtidas para cada espessura de alumínio do <i>phantom de sensibilidade</i> para 24 kVp com equipamento 3.	159
Tabela 8.13 - Doses obtidas para cada espessura de alumínio do <i>phantom de sensibilidade</i> para 28 kVp com equipamento 3.	159
Tabela 8.14 - Descrição de alguns dos parâmetros já calculados no decorrer desse trabalho para os dois equipamentos.	162
Tabela 8.15 - Parâmetros obtidos para o equipamento 1 com as tensões de 24 e 28 kVp.	164
Tabela 8.16 - Cálculo do valor da fluência em função da dose de entrada no sistema de registro para as tensões de 24 e 28 kVp.	164
Tabela 8.17 - Parâmetros obtidos para o equipamento 2 com as tensões de 24 e 28 kVp.	168
Tabela 8.18 - Cálculo do valor da fluência para o equipamento 2 em função da dose de entrada no sensor para as duas tensões.	168
Tabela 8.19 - Parâmetros obtidos para o equipamento 3 com as tensões de 24 e 28 kVp.	172
Tabela 8.20 - Cálculo do valor da fluência para o equipamento 2 em função da dose de entrada no sensor para as duas tensões.	172

Lista de Abreviaturas.

A/D	Analógico-digital.
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas.
AEC	Controle automático de exposição, do inglês: <i>Automatic Exposure Control</i> .
API	Interface de Programação de Aplicativos, do inglês: <i>Application Programming Interface</i> .
a-Se	Selênio amorfo.
CAD	Diagnóstico auxiliado por computador, do inglês: <i>Computer-Aided Diagnosis</i> .
CCD	Dispositivo de carga acoplada, do inglês: <i>Charged Coupled Device</i> .
CIDI	Centro Integrado de Diagnóstico por Imagens.
CR	Sistema de registro digital, do inglês: <i>Computed Radiography</i> .
CsI	Iodeto de Césio.
CsI:TI	Iodeto de Césio dopado com Tálcio.
Curva H&D	Curva característica de um filme radiográfico, dos nomes: Hurter e Driffield, que a descreveram em 1890.
DQE	Eficiência na Detecção Quântica, do inglês: <i>Detective Quantum Efficiency</i> .
DSF	Distância Suporte Filme.
DVA	Dispositivo de Verificação de Alinhamento.
FDA	Órgão do governo americano, do inglês: <i>Food and Drug Administration</i> .
FFDM	Mamógrafo Digital de Campo Total, do inglês: <i>Full Field Digital Mammography</i> .
FWHM	Método da largura em meia altura, do inglês: <i>Full Width at Half-Maximum</i> .
HC FMRP	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto.
HVL	Camada Semi Redutora, do inglês: <i>Half Value Layer</i> .
ICRU	Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação, do inglês: <i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i> .
INCA	Instituto Nacional de Câncer.
INMETRO	Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial.
JAI	Pacote avançado para processamento de imagens em Java, do inglês: <i>Java Advanced Imaging</i> .
LSF	Função de Espalhamento de Linha, do inglês: <i>Line Spread Function</i> .
MTF	Função de Transferência de Modulação, do inglês: <i>Modulation Transfer Function</i> .
NEMA	Órgão de regulamentação internacional, do inglês: <i>National Electrical Manufacturers Association</i> .

NPS	Espectro de Potência do Ruído, do inglês: <i>Noise Power Spectrum</i> .
NQE	Ruído Quântico Equivalente, do inglês: <i>Noise Equivalent Quanta</i> .
OTF	Função de Transferência Óptica, do inglês: <i>Optical Transfer Function</i> .
Pixel	Elemento de imagem, do inglês: <i>Picture Element</i> .
PSF	Função de Espalhamento de Ponto, do inglês: <i>Point Spread Function</i> .
PTF	Função de Transferência de Fase, do inglês: <i>Phase Transfer Function</i> .
QVL	Camada Quarto Redutora, do inglês: <i>Quad-Value Layer</i> .
ROI	Região de interesse, do inglês: <i>Region Of Interest</i> .
SNR	Relação Sinal Ruído, do inglês: <i>signal to noise ratio</i> .
UNIFESP	Universidade Federal de São Paulo
USP	Universidade de São Paulo

Lista de Unidades e Grandezas.

Bit	Dígitos binários - do inglês: <i>Binary digits</i> .
ciclos/mm	Frequência espacial em ciclos por milímetros.
cm	centímetro.
dB	decibel.
DO	Densidade óptica.
dpi	Quantidade de pontos por polegada, do inglês: <i>Dot per Inch</i> .
Gy	Gray, unidade de medida de dose (J/kg).
J	Joules
keV	Quilo elétron-volt.
kg	kilograma.
kVp	Valor máximo da tensão aplicada ao tubo de raios X, em quilovolts.
mAs	Corrente por tempo, miliamperes por segundo.
mGy	miligray.
mm	milímetro.
mmAl	milímetros de Alumínio.
pl/mm	pares de linhas por milímetros.
μm	micrometro.
Φ	Fluência de Fótons (Fótons/Gy*m ²).
μ	Coefficiente de atenuação linear (m ⁻¹).
μ/ρ	Coefficiente de atenuação em massa (m ² /kg).
ρ	Densidade do material absorvedor (kg/m ³).
Ψ	Fluência de energia (J/m ²).

Lista de Variáveis Matemáticas.

γ	Fator Gama.
CH	Coefficiente de homogeneidade do feixe.
D	Dose.
D/D_0	Dose relativa.
D_0	Dose inicial.
DFI	Distância Foco - Imagem.
DFO	Distância Foco - Objeto.
DOI	Distância Objeto - Imagem.
$\mathfrak{F}\{ \}$	Transformada de Fourier
$FR(x, y)$	Figura de Ruído.
I_0	Intensidade de radiação incidente.
I_t	Intensidade de radiação transmitida.
L_0	Leitura de dose inicial.
m	Magnificação.
n	Número de amostras.
N	Tamanho da figura de ruído em pixels.
\bar{q}	Média de um conjunto de amostras.
U_{95}	Incerteza expandida.
u_c	Incerteza combinada.
U_n	Distância do desalinhamento com o feixe central.
ν_{ef}	Graus de liberdade efetivos.
$W(x, y)$	Espectro de Wiener.
α	Ângulo de inclinação do anodo.
ε_0	Energia efetiva do feixe (keV).
σ	Desvio padrão.
σ^2	Variância.

Sumário.

Resumo.	I
Abstract.	II
Lista de Figuras.	III
Lista de Tabelas	IX
Lista de Abreviaturas	XI
Lista de Unidades e Grandezas.	XIII
Lista de Variáveis Matemáticas.	XV
CAPÍTULO 1 - Introdução	1
1.1 – Considerações iniciais.	1
1.2 – Justificativas.	3
1.3 – Motivação e objetivos.....	4
1.4– Disposição do trabalho.	5
CAPÍTULO 2 – Sistemas de Imagem Mamográfica	7
2.1 – Considerações iniciais.	7
2.2 – Produção de raios X.....	9
2.3 – Processo de atenuação dos fótons.....	11
2.3.1 – Processo de filtragem.	11
2.3.2 – Camada semi - redutora.....	13
2.4 – Ponto focal.....	16
2.4.1 – Distribuição de intensidade do ponto focal.	19
2.4.2 – Característica de campo.....	21
2.5 – Sistemas mamográficos digitais.	24
2.6 – Qualidade da imagem.	28
2.7 – Expressão da incerteza nos processos de medidas.	32
2.7.1 – Incertezas do tipo A.....	33
2.7.2 – Incertezas do tipo B.	33
2.7.3 – Incerteza padrão combinada.	34
2.7.4 – Incerteza expandida.	35
2.7.5 – Graus de liberdade efetivos.	35
CAPÍTULO 3 – Propriedades de Resolução Espacial e a MTF	37
3.1 – Considerações iniciais.	37
3.2 – Influência do ponto focal na resolução espacial.....	39
3.3 – Funções de espalhamento.	43
3.4 – Funções de transferência.	48
3.5 – Determinação da MTF de equipamentos mamográficos.....	53

CAPÍTULO 4 – Propriedades de Ruído e o NPS.....	57
4.1 – Considerações iniciais.....	57
4.2 – Espalhamento coerente.	59
4.3 – Efeito fotoelétrico.	59
4.4 – Espalhamento Compton.	60
4.5 – Ruído em imagens radiográficas.....	61
4.6 – Relação sinal/ruído.....	65
4.7 – Espectro de potência do ruído.....	66
CAPÍTULO 5 – Propriedades de Contraste e a Curva H&D.....	69
5.1 – Considerações iniciais.....	69
5.2 – Densidade óptica.....	70
5.3 – Contraste radiográfico.....	71
5.4 – Filmes e telas intensificadoras.	72
5.5 – Curva sensitométrica.....	73
CAPÍTULO 6 – Eficiência na Detecção Quântica	75
6.1 – Considerações iniciais.....	75
6.2 – Fundamentos teóricos.	76
6.3 – Revisão da literatura.....	78
CAPÍTULO 7 – Materiais e Métodos.....	81
7.1 – Considerações iniciais.....	81
7.2 – Método computacional para determinação da MTF	82
7.2.1 – Alinhamento com o feixe central.....	89
7.2.2 – Medida do ponto focal sem a necessidade de alinhamento.	96
7.3 – Método computacional para determinação do NPS.....	101
7.4 – Método computacional para determinação da Curva H&D.....	107
7.5 – Método computacional para determinação do DQE.....	114
CAPÍTULO 8 - Resultados	121
8.1. – Considerações iniciais.....	121
8.2. – Caracterização do sensor CCD odontológico.	122
8.2.1 – Avaliação da linearidade do sistema.....	123
8.1.2 – Avaliação da resolução espacial do sensor.	127
8.1.3 – Avaliação do ruído do sensor.....	130
8.3. – Método computacional para determinação da MTF.	131
8.4. – Método computacional para determinação do NPS.....	148
8.5. – Método computacional para determinação da curva H&D.....	153
8.6. – Método computacional para determinação do DQE.....	162

CAPÍTULO 9 – Discussão e Conclusão.....	175
9.1. – Considerações iniciais.	175
9.2. – Método computacional para determinação da MTF.....	175
9.2.1. – Medidas do ponto focal sem alinhamento.	177
9.3. – Método computacional para determinação do NPS.	179
9.4. – Método computacional para determinação da curva H&D.	180
9.5. – Método computacional para determinação do DQE.....	181
9.6. – Conclusão.	182
REFERÊNCIAS	185

CAPÍTULO 1

Introdução

1.1 – Considerações iniciais.

O Instituto Nacional de Câncer (INCA, 2007) publicou uma nota referente às estimativas de câncer para 2008 e 2009, na qual os números apontavam que as incidências podem chegar a 466.730 novos casos da patologia. O instituto destacou que, dentre eles, o câncer de mama ainda continua sendo um dos tipos mais frequentes e o mais comum entre as mulheres.

Com aproximadamente 46 mil novos casos esperados no Brasil, o câncer de mama fica atrás somente dos tumores de pele do tipo não melanoma, com 59 mil novos casos. Apesar do aumento da incidência desse tipo de câncer, é possível observar uma grande redução, por volta de 25 a 30%, na taxa de mortalidade dos países mais desenvolvidos. Esse fato pode ser atribuído a implantação de programas de rastreamento mamográficos, principalmente em mulheres com idade acima de 50 anos. Esse rastreamento proporciona o diagnóstico de tumores ainda na sua fase inicial, aumentando, dessa forma, a chance de cura e sobrevivência do paciente (BROWN, 2000), (BALTIC, 2001) e (VERONESI, 2005).

Em contrapartida, no Brasil é possível observar outra realidade: a taxa de mortalidade devido ao câncer de mama vem aumentando nas últimas décadas. Dessa forma, é visível a grande necessidade em dar continuidade nos investimentos em conhecimento e tecnologia, utilizados para disseminar informação e até mesmo proporcionar facilidades para o diagnóstico precoce da doença (INCA, 2007).

Pertinente à questão do diagnóstico, o exame clínico e a mamografia são os meios mais eficazes para o diagnóstico precoce do câncer de mama. O exame clínico é realizado por médicos e pode detectar um tumor na ordem de centímetros, se este estiver próximo à superfície da mama. Por outro lado, a mamografia consiste em um exame radiográfico das mamas por meio de um equipamento de radiodiagnóstico sofisticado, que se difere dos aparelhos radiográficos convencionais em vários aspectos. Diferenças no tubo de raios X, no sistema de registro e a utilização de energias mais baixas do que nos exames convencionais acarretam níveis de contraste adequados para formação da imagem mamográfica com alta resolução. Todos esses dispositivos incorporados ao mamógrafo permitem, em muitos casos, a detecção do câncer ainda no seu estágio inicial, indicando lesões muito pequenas, na ordem de um décimo de milímetro (INCA, 2007). O exame mamográfico e as características do mamógrafo estão relacionados não somente a anatomia da mama, mas também suas funções fisiológicas e histológicas (TABAR *et al.*, 1995) e (LEITCH *et al.*, 1997).

Aliado a isso, centros de pesquisas têm buscado desenvolver técnicas computacionais de processamento de imagens para auxiliar a detecção precoce de estruturas indicativas do câncer de mama. Esses esquemas de processamento, conhecido como esquemas CAD (*Computer-Aided Diagnosis*), vêm sendo utilizados comercialmente desde 1998 em centros de diagnóstico por imagem, principalmente nos EUA e na Europa. A utilização de esquemas CAD tem ajudado os radiologistas com uma análise computadorizada das imagens de raios X, fornecendo uma “segunda opinião” na detecção de lesões e na elaboração do diagnóstico. Diversos estudos sobre esses esquemas têm mostrado que sua utilização pode melhorar o desempenho de radiologistas

no diagnóstico, aumentando a chance de cura da doença, (BAUM *et al.*, 2002), (HUO *et al.*, 2002), (CHENG *et al.*, 2003) e (GIGER *et al.*, 2008).

No entanto, a capacidade de os radiologistas e também dos esquemas de processamento em detectarem estruturas de interesse estão diretamente ligadas à qualidade da imagem mamográfica (digital ou analógica), ou seja, está relacionada à qualidade dos equipamentos envolvidos na sua formação.

1.2 - Justificativas.

A importância do controle de qualidade em sistemas de imagem radiológica tem sido muito reconhecida devido à necessidade de se garantir a confiabilidade do exame executado, para produzir uma imagem que apresente as características necessárias para o correto diagnóstico médico. A principal finalidade da utilização de uma rotina de controle de qualidade em radiodiagnóstico é a obtenção de imagens de alta qualidade, que sejam, no mínimo, suficientes para um diagnóstico médico confiável, submetendo o paciente à menor quantidade de radiação possível. Do conhecimento dessas informações, é possível ao investigador concluir sobre a eficácia ou não do desempenho daquele equipamento, contribuindo para reduzir o número de falsos diagnósticos por culpa de uma imagem de má qualidade. Nesse sentido, alguns procedimentos contribuem em maior ou menor grau para que esses objetivos sejam atingidos, dependendo da forma e frequência com que são utilizados.

Para garantir a qualidade dos equipamentos radiológicos, vários métodos e dispositivos têm sido desenvolvidos em todo o mundo, principalmente a partir da década de 60. No Brasil, o Ministério da Saúde estabeleceu em 1998 uma portaria (MS-SVS-453/98) regulamentando os procedimentos e ensaios para avaliação de qualidade de equipamentos de radiodiagnóstico no país.

No entanto, a realização dos procedimentos de controle de qualidade em equipamentos radiográficos não é uma tarefa fácil, não só pela complexidade da medição dos parâmetros necessários como também pela falta de instrumentos ou pacotes computacionais que permitam avaliações com mais simplicidade e rapidez. Além disso, a demanda por cada aparelho em funcionamento em hospitais é muito grande e dificulta muito a realização de testes extensivos de controle de qualidade de rotina, dadas as necessidades em geral de vários instrumentos, muitas medidas, e, sobretudo, de um intervalo de tempo significativo para os testes.

1.3 – Motivação e objetivos.

De fato, rotinas de controle de qualidade vêm, cada vez mais, sendo incorporadas ao cotidiano dos setores de diagnóstico por imagem. Sabe-se que esses procedimentos são de fundamental importância para avaliar a qualidade da imagem formada por um equipamento. No entanto, as análises das informações adquiridas nesses procedimentos são, normalmente, de responsabilidade de um físico. Portanto, devido à grande demanda de alguns centros, a avaliação fica subjetiva a erros do próprio observador.

Assim, torna-se necessário o desenvolvimento de metodologias ou sistemas automáticos que permitam, de forma simples, rápida e com alta precisão, uma avaliação da maioria dos parâmetros que afetam a qualidade da imagem mamográfica. Isso se torna um importante requisito para os programas de controle de qualidade, inclusive para que eles possam ser aplicados por mais centros de diagnóstico por imagem com mais eficiência.

Dentro desse contexto, esse trabalho foi realizado com o objetivo desenvolver metodologias mais simples e aplicativos computacionais para a avaliação dos principais parâmetros relacionados à qualidade da imagem mamográfica. Assim, novos procedimentos para a avaliação dos sistemas de imagem mamográfica foram desenvolvidos nesse trabalho considerando três parâmetros principais, seguindo as recomendações do ICRU (*International*

Commission on Radiation Units and Measurements): A resolução espacial, obtida pela determinação da função de transferência de modulação (*MTF*, de *modulation transfer function*), o contraste, por meio da medida da curva sensitométrica e o ruído, a partir da medida da densidade espectral de ruído (*NPS*, de *noise power spectrum*).

Além disso, uma metodologia para a medida automática do *DQE* (*Detective Quantum Efficiency*) foi incorporada a esse trabalho. O *DQE* pode ser interpretado como uma medida da quantidade de fótons necessários (dose) para a obtenção de um mesmo ruído quadrático equivalente (*NEQ*) e exprime a sensibilidade do sistema aos fótons, ou seja, a eficiência de sua detecção. Com isso, tem-se a medida de um parâmetro não só relacionado à qualidade da imagem mamográfica, mas também à segurança técnica do diagnóstico.

Dessa forma, estabelecendo-se novas ferramentas para avaliação completa dos sistemas de imagem mamográfica, deve permitir a qualquer unidade radiológica expandir o conhecimento do desempenho dos equipamentos disponíveis com tempo mínimo de utilização de cada aparelho.

1.4- Disposição do trabalho.

Esse documento está dividido em 9 capítulos incluindo essa introdução. Nos capítulos 2 a 6 são apresentados uma breve revisão bibliográfica sobre os principais temas abordados nesse trabalho. Os capítulos seguintes descrevem as metodologias propostas e os algoritmos desenvolvidos, bem como os resultados obtidos e as conclusões subsequentes. Os capítulos abordados são os seguintes:

- Capítulo 2: Oferece uma apresentação sobre as principais características físicas dos equipamentos mamográficos, uma breve revisão sobre os principais sistemas de registros digitais mundialmente utilizados, uma introdução sobre o conceito de

qualidade da imagem e, por fim, a utilização das incertezas nas medidas de parâmetros de qualidade dos equipamentos.

- Capítulo 3: Descreve as principais propriedades de resolução espacial e como o tamanho do ponto focal e a sua distribuição de intensidade pode afetar a nitidez da imagem radiográfica. Nesse capítulo também é feita uma breve introdução sobre a teoria das funções de transferência aplicada a sistemas de imagens radiográficas e como é sua obtenção prática.
- Capítulo 4: São descritas as características fundamentais do ruído em imagens radiográficas e o seu principal método de avaliação, o *NPS*.
- Capítulo 5: Apresentam as principais propriedades do contraste radiográfico, uma breve introdução sobre a resposta de filmes e telas à presença de radiação e o conceito envolvido para obtenção da curva sensitométrica.
- Capítulo 6: Proporciona uma análise dos fundamentos teóricos para obtenção do *DQE*. Além disso, nesse capítulo é feita uma revisão do estado da arte sobre os principais temas envolvidos nesse trabalho.
- Capítulo 7: Faz uma apresentação completa sobre as metodologias, os *phantoms* e os algoritmos desenvolvidos para obtenção dos principais parâmetros de qualidade da imagem, a *MTF*, o *NPS*, a curva H&D e o *DQE*.
- Capítulo 8: Apresenta os resultados obtidos na avaliação da qualidade da imagem medida para três diferentes equipamentos mamográficos utilizando o aplicativo computacional desenvolvido.
- Capítulo 9: oferece uma discussão sobre os algoritmos propostos e os resultados obtidos e também é realizada uma conclusão final sobre o trabalho de pesquisa.

CAPÍTULO 2

Sistemas de Imagem Mamográfica

2.1 – Considerações iniciais.

Mesmo sendo um tema completamente atual, a preocupação com o câncer de mama possui uma longa história. Em 1982, Edwin Smith encontrou os primeiros relatos referentes ao câncer de mama em Tebas. Documentos egípcios com datas de 1600 A.C. sugeriam relatos clínicos de distúrbios mamários e descreviam casos clínicos compatíveis com processos malignos e benignos. Todavia, foi a partir do século XIX que o estudo sobre o câncer de mama foi intensificado (BLAND e COPELAND, 1994) e (ALMEIDA, 1997). Ao final do século XIX, havia muitas pesquisas nas quais se utilizavam de um tubo de raios X convencional para identificar e detectar alguns tipos de câncer. No entanto, a primeira pessoa a utilizar a radiação X para detectar um câncer de mama foi o médico alemão Albert Salomon, que executava experimentos com tecidos mamários extraídos cirurgicamente e os submetiam a uma exposição de raios X. Os resultados dos experimentos revelaram que a técnica utilizada poderia detectar vários tipos da patologia, podendo assim, ser uma ótima ferramenta para detecção do câncer de mama. Albert Salomon

foi, portanto, considerado o inventor do sistema mamográfico quando publicou seus resultados em 1913, entretanto, ele nunca viria a utilizar sua técnica enquanto estava vivo (BASSET *et al.*, 2000).

Essa técnica apontava grandes potenciais para aumento da expectativa de vida feminina; assim, iniciava-se uma grande preocupação com a melhora da tecnologia e da qualidade da imagem mamográfica. É de conhecimento científico que um grande limitador da qualidade da imagem é o contraste das estruturas anatômicas da própria mama que são projetadas na imagem. Por terem densidades muito semelhantes, os tecidos mamários com patologia e sem patologia podem acarretar níveis similares de absorção de raios X, podendo ocasionar baixo contraste na imagem formada pelo aparelho (YOUNG *et al.*, 1994) e (ROBSON *et al.*, 1995).

Além disso, os mamógrafos devem ter a capacidade de identificar estruturas muito pequenas, como microcalcificações ou pequenos nódulos, que indicam o câncer ainda no seu estágio inicial. Dessa forma, o aparelho deve produzir não somente imagens de alto contraste, mas também, imagens de alta resolução espacial com baixo nível de ruído.

Em 1966 os sistemas mamográficos se tornaram clinicamente aceitáveis quando introduziram ao aparelho alvo de molibdênio e filtros. Essa tecnologia foi aperfeiçoada em 1972 com o surgimento dos novos tipos de filmes radiográficos, com apenas uma emulsão, e os écrans com menor espalhamento. Por volta dos anos 90, tecnologia de grades anti-difusoras, ênfase na compressão da mama, geradores de alta frequência, micro-foco e o controle automático de exposição (*AEC*, de *automatic exposure control*) proporcionaram uma melhora significativa na qualidade da imagem mamográfica. O surgimento dos esquemas computacionais de auxílio ao diagnóstico, ou esquemas *CAD* (*computer-aided diagnosis*) trouxe para os profissionais da área uma ferramenta capaz de fornecer uma segunda opinião ao diagnóstico médico. Além disso, os aparelhos mamográficos foram adaptados para melhor atender as necessidades de seus pacientes, e de certa forma, trazer um nível de conforto e confiança durante o exame (BUSHONG, 2004).

2.2 – Produção de raios X.

A produção de raios X basicamente ocorre quando se aplica uma diferença de potencial, na ordem de milhares de volts, entre os dois eletrodos em uma ampola de vidro, os quais estão submetidos ao vácuo. O catodo é o eletrodo negativo do tubo e consiste em um filamento na forma de espiral e seu material geralmente é o tungstênio, por possuir alto ponto de fusão. Quando submetido a uma corrente elétrica, o catodo tem a capacidade de liberar seus elétrons, que por sua vez, serão atraídos em direção ao eletrodo positivo, o anodo, formando, um feixe eletrônico chamado de corrente anódica. Esses elétrons são desacelerados e colidem em um ponto específico do anodo chamado de alvo, e é justamente nessa área que a radiação será produzida. O alvo é caracterizado geralmente por um metal pesado, como o tungstênio, para aparelhos convencionais, ou ainda o molibdênio ou ródio, no caso dos mamógrafos.

Quando um feixe de elétrons provenientes do catodo interage com o material do alvo que compõe o anodo, existe uma perda parcial ou total de sua velocidade. Por terem cargas opostas, quando um elétron dotado de uma energia cinética se aproxima do núcleo do átomo, o efeito de atração entre eles faz com que sua trajetória mude e diminua essa energia (BARRET E SWINDELL, 1981), (ATTIX, 1986) e (CURRY III *et al.*, 1990). Assim, a energia transferida é em grande parte transformada em calor e apenas uma pequena fração, aproximadamente 0,1%, em ondas eletromagnéticas no comprimento de onda dos raios X (GRAHAM, 1996). Essa radiação formada é chamada de *Bremsstrahlung* (TAUHATA *et al.*, 1999). Por seguir uma distribuição aleatória, em termos de colisão, os elétrons possuem diferentes tipos de interação com o interior do material do alvo e, portanto, os fótons de raios X formados não possuem a mesma energia (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983) e (ATTIX, 1986).

Referente à estrutura atômica, sabe-se que a eletrosfera é imensamente maior que o núcleo do átomo. Assim, a probabilidade de ocorrer uma transição de energia é maior quanto mais externa é a camada. Quanto mais interna é a transição atômica, maior é a energia do fóton

formado. Dessa forma, o número relativo de fótons produzidos possui uma distribuição estatística inversamente proporcional a sua energia, conforme demonstrado na Figura 2.1 a seguir (CURRY III *et al.*, 1990) e (WOLBARST, 1993).

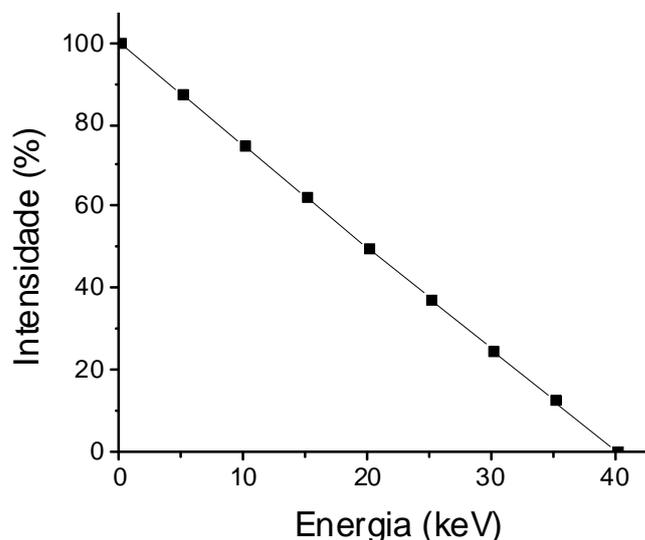


Figura 2.1 - Representação gráfica do espectro de um feixe sem processo de filtração. Nota-se que conforme se aumenta a energia dos fótons (keV) sua intensidade (número relativos de fótons) decai.

A maior energia que um fóton pode adquirir é equivalente à energia máxima produzida na interação dos elétrons com o material do alvo, e corresponde numericamente ao valor da tensão de pico (kVp) aplicada entre os dois eletrodos do tubo. Portanto, variações na tensão aplicada no tubo ocasionam alterações nas características do feixe, não somente em relação à energia máxima dos fótons, mas também à distribuição espectral do feixe como um todo (ATTIX, 1986) e (WOLBARST, 1993).

Os elétrons incidentes podem, ainda, ionizar os átomos do anodo. Essa interação tem a capacidade de criar lacunas nas camadas mais internas, sendo que as camadas *K* e *L* possuem maior probabilidade. As lacunas formadas são preenchidas rapidamente por elétrons de outras camadas gerando assim uma emissão espontânea de radiação de energia bem definida, de acordo com o espectro característico do material do alvo. Essa radiação é chamada de radiação característica. (ATTIX, 1986), (CURRY III III *et al.*, 1990), (TORTORIC, 1992) e (TAUHATA *et al.*, 1999).

Denomina-se feixe primário a radiação criada a partir da interação dos elétrons com o material do alvo do anodo (BARRET E SWINDELL, 1981). Os fótons que compõe o feixe primário, ao interagir com o objeto de estudo, serão filtrados e modulados conforme as densidades do objeto em questão. Esse artifício de atenuação pode ser caracterizado efetivamente por dois processos: absorção e espalhamento (BARRET e SWINDELL, 1981) e (BUSHBERG, 1994).

A perda da intensidade do feixe pelo processo de absorção é principalmente caracterizada pelo efeito fotoelétrico. Por outro lado, as perdas geradas pelo processo de espalhamento da radiação primária são caracterizadas pelo espalhamento incoerente (efeito Compton). Sabe-se que os efeitos fotoelétrico e Compton são as principais formas de interação de um feixe de raios X com a matéria (ATTIX, 1986).

2.3 – Processo de atenuação dos fótons.

A intensidade de um feixe de raios X pode ser representada como sendo o produto entre o número de fótons e a energia de cada um deles. Assim, o processo de atenuação pode ser descrito como a redução de intensidade de um feixe de raios X, uma vez que, este seja submetido a algum tipo de absorvedor (filtro). Considerando um feixe monocromático, ao ser submetido a qualquer tipo de filtro, haverá uma redução de intensidade em termos de número de fótons, no entanto, a energia do feixe não é alterada (CURRY III *et al.*, 1990).

2.3.1 – Processo de filtragem.

A filtração é um processo que modula o feixe de raios X aumentando a sua energia média, pois retira os fótons de energias mais baixas, que não contribuem para a formação da imagem mas aumentam a dose absorvida pelo paciente. Os fótons que compõem um feixe de raios X para

diagnóstico estão dentro de um espectro de múltiplas energias, ou seja, em um exame radiológico, a radiação que interage com o paciente é policromática. Nesse caso, a energia média do feixe varia de um terço à metade da energia de pico, sendo que a grande maioria dos fótons está na faixa mais baixa de energia (CURRY III *et al.*, 1990).

Sabe-se, todavia, que fótons com energias mais baixas são absorvidos nos primeiros centímetros de tecido, ou seja, a pele. Por outro lado, fótons que possuem energias mais altas conseguem penetrar no corpo do paciente e formar a imagem radiográfica. Entretanto, o conceito de dose é expresso pelo número de fótons que são absorvidos pelo paciente. Dessa forma, a pele absorve uma grande quantidade de radiação. Pode-se proteger o paciente do aumento de dose colocando um filtro entre a saída dos fótons e o paciente, para retirar os fótons de energias mais baixas do feixe e aumentar sua energia efetiva. Os filtros são, geralmente, lâminas de metais de espessura variada, de modo que quanto maior a sua espessura, maior o poder de filtragem, ocasionando redução da dose absorvida pelo paciente. Para os mamógrafos geralmente são usados filtros de molibdênio ou ródio (CURRY III *et al.*, 1990).

Combinações alvo/filtro garantem, na mamografia, que a emissão de radiação característica seja de baixa energia, permitindo, assim, que o espectro de energia formado seja mais adequado para produzir imagens de alto contraste. Além disso, os mamógrafos operam em uma faixa de tensão mais baixa que o usual dos outros aparelhos radiográficos, podendo variar em torno de 20 a 35 kVp¹. Essa variação na tensão aplicada ao tubo ocasiona diferentes níveis de absorção pelas estruturas que compõem a mama, resultando em diferentes níveis e enegrecimentos no sistema de registro. Dessa forma, consegue-se um contraste adequado nas imagens de mama. A Figura 2.2 demonstra um gráfico de variação dos níveis de contraste entre a imagem de um tumor e de uma microcalcificação. Nota-se que o contraste decresce com o aumento da energia dos fótons (HAUS e YAFFE, 2000).

¹ Equipamentos convencionais de raios X diagnósticos operam, geralmente, com uma faixa de tensão entre 40 e 120 kVp.

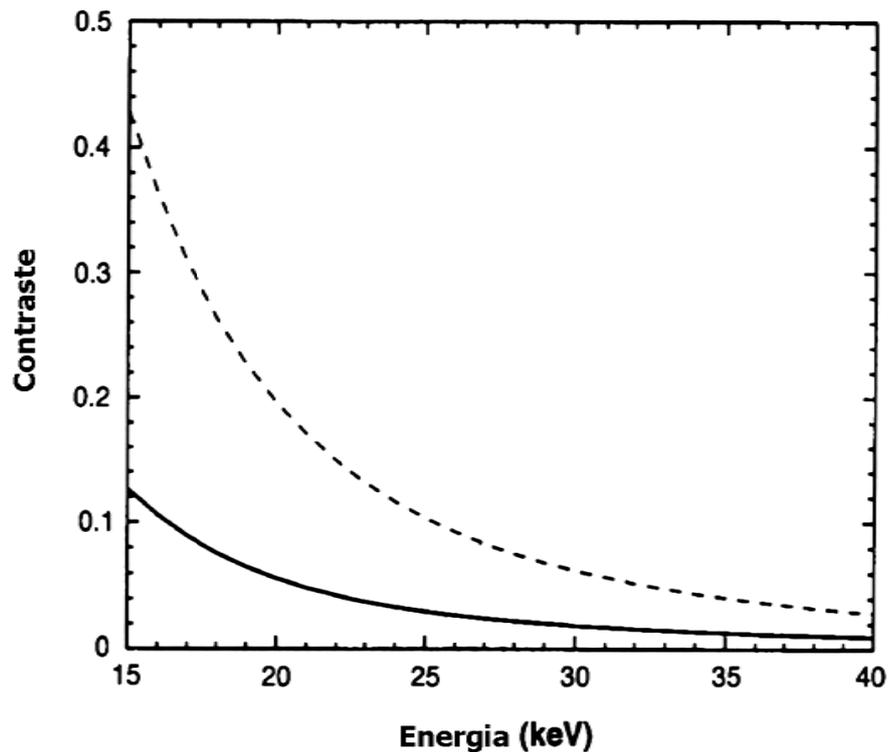


Figura 2.2 - Representação do contraste entre um tumor de 5,0 mm de diâmetro (linha cheia) e uma microcalcificação (linha tracejada) em função da energia da radiação (HAUS & YAFFE, 2000).

2.3.2 – Camada semi - redutora.

Camada semi-redutora (*HVL*, de *half-value layer*) é definida como a espessura necessária de um material absorvedor que reduz a intensidade de um feixe à metade do seu valor inicial. A *HVL* de um equipamento é capaz de especificar a qualidade de um feixe de radiação, já que, quanto mais energético ou penetrante for este feixe, maior será a espessura necessária para que o absorvedor reduza sua intensidade à metade (JOHNS E CUNNINGHAM, 1983) e (CURRY III *et al.*, 1990). Por isso, a camada semi-redutora é considerada um parâmetro muito importante para avaliação da qualidade do feixe de raios X.

Normas internacionais estabelecem valores mínimos da *HVL* que devem ser encontrados para cada tipo de aparelho com a finalidade de se manter um padrão de qualidade nas imagens radiográficas. Um exemplo disso é a medida da *HVL* mínima exigida para aparelhos mamográficos operando com 30 kVp, que é expressa em 0,3 mmAl.

Considerando um feixe de radiação monocromática, isso é, na qual todos os fótons possuem a mesma energia, a *HVL* pode ser facilmente determinada através da equação de Lambert-Beer. Essa equação determina a intensidade de radiação que atravessará um determinado material (WOLBARST, 1993). A equação de Lambert Beer pode ser descrita da seguinte forma:

$$I = I_0 e^{-\left(\frac{\mu}{\rho} \rho \cdot X\right)} \quad (2.1)$$

na qual I é a intensidade de radiação transmitida, I_0 é a intensidade de radiação incidente, ρ é a densidade do material absorvedor, X é a espessura do filtro e por fim μ/ρ é o coeficiente de atenuação de massa em função da energia dos fótons da radiação incidente e do material utilizado como filtro. Para obter a camada semi-redutora, substitui-se na Equação (2.1) o valor da intensidade de radiação transmitida por $I_0/2$, já que a espessura do absorvedor deve reduzir essa intensidade à metade do seu valor inicial. A equação fica da seguinte forma:

$$\frac{I_0}{2 \cdot I_0} = e^{-\left(\frac{\mu}{\rho} \rho \cdot X\right)} \quad (2.2)$$

Assim, o valor de X , nessas condições, representa o valor para camada semi-redutora do feixe. Portanto, isolando X temos:

$$X_{HVL} = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (2.3)$$

sendo μ o coeficiente de atenuação linear obtido da multiplicação de μ/ρ pela densidade ρ . A partir da Equação (2.3) é possível notar que o valor da *HVL* de um feixe não depende da sua intensidade. Portanto, a *HVL* de um aparelho radiográfico não é função da corrente do tubo e nem do tempo de exposição aplicado. Para um feixe monoenergético, a *HVL* depende

exclusivamente do valor do coeficiente de atenuação linear, que é função da energia do feixe e do material utilizado como filtro (CURRY III *et al.*, 1990).

Todavia, na prática, o feixe de raios X que é utilizado nos exames radiográficos não é monoenergético. O feixe pode possuir um número finito de fótons com energias variadas. Nesse sentido, para o cálculo da *HVL* para equipamentos radiológicos, a Equação (2.3 não pode ser utilizada. Nesse caso, a *HVL* não depende apenas da energia dos fótons, mas também do seu espectro de energia.

Dessa forma, a camada semi-redutora é um parâmetro que deve ser medido de forma experimental. O método experimental mais frequentemente utilizado para a determinação da camada semi-redutora dos aparelhos radiográficos é o proposto por Trout, Kelley e Lucas (TROUT *et al.*, 1960).

O método consiste em colocar um dosímetro, do tipo câmara de ionização, a uma certa distância do tubo de raios X, no centro do campo de radiação. O feixe deve ser colimado por um diafragma de chumbo com abertura circular, para evitar espalhamento. Junto a esse diafragma, devem ser colocados vários atenuadores, geralmente de cobre ou de alumínio, de espessuras conhecidas, para que o feixe de raios X fosse filtrado por eles.

Assim, mede-se a dose de radiação para uma determinada kVp em função da espessura dos atenuadores que eram colocados junto ao diafragma de chumbo. A medida inicial deve ser feita sem a colocação de nenhum absorvedor sob o feixe. A partir disso, várias medidas devem ser efetuadas para o mesmo valor de kVp, aumentando gradativamente a espessura das lâminas de alumínio ou cobre que são colocadas sob o feixe a uma certa distância da fonte de radiação.

A partir desses dados, constrói-se um gráfico relacionando os valores da dose de radiação com a espessura do absorvedor utilizado (curva de atenuação). A camada semi-redutora para uma determinada kVp é obtida através da leitura, no gráfico, do valor correspondente à espessura que reduziu a dose inicial à metade.

2.4 – Ponto focal.

Dá-se o nome de ponto focal a uma pequena área do anodo (alvo) onde o feixe de elétrons interage e produz a radiação X. As dimensões do ponto focal é considerado um parâmetro muito importante na avaliação da qualidade de um equipamento mamográfico, principalmente, no que diz respeito à resolução espacial do sistema.

A Figura 2.3 ilustra a localização de um ponto focal de um tubo de raios X. É possível notar que a região mais escura é local da interação do feixe eletrônico com o material do anodo.

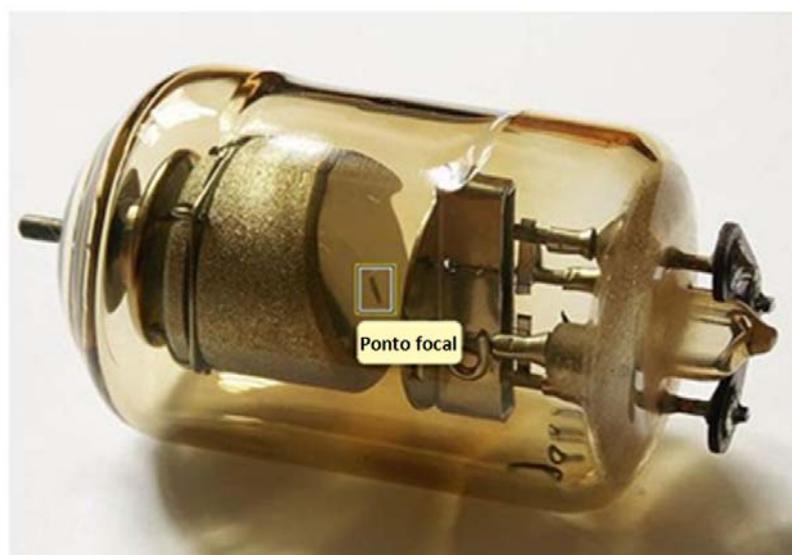


Figura 2.3 - Tubo de raios X. A região demarcada corresponde à área do ponto focal onde interagem os elétrons provenientes do catodo².

No entanto, em alguns casos o aumento do ponto focal pode ser proposital. Na maioria dos aparelhos encontramos dois filamentos, e em alguns aparelhos até três, sendo um maior que o outro. Cada filamento consiste em um fio espiral, geralmente de tungstênio, por suportar altas temperaturas sem perder suas propriedades físicas. Ao se utilizar o filamento menor, um número limitado de elétrons é acelerado em direção ao anodo, proporcionando que haja interação em apenas uma área muito pequena. Por esse motivo nomeia-se essa técnica de utilização do filamento menor de foco fino.

² Imagem disponível em: <<http://www.flickr.com/photos/received21/27657966/>> Acessado em: 08/04/2008.

A utilização do foco fino é muito comum quando se há necessidade de imagens com resoluções mais altas. No caso da mamografia, o foco fino é muito utilizado quando se há a necessidade de utilizar técnicas de magnificação na imagem. No entanto, a utilização do foco fino fica restrita a pequenas correntes, visto que, correntes muito altas podem, ocasionalmente, proporcionar que o filamento esquente demasiadamente e derreta. Nos exames rotineiros utiliza-se normalmente o filamento maior. Essa técnica tem o nome de foco grosso. Embora a utilização do foco grosso proporcione uma imagem com resolução menor, quando comparada ao foco fino, é possível utilizar-se de correntes mais altas (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983), (CURRY III *et al.*, 1990) e (WOLBARST, 1993).

As dimensões e o formato do ponto focal dependem das características do feixe de elétrons que o atinge. Sabe-se, entretanto, que os fatores que mais influenciam nessas características do feixe eletrônico são o tamanho da espiral do filamento e a corrente aplicada ao tubo (WILKS, 1987), (CURRY III *et al.*, 1990) e (WOLBARST, 1993).

Na teoria, quanto menor as dimensões do ponto focal, melhor será a qualidade da imagem, principalmente referente à sua resolução espacial. Por outro lado, quanto menor as dimensões do ponto focal, menor a área efetiva que é bombardeada pelo feixe de elétrons e, por consequência, maior o calor produzido no local. Sabe-se que o material do alvo pode suportar altas temperaturas, todavia, quando a temperatura aumenta periodicamente de forma exagerada, a vida útil do tubo pode ser reduzida drasticamente. Dessa forma, deve-se haver um compromisso entre a corrente submetida no catodo, ou seja, o número de elétrons que serão liberados durante a exposição, e as dimensões da área que esse feixe eletrônico irá interagir. A primeira solução encontrada para aumentar a nitidez da imagem sem que haja o superaquecimento da região do alvo foi a inclinação do anodo. É possível observar nos tubos de raios X que o anodo possui uma ligeira inclinação. Essa inclinação proporciona que a projeção do ponto focal no plano-imagem seja menor que seu tamanho efetivo. Isso possibilita que a área bombardeada pelos elétrons seja maior, proporcionando maior dissipação de calor. O ângulo de inclinação do anodo vai variar

dependendo da aplicação do aparelho: quanto menor a inclinação, menor o tamanho do ponto focal projetado. Em média, a maioria dos aparelhos possuem um ângulo que varia entre 6 a 20°. Aparelhos de radiodiagnóstico mais avançados, como os mamógrafos, possuem pontos focais efetivos muito pequenos, por volta de 0,3 mm. Isso é possível utilizando ângulos muito pequenos, em torno de 6° (MEREDITH e MASSEY, 1977), (HENDEE *et al.*, 1997) e (CURRY III *et al.*, 1990). Por outro lado, sabe-se que a utilização de ângulos muito pequenos pode limitar excessivamente o tamanho do campo, além de potencializar a influência do efeito *heel*.

A medida do tamanho real do ponto focal, ou seja, das dimensões exatas do local onde efetivamente há interação dos elétrons, não é muito sugerida na literatura, visto que, para efeitos de controle de qualidade em radiodiagnóstico, as dimensões relevantes são referentes à projeção do ponto focal no plano-imagem. A Figura 2.4 esboça o esquema de interação do feixe eletrônico com o alvo, projetando um ponto focal menor que o realmente exposto pela radiação.

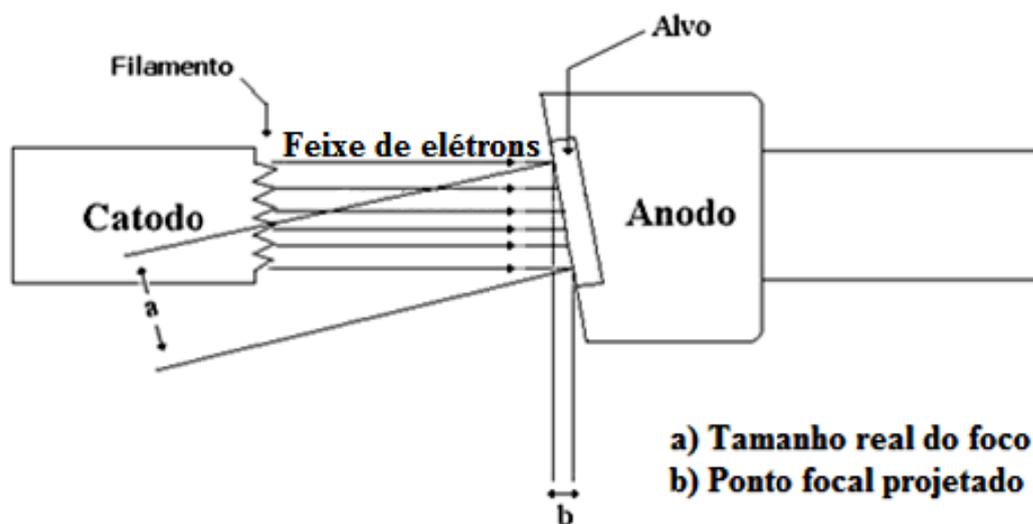


Figura 2.4 - Demonstração da influência que o ângulo de inclinação do anodo proporciona nas dimensões do ponto focal efetivo ou projetado (VIEIRA, 2005).

Em 1930, Bouwers (1930) apresentou outro método para inibir o superaquecimento dos tubos de raios X. Esse método consiste em aumentar a área bombardeada pelo feixe eletrônico utilizando um anodo giratório. Ao girar o anodo, o ponto focal real passa a ser um anel. Isso

possibilita que uma área maior interaja com o feixe eletrônico e, dessa forma, dissipe mais calor sem alterar as dimensões do ponto focal (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983), (CURRY III *et al.*, 1990) e (WOLBARST, 1993). A Figura 2.11 esboça o esquema de um anodo giratório que permite dissipar maior quantidade de calor quando comparado com o anodo estacionário.

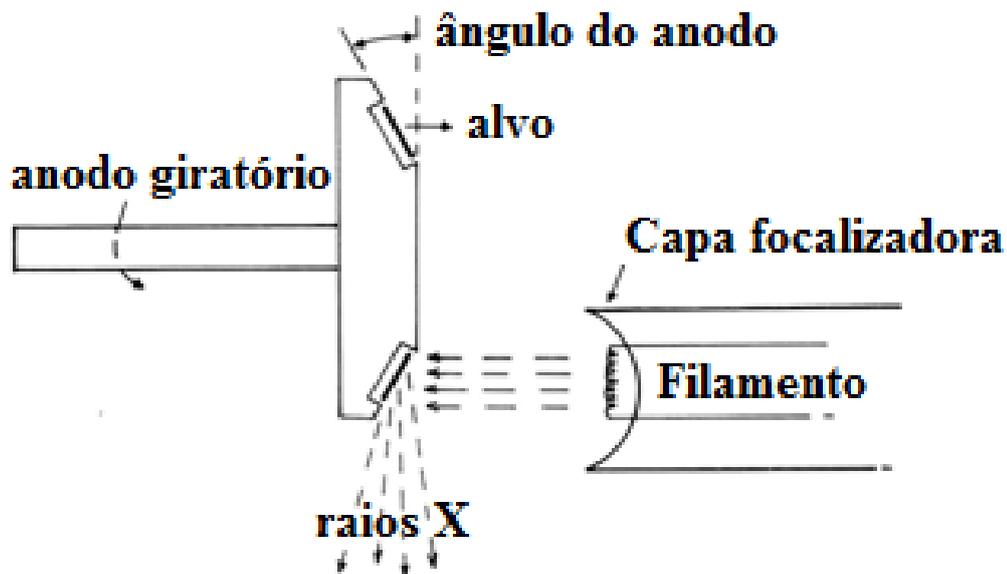


Figura 2.5 - Esboço da vista lateral de um tubo de raios X com o anodo giratório (ESCARPINATI, 2007).

2.4.1 – Distribuição de intensidade do ponto focal.

Para entender melhor a relação que o ponto focal exerce sobre a qualidade da imagem, é necessário primeiramente um estudo sobre o comportamento do feixe de elétrons que interagem com o alvo. Por estarem em larga quantidade e possuírem carga elétrica negativa, durante o percurso até o anodo os elétrons exercem entre si uma força de repulsão formando, dessa forma, uma área no anodo que é maior do que efetivamente deveria ser. Essa dispersão dos elétrons torna-se indesejável pelo fato de aumentar o tamanho do ponto focal, reduzindo, portanto, a resolução espacial do sistema.

Para evitar esse efeito repulsivo, os aparelhos de radiodiagnóstico utilizam uma capa focalizadora em torno do filamento do catodo. Por ser carregada negativamente, a capa focalizadora tem a propriedade de repelir os elétrons e convergir o feixe a uma área menor no anodo, proporcionando o aumento da resolução espacial (CURRY III *et al.*, 1990) e (WOLBARST, 1993). No entanto, os elétrons que se deslocam do catodo para o anodo não possuem uma trajetória retilínea e paralela. Na verdade, a trajetória dos elétrons é influenciada pela ação repelente da capa focalizadora. O campo elétrico formado por essa capa proporciona que o feixe eletrônico se cruze em várias regiões, em função da distância percorrida, antes de interagir com o alvo. Dessa forma, a distribuição de intensidade do ponto focal dependerá da distância que o anodo se localiza em relação ao filamento do catodo (TAKENAKA *et al.*, 1968). A Figura 2.6 demonstra a ação da capa focalizadora em elétrons provenientes de diferentes regiões do catodo, proporcionando na região do anodo uma variação na distribuição da intensidade do ponto focal.

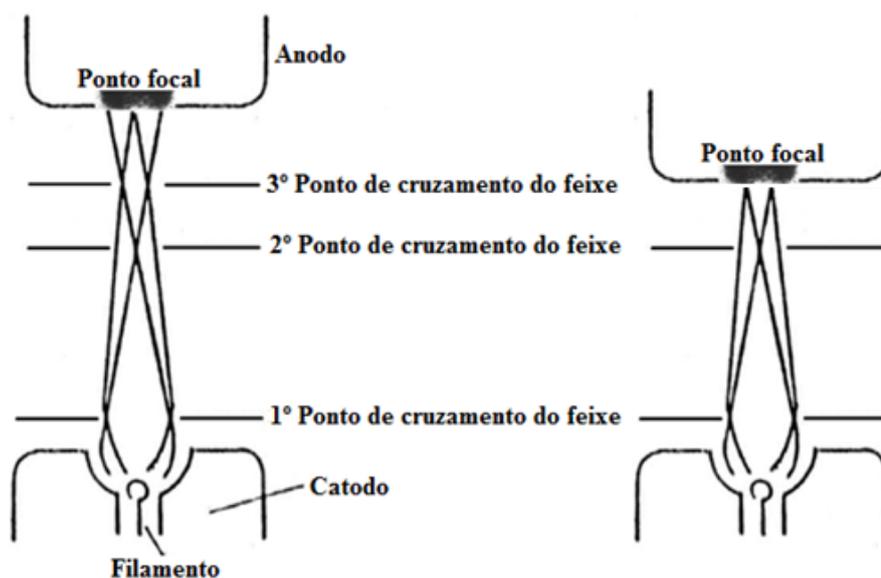


Figura 2.6 - Efeito da capa focalizadora e da distância na trajetória do elétron e na distribuição de intensidade do ponto focal (TAKENAKA *et al.*, 1968).

Estudos realizados por Nickoloff (1990) tiveram como objetivo investigar a influência da distribuição da intensidade do ponto focal na qualidade da imagem mamográfica. Utilizando-se

de uma câmara de orifício, foi possível obter imagens do ponto focal projetado no centro do campo de vários aparelhos operando com a mesma técnica e condições experimentais. A Figura 2.7 ilustra imagens do ponto focal obtidas para quatro aparelhos mamográficos distintos.



Figura 2.7 - Imagens do ponto focal projetado no centro do campo de quatro aparelhos mamográficos diferentes. Como é possível observar, a distribuição de intensidade é distinta para cada um dos aparelhos (NICKOLOFF *et al.*, 1990).

A influência da distribuição de intensidade do ponto focal na qualidade da imagem foi objeto de estudo de vários autores. O que realmente pode definir se a distribuição do ponto focal vai ou não exercer um fator significativo na qualidade da imagem é a aplicação em questão (DOI *et al.*, 1975), (DOI e ROSSMAN, 1974), (DOI e ROSSMAN, 1975), (NICKOLOFF *et al.*, 1990) e (MARQUES, 1998). No caso específico da mamografia, essa distribuição pode apresentar influência significativa na qualidade da imagem. A literatura sugere que pontos focais que possuem distribuição não uniforme e bordas abruptas originam imagens de pior qualidade, quando comparados com os pontos focais que possuem uma distribuição do tipo Gaussiana simples (NICKOLOFF *et al.*, 1990). Esse estudo foi ainda melhor fundamentado por Marques (1998) que verificou, por meio de simulações computacionais, que a distribuição de intensidade do ponto focal é um fator significativo em relação à nitidez da imagem, quando o objeto radiografado tem dimensões menores que a do ponto focal que a produziu.

2.4.2 – Característica de campo.

Em termos gerais, existem vários fatores que influenciam na qualidade da imagem. Pertinente à nitidez da imagem, ou seja, sua resolução espacial, as dimensões do ponto focal são um dos parâmetros mais importantes a ser avaliado (KRATZAT, 1988). Sabe-se, todavia, que as

dimensões e o formato do ponto focal ao longo do campo de radiação não possuem uma distribuição linear. A distribuição não linear ocorre devido ao efeito da característica de campo, que por sua vez, é proporcionado pela inclinação existente no anodo dos tubos de raios X (BURGESS, 1977). Ao se deslocar pelo eixo catodo-anodo, verifica-se que partindo do centro do campo até a zona de *cutoff* (lado do anodo) o tamanho do ponto focal projetado no campo diminui de tamanho. Todavia, ao se fazer o inverso, ou seja, partindo do centro e se deslocar na direção do catodo, o tamanho da projeção aumenta (BURGESS, 1977) e (DOI, 1977). A Figura 2.8 mostra a variação do tamanho do ponto focal em diferentes áreas do campo de radiação. Nota-se que o tamanho do ponto focal projetado tende a diminuir conforme se desloca na direção do catodo para o anodo.

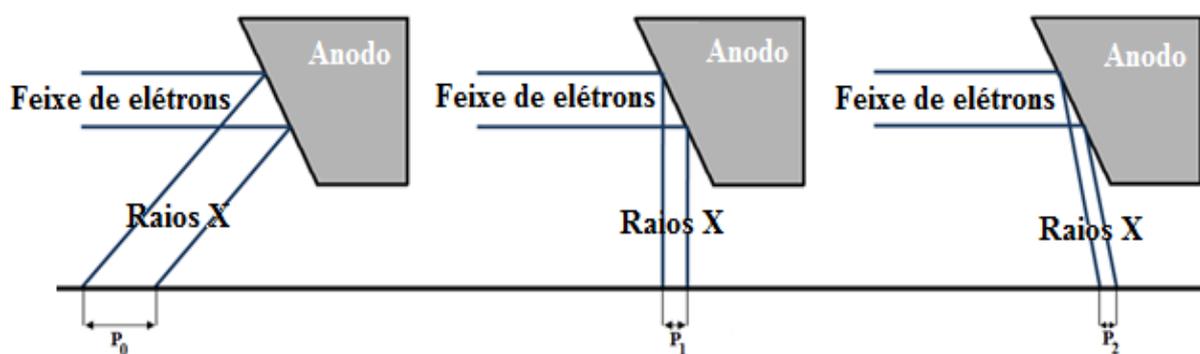


Figura 2.8 - Representação do aumento do tamanho do ponto focal projetado em diferentes áreas do campo de radiação. Nota-se que $P_0 > P_1 > P_2$.

Essa variação do tamanho das projeções do ponto focal ao longo do campo pode ser muito significativa, chegando a até 300% (BURGESS, 1977) em equipamentos de radiodiagnóstico. Dessa forma, é possível notar que a nitidez da imagem de um objeto é influenciada pelo seu posicionamento no campo de radiação. A influência do posicionamento pode ser muito significativa, principalmente, quando se trata de pequenos objetos. Ao se posicionar erroneamente um objeto de interesse fora do centro de radiação, há uma grande chance de que as deformações e perdas de contraste ocasionem que este não seja registrado corretamente (BURGESS, 1977), (DOI, 1977) e (KRATZAT, 1988).

Para o caso dos mamógrafos, os efeitos da característica de campo são mais amenizados. Por não possuírem o lado referente ao catodo no campo de radiação, a resolução do mamógrafo tende somente a aumentar. Isso ocorre por que o centro do campo dos aparelhos mamográficos fica posicionado muito próximo da parede torácica (KRATZAT, 1988). A Figura 2.9 representa as projeções do ponto focal em determinadas regiões do campo de radiação de um mamógrafo.

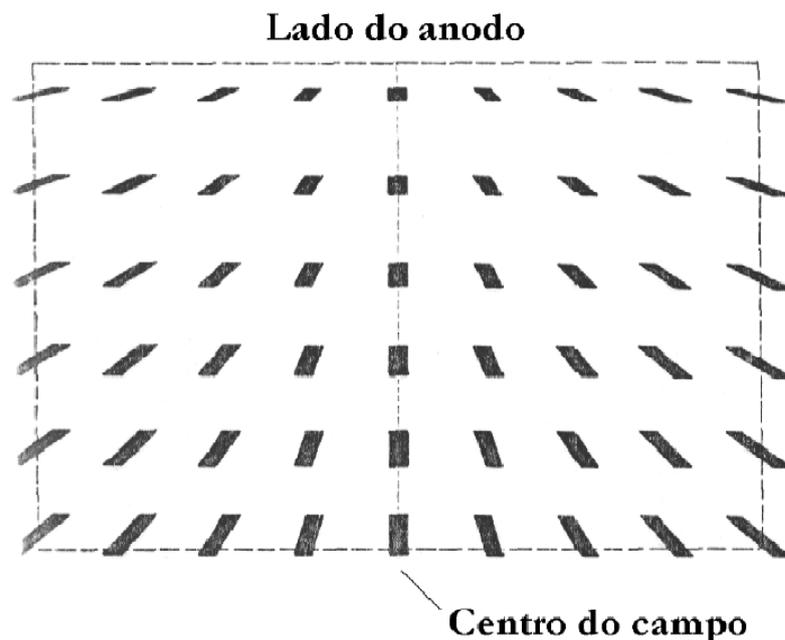


Figura 2.9 - Fenômeno da característica de campo observada em um aparelho mamográfico que possui um campo de radiação de 18x24cm (KRATZAT, 1988).

Como é possível observar a partir desses estudos, as dimensões do ponto focal no centro do campo é realmente um importante parâmetro a ser avaliado, no entanto, para uma avaliação mais minuciosa e precisa da qualidade das imagens formadas por um aparelho, seria necessária uma avaliação completa ao longo do campo de radiação. Dessa forma, apesar de a Portaria nº. 453 de 1998 (BRASIL, 1998) obriga apenas a medida do tamanho do ponto focal no centro do campo, para uma avaliação completa do sistema de imagem radiográfica é necessário um levantamento completo das dimensões e formatos do ponto focal em diferentes regiões do campo de radiação para, dessa forma, prever a eficiência de um aparelho de radiodiagnóstico em reproduzir detalhes de um objeto posicionado em qualquer área do campo.

2.5 – Sistemas mamográficos digitais.

Diferentemente dos sistemas convencionais, a radiologia digital trata os processos de aquisição, visualização e armazenamento de formas separadas, otimizando ao máximo cada uma dessas etapas. Normalmente a leitura da intensidade de radiação transmitida é feita por meio de sensores que possuem uma resposta fiel em termos de níveis de cinza. Após o processo de aquisição, a imagem pode ser manipulada digitalmente utilizando várias técnicas de processamento de imagens, os quais permitem melhorar a visualização de estruturas presentes na imagem sem que haja necessidade de uma nova exposição (FREITAS *et al.*, 2006).

Os primeiros mamógrafos digitais começaram a surgir no final da década de 80 (YAFFE *et al.*, 1988). Entretanto, foi apenas no ano de 2000 que o primeiro mamógrafo digital de campo total foi aprovado pelo órgão controlador norte-americano *Food and Drug Administration (FDA)*³. A grande diferença incorporada na tecnologia digital está no sistema de registro, que deixa de ser um filme e passa a ser um conjunto de várias células semicondutoras, as quais são sensíveis à luminosidade ou a própria radiação. Esses sensores produzem uma corrente elétrica quando submetidos a uma exposição. Esse sinal elétrico produzido, que é uma representação fiel ao nível de radiação exposta no sensor, por sua vez, é amostrado e quantizado por um conversor analógico-digital (*A/D*) e armazenado, em forma de imagem, em um computador⁴.

A resolução espacial do sistema de registro é função do tamanho dos detectores, o espaçamento entre eles e a taxa de amostragem do conversor *A/D*. No caso da resolução de níveis de cinza, a sensibilidade que o conjunto de sensores apresenta é função do número de bits que a informação será quantificada pelo conversor *A/D*. A Figura 2.10 permite visualizar as diferenças entre a curva sensitométrica de um sistema tela-filme e um sistema digital de aquisição.

³ FDA - Food and Drug Administration Disponível em: <<http://www.fda.gov>>. Acessado em: 04/04/2008.

⁴ Disponível em: <<http://www.fda.gov/cdrh/mammography/digital.html>>. Acessado em: 07/05/2008.

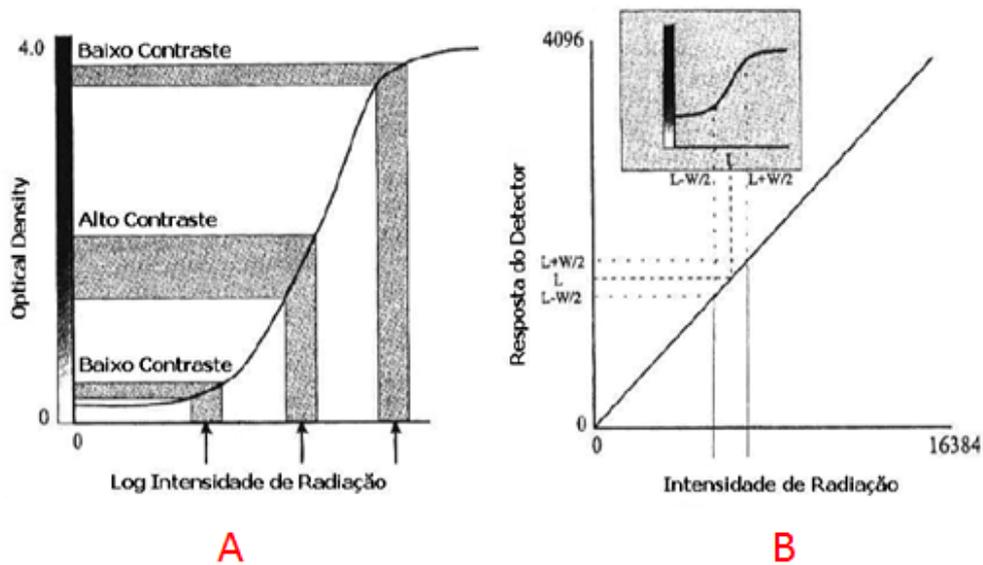


Figura 2.10 - (A) Curva sensitométrica de um sistema convencional de mamografia; (B) Curva sensitométrica de um aparelho digital de mamografia. Nota-se que o processo de aquisição possui uma resposta linear em relação à intensidade de radiação (HAUS e YAFFE, 2000).

Muitas pesquisas dirigidas para obtenção de características físicas desses novos detectores digitais apresentam resultados positivos para a tecnologia, principalmente no que se diz respeito à resolução espacial do sistema (*MTF*) e a eficiência quântica do detector (*DQE*). Além disso, vários outros estudos apontam melhorias significativas em termos de contraste e de redução de dose para esses aparelhos (SURYANARAYANAN *et al.*, 2000), (VEDANTHAM *et al.*, 2000a) e (VEDANTHAM *et al.*, 2000b).

No entanto, ainda hoje o sistema convencional é padrão de referência para detecção de lesões ainda em seu estágio inicial. Dessa forma, pesquisas mais recentes que visam avaliar o desempenho de mamógrafos digitais, normalmente são comparados com a tecnologia analógica. Portanto, os recentes avanços tecnológicos empregados na mamografia digital trazem muitas perspectivas, principalmente quando relacionados com as limitações oferecidas pelos sistemas convencionais, oferecendo vantagens claras para os operadores, médicos e pacientes (FREITAS *et al.*, 2006).

Diferentemente de outros exames de radiodiagnóstico, a mamografia possui uma necessidade maior de resolução espacial para obtenção de uma imagem com qualidade adequada,

além da redução da dose absorvida pela paciente. Além disso, os detectores devem ser eficientes na transformação de fótons de raios X em sinal elétrico, conseguindo assim, uma imagem com a relação sinal/ruído otimizada (OBENAUER *et al.*, 2002) e (OBENAUER *et al.*, 2003).

A tecnologia *CCD* foi ponto de partida para o desenvolvimento da mamografia digital. Essa tecnologia já era utilizada em estereotaxia para realização de biopsias. Esse sistema, entretanto, não era sensível à radiação, mas sim à luz emitida por uma placa com material fosforescente ou cintilante. Em princípio, a tecnologia *CCD* possuía limitações plausíveis em termos de resolução espacial devido ao tamanho que os sensores apresentavam (FUNKE *et al.*, 1998) e (UNDRILL *et al.*, 2000).

Outra espécie de equipamento digital denominada de radiografia computadorizada (*CR*, de *Computed Radiography*) foi um importante avanço tecnológico para área de radiodiagnóstico. A utilização dessa tecnologia não implica em amplos investimentos e nem grandes alterações nos equipamentos.

O sistema digital *CR* é baseado na substituição do sistema tela-filme convencional radiográfico, que deve ser revelado em uma processadora automática, por uma placa sensora especial (chassi *CR*). O chassi *CR* consiste em uma folha de plástico flexível acoplada a um material fluorescente capaz de armazenar informações provenientes de um feixe de raios X modulado. O sistema *CR* requer um leitor a laser para aquisição das informações contidas na placa fluorescente (FREITAS *et al.*, 2006). O laser descarrega as cargas armazenadas, originando emissão de uma luz com cor azul, a qual é detectada por um guia de luz e amplificada por um tubo fotomultiplicador. O sinal resultante é digitalizado, processado e amplificado de forma logarítmica e posteriormente é exibido em um monitor. A imagem resultante possui uma resolução espacial adequada apresentando pixels com dimensões de 50 μm com resolução de níveis de cinza de 10 bits (FREITAS *et al.*, 2006).

Essa técnica, porém, apresentava inicialmente um *DQE* limitado e uma resolução espacial relativamente baixa para as necessidades do exame mamográfico (KHEDDACHE *et al.*, 1999).

Por esses motivos, deu-se início a várias pesquisas conduzidas com o intuito de melhorar a resolução espacial desses sistemas. Os resultados obtidos demonstraram um grande potencial, sendo que a tecnologia *CR* evidenciou resultados superiores a sistemas convencionais na detecção de microcalcificações mamográficas. Deste modo, o grande desenvolvimento dessa tecnologia ocorreu no final da década de 90 com o surgimento de digitalizadores de alta resolução para placas fluorescentes de armazenamento. Atualmente esses sistemas estão disponíveis no mercado e apresentam características muito promissoras (FUNKE *et al.*, 1998), (RONG *et al.*, 2002), (FISCHER *et al.*, 2002) e (SMITH, 2003).

Além da tecnologia *CR*, outro destaque da mamografia digital são os mamógrafos digitais de campo total (*FFDM*, de *Full Field Digital Mammography*). Essa tecnologia apresenta três fatores que são relevantes para definição dos limites pertinentes a resolução espacial dos sistemas digitais, sendo eles o tamanho útil do detector, também chamado de abertura de amostragem onde é feita efetivamente a absorção do sinal, a difusão do sinal entre os detectores e o espaçamento entre cada elemento do detector. Assim, resolução desses sistemas pode variar significativamente. Encontram-se hoje no mercado equipamentos que possuem pixels de tamanhos entre 41 a 100 μ m, com uma resolução de níveis de cinza variando normalmente entre 10 a 14 bits, sendo alguns sistemas mais novos de 16 bits (HAUS e YAFFE, 2000) e (FREITAS *et al.*, 2006).

Os equipamentos *FFDM* podem apresentar duas tecnologias para detecção e formação da imagem: a conversão direta ou indireta dos fótons de raios X (SMITH, 2003). A tecnologia que se utiliza da conversão indireta dos fótons é caracterizada por um processo de duas etapas. A primeira consiste na conversão dos fótons de raios X em luz, por meio de um material cintilador. Nesse caso, a resolução espacial do sistema é comprometida pelo espalhamento da luz proporcionado pelo material cintilador. Quanto mais espesso o material, maior o espalhamento de luz, resultando, dessa forma, no aumento da degradação da imagem. Normalmente o iodeto de césio dopado com tálio (CsI:TI) é utilizado como material cintilador por apresentar um menor espalhamento quando comparado com outras tecnologias de cintilação (OBENAUER *et al.*,

2002) e (RONG *et al.*, 2002). A segunda etapa representa a detecção dos fótons de luz por uma matriz *CCD*. A partir disso, o sinal é amostrado, quantizado, armazenado e exibido em um monitor. Essa tecnologia, em média, apresenta um pixel de tamanho aproximadamente 54 μm , e a digitalização geralmente é de 12 bits (PISANO *et al.*, 2002) e (SMITH, 2003).

A tecnologia de conversão direta para a *FFDM* representa uma grande inovação tecnológica. Esse detector elimina os problemas relacionados ao processo de espalhamento de luz intrínseco aos sistemas que se utilizam da tecnologia de conversão indireta. No detector de conversão direta os raios X interagem com o detector, transformando-os em corrente elétrica. As cargas positivas e negativas são geradas diretamente, eliminando o processo de produção da luz por um material cintilador. Assim, sobre influência do campo elétrico externo, as cargas são direcionadas diretamente para a matriz de pixel (FREITAS *et al.*, 2006). Os elétrons são coletados pixel por pixel na matriz, pois as cargas elétricas têm propagação unilateral. Dessa forma, não existindo movimentação lateral da carga elétrica, não há espalhamento da informação através dos pixels da matriz, podendo assim, manter a mesma resposta em função da resolução espacial mesmo aumentando a espessura do fotocondutor. Os detectores de raios X utilizados para conversão direta disponíveis no mercado são baseados na tecnologia de um fotocondutor de selênio amorfo (a-Se) (YOUNG, 2006). Essa tecnologia apresenta vantagens que sobressaem em relação aos demais quando comparados em termos de *DQE*. A resolução espacial nesses sistemas é de aproximadamente 70 μm com até 16 bits de resolução de níveis de cinza (ZHAO *et al.*, 2003) e (HOHEISEL *et al.*, 2006).

2.6 – Qualidade da imagem.

O conceito de qualidade está presente nas mais diversas técnicas de obtenção de imagens, sendo elas analógicas ou digitais. Segundo HART e SMITH (1992), o conceito de qualidade de imagem é, de certa forma, subjetivo, genérico e abstrato podendo ser aplicado a diversos tipos de

sistemas de aquisição ou exibição de imagens. Por esse motivo, o principal critério para se avaliar a qualidade de uma imagem médica é sua utilidade clínica.

No caso dos sistemas de imagens médicas, para haver um diagnóstico eficaz e adequado, a imagem produzida pelo sistema deve possuir a maior fidelidade possível em relação ao objeto analisado. Todavia, em termos práticos, a qualidade da imagem reproduzida é limitada pela capacidade do sistema de imagem em representar as estruturas e as características particulares de um objeto com alto índice de detalhes, alto contraste e sem ruídos (WOLBARST, 1993). Outro fator importante é que, além dos parâmetros intrínsecos ao aparelho, a qualidade da imagem fica sujeita a seleção inteligente da técnica radiográfica pelo operador.

Assim, a qualidade de uma imagem deve ser avaliada como um processo de duas etapas: a detecção de dados, representando a qualidade do processo de aquisição da informação pelo instrumento de imagem, e o processamento/exibição de dados, representando a qualidade final da imagem exibida. Sobre esta consideração, observa-se que a qualidade da imagem não pode ser considerada isoladamente, ou seja, a utilização pretendida da informação deve ser definida em forma de tarefas para integrar o conjunto do processo da medição da qualidade (Hart & Smith, 1992).

No cenário brasileiro, a Portaria nº 453, de 1 de junho de 1998, estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, e dispõe sobre o uso dos raios X diagnósticos em todo território nacional. Essa norma apresenta um conjunto de procedimentos que permite avaliar e identificar entre todo o serviço de radiodiagnóstico, qual o processo produtivo que está degradando a qualidade da imagem registrada, que deverá ser posteriormente analisada por um profissional competente da área (BRASIL, 1998).

Segundo o artigo 54 do *ICRU* (ICRU, 1995) existem três parâmetros físicos importantes para avaliação da qualidade de um sistema de imagem radiográfica. Esses parâmetros fundamentais são:

- Propriedades de resolução espacial;
- Propriedades de contraste;
- Propriedades de ruído.

Cada uma dessas propriedades são conceitos independentes. Entretanto, o poder de resolução de um sistema depende do contraste e do ruído do sistema de registro da imagem. A qualidade da imagem deve ser avaliada para cada procedimento clínico e para cada detalhe diagnosticamente importante.

Nesse sentido, vários métodos podem ser utilizados para se determinar o desempenho de sistemas físicos. Normalmente, esses sistemas produzem um estímulo (uma saída) em função de uma entrada qualquer (BARRET E SWINDELL, 1981). Muitos parâmetros quantitativos podem ser utilizados de modo a correlacionar um sistema de imagem com o desempenho das tarefas clínicas (WOLBARST, 1993). Dessa forma, a utilização de algum parâmetro que possua a capacidade de descrever a relação entre uma dada entrada em um sistema e a saída proporcionada viabiliza a avaliação das características desse sistema. Diversos parâmetros são descritos na literatura para avaliação de qualidade de um sistema de imagem, como as funções de transferência, a relação sinal/ruído (*SNR*, de *signal to noise ratio*), a curva sensitométrica, entre outros mais (HART e SMITH, 1992) e (HUDA e SLONE, 1994).

O principal parâmetro físico indicador da resolução espacial sugerido na literatura é a função de transferência de modulação (*MTF*, de *modulation transfer function*), que expressa a relação, no domínio da frequência, entre as modulações dos sinais de entrada e de saída de um sistema de imagem (ROSSMANN, 1963), (DOI E ROSSMANN, 1975b), (METZ e DOI, 1979), (SCHIALBEL, 2000), (ESCARPINATI *et al*, 2002) e (VIEIRA *et al*, 2003).

A curva sensitométrica expressa a característica de ganho pontual entre os sinais de entrada e saída, independentemente da vizinhança, e é considerado o principal parâmetro físico

indicador do contraste produzido por um sistema de imagem (BARRET E SWINDELL, 1981) e (WORKMAN E BRETTLER, 1997)

A combinação dos processos distintos de formação da imagem expressos pela *MTF* e pela curva característica exprime a capacidade do sistema de reproduzir o sinal de entrada. Além disso, na análise de um sistema de imagem sujeito a ruído, não basta apenas um indicativo da capacidade do sistema em reproduzir o sinal de entrada se este estiver sobreposto ao ruído introduzido no processo. Portanto, a relação entre este sinal e o ruído na saída do sistema de imagem (*SNR*) também é um parâmetro fundamental na sua avaliação global. O principal parâmetro físico para avaliação do ruído em imagens médicas, sugerido na literatura, é a densidade espectral de ruído (*NPS*, de *noise power spectrum*) (ALBUQUERQUE, 2001) e (AUFRICHTIG *et al*, 2001).

As propriedades de reprodução do sinal de entrada e geração de ruído são combinadas na estimativa de outro parâmetro, a eficiência na detecção de quanta (*DQE*, de *detective quantum efficiency*), descrito na literatura como o principal parâmetro com esta característica (BARRET E SWINDELL, 1981), (HART E SMITH, 1992), (WOLBARST, 1993), (ICRU, 2005), (ALBUQUERQUE, 2001) e (AUFRICHTIG *et al*, 2001).

O *DQE* pode ser definido como a normalização do ruído quadrático equivalente na imagem de saída (*NEQ*, de *noise equivalent quanta*) em função do número de quanta incidente por área de detecção. O incremento do *DQE* pode ser interpretado como uma redução da quantidade de fótons necessários (dose) para a obtenção de um mesmo ruído quadrático equivalente (*NEQ*) e exprime a sensibilidade do sistema aos fótons, ou seja, a eficiência de sua detecção (BARRET E SWINDELL, 1981) e (ALBUQUERQUE, 2001).

Com isso, têm-se a medida de um parâmetro não só relacionado à qualidade da imagem mamográfica, mas também à segurança técnica do diagnóstico. No caso de sistemas radiográficos, a segurança técnica está diretamente relacionada à redução da dose de radiação recebida pelo paciente durante o exame (HART E SMITH, 1992).

2.7 – Expressão da incerteza nos processos de medidas.

Em toda rotina de controle de qualidade em radiodiagnóstico, vários dos parâmetros avaliados são expressos de forma numérica. Assim, os resultados obtidos através dos processos de medidas são avaliados e comparados com valores de referência estipulados pelas normas técnicas. No entanto, todo processo de medida está sujeito a erros, seja pela própria precisão dos equipamentos utilizados para leitura de parâmetros ou ainda por medidas subjetivas realizadas por um observador. Portanto, para que essa comparação seja feita de modo coerente é necessário desempenhar um estudo referente à exatidão das medidas realizadas.

Dessa forma, quando é necessário descrever um resultado quantitativo referente a uma grandeza física, é indispensável que seja produzido algum indicativo numérico da qualidade do resultado. Assim, tendo em vista a qualidade de um resultado obtido por um processo de medida é possível avaliar a sua confiabilidade. Essa indicação de qualidade é imprescindível para que os resultados de um valor mensurado sejam comparados com outros resultados ou valores de referências estipulados por uma norma técnica ou especificação. Dessa forma, a qualidade de um procedimento de medição é relatada pela expressão da incerteza de medição (ABNT, 2003).

A incerteza padrão é um parâmetro associado a quaisquer resultados de uma medida, o qual reflete a dúvida envolvida sobre o valor exato do que está sendo medido. Sendo assim, a incerteza pode ser definida como a dispersão de valores que podem ser atribuídos ao mensurando. A norma NBR ISSO/IEC 17025 (ABNT, 2005) apresenta uma série requisitos que devem ser exercidos por laboratórios de ensaio e calibração de sistemas, os quais desejam implementar um sistema de qualidade, tornando-se órgãos competentes para realizar e produzir medições válidas. É apresentada na seção 5.4.6 dessa norma as recomendações pertinentes sobre a estimativa da incerteza nos ensaios e calibrações. A norma NBR ISSO/IEC 17025 indica para o cálculo da incerteza a metodologia contida no *Guia para Expressão da Incerteza de Medição da Associação Brasileira de Normas Técnicas* (ABNT, 2005) e (INMETRO, 1999).

2.7.1 – Incertezas do tipo A.

As incertezas tipo A são aquelas obtidas como resultado de uma análise estatística de um conjunto de amostras produzido por uma série de observações, isso é, componentes das incertezas do tipo A são caracterizados pela estimativa de variância (σ^2) ou desvio padrão (σ) e pelo número de graus de liberdade (ν) de uma série de repetições. Assim, avalia-se a incerteza tipo A pelo desvio padrão da média $\sigma(\bar{q})$ de uma série de observações (ABNT, 2003). Assim temos:

$$\bar{q} = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n q_i \quad (2.4)$$

Sendo \bar{q} é a média das observações, n o número de amostras e q_i uma observação individual.

Assim, obtendo a média é possível expressar a sua variância:

$$\sigma^2(\bar{q}) = \frac{1}{(n-1)} \frac{\sum_{i=1}^n (q_i - \bar{q})^2}{n} \quad (2.5)$$

Portanto, o desvio padrão de uma amostra é calculado da seguinte forma:

$$\sigma(\bar{q}) = \sqrt{\sigma^2(\bar{q})} \quad (2.6)$$

2.7.2 – Incertezas do tipo B.

As incertezas tipo B são aquelas que provêm de outros meios que não são obtidos através da análise estatística de um conjunto de amostras. Nesse tipo de incerteza, consideram-se todas as informações pertinentes a grandeza, como manuais, certificados de calibração, especificações do fabricante ou mesmo dados medidos anteriormente (ABNT, 2003).

2.7.3 – Incerteza padrão combinada.

Ao lidar com um processo de medição direta, todos os efeitos associados a cada uma das fontes de incerteza são refletidos sobre a medida como parcelas aditivas. Cada uma das fontes de incerteza soma ou subtrai sua contribuição sobre o produto final. Todavia, quando o resultado do processo de medida é obtido por meio de várias outras grandezas, se faz necessário o cálculo da incerteza combinada. Na grande maioria dos casos, o cálculo da incerteza combinada pode ser deduzido como a raiz quadrada da soma dos quadrados de cada componente. Porém, em alguns casos as grandezas apresentam dependência entre si, o que pode causar alterações de sua influência no produto final, sendo necessária uma abordagem matemática mais criteriosa para o tratamento das dependências entre as componentes do sistema. Dessa forma, o termo incerteza combinada é mencionada quando há ação conjugada de várias fontes de incerteza agindo respectivamente sobre um processo de medição (ABNT, 2003) e (INMETRO, 1999). Esse processo pode ser matematicamente descrito pela Equação 2.7.

$$u_c^2(Y) = \sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial f}{\partial X_i} \right)^2 \cdot u^2(X_i) \quad (2.7)$$

Sendo, $u_c^2(Y)$ a incerteza padrão combinada. $u^2(X_i)$ a incerteza padrão para o componente X_i e $\left(\frac{\partial f}{\partial X_i} \right)$ o coeficiente de sensibilidade dado pela derivada da função f em relação a componente X_i .

Em alguns casos particulares as grandezas podem apresentar alguma correlação. Essa correlação pode causar um descimento ou incremento substancial no resultado da medida. As correlações podem ser definidas em: $r(X_i, X_j) = 1$, quando o aumento de X_i é proporcional ao aumento em X_j ; $r(X_i, X_j) = -1$, quando X_i é inversamente proporcional a X_j , e por fim, $r(X_i, X_j) = 0$, quando não há correlação entre as grandezas. Sendo assim, o cálculo da incerteza padrão combinada

para as grandezas correlacionadas pode ser obtida através da Equação (2.8) (ABNT, 2003 e INMETRO, 1999).

$$u_c^2(Y) = \sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial f}{\partial X_i} \right)^2 \cdot u^2(X_i) + 2 \cdot \sum_{i=1}^{n-1} \sum_{j=i+1}^n \left(\frac{\partial f}{\partial X_i} \right) \cdot \left(\frac{\partial f}{\partial X_j} \right) \cdot u(X_i) \cdot u(X_j) \cdot r(X_i, X_j) \quad (2.8)$$

Na qual;

$u(X_i)$, $u(X_j)$ são as incertezas padrão das grandezas X_i e X_j ;

$\left(\frac{\partial f}{\partial X_i} \right)$ e $\left(\frac{\partial f}{\partial X_j} \right)$ são os coeficientes de sensibilidades das grandezas correlacionadas;

$r(X_i, X_j)$ representa o coeficiente de correlação, onde: $-1 \leq r(X_i, X_j) \leq 1$

2.7.4 – Incerteza expandida.

Sendo a incerteza padrão combinada com o desvio padrão resultante da ação conjunta das fontes de incerteza, a incerteza expandida pode ser determinada como a multiplicação da incerteza combinada $u_c(Y)$, obtidas pelas Equações (2.7 ou (2.8, por um fator de abrangência k , obtendo assim, o nível de confiança desejado. A incerteza expandida não proporciona nenhuma informação suplementar, sendo apenas uma maneira de expressar o resultado pertinente a um nível de confiança. Para um nível de confiança de 95% usualmente utiliza-se $k = 2$ e para 99% $k = 3$ (ABNT, 2003) e (INMETRO, 1999).

$$U_{95} = k \cdot u_c(Y) \quad (2.9)$$

2.7.5 – Graus de liberdade efetivos.

Para estimar a incerteza padrão combinada são consideradas todas as fontes de incertezas de um sistema. Assim, o grau de liberdade efetivo ν_{ef} pode ser determinado através de cada uma das fontes de incerteza. Utilizando a equação proposta por *Welch – Satterthwaite* estima-se o número de graus de liberdade efetivos (SPIEGEL, 1993).

$$\frac{u_c^4(Y)}{v_{ef}} = \frac{u^4(X_1)}{v_1} + \frac{u^4(X_2)}{v_2} + \frac{u^4(X_3)}{v_3} + \dots + \frac{u^4(X_n)}{v_n} \quad (2.10)$$

Assim temos:

$$v_{ef} = \frac{u_c^4(Y)}{\sum_{i=1}^n \frac{u^4(X_i)}{v_i}} \quad (2.11)$$

Na qual; v_{ef} é o número de graus de liberdades efetivos; $u_c(Y)$ refere-se a incerteza padrão combinada; $u(X_i)$ é a incerteza padrão do componente em questão; v_i é o grau de liberdade relativo a incerteza padrão $u(X_i)$.

Depois de calcular o valor para v_{ef} utiliza-se a tabela de coeficientes “t” de *Student* para se obter o valor correspondente para o fator de abrangência k , em um nível de confiança de 95%. Finalmente para obter a incerteza expandida, multiplica-se o valor encontrado para k pela incerteza combinada $u_c(Y)$ como descrito na equação .

CAPÍTULO 3

Propriedades de Resolução Espacial e a *MTF*

3.1 – Considerações iniciais.

Existem inúmeros parâmetros importantes que, de fato, devem ser levados em consideração em um exame de radiodiagnóstico. Muitos destes fatores estão compreendidos nas normas técnicas, que avaliam não só a segurança radiológica que o aparelho fornece ao paciente, mas também a qualidade da imagem formada pelo mesmo (MEDEIROS *et al.*, 2000). Em termos de qualidade no que se refere à resolução espacial, o tamanho do ponto focal é um dos parâmetros mais importantes, que tem influência direta na qualidade da imagem registrada sendo, portanto, frequentemente avaliado em rotinas de controle de qualidade.

A resolução espacial pode ser entendida como a qualidade dos detalhes (nitidez) contidos em uma imagem. A qualidade desses detalhes refere-se à habilidade que o sistema possui para reproduzir fielmente cada ponto de um objeto na imagem. No mesmo sentido, a resolução pode ser reportada como sendo o espaçamento mínimo entre pequenos objetos reais os quais podem ser bem distinguidos e definidos na imagem registrada, ou seja, a habilidade que o sistema possui

em resolver duas estruturas adjacentes como entidades discretas (Figura 3.1). Todavia, em sistemas reais, verifica-se que essa transferência de informação possui uma degradação. Um exemplo prático e simples é a tentativa de reprodução de um ponto bem definido em sistemas radiográficos, onde é possível observar que a imagem formada possui dimensões, bordas, borramento e, às vezes, até formatos diferentes (CURRY III *et al.*, 1990) e (WOLBARST, 1993).

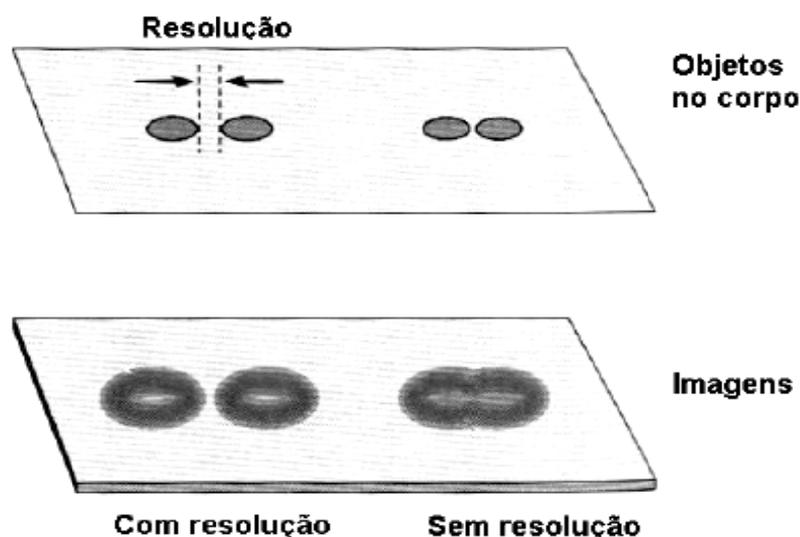


Figura 3.1 - Exemplo prático do espaçamento mínimo (chamado de resolução espacial) entre dois objetos que proporcionam, em termos de imagem, estruturas distintas (WOLBARST, 1993).

A resolução espacial de sistemas de radiodiagnóstico também pode ser avaliada pelo poder de resolução do sistema. A unidade comumente utilizada para avaliar o poder de resolução de um aparelho é o número de linhas resolvidas por milímetros (pl/mm) (CURRY III *et al.*, 1990) e (WOLBARST, 1993). Vários métodos são utilizados para determinar o poder de resolução de um aparelho. Alguns desses métodos consistem na utilização de várias linhas de material radiopaco dispostos com espaçamentos iguais entre elas, conforme ilustra a Figura 3.2 (CURRY III *et al.*, 1990). Todavia, a avaliação com esse sistema fica subjetiva aos olhos do observador para determinar qual a quantidade de pl/mm que ele consegue enxergar. Esse número pode variar de observador para observador (CURRY III *et al.*, 1990).



Figura 3.2 - Conjunto de pares de linhas com diferentes espaçamentos para avaliação do poder de resolução de um aparelho radiológico (CURRY III *et al.*, 1990).

Em termos de qualidade da imagem, principalmente no que se diz respeito à resolução espacial, a grande questão a ser considerada é conhecer exatamente qual o grau de degradação que o sistema, como um todo, introduz na imagem registrada. Essa degradação pode ser analisada de forma eficaz avaliando-se a função de espalhamento de linha (*LSF*, de *line spread function*) e a função de transferência de modulação (*MTF*) que o aparelho apresenta (CURRY III *et al.*, 1990) e (WOLBARST, 1993).

3.2 – Influência do ponto focal na resolução espacial.

A definição matemática para um ponto seria uma figura geométrica adimensional⁵. Aplicando-se essa teoria a fonte de raios X, cria-se, dessa forma, uma fonte pontual ou puntiforme. As imagens proporcionadas por uma fonte pontual seriam uma representação perfeita do objeto em questão. Entretanto, ao contrário do que sugerido pelo nome “ponto-focal”, o local do anodo onde interagem os elétrons possui dimensões.

Por possuir um tamanho físico, o ponto focal proporciona na imagem uma borda sem nitidez, chamada de penumbra. Quanto maior as dimensões do ponto focal, maior o tamanho do “borramento” provocado pela penumbra. Esse “borramento” não trás problemas de nitidez tão significativos quando se analisa apenas um objeto. Todavia, ao se deparar um objeto complexo como corpo humano, que possui vários objetos adjacentes, a penumbra de uma determinada

⁵ Disponível em: pt.wikibooks.org/wiki/Matemática_Elementar:_Geometria_plana/Conceitos_Geométricos. Acessado em: 16/04/08

estrutura pode mascarar a nitidez de outra estrutura vizinha, e vice versa. A Figura 3.3 ilustra o efeito que o tamanho do ponto focal pode causar na nitidez da imagem radiográfica.

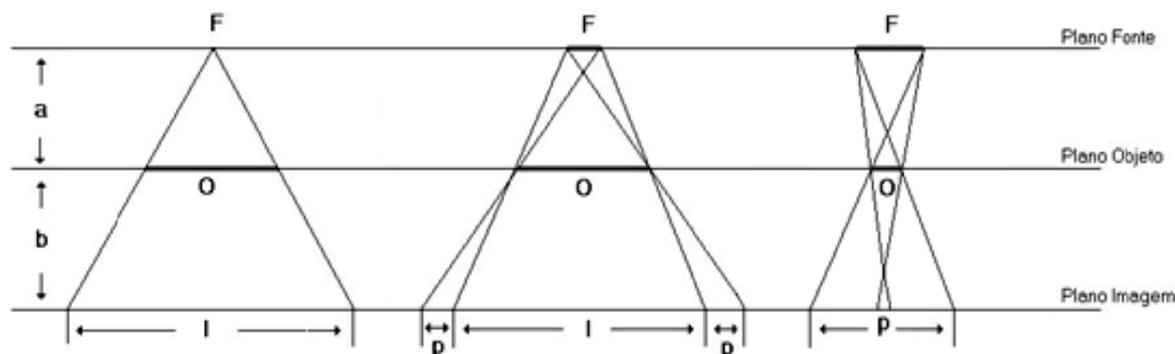


Figura 3.3 - Efeito do tamanho do ponto focal na formação de penumbra e na nitidez da imagem.

O tamanho da região da penumbra é influenciado diretamente pelo tamanho do ponto focal. Quanto maior as dimensões do ponto focal, maior a proporção de aumento da penumbra. Outro fator importante, especialmente na mamografia, é que caso o tamanho da projeção do ponto focal seja maior que o próprio objeto, a imagem formada não possuirá nenhuma nitidez, pois a penumbra será maior que do que a própria imagem.. Outra característica relevante que é possível notar em sistemas de radiodiagnóstico é que todas as imagens registradas são ligeiramente maiores que os objetos reais. Essa ampliação é causada pela própria geometria de exposição e é chamada de magnificação radiológica. A magnitude dessa ampliação é proporcional à relação entre as distâncias foco-imagem (DFI) e foco-objeto (DFO), já que o tamanho do foco permanece inalterado. Pode-se determinar matematicamente a magnificação que um objeto real terá na imagem a partir da Equação (3.1 a seguir (SPIEGLER e BRECKINRIDE, 1972), (WEBB, 1988) e (WOLBARST, 1993):

$$m = \frac{DFO + DOI}{DFO} = \frac{DFI}{DFO} \quad (3.1)$$

na qual m representa quantas vezes a imagem é maior que o objeto real.

DFO representa a distância foco-objeto.

DOI representa a distância objeto-imagem.

DFI representa a distância foco-imagem.

Dessa forma, utilizando-se uma fonte puntiforme, o tamanho do objeto radiografado pode ser facilmente determinado apenas multiplicando o seu tamanho real pela magnificação m , calculada utilizando a Equação (3.1). Na representação real, onde o ponto focal possui um tamanho físico, a existência da penumbra influencia no tamanho do objeto registrado. É possível calcular o tamanho da penumbra acrescentada na imagem utilizando a Equação (3.2) (WEBB, 1988):

$$p = F(m - 1) \quad (3.2)$$

na qual, p é o tamanho da penumbra acrescentada na imagem.

F é o tamanho do ponto focal.

m é a magnificação calculada a partir da Equação (3.1).

Assim, fica claro que a nitidez de uma imagem está diretamente ligada ao tamanho do ponto focal e à magnificação utilizada para reproduzir o objeto. Para os aparelhos mamográficos, os quais necessitam de alta resolução espacial, as dimensões referentes ao ponto focal são menores do que nos aparelhos convencionais. Normalmente, encontram-se dimensões em torno de 0,3mm (BUSHONG, 2004) e (CURRY III *et al.*, 1990). Embora diminuir as dimensões do foco seja a maneira mais sensata de aumentar a nitidez de uma imagem, na prática isso não é muito possível. Assim, uma maneira muito comum de se aumentar a nitidez de uma imagem sem que haja qualquer alteração no tamanho do foco do aparelho é colocando o objeto real o mais

próximo possível do sistema de registro e o mais distante da fonte de raios X, diminuindo a relação que proporciona o aumento da penumbra. Nos sistemas mamográficos isso ainda é intensificado pela ação da placa de compressão e a grande distância da mama até a fonte (BUSHONG, 2004) e (CURRY III *et al.*, 1990). Nos mamógrafos, a distância da mama ao sistema de registro normalmente fica em torno de 2 cm, sendo que a distância foco-imagem, em média, fica por volta de 65 cm. Esse efeito pode ser visualizado na Figura 3.4.

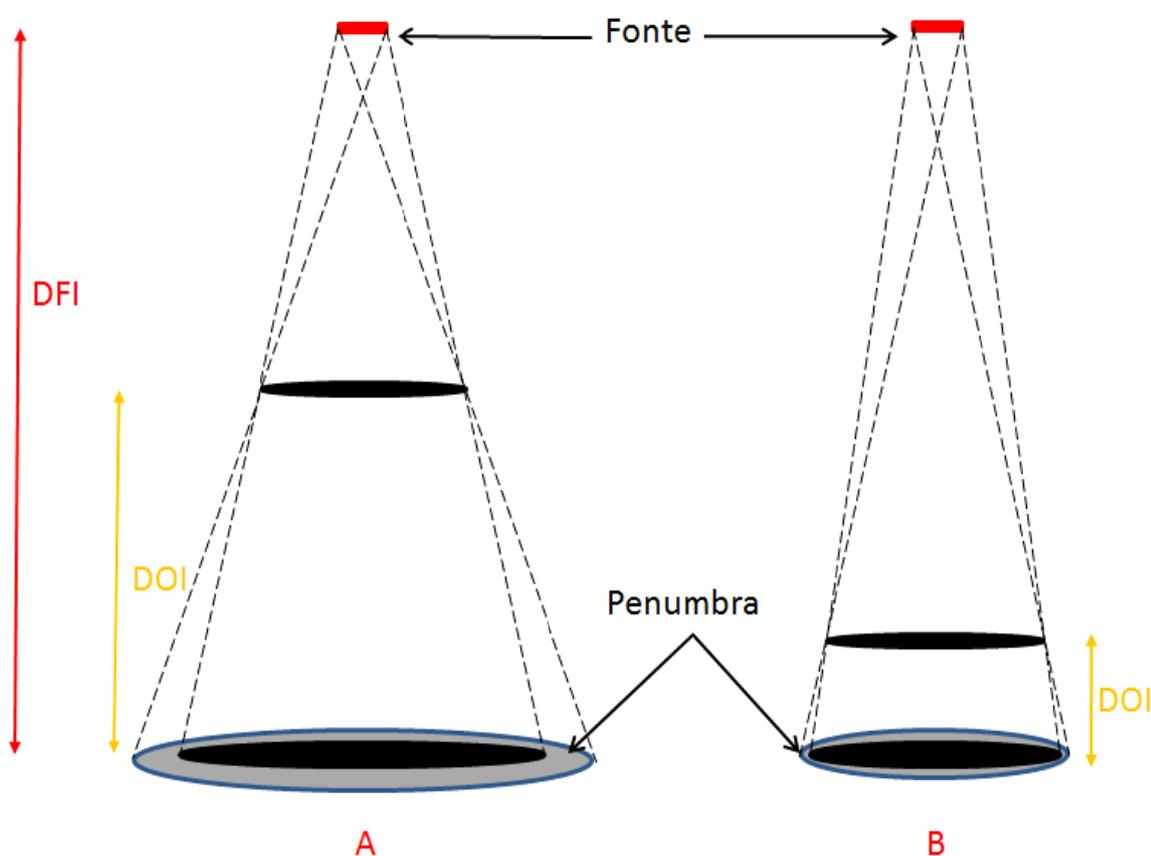


Figura 3.4 - Representação geométrica da influência das distâncias foco-imagem (DFI) e objeto-imagem (DOI) na imagem radiográfica e no tamanho da penumbra. Em (A) a distância foco-objeto apresenta uma distância maior que em (B).

Portanto, pode-se concluir que o tamanho do ponto focal é um parâmetro muito importante, principalmente para os equipamentos mamográficos, nos quais a resolução espacial é essencial para definir a capacidade do exame mamográfico na detecção precoce de estruturas indicativas do câncer de mama.

O ICRU recomenda, para uma medida mais precisa da capacidade de resolução espacial de um sistema de imagem radiográfica, a aplicação do método das funções de transferência. Nesse sentido, em termos de qualidade da imagem, é necessário considerar e conhecer exatamente qual o grau de degradação que o sistema, como um todo, introduz na imagem registrada. Essa degradação pode ser analisada de forma eficaz pela determinação da função de transferência de modulação (*MTF*) do sistema de imagem (CURRY III *et al.*, 1990) e (WOLBARST, 1993).

3.3 – Funções de espalhamento.

As funções de espalhamento representam uma característica de transferência do sistema de imagem no domínio espacial. A grande utilidade da aplicação dos conceitos das funções de espalhamento está no fato de que o estudo da transmissão da distribuição de intensidade de objetos complexos pode ser reduzido ao estudo da transmissão da distribuição de intensidade de objetos mais simples, como uma fonte puntiforme ou fonte linha.

Em muitos casos os aparelhos de radiodiagnóstico utilizam a luz para formação da imagem. Isso ocorre tanto para os sistemas de registros digitais quanto analógicos. Sabe-se, porém, que uma das características da luz visível é a difusão. Quando os raios X interagem com as telas intensificadoras, estes produzem um padrão luminoso que varia de acordo com a intensidade do feixe. Dessa forma, nessa interação o fenômeno de difusão da luz causa na imagem um borramento ou perda da nitidez de certos detalhes de alta frequência espacial. A função de espalhamento de linha (*LSF*, de *line spread function*) é uma forma de se medir esse efeito (CURRY III *et al.*, 1990).

A *LSF* pode ser definida como sendo a representação da distribuição de intensidade de radiação na imagem obtida através da irradiação uniforme de uma abertura infinitamente longa e estreita (fenda). Segundo Metz e Doi (1979), ao se conhecer a distribuição de intensidade de um

objeto em uma dimensão e também a LSF que o sistema possui, é possível calcular a distribuição de intensidade da imagem desse objeto pela Equação (3.3).

$$g(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, \xi) LSF_{\theta}(\xi) d\xi \quad (3.3)$$

sendo,

$f(x,y)$ a distribuição de intensidade do objeto,

θ o ângulo de orientação da fenda no plano-objeto.

A Equação (3.3) corresponde a uma integral de convolução entre o objeto real e a LSF do sistema na orientação analisada. No caso de sistemas isotrópicos é necessária apenas uma medida, pois, a distribuição desses sistemas possui simetria rotacional. Por outro lado, ao considerar um sistema não isotrópico, a LSF é uma característica única do sistema para cada uma das orientações (SCHIALBEL, 2000).

Dessa forma, a saída do sistema em resposta a um objeto contínuo, no qual a intensidade de radiação varia em apenas uma direção, pode ser calculada fazendo-se a multiplicação de cada distribuição de intensidade com a LSF do sistema, somando os resultados das multiplicações pela distribuição como um todo. Esse procedimento é equivalente a uma operação de convolução (BRACEWELL, 1965).

A LSF também pode ser utilizada para medir a influência de outros fatores sobre a imagem, em termos de resolução espacial. Esses fatores incluem os filmes de raios X, as telas intensificadoras, as telas fluoroscópicas, o tamanho do ponto focal, os intensificadores de imagens e a radiação espalhada (CURRY III *et al.*, 1990). A Figura 3.5 ilustra o comportamento de duas telas intensificadoras que possuem velocidade diferentes.

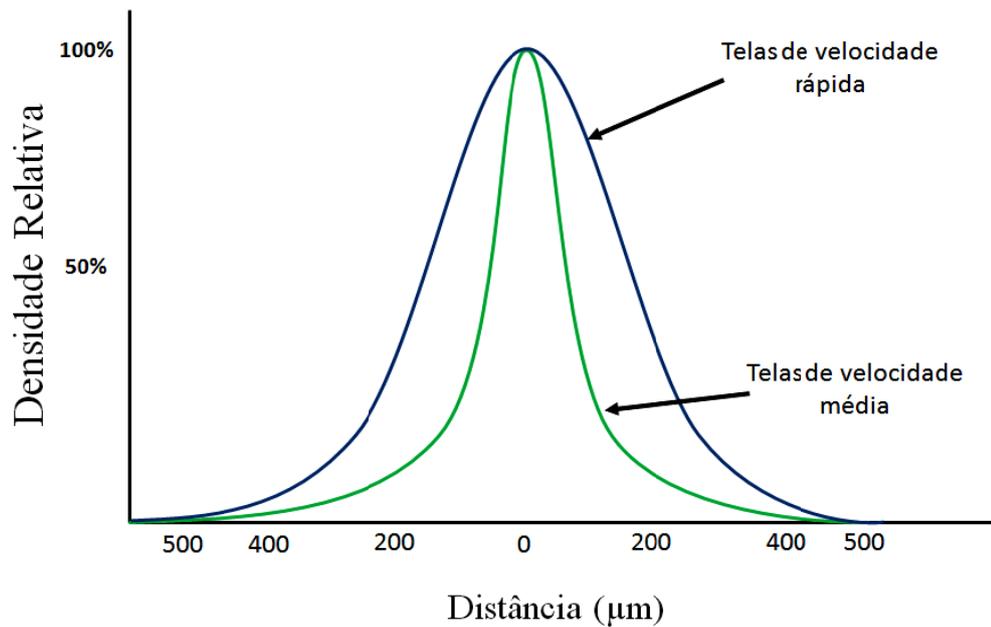


Figura 3.5 - Comparação da função de espalhamento de linha entre duas telas intensificadoras com velocidades diferentes

A função de espalhamento de ponto (*PSF*, de *point spread function*) pode ser definida como sendo a distribuição de intensidade de radiação da imagem obtida com uma fonte puntiforme passando por uma abertura infinitamente pequena (*pinhole*).

No caso de um sistema ideal, a imagem da fonte projetada no plano imagem é exatamente um ponto. No entanto, ao se considerar um sistema real de radiodiagnóstico, no qual a fonte possui um tamanho físico, a projeção observada na imagem carrega informações relativas às distorções introduzidas pelo sistema na imagem final. Considerando um sistema isotrópico, a *PSF* apresenta uma simetria radial, no entanto, ao se considerar um sistema de radiodiagnóstico real que, em geral, não possui isotropismo, a *PSF* é assimétrica.

Da mesma forma que o que ocorre com a *LSF*, ao se conhecer a distribuição de intensidade de um objeto em uma dimensão e também a *PSF* que o sistema possui, é possível calcular a distribuição de intensidade da imagem do objeto pela Equação (3.4).

$$g(x) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x - \xi, y - \eta) PSF(\xi, \eta) d\xi d\eta \quad (3.4)$$

Na qual $f(x,y)$ representa a distribuição de intensidade do objeto. Diferentemente da LSF , a influência da função de espalhamento de ponto na imagem de um determinado objeto pode ser determinada por meio de uma integral de convolução bidimensional (BRACEWELL, 1965). A Figura 3.6 demonstra a disposição de uma função de espalhamento de ponto de um sistema radiográfico com ponto focal com características regulares (isotrópico).

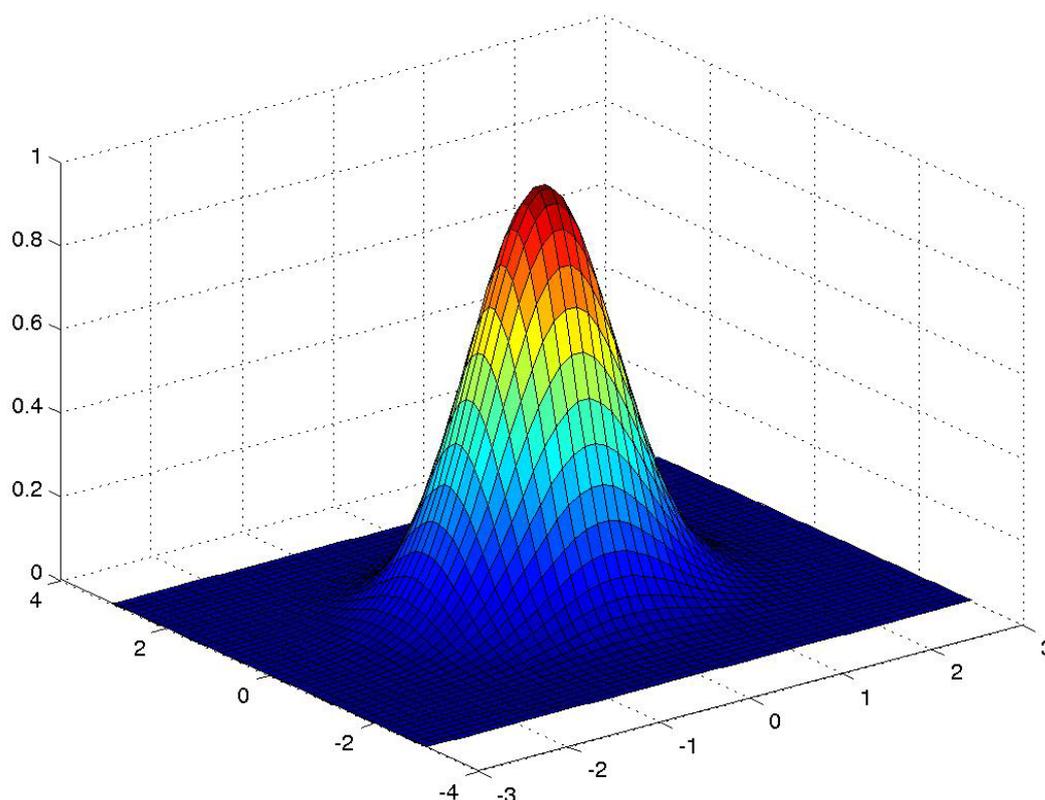


Figura 3.6 - Demonstração prática de uma função de espalhamento de ponto (PSF).

Para determinar a PSF ou a LSF de um sistema podem ser utilizados dois métodos muito sugeridos pela literatura: o método da câmara de fenda ou método da câmara de orifício (*pinhole*). O método da câmara de orifício é utilizado é basicamente o mesmo que o utilizado em câmeras fotográficas e consiste em radiografar um objeto radiopaco que contém um furo de dimensões infinitamente pequenas. Por outro lado, a câmara de fenda seria representada por uma fenda infinitamente longa e estreita. A Figura 3.7 esboça uma comparação em relação ao efeito geométrico para cada um dos métodos sugeridos.

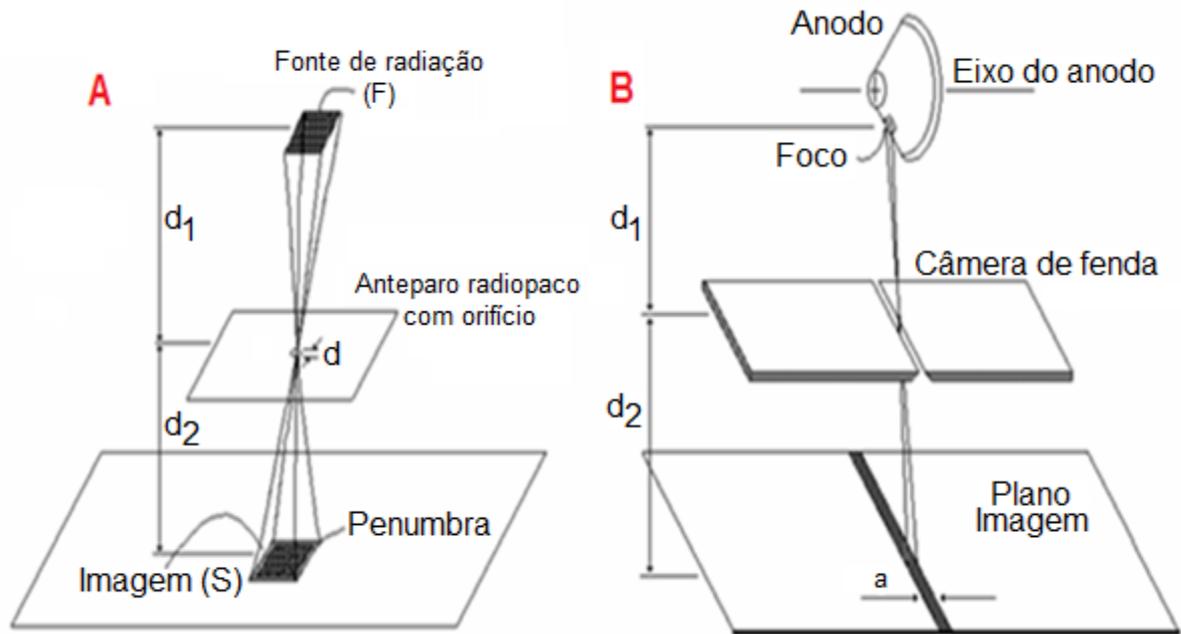


Figura 3.7 - (A) Esboço do princípio geométrico para aquisição da projeção do ponto focal de aparelhos de radiodiagnóstico utilizando uma câmara de orifício. (B) utilizando uma câmara de fenda (KRATZAT, 1988).

Analisando a câmara de fenda e comparando com a câmara de orifício é possível perceber que ambos possuem o mesmo princípio. O tamanho da projeção do ponto focal e da penumbra na imagem projetada vão depender da razão dada entre as distâncias d_1 e d_2 mostradas na figura e da abertura da fenda e do *pinhole*. Assim, para de obter as dimensões reais do ponto focal, mesmo quando possuindo o acréscimo dado pela penumbra, utilizando a Equação (3.5) (KUNTKE, 1957).

$$F = \frac{S - (d \cdot m)}{m - 1} \quad (3.5)$$

na qual;

F representa o tamanho real do foco;

S é o tamanho da imagem medida na imagem;

d é o diâmetro do orifício do anteparo;

m é a magnificação calculada pela Equação (3.1).

Um problema muito encontrado para aferir as medidas do ponto focal utilizando o método do *pinhole*, é que além do acréscimo no tamanho da fonte referente ao diâmetro do orifício, existe outro fator que influencia nessas medidas. O próprio ponto focal possui um borramento inerente, introduzindo uma incerteza a mais para o cálculo exato de suas dimensões quando medidos na imagem registrada (NIELSEN, 1979). Todavia, se o diâmetro do *pinhole* possuir dimensões extremamente menores que o próprio tamanho do foco, a incerteza dada pelo borramento inerente ao foco passa a ser muito maior que o efeito causado pelas dimensões do *pinhole*, tornando-se, dessa forma, dispensável a correção realizada na Equação (3.5).

Assim, a vantagem oferecida pela fenda é que sua construção é mais simples e, portanto, é possível conseguir diâmetros de aberturas muito menores, podendo atingir até 10 μm . Dessa forma, a fenda é uma ferramenta muito sensível e pode, como consequência, proporcionar imagens de focos muito menores, sem introduzir neles, o efeito causado pelo diâmetro da abertura (KRATZAT, 1988).

3.4 – Funções de transferência.

Vários estudos direcionados ao processo de formação de imagens fazem uso diferentes representações matemáticas para produção de uma imagem (WOLBARST, 1993). Em 1815, Jean-Baptiste Joseph Fourier demonstrou matematicamente que qualquer função com características periódicas poderia ser representada pela soma de infinitas de funções senoidais de frequência e amplitudes apropriadas, independente do quanto irregular a função era. Essa representação foi chamada de série de Fourier e sua precisão é dada pelo número de senóides somadas na série. Quanto maior o número de senóides, melhor será a representação da função em questão (BRACEWELL, 1965).

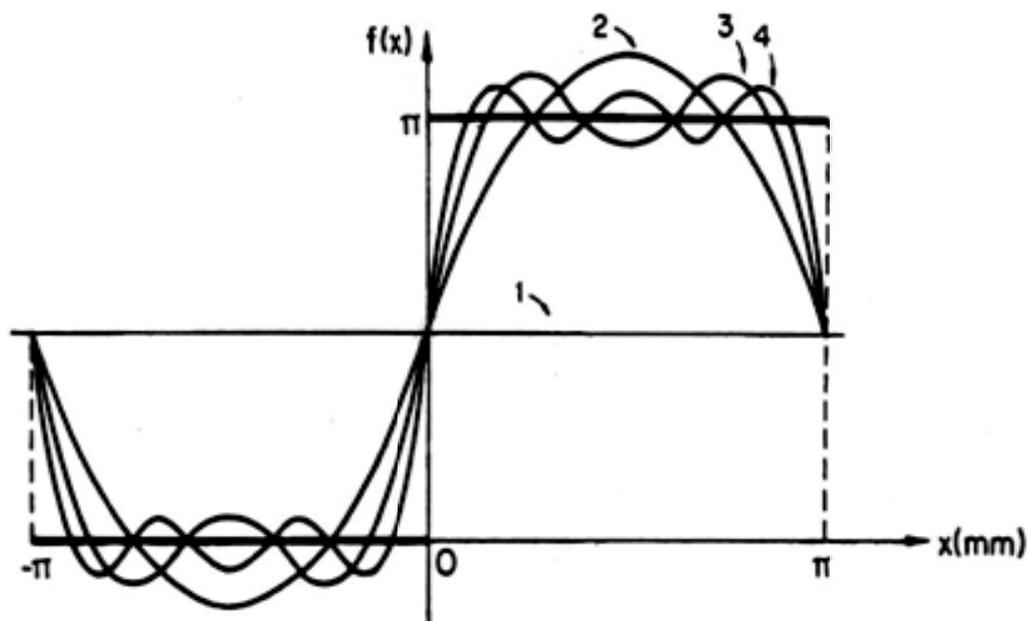


Figura 3.8 - Representação de uma função quadrada utilizando o método da série de Fourier com 4 senóides (ROSSMANN, 1969).

Um fator importante que foi possível se observar é que as frequências que compõem a imagem podem ser manipuladas separadamente. As baixas frequências que compõem a representação de uma imagem caracterizam nela o seu fundo e o contornos mais suaves. As altas frequências que a compõem, caracterizam os detalhes da imagem e as transições mais abruptas (WOLBARST, 1993). Assim, analisar o comportamento de todas as frequências que compõe uma dada imagem é um importante fator quantitativo e qualitativo do processo de formação da mesma.

Os princípios gerais na avaliação do comportamento das funções de transferência em termos da resposta de um sistema foram inicialmente aplicados na área de sistemas dinâmicos e, posteriormente, no campo da óptica e da fotografia para analisar sistemas de imagem em termos de sua resposta em frequência espacial. Na década de 60, essa técnica foi adaptada ao campo da radiografia (ROSSMANN, 1969), a partir da qual uma série de pesquisas foram desenvolvidas para seu aproveitamento no controle de qualidade em radiodiagnóstico (DOI *et al.*, 1975), (DOI e ROSSMANN, 1975b), (METZ e DOI, 1979), (SCHIALBEL *et al.*, 1997), (SCHIALBEL, 2000), (ESCARPINATI *et al.*, 2002) e (VIEIRA *et al.*, 2002).

Na prática, essas características de transferência são responsáveis pela deterioração que a imagem final sofrerá em relação àquela que se poderia chamar imagem ideal do objeto. Uma vez que a análise de transferência de um sistema só pode ser feita desde que ele seja invariante e linear, é necessário estabelecer algumas restrições para que esse estudo possa aplicar-se a um sistema radiográfico. Por isso, alguns trabalhos na década de 70 (DOI e ROSSMANN, 1974), (DOI e ROSSMANN, 1975b), (DOI *et al*, 1975) e (HAUS *et al*, 1977), empenharam-se em buscar técnicas específicas de obtenção de imagens para aplicação das funções de transferência de modo a garantir os requisitos primários de aplicação do método. Entretanto, os dispositivos experimentais propostos para atingir tais objetivos acabaram por tornar muito complexa a aplicação prática do método. Todavia, as funções de transferência definidas por Doi e Rossmann (1975b) são elementos importantes para análise do comportamento de sistemas radiográficos, porque essencialmente são capazes de prever ou de apresentar as deformações introduzidas na imagem de um dado objeto por aqueles sistemas.

A função de transferência óptica (*OTF*, de *optical transfer function*) é capaz expressar a relação entre a entrada e saída proporcionada por um sistema de imagem, levando em consideração as deformações impostas na imagem em relação às variações de amplitudes e desvio de fase. Dessa forma, a *OTF* representa a capacidade de resolução de um sistema de imagem em função da frequência espacial dos objetos, demonstrando com exatidão para todas as frequências o grau de degradação que o sistema impõe no processo de produção da imagem (ROSSMANN, 1969). O que diferencia essencialmente a *PSF*, a *LSF* e a *OTF* é o fato de que, enquanto a *PSF* e a *LSF* expressam as características de transferência do sistema no domínio espacial (isto é, no domínio da imagem), a *OTF* expressa-as no domínio da frequência espacial, ou seja, determina a resolução do sistema em função da capacidade em reproduzir determinadas frequências espaciais, que estão relacionadas aos tamanho dos objetos. É possível obter a *OTF* de aparelhos de radiodiagnóstico a partir da *LSF* ou da *PSF*. Como a *LSF* e a *PSF* expressam a característica de transferência do sistema no domínio espacial, ao se aplicar a transformada de Fourier a qualquer

uma dessas funções obtêm-se a mesma característica, porém, no domínio da frequência. Utilizando-se a *PSF* é possível calcular a *OTF* da seguinte maneira (Equação (3.6)):

$$OTF(u, v) = \iint_{-\infty}^{\infty} PSF(x, y) \cdot e^{-j2\pi(ux+vy)} dx dy \quad (3.6)$$

A *OTF*, entanto, é uma função complexa que pode ser dividida em duas partes: a parte real e a parte imaginária, como demonstrado nas Equações (3.7) e (3.8).

$$OTF_r(u, v) = \iint_{-\infty}^{\infty} PSF(x, y) \cdot \cos [2\pi(ux + vy)] dx dy \quad (3.7)$$

$$OTF_i(u, v) = \iint_{-\infty}^{\infty} PSF(x, y) \cdot \sen [2\pi(ux + vy)] dx dy \quad (3.8)$$

A função de transferência de modulação (*MTF*) corresponde ao valor absoluto da *OTF*, ou seja, o seu módulo (Equação (3.9)). A função de transferência de fase (*PTF*, de *phase transfer function*) expressa a o seu desvio de fase. (Equação (3.10)).

$$MTF(u, v) = \sqrt{[OTF_r(u, v)]^2 + [OTF_i(u, v)]^2} \quad (3.9)$$

$$PTF(u, v) = \tan^{-1} \left[\frac{OTF_i(u, v)}{OTF_r(u, v)} \right] \quad (3.10)$$

A medida da *MTF* é um conceito formulado com o objetivo de prover uma medida dos efeitos combinados da nitidez e resolução de um sistema de imagem (CURRY III *et al*, 1990). Assim, a *MTF* expressa uma tentativa de medir a quantidade de informações transferidas de um feixe de raios X modulado por um objeto para o sistema de registro de imagem. Com a utilização

da *MTF* é possível analisar as relações entre as modulações das amplitudes de entrada e saída de um sistema de imagem em função da frequência espacial do objeto. Dessa forma, a *MTF* representa a média entre a informação registrada e toda a informação disponível (CURRY III *et al*, 1990).

$$MTF = \frac{\text{Informação registrada}}{\text{Informação disponível}} \quad (3.11)$$

Pelo fato da informação registrada nunca poder ser maior que a informação disponível, o valor máximo da *MTF* é igual a 1. A Figura 3.9 demonstra um exemplo de como a *MTF* pode ser capaz de avaliar a relação entre o objeto real e a imagem proporcionada em função das frequências espaciais.

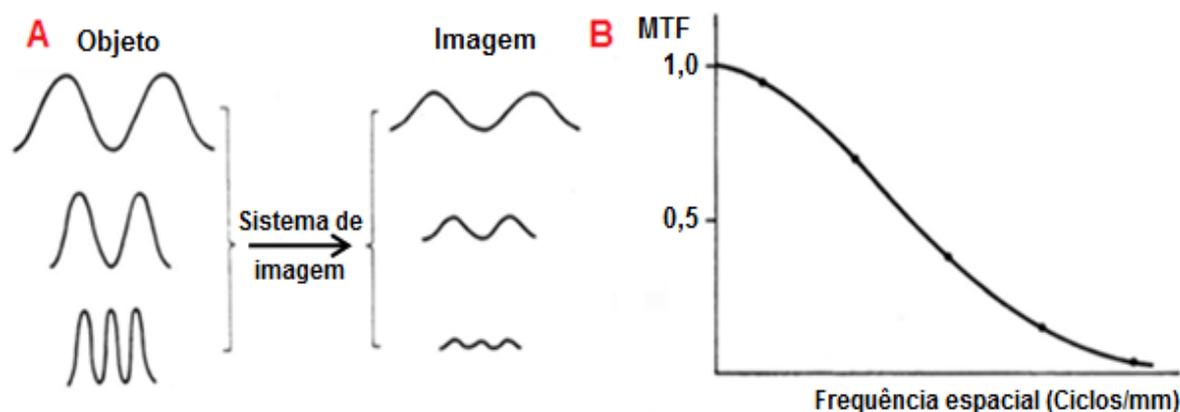


Figura 3.9 - (A) relação entre a distribuição de intensidade de objetos senoidais de mesma amplitude e diferentes frequências espaciais e suas respectivas imagens; (B) a correspondente função de transferência de modulação (*MTF*) do sistema. (ROSSMANN, 1969).

A curva da *MTF* pode ser utilizada para avaliar a nitidez com que determinada estrutura presente no objeto deve ser reproduzida na imagem. Além disso, para a radiologia, a *MTF* possui uma grande precisão na comparação da qualidade entre sistemas de imagem. Dessa forma, acaba sendo uma ferramenta importante no auxílio à escolha de um equipamento que melhor atende às necessidades de um determinado usuário (CURRY III *et al*, 1990). Além disso, o gráfico

proporcionado pela *MTF* pode oferecer uma análise sobre o limite de resolução do sistema. Esse limite é dado pelo valor da frequência espacial (ciclos/mm) onde a *MTF* é igual a zero. Esse valor representa a maior frequência espacial que poderá ser visualizada na imagem. Esse método também é chamado de primeiro mínimo da *MTF* (SCHIALBEL, 2000).

Entretanto, em termos práticos, a medida proporcionada pelo primeiro mínimo não expressa realmente o poder de resolução do sistema, pois a informação referente ao primeiro mínimo já possui uma degradação muito grande. Assim, uma outra medida que expressa quantitativamente um valor favorável a uma análise é o valor encontrada para a frequência de corte do sistema, geralmente no ponto onde a função diminuiu 3,0 dB (70,7%). Esse valor expressa quais tamanhos de objetos podem ser visualizados sem um grau de degradação significativo. Assim, a *MTF* expressa com precisão um valor coerente referente à resolução espacial e a nitidez de equipamentos radiológicos.

3.5 – Determinação da MTF de equipamentos mamográficos.

Para aplicar a teoria das funções de transferências a sistemas radiológicos duas propriedades devem ser consideradas: linearidade e invariância espacial. Sabe-se, no entanto, que em sistemas radiográficos a linearidade é mantida até a formação da imagem e a partir do momento de aquisição da imagem pelo sistema de registro a transformação dos fótons em densidade óptica passa a ser não linear.

Normalmente os sistemas de registro apresentam uma resposta logarítmica em relação à intensidade de radiação recebida (HAUS *et al.*, 1977) e (WOLBARST, 1993), necessitando dessa forma de uma “linearização” do sistema radiográfico para que a propriedade seja garantida. Essa propriedade pode ser garantida ao se considerar apenas a quantidade de raios X que interagem com o sistema de registro, ao invés de suas densidades ópticas. Essa conversão é dada pela curva sensitométrica do sistema de registro radiográfico (ROSSMANN, 1969).

Outro ponto importante é que ao se considerar todo o campo de radiação projetado pelo aparelho de radiodiagnóstico a propriedade de invariância espacial não ocorre, esse fato é devido ao fenômeno da característica de campo que faz com que o tamanho efetivo da projeção do ponto focal varie de acordo com a posição no campo.

Ao se dividir o plano-imagem em regiões invariantes, onde o formato da imagem não varie apreciavelmente, e aplicando método das funções de transferência a cada uma dessas regiões é possível garantir condição de invariância espacial.

Doi *et al.* (1982) estabeleceram um conjunto de procedimento para obtenção da *OTF* de um sistema de imagem radiográfica, que deve seguir os seguintes passos:

1. Obtenção da imagem do ponto focal do aparelho de raios X no centro do campo (garantindo a propriedade de invariância espacial) utilizando o método da câmara de fenda ou *pinhole*. Quando utilizada a câmara de fenda, deve-se realizar pelo menos duas imagens, uma com a fenda posicionada na direção paralela e outra na direção perpendicular ao eixo catodo-anodo (para sistemas não isotrópicos).
2. Varredura densitométrica da imagem obtida (fenda ou *pinhole*) utilizando um dispositivo chamado microdensitômetro, que fornece os valores das densidades ópticas presentes na imagem em função da distância de varredura.
3. Determinação da curva sensitométrica do filme radiográfico utilizado para determinação da imagem do ponto focal. A curva sensitométrica pode ser determinada utilizando qualquer técnica convencional de sensitometria (geralmente utilizando um sensitômetro e um densitômetro comercial) ou utilizando uma das técnicas propostas no trabalho de Haus *et al.* (1977).
4. Cálculo de uma função de espalhamento do sistema: função de espalhamento de ponto, no caso de imagem obtida com uma câmara de orifício ou a função de espalhamento de linha, para duas orientações, no caso de imagem obtida com

uma câmera de fenda (ROSSMANN, 1969). Para isto, deve-se utilizar a curva sensitométrica do filme para converter as densidades ópticas obtidas pela varredura densitométrica da imagem do ponto focal em exposição, garantindo assim a propriedade de linearidade.

5. Finalmente, deve-se aplicar a transformada de Fourier na *LSF* ou na *PSF* para obter a função de transferência óptica (*OTF*) relativa ao ponto focal do sistema radiológico.

Sabe-se, entretanto, que a aplicação prática dessa metodologia impõe varias limitações. O processo de alinhamento com o feixe central é extremamente subjetivo e em diversas vezes, para uma melhor precisão e rapidez, o próprio observador opta a se expor a radiação para alcançar os resultados mais rapidamente e com maior confiança. Além disso, durante o decorrer do teste pode haver um desalinhamento devido à própria movimentação do técnico ou troca de objetos simuladores. Outra dificuldade encontrada para realização desse método é devido não somente ao extenso aparato experimental, como também em função do tempo demandado para cumprir todas as etapas do processo.

Dessa forma, a necessidade de se garantir as propriedades citadas, aliadas a complexidade prática e os equipamentos necessários, tornou o método das funções de transferências inadequado para aplicação nas rotinas de controle de qualidade da grande maioria dos departamentos radiológicos existentes no país (DOI *et al.*, 1982) , (VIEIRA *et al.*, 2003), (RONG *et al.*, 2003) e (CARTON *et al.*, 2005).

Por esse motivo, existe a grande necessidade de desenvolvimento de novas tecnologias mais simples para permitir a aplicação de medidas da resolução espacial de equipamentos de radiodiagnóstico utilizando a metodologia das funções de transferências.

CAPÍTULO 4

Propriedades de Ruído e o *NPS*

4.1 – Considerações iniciais.

Um fator comum encontrado nas imagens radiológicas é a presença de ruídos. O ruído em imagens radiográficas corresponde a qualquer flutuação indesejada nas densidades ópticas encontrada em uma imagem radiológica. No entanto, essa flutuação indesejada além de não contribuir em nada para o diagnóstico ainda dificulta a visualização de alguma informação que possui uma relevância (KODAK, 1980). Existem vários tipos de ruídos encontrados nas imagens médicas, eles são classificados em sistemáticos e aleatórios (EVANS, 1981). Os ruídos sistemáticos são aqueles que estão sempre presentes nas imagens e não possuem variações significativas no caso de repetição do registro da informação.

Outro exemplo no qual é possível se observar a presença do ruído sistemático é em um digitalizador que apresenta erros no processo de amostragem. Nesse caso, esses erros introduzidos na imagem pelo próprio sistema podem ser corrigidos, uma vez que, esses ruídos podem ser deterministicamente modelados.

O outro caso de ruídos que podem ser observados na radiologia são os ruídos aleatórios. Esses ruídos não obedecem a nenhum padrão estacionário e se apresentam em maior concentração ao comparar com o ruído total da imagem. Outro fator importante relacionado aos ruídos aleatórios é que sua correção é muito difícil pelo fato de sua natureza ser totalmente aleatória, sendo difícil prever seu comportamento (BARRET e SWINDELL, 1981).

Os ruídos aleatórios encontrados em uma imagem radiológica podem ser o ruído quântico, ruído estrutural e o ruído proporcionado pela granularidade do filme (ROSSMANN, 1963). Outros dois casos que também pode ser incluídos como ruídos aleatórios são os ruídos eletrônicos, proporcionados pelos sistemas de registros digitais, e o ruído inserido pela radiação espalhada, dada pela interação dos fótons de raios X com a matéria (BARRET e SWINDELL, 1981).

No entanto, o ruído causado pela granularidade do filme não possui relevância significativa, pois somente é observado com uma lente de aumento nos fatores entre 5X e 10X (CURRY III *et al.*, 1990). O ruído estrutural é aquele proporcionado por falhas nas estruturas do próprio sistema tela filme, como variações de espessura dos écrans ou imperfeições físicas do material fluorescente. Todavia, esse tipo de ruído pode ser desprezado, visto que esses problemas podem ser facilmente identificados e corrigidos em rotinas de controle de qualidade.

O ruído quântico (*quantum mottle*) é proporcionado pela flutuação estatística no número de quanta por unidade de área absorvida pela tela-intensificadora. Denomina-se “quanta” a unidade discreta de energia carregada pelo fóton de raios X.

O ruído quântico será mais significativo quando a flutuação estatística dos fótons possuir alto desvio padrão. Esse fenômeno pode ser mais intenso quanto menor o número de fótons absorvidos (CURRY III *et al.*, 1990).

De acordo com a literatura, a densidade espectral de ruído (*NPS*, de *noise power spectrum*), também citado como espectro de Wiener, pode ser considerado como o melhor descritor genérico para as propriedades de ruído de um sistema de imagem (AUFRIHTIG *et al.*, 2001).

4.2 – *Espalhamento coerente.*

O nome de espalhamento coerente é definido para as interações na qual a radiação incidente sofre alteração da sua trajetória original, sem afetar o seu comprimento de onda. Existem dois tipos de espalhamento coerente, o espalhamento Thomson e o espalhamento Rayleigh.

Na interação dada pelo espalhamento Thomson apenas um elétron é envolvido. Contudo, o espalhamento Rayleigh pode ser definido como resultado de uma interação cooperativa com todos os elétrons do átomo. Ambos os tipos de espalhamentos podem ser definidos como uma interação entre partículas e ondas, e também podem ser encontrados na literatura com nome de espalhamento clássico (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983) e (CURRY III *et al.*, 1990).

Quando uma radiação de baixa energia incide em um elétron, esta transfere sua energia causando no elétron uma vibração na frequência da radiação incidente. Por serem partículas carregadas, os elétrons podem emitir radiação. Assim, quando os elétrons retornam ao seu estado natural, a energia absorvida é emitida na forma de uma radiação eletromagnética com mesmas características da radiação incidente. Nessa interação entre os raios X e a matéria não ocorre ionização (CURRY III *et al.*, 1990), (SPRAWS, 1987), (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983).

4.3 – *Efeito fotoelétrico.*

Para melhor entender o mecanismo do efeito fotoelétrico primeiramente é necessário conhecer a estrutura atômica. O núcleo do átomo é uma estrutura extremamente importante para esse tipo de interação. Devido a sua carga positiva o núcleo do átomo exerce uma força de atração sobre os elétrons, os quais possuem cargas negativas, mantendo-os, portanto, em suas específicas órbitas.

Dá-se o nome de eletrosfera a região onde há a maior probabilidade de se encontrar um elétron. Essa região é dividida em camadas, as quais são nomeadas de K a Q. A camada K pode

abrigar no máximo 2 elétrons. Caso um átomo possua um número maior de elétrons eles são divididos entre as outras camadas seguindo a regra de distribuição por subníveis de energia de Linnus Pauling. Cada camada possui uma energia de ligação específica. Os elétrons mais próximos ao núcleo possuem energia de ligação maior quando comparados com os elétrons das camadas mais distantes. O valor da energia de ligação das camadas eletrônicas é definido pelo número atômico. Logo, a camada K apresenta maior energia de ligação em elementos que possui maior número atômico (CURRY III *et al.*, 1990).

O efeito fotoelétrico ocorre quando um fóton incidente, com uma energia $h\nu$ ligeiramente maior que a energia de ligação, doa toda sua energia ao elétron, sendo completamente absorvido (CHAN e DOI, 1983). O elétron é então ejetado de sua camada, deixando o átomo no estado excitado. Esse processo pode ocorrer em todas as camadas, mas normalmente ocorre nas camadas mais internas. Dessa forma, a ejeção desse elétron pode causar uma lacuna em uma das camadas.

Após a ejeção do elétron de uma órbita do átomo, a lacuna formada pelo efeito fotoelétrico é preenchida por um rearranjo eletrônico. Nesse rearranjo eletrônico um elétron da camada superior emite uma radiação característica e muda de camada preenchendo a lacuna, criando um íon positivo (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983), (CURRY III *et al.*, 1990).

4.4 – Espalhamento Compton.

Normalmente a maioria da radiação espalhada que ocorre nos exames de radiodiagnóstico é proveniente do espalhamento Compton. O espalhamento Compton ocorre quando um fóton de energia relativamente alta interage com um elétron, ejetando-o de sua órbita. O fóton, no entanto, não é absorvido como no efeito fotoelétrico, mas sim desviado de sua trajetória original pelo elétron tornando-se, portanto, um fóton espalhado.

Assim, nesse processo é produzido um par de íons, sendo um átomo (íon positivo) e um elétron. Esse elétron é nomeado de elétron de recuo (CURRY III *et al.*, 1990). A energia do fóton incidente é distribuída de duas formas. Parte dela é doada ao elétron de recuo como energia cinética, e a parte restante continua com o fóton espalhado. O fóton espalhado pode mudar sua trajetória original em até 180° (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983), (ATTIX, 1986) e (CURRY III *et al.*, 1990).

4.5 – Ruído em imagens radiográficas.

O ruído quântico é definido como uma variação estatística no número de fótons de raios X presentes em um feixe radiográfico. Essa variação proporciona na imagem o aparecimento de pequenos pontos com intensidades diferentes. Utilizando-se baixos níveis de exposição é possível notar a presença desse tipo de ruído, pois se torna visível ao olho. Seus efeitos podem causar diagnósticos imprecisos, visto que, sua presença altera a habilidade de enxergar estruturas pequenas com baixo contraste (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983).

O ruído quântico não pode ser completamente removido, mas existem várias técnicas que podem amenizá-lo (LU *et al.*, 2001), (MASCARENHAS *et al.*, 1999), (MCLOUGHLIN *et al.*, 2004) e (SIMONCELLI *et al.*, 1996). Outro modo de redução do ruído pode ser feito facilmente apenas pelo aumento efetivo do número de fótons incidentes na imagem. Isso pode ser feito aumentando a corrente aplicada ao filamento do catodo ou aumentando o tempo de exposição (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983) e (CURRY III *et al.*, 1990).

Portanto, quando menor o número de fótons incidindo no sistema de registro, maior será a flutuação estatística da energia desses fótons. Logo, o ruído quântico presente na imagem, nesse caso, será maior (CURRY III *et al.*, 1990).

A Figura 4.1 demonstra o ruído proporcionado pela própria exposição. É possível notar que quanto maior dose absorvida menor é o nível de ruído.

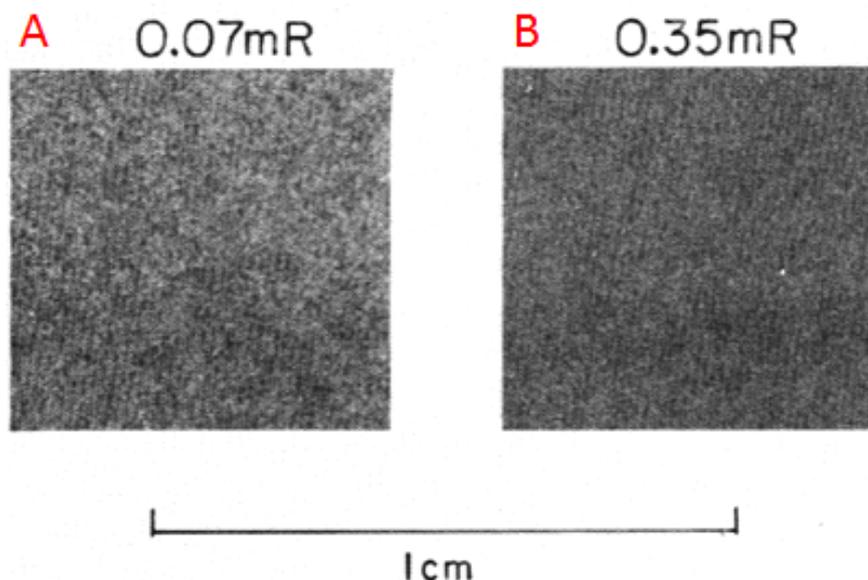


Figura 4.1 - Exemplo de ruído radiográfico gerado por um sistema écran/filme. A radiografia (A) apresenta maior ruído quântico do que a radiografia (B) devido ao número menor de fótons (menor exposição) (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983).

Geralmente, o ruído encontrado na radiologia é causado pelos fótons difundidos por algum tipo de processo de espalhamento, seja ele coerente ou incoerente. Esses fótons introduzem nas imagens uma degradação, visto que, sua presença não pode ser diferenciada dos fótons primários pelo sistema receptor (SPRAWLS, 1995). No caso específico da mamografia, o ruído predominante é oriundo do processo de aquisição com baixo número de fótons. Nesse caso o ruído pode ser modelado por uma distribuição estatística de Poisson (BETHEA e DURAN, 1995).

Considerando regiões adjacentes que foram uniformemente irradiadas é possível verificar que o número de fótons varia aleatoriamente em torno de uma média (HUDA e SLONE, 1994). Portanto, o desvio entre o número de fótons de cada região e a média segue a distribuição de Poisson (WOLBARST, 1993).

A distribuição estatística de Poisson pode ser definida como uma distribuição de probabilidade discreta. Essa distribuição expressa a probabilidade de ocorrência de um evento aleatório em um determinado período de tempo ou espaço, caso estes ocorram com uma taxa média conhecida e que um evento seja independente do tempo decorrido desde a última

ocorrência. A probabilidade de que existam exatamente k ocorrências (sendo k um número inteiro não negativo) é dada pela Equação (4.1).

$$f(k, \lambda) = P(X = k) = \frac{e^{-\lambda t} \lambda t^k}{k!} \quad (4.1)$$

na qual,

e corresponde a base do logaritmo natural ($e = 2,71\dots$);

$k!$ consiste no fatorial de k ;

λ denota um número real igual a taxa média do processo;

t expressa o intervalo de tempo ou espaço.

Conforme ilustrado na Figura 4.2, na distribuição estatística de Poisson há variação no número real de fótons absorvidos por unidade de área do receptor de imagem. Se a densidade óptica média em uma área qualquer de um filme radiográfico uniformemente exposto for N , considerando a distribuição de Poisson, cerca de 68% de todos os fótons produzirão densidade óptica que estão dentro da faixa $N \pm \sqrt{N}$; 16% produzirão densidade óptica maior que $N + \sqrt{N}$ e 16% menor que $N - \sqrt{N}$.

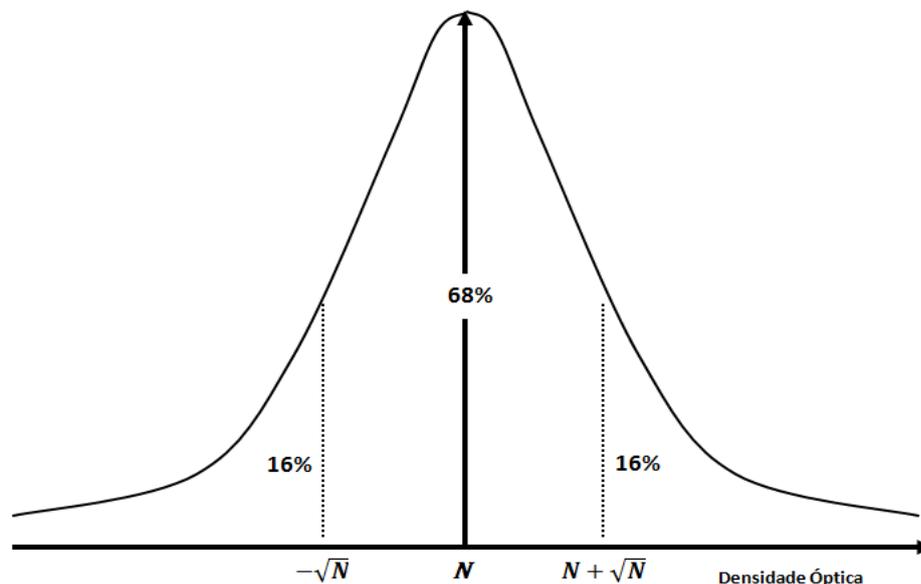


Figura 4.2 - Distribuição da densidade óptica em um filme radiográfico exposto uniformemente.

Um tipo de ruído muito comum em sistemas de registro analógicos é aquele proporcionado pela estrutura do sistema de registro. O próprio filme introduz na imagem um ruído devido ao tamanho finito dos grãos de haleto de prata, o qual é chamado de granularidade do filme. Um outro fato que chama atenção é o ruído introduzido pela variação aleatória na sensibilidade das telas intensificadoras, chamado de ruído estrutural.

Com o desenvolvimento da tecnologia digital outro tipo de ruído foi incorporado nas imagens médicas, o ruído eletrônico (BARRET e SWIDELL, 1981) (CURRY III *et al.*, 1990). O ruído eletrônico é procedente do próprio sistema digital de aquisição, sendo modelado por um ruído Gaussiano sendo incorporado no processo de aquisição da imagem como um termo aditivo como é demonstrado na Equação (4.2) (SNYDER, 1993).

$$g'(x, y) = g(x, y) + n(x, y) \quad (4.2)$$

Sendo,

$g'(x, y)$ a imagem borrada por uma função de degradação;

$n(x, y)$ o ruído aditivo incorporado na imagem $g(x, y)$.

Assim, a imagem obtida dada por $g'(x, y)$ corresponde a uma operação de adição entre a imagem degradada não somente por um sistema físico de aquisição, mas também pelo próprio ruído quântico, e o ruído proporcional ao sistema eletrônico de aquisição.

Vários trabalhos vêm sendo desenvolvidos a fim de avaliar o impacto causado pela presença do ruído no diagnóstico médico. Muitos desses trabalhos evidenciaram que, de fato, a diminuição da resolução espacial causa certo impacto sobre o desempenho do diagnóstico. Entretanto, o aumento significativo da presença de ruído quântico pode causar um impacto maior que o da própria resolução espacial. Na mamografia, a presença de ruído quântico gera uma notória dificuldade na detecção de microcalcificações e na classificação de nódulos,

principalmente no que diz respeito à sua malignidade (ROEHRIG *et al.*, 1995), (GAGNE *et al.*, 2001), (GAGNE *et al.*, 2003), (GAGNE *et al.*, 2006) e (SAUDERS *et al.*, 2007).

Dessa forma, é possível verificar que a resolução espacial aparenta ter pouco efeito em um sistema com alto nível de ruído. Portanto, é indicativo que o ruído quântico tem influência predominante na qualidade da imagem. Nesse sentido, pesquisas para redução de ruído tornam-se um tema relevante a fim de favorecer o diagnóstico médico de qualidade.

4.6 – Relação sinal/ruído.

A relação sinal/ruído (*SNR*, de *signal to noise ratio*) pode ser definida como a razão do valor médio do sinal pelo seu desvio quadrático médio. Denomina-se sinal, toda a informação útil que contribui efetivamente para o diagnóstico médico. Se o sistema de imagens for um dispositivo ideal a contagem dos fótons é perfeita. Nesse caso a *SNR* medida na imagem produzida é simplesmente proporcional a raiz quadrada do número de fótons na região de interesse, como é demonstrado na Equação (4.3) (BARRET e SWIDELL, 1981).

$$SNR = \frac{N}{\sqrt{N}} = \sqrt{N} \quad (4.3)$$

A Equação (4.3) indica que a *SNR* aumenta com a raiz quadrada do número de fótons, ou seja, o ruído quântico diminui quanto mais se aumenta a exposição de radiação. Todavia, os dispositivos usados na radiologia não são ideais. A contagem dos fótons nesses dispositivos, utilizados para a formação de uma imagem é aproximadamente de 100 fótons/mm², o que torna o ruído quântico um parâmetro limitante na radiologia (HUDA e SLONE, 1994).

4.7 – Espectro de potência do ruído.

Vários métodos para a obtenção do *NPS* são citados na literatura, no entanto, mesmo não sendo a metodologia mais recente da literatura, usualmente para se obter o *NPS* é feita uma exposição uniforme sobre algum material espalhador (DOI *et al.*, 1982).

O método proposto para obtenção do *NPS* tem como finalidade avaliar a intensidade dos pixels que compõem uma imagem em função da distância de varredura. Na teoria, quando uma imagem é considerada uniforme, as intensidades de todos os pixels presentes na imagem deveriam possuir o mesmo valor. No entanto, na prática, imagens produzidas por equipamentos radiológicos produzem uma variação da intensidade em torno de um valor médio, devido a presença do ruído de natureza quântica (WOLBARST, 1993). Dessa forma, ao subtrair os valores de cada pixel pelo valor médio de todos os pixels presentes na imagem, é possível obter uma função denominada de figura de ruído (Figura 4.3). A figura de ruído representa toda flutuação indesejada presente em uma imagem e pode ser descrita pela Equação (4.4).

$$FR(x, y) = g(x, y) - \overline{Pixels} \quad (4.4)$$

na qual $FR(x,y)$ representa a figura de ruído obtida para a imagem uniforme $g(x,y)$ e \overline{Pixels} refere-se a média dos pixels existentes na imagem.

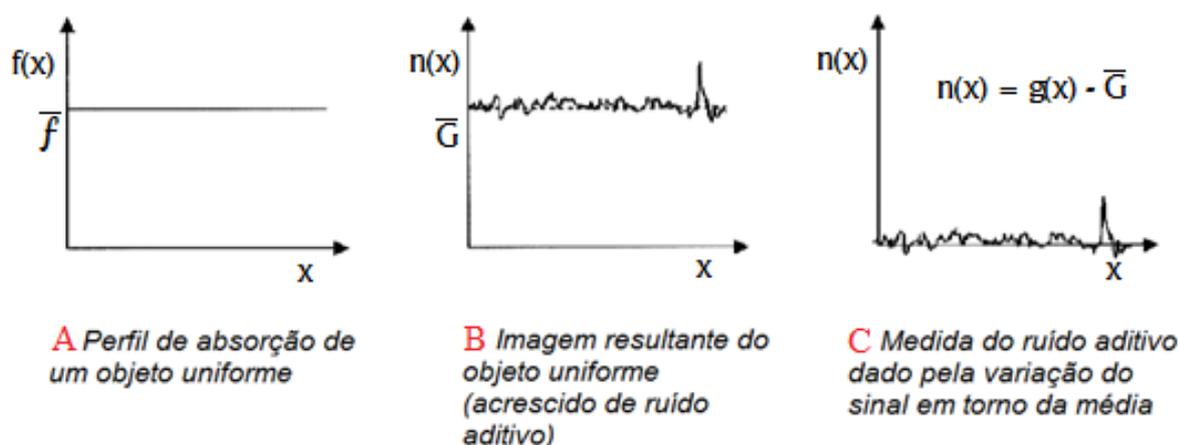


Figura 4.3 - Processo de obtenção da figura de ruído em uma imagem uniforme (ALBUQUERQUE, 2001).

Tendo obtido a figura de ruído para a técnica radiográfica em questão é possível calcular o espectro de potência do ruído aplicando a transformada de Fourier na figura de ruído obtida para o sistema, conforme Equação (4.5) a seguir:

$$W(u, v) = |\mathfrak{F}\{FR(x, y)\}|^2 \quad (4.5)$$

Na qual $W(u, v)$ é o espectro de potência do ruído e $\mathfrak{F}\{\}$ é o operador da transformada bidimensional de Fourier. Apesar de teoricamente simples, a metodologia necessita de algumas precauções para a obtenção de um espectro de potência coerente e sem grandes variações de erros (AUFRIHTIG *et al.*, 2001). Para a obtenção da figura de ruído foi proposto um método, desenvolvido por Welch (1967), o qual consiste em extrair de uma única imagem várias figuras de ruído, compondo, assim um espaço amostral adequado. No entanto, apenas uma exposição ou imagem não é estatisticamente adequada, sendo necessárias diversas imagens para uma análise concisa, sendo que quanto maior o número de amostras mais preciso é o cálculo. Assim, o método desenvolvido por Welch (1967) consiste em considerar como figura de ruído amostras de tamanho menor, como regiões quadradas de dimensões $N \times N$, em cada imagem uniforme obtida. Essa técnica permite aumentar o número de amostras e reduzir, portanto, o erro da medida. Essa técnica pode ser visualizada na Figura 4.4.

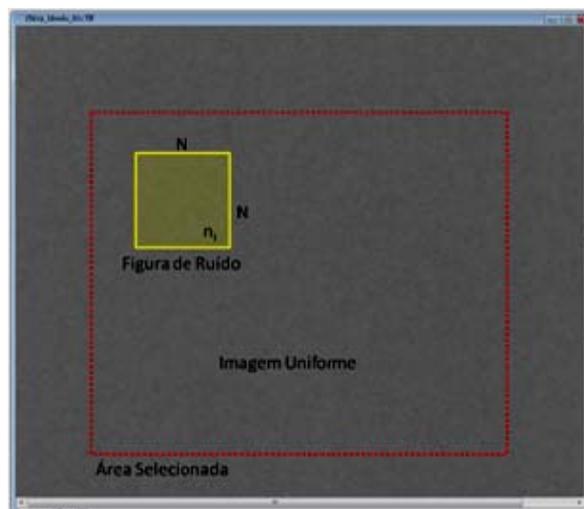


Figura 4.4 - Figura de ruído ($N \times N$) como amostras a partir de uma seleção em uma imagem uniforme.

Ao utilizar a metodologia proposta por Welch (1967), as figuras de ruído devem ser selecionadas internamente à região de interesse pré-selecionada. Para realizar o cálculo do *NPS* é necessário desempenhar uma correção estatística, já que um número finito de amostras é utilizado. Além dessa correção estatística, também é necessário realizar um ajuste de unidades (ALBUQUERQUE, 2001). Sendo assim, a equação proposta para o cálculo da densidade espectral de ruído $NPS(u, v)$ é (WELCH, 1967):

$$NPS(u, v) = \frac{a^2}{N^2} \cdot \frac{n}{n-1} \cdot \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} |\mathfrak{F}\{FR_i(x, y)\}|^2 \quad (4.6)$$

na qual,

n é a quantidade de figuras de ruído extraídas da imagem;

N refere-se à dimensão, em pixels, de das figuras de ruído;

a é o tamanho do pixel utilizado na digitalização da imagem

FR_i é a i -ésima figura de ruído

Dessa forma, é previsível que ao aumentar o número de amostras e o tamanho da janela de amostragem da figura de ruído, há uma redução significativa no erro da medida. Em contraposição a isso, o aumento no tamanho do pixel reflete no aumento também do erro na medida. Segundo Barret e Swidell (1981) é possível calcular o erro no cálculo do *NPS* utilizando número finito de amostras a partir da equação:

$$\sigma = \sqrt{\frac{a}{n \cdot N}} \quad (4.7)$$

CAPÍTULO 5

Propriedades de Contraste e a Curva H&D

5.1 – Considerações iniciais.

A ferramenta principal para efetuar um diagnóstico médico a partir de um aparelho de raios X é a imagem produzida por ele. A exatidão de um exame de uma imagem radiográfica depende, em parte, da visibilidade das informações contidas no filme. Entender a relação entre a exposição recebida pelo sistema de registro e a maneira que ele responde a essa exposição é essencial para uma escolha inteligente das propriedades dos fatores de exposição e o ajuste do sistema de registro que será utilizado, provendo o máximo de informação contida no filme (CURRY III *et al.*, 1990). A corrente do tubo e o tempo de exposição, ou o produto entre estes parâmetros, chamado de mAs fazem efeito sobre a densidade da imagem registrada, ou seja, o seu resultado é o quanto a imagem será enegrecida. A tensão de pico aplicada ao tubo (kVp), tem relação direta com o contraste da imagem, isso é, qual o tipo de estrutura (osso, tecido gorduroso, tecido fibroso) deverá estar presente com o melhor contraste na imagem. Além disso, as informações contidas nas imagens devem estar bem claras para os olhos dos radiologistas. Assim,

dois fatores determinantes são importantes para visualização dessas informações: o contraste e a qualidade da imagem.

De certa forma, essa visualização é um tanto subjetiva e ocasiona muitos problemas em relação à visibilidade da informação contida nas imagens, visto que na análise das imagens radiográficas deve-se levar em consideração o estado físico e mental pertinente ao observador em questão. Todavia, não existe uma relação bem definida entre o número de informações realmente contidas no filme e a precisão que essas informações serão interpretadas. No entanto, é facilmente entendível que para um diagnóstico adequado, as informações contidas na imagem devem no mínimo possuir contraste entre si, para que assim elas possam ser identificadas (CURRY III *et al.*, 1990).

5.2 – Densidade óptica.

Quando um feixe de raios X interage com um material, parcelas do feixe são absorvidas. Essa absorção depende das características do material, como espessura, composição do material e também a qualidade do feixe. As variações na intensidade do feixe é o mecanismo pelo qual o feixe de raios X adquire informação. O padrão reconhecido pela variação da intensidade dos raios X é chamado de radiografia e é exemplificado na Figura 5.1 (CURRY III, *et al.*, 1990).

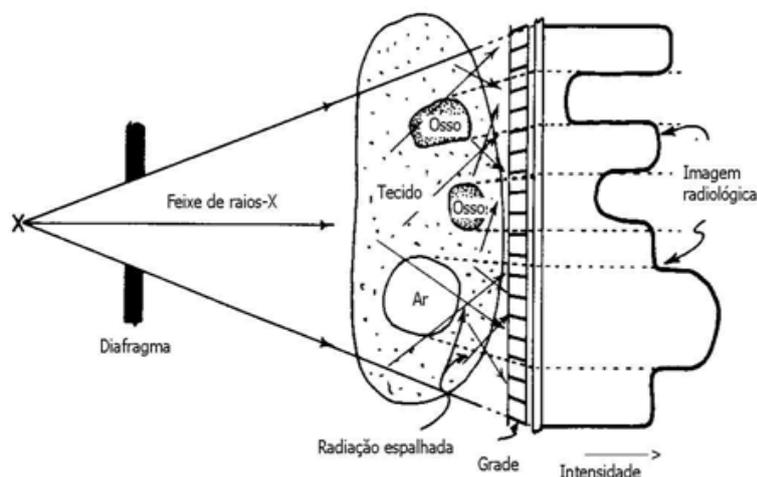


Figura 5.1 - Ilustração da formação da imagem radiológica (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983).

O grau de atenuação das estruturas aos raios X define a intensidade da radiação que será impressa no filme. Quanto maior a absorção de uma estrutura, mais clara será a imagem desta no filme radiográfico. As diferenças entre os diversos níveis de atenuação pelas estruturas internas do corpo determinam os diferentes níveis de escurecimento no filme, que é medido a partir da medida de um parâmetro chamado densidade óptica (DO), que pode ser calculado utilizando a Equação 5.1 (CURRY III *et al.*, 1990):

$$DO = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I_t} \right) \quad (5.1)$$

sendo, I_0 a intensidade de luz incidente no filme e I_t a luz transmitida.

A densidade óptica é uma medida da opacidade do filme radiográfico. Quanto mais escura uma região, maior será o valor da sua densidade óptica. Os níveis de densidades ópticas consideradas úteis para uso em radiologia diagnóstica estão compreendidos entre 0,3 e 2,0 DO (CURRY III *et al.*, 1990).

5.3 – Contraste radiográfico.

O contraste radiográfico corresponde à diferença nas densidades ópticas entre regiões adjacentes em uma mesma imagem. Se o objeto a ser radiografado é formado por estruturas que possuem diferentes níveis de absorção aos fótons de raios X, então o padrão a ser registrado no filme apresentará diferentes intensidades.

Quanto maior a diferença entre as densidades ópticas no filme radiográfico, maior será o contraste percebido e, portanto, maior facilidade será oferecida para a interpretação médica. O contraste pode ser determinado tanto pelo contraste do objeto, que é causado pelos diferentes níveis de absorção entre as estruturas internas do objeto radiografado, como pelo contraste do

receptor, que é relativo ao sistema de registro, que pode aumentar ou reduzir o contraste do objeto. O contraste do receptor do sistema écran-filme (equipamento analógico) descreve sua resposta aos diferentes níveis de intensidades dos raios X, que é determinado em parte pelo processo de fabricação e revelação do filme e também pelas propriedades de fluorescência do écran, que pode ser observado através de sua curva sensitométrica. Nos sistemas digitais, o contraste do receptor é determinado pela sensibilidade das placas *CCDs* e pelo número de bits do conversor *A/D* (WOLBARST, 1993).

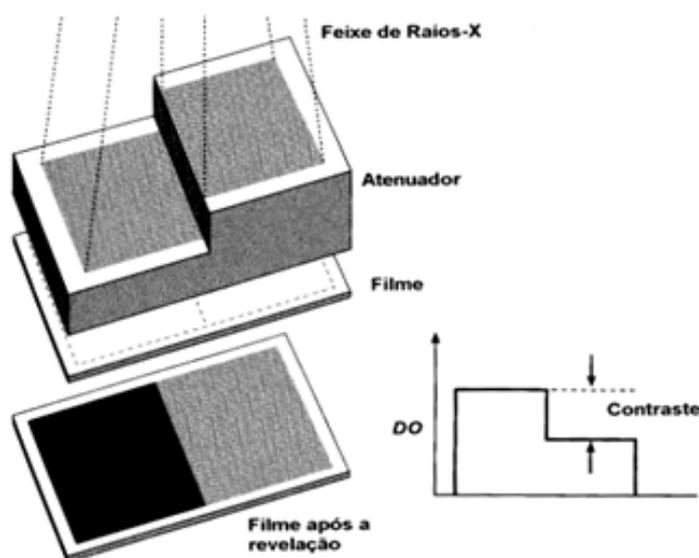


Figura 5.2 - Exemplo do contraste radiográfico: diferentes estruturas geram diferentes níveis de enegrecimento no filme (WOLBARST, 1993).

5.4 – Filmes e telas intensificadoras.

O filme radiológico geralmente apresenta baixa sensibilidade à radiação, portanto, para conseguir um nível de escurecimento aceitável no filme seria necessária uma alta dose de radiação no paciente. Para que isso não ocorra, os filmes radiográficos são sensíveis à luz e são utilizados juntamente com uma tela fluorescente, com capacidade de converter cada fóton de raios X em um feixe de fótons de luz visível, que é absorvido pelo filme radiográfico (WOLBARST, 1993).

A tela fluorescente utilizada com o filme é conhecida como écran reforçador ou tela intensificadora e sua utilização possibilita uma significativa diminuição da dose de radiação absorvida ao paciente, e também diminui o tempo de exposição durante o exame mamográfico. Porém, com o uso do écran a imagem acaba tendo certo grau de borramento devido ao espalhamento do feixe de luz, o que acarreta uma diminuição da resolução do sistema, degradando a qualidade da imagem (CURRY III *et al.*, 1990) e (WOLBARST, 1993).

O filme radiográfico é formado basicamente por quatro camadas: a camada protetora, a base, a interface e a emulsão. A região do filme que é responsável pela formação da imagem é a emulsão e a sustentação do filme é provida pela base (CURRY III *et al.*, 1990).

A eficiência de um écran em converter raios X em luz e a sensibilidade do filme radiográfico à luz pode ser expressa em termos da velocidade do sistema écran-filme (ou sistema tela-filme), que é determinada pela inclinação da porção linear da curva sensitométrica. Desta forma, quanto mais veloz é o sistema écran-filme, menos radiação é necessária para formar a imagem e melhor é o contraste. Todavia, a faixa útil (latitude) para o exame radiográfico também será menor (WOLBARST, 1993) e (CURRY III *et al.*, 1990).

Portanto, as características da curva sensitométrica são importantes para a determinação do tipo de filme ou sistema écran-filme que deverá ser utilizado em um determinado exame radiográfico, objetivando produzir imagens com a melhor qualidade possível.

5.5 – Curva sensitométrica.

Para descrever a resposta de um sistema de registro de imagem à intensidade de radiação incidente é utilizado um gráfico chamado de curva sensitométrica, curva *H&D* ou simplesmente curva característica. O gráfico da curva sensitométrica relaciona a exposição radiográfica com a densidade óptica produzida na imagem. Por meio da curva característica do sistema de registro é possível obter informações relevantes sobre o contraste, a sensibilidade e a latitude, conforme ilustra

a Figura 5.3. A latitude corresponde à parte linear da curva característica e determina a qual a faixa de exposição que irá produzir o maior contraste em um exame de radiodiagnóstico. Considerando um sistema de registro analógico, a curva sensitométrica produz duas regiões com contraste insatisfatório chamados de base e patamar. Nessas regiões grandes variações na exposição produzem variações insignificantes em termos de DO, seja por saturação (patamar) ou sub-exposição (base) (CURRY III *et al.*, 1990).

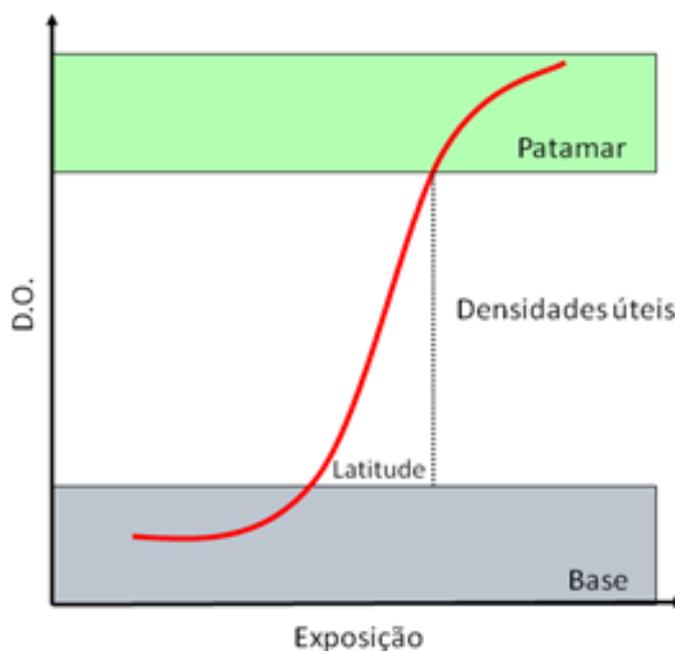


Figura 5.3 - Curva Sensitométrica de um sistema tela-filme em radiodiagnóstico

A eficiência ou a sensibilidade de um sistema de registro, seja ele digital ou analógico, pode ser expressa em termos da velocidade do sistema de aquisição. A velocidade pode ser determinada pela inclinação da porção linear, ou latitude, da curva sensitométrica. A inclinação da curva, usualmente chamada de fator gama (γ), pode ser calculada utilizando a Equação 5.2.

$$\gamma = \frac{DO_2 - DO_1}{\log E_2 - \log E_1} \quad (5.2)$$

Na qual DO_1 e DO_2 são as densidades ópticas dos limites inferior e superior, respectivamente, da região de latitude da curva e E_1 e E_2 as exposições correspondentes.

CAPÍTULO 6

Eficiência na Detecção Quântica

6.1 – Considerações iniciais.

Quando um feixe de radiação atinge um sistema de registro, nem todos os fótons incidentes são efetivamente detectados e convertidos em sinal (HART e SMITH, 1992). Normalmente, os detectores de radiação necessitam de um pacote mínimo de energia para serem ativados e, mesmo após a detecção de certa quantidade de quanta, outras fontes de ruído do sistema continuam a degradar a informação na imagem final. Portanto, essas influências conjuntas se expressam na relação sinal/ruído da imagem final (BARRET e SWINDELL, 1981). Apesar de os sistemas de imagem radiográficas estarem sujeitos a vários tipos de ruído, o ruído quântico é o predominante nas imagens radiográficas.

Assumindo que todo o ruído presente na imagem radiográfica é unicamente proveniente do ruído quântico, tem-se a definição da eficiência na detecção quântica (*DQE*, de *detective quantum efficiency*) como a razão quadrática entre a relação sinal/ruído da imagem de entrada e a imagem de saída obtida pelo sistema de imagem (BARRET e SWINDELL, 1981) e

(ALBUQUERQUE, 2001). A interpretação física da grandeza apresentada pelo DQE expressa a eficiência do sistema em detectar um quanta de radiação considerando toda a degradação presente na imagem final. A eficiência com que os fatores de radiação são utilizados para a formação das imagens, ou seja, a eficiência quântica na detecção desses fatores receptores de imagem determina o nível de ruído do sistema e é um parâmetro importante na avaliação de seu desempenho. Neste processo são relevantes o percentual de raios X incidentes, o percentual de raios X que serão absorvidos e o percentual dos raios X transferidos e utilizados na formação da imagem.

6.2 – Fundamentos teóricos.

O DQE é descrito na literatura como o principal parâmetro físico com a característica de avaliar a reprodução do sinal de entrada e a geração de ruído em um sistema de imagem (BARRET e SWINDELL, 1981), (HART e SMITH, 1992), (WOLBARST, 1993), (ICRU, 2005), (ALBUQUERQUE, 2001) e (AUFRICHTIG et al, 2001).

A quantidade de ruído na imagem é inversamente proporcional ao DQE (BARRET e SWINDELL, 1981), (EVANS, 1981) e (CURRY III *et al.*, 1990). Normalmente, a quantidade de ruído considerada aceitável na imagem é fator determinante das doses de exposição. Quanto maior o DQE , menor a dose de radiação que deve ser utilizada na produção da imagem, ou seja, pode-se produzir uma mesma imagem com metade da dose de raios X quando a eficiência na conversão de um sistema é o dobro. Assim, uma dose na entrada duas vezes mais baixa produzirá a mesma quantidade de ruído na imagem final e um mais alto DQE resultará uma imagem de melhor qualidade. Portanto, para se obter uma boa imagem com ótimo contraste e reprodução de detalhes com baixo ruído, deve-se considerar um sistema com mais alto DQE possível. Para os sistemas mamográficos, a medida do DQE é de extrema importância, já que a dose utilizada no

exame das mamas é um parâmetro muito importante para se definir a segurança e a confiabilidade do procedimento.

O cálculo do DQE , em função da frequência espacial, pode ser feito a partir da determinação da MTF , da curva sensitométrica e do NPS do sistema de imagem (ALBUQUERQUE, 2001). Com isso, tem-se a medida de um parâmetro que permite estabelecer um padrão de qualidade desejável para cada equipamento radiológico, com estimativa da qualidade da imagem produzida e da segurança técnica do diagnóstico (HART e SMITH, 1992) e (WORKMAN e BRETTLE, 1997).

Assim, a avaliação de um sistema de imagem mamográfica pelo DQE permite a otimização dos valores de doses estabelecidos como referência e pode permitir uma redução da exposição à radiação pelo paciente durante o exame radiológico.

O DQE pode ser definido como a normalização do ruído quadrático equivalente (NEQ , de *noise equivalent quanta*) na imagem de saída em função do número de quanta incidente por área de detecção. A obtenção do NEQ é definida pela relação entre o fator gama (γ), a MTF e o NPS , conforme mostra a Equação (6.1).

$$NEQ(v) = \frac{(\gamma \cdot \log_{10} e)^2 \cdot MTF(v)^2}{NPS(v)} \quad (6.1)$$

Assim, a partir da obtenção do NEQ é possível calcular diretamente o DQE utilizando a Equação (6.2).

$$DQE(v) = \frac{NEQ(v)}{\Phi} = \frac{(\gamma \cdot \log_{10} e)^2 \cdot MTF(v)^2}{\Phi \cdot NPS(v)} \quad (6.2)$$

Sendo Φ a fluência total dos fótons do espectro de emissão de radiação após a interação com um material absorvedor. Pode-se estimar a fluência dos fótons diretamente a partir do espectro de radiação de um equipamento radiológico utilizando a Equação (6.3) (HANAM, 1992).

$$\Phi = \int_0^{\infty} \Psi(h\nu) \cdot \frac{\mu}{\rho}(h\nu) \partial h\nu \quad (6.3)$$

na qual Ψ representa a fluência dos fótons por energia (espectro de radiação) e μ/ρ é o coeficiente de atenuação em massa em função da energia do material atenuador utilizado.

6.3 – Revisão da literatura.

Nessa seção será feita uma breve revisão da literatura sobre estudos prévios utilizando os parâmetros de qualidade da imagem empregados nesse trabalho de forma a estabelecer uma visão atual do estado da arte referente às mais novas metodologias desenvolvidas.

Mesmo sendo um método antigo, a medida das dimensões do ponto focal utilizando uma câmera de fenda continua sendo a metodologia mais usual para obtenção desse parâmetro tão importante relativo à resolução espacial de equipamentos radiográficos (BRANDFORD *et al.*, 1999), (ANN-KATHERINE *et al.*, 2005), (KYPRIANOU *et al.*, 2005) e (LAZZARI *et al.*, 2007).

Ainda relacionado à avaliação da resolução espacial a utilização dos métodos das funções de transferência tomou proporções acima das expectativas, visto que, apesar de ser um método complexo para ser aplicado, os seus resultados proporcionam uma análise completa da nitidez da imagem, podendo ser aplicado para medir não somente a resolução do aparelho mas também a resolução proporcionada pelo próprio sistema de aquisição. Além disso, a *MTF* é um importante parâmetro para comparação entre equipamentos (MAIDMENT e ALBERT, 2003),

(HOHEISEL *et al.*, 2004), (NEITZEL *et al.*, 2004), (ANN-KATHERINE *et al.*, 2005) e (MONNIN *et al.*, 2007).

Outro fator largamente estudado no âmbito da formação de imagens radiográficas é a influência do ruído na qualidade da imagem. Diversos fatores são citados na literatura como bons descritores de ruído, no entanto, medidas indicativas da densidade espectral de ruído *NPS* são largamente utilizadas para avaliar e comparar a quantidade de ruído presente em imagem (SAUNDERS *et al.*, 2005), (MONNIN *et al.*, 2006) e (MONNIN *et al.*, 2007).

Por fim, dentre todos os parâmetros atuais de qualidade da imagem o que sobressai é o *DQE*. Além de realizar comparações entre sistemas diferentes, o *DQE* também é utilizado para avaliar a qualidade do equipamento como um todo, levando em consideração a resolução espacial, o contraste e o ruído. Além de todos esses fatores o *DQE* ainda permite uma informação única que nenhum outro parâmetro citado sozinho pode fornecer que é dado pela relação entre a dose utilizado no exame e a segurança radiológica da prática (DAVIDSON *et al.*, 2003), (SAUNDERS *et al.*, 2005), (KYPRIANOU *et al.*, 2005), (MONNIN *et al.*, 2006), (SAMEI *et al.*, 2006), (MONNIN *et al.*, 2007) (GHETTI *et al.*, 2008) e (HAJDOK *et al.*, 2008).

CAPÍTULO 7

Materiais e Métodos

7.1 – Considerações iniciais.

Nesse capítulo serão abordados os procedimentos práticos e as metodologias desenvolvidas para obtenção dos três principais parâmetros de qualidade da imagem recomendados pelo *ICRU*, os quais já foram apresentados nos capítulos anteriores. Assim, o presente projeto de pesquisa fornece subsídios para uma análise completa da resolução espacial, pelo método das funções de transferência (*MTF*), da resolução de níveis de cinza, pela curva sensitométrica, e o ruído, pelo espectro de potência do ruído (*NPS*). Além disso, a esse trabalho também foi incorporada a medida do *DQE*, a qual fornece uma análise conjunta dos três parâmetros citados, levando em consideração a segurança do exame. Para todos os parâmetros físicos calculados foram realizadas uma análise estatística de propagação erros, fornecida pelo estudo da incerteza no processo de medidas.

Para realizar as análises propostas, foram desenvolvidos vários objetos simuladores, os quais permitiram a obtenção de imagens padronizadas. Para avaliar as imagens adquiridas, foi elaborado um sistema computacional, que se utiliza de técnicas de processamento de imagens

digitais para obter os parâmetros necessários para o cálculo do DQE . Dessa forma, algoritmos desenvolvidos foram posteriormente implementados em linguagem de programação Java utilizando, em muitos casos, métodos da API *Java Advanced Imaging (JAI)*. Para essa implementação foi utilizado a ferramenta NetBeans IDE 6.7.1, a qual permitiu construir interfaces gráficas de modo prático.

7.2 – Método computacional para determinação da MTF

Como já demonstrado no capítulo 3, existem vários fatores que tornam a aplicação prática dos métodos das funções de transferências, de certa forma, complexa. Além do processo de alinhamento com o feixe central, o procedimento de revelação dos filmes e a varredura densitométrica (com um microdensitômetro) consomem um grande tempo para serem realizados. Outro problema que pode ser citado é a necessidade de linearização da imagem, pois as películas radiográficas não respondem de forma linear a exposição.

Nos sistemas radiológicos a linearidade é mantida somente até a formação do feixe de radiação que contém a imagem latente. A transformação da imagem latente em densidades ópticas no filme radiográfico é um processo não linear, sendo necessária, portanto, uma “linearização” do sistema radiográfico para que a propriedade seja garantida. Isto pode ser feito considerando a exposição efetiva de raios X que atinge o filme em vez da sua densidade óptica. Para essa conversão, geralmente utiliza-se a curva sensitométrica do filme radiográfico (ROSSMANN, 1969).

Além disso, a propriedade de invariância também não ocorre em sistemas radiográficos quando considerada toda a extensão do campo, devido à geometria de exposição, que faz com que a projeção do ponto focal, e conseqüentemente a resolução espacial do sistema radiográfico varie de acordo com a posição do objeto no campo (DOI, 1977). Assim, o plano-imagem deve ser dividido em diversas regiões invariantes, onde a projeção do ponto focal não varie

significativamente, e aplicar o método das funções de transferência em cada uma dessas regiões, garantindo, portanto, a condição de invariância espacial.

Nesse sentido, esse trabalho propõe uma metodologia mais simples para o cálculo da *MTF* utilizando um sensor *CCD* odontológico. Com isso, várias das etapas problemáticas do procedimento convencional podem ser eliminadas, como a revelação de filmes, o uso de um microdensitômetro e do sensitômetro e da linearização do sistema de registro.

O sensor utilizado para aquisição de imagens foi o *Visualix eHD Intraoral Sensor* (Figura 7.1) produzido pela *Gendex Dental System (Lake Zurich, Illinois)* que se utiliza da tecnologia *CCD* e uma tela cintilante de Iodeto de Césio (*CsI*) com a tecnologia de estruturas de micro colunas (*micro-columnar structure*). A placa é de aquisição direta via porta *USB*, possui dimensão de 37,5 x 25,5 mm e 4096 níveis de cinza (12 bits). As imagens possuem matriz de pixel de 1590 x 1024 com resolução espacial (tamanho do pixel nominal) de 19,5 μm .

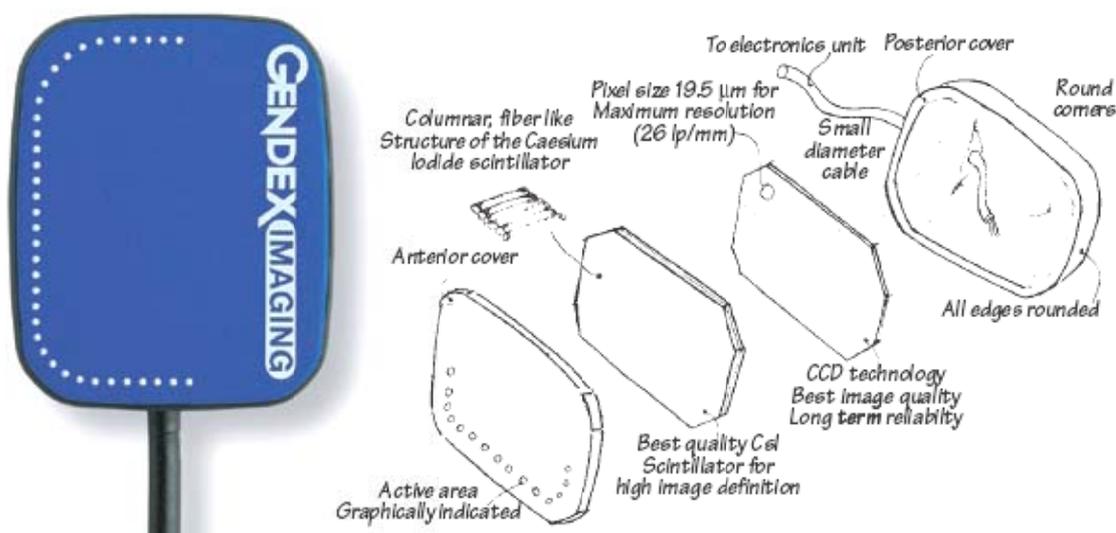


Figura 7.1 - Imagem do dispositivo e o esquema técnico do aparelho⁶

No entanto, para a aplicação dessa nova metodologia há necessidade que o sensor responda de forma linear aos níveis de exposição. Portanto, foi desenvolvido um estudo prático para validar as características nominais do sensor permitindo, dessa forma, comprovar sua

⁶Disponível em: http://www.gendex.com/Us/products/digital_imaging/visualix/ehd.asp?navid=550868&lan=Us. Acessado em: 10/09/08

linearidade, o tamanho do seu pixel e ainda avaliar o nível ruído digital acrescido a imagem. Todos os procedimentos de validação dessas características serão descritos no capítulo 8.

Como já descrito no capítulo 3, a obtenção da *MTF* pode ser feita diretamente da imagem da projeção do ponto focal adquirida através de uma câmera de fenda ou orifício (*pinhole*). A câmera de fenda utilizada foi a *Single Slit Camera 07-624-1000* da *Nuclear Associates* (Figura 7.2). A fenda possui $(10\pm 1)\mu\text{m}$ de largura e $(5,5\pm 0,1)\text{mm}$ de comprimento, sendo fabricada em tungstênio com espessura de 1,5 mm.

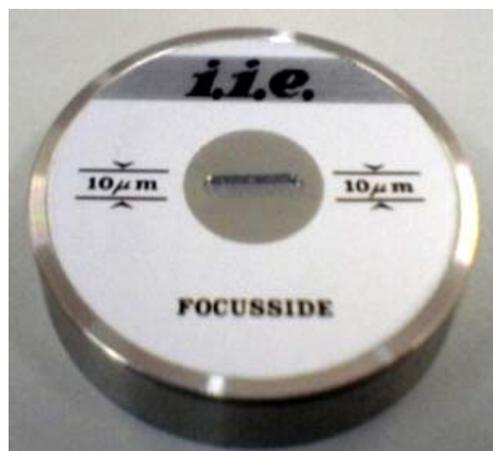


Figura 7.2 - Câmera de fenda utilizada na obtenção das imagens de projeção do ponto focal

A câmera de orifício utilizada é o *Pinhole Assembly* modelo 07-617 da *Nuclear Associates*. Esse *pinhole* possui um diâmetro de $(75\pm 0,5)\mu\text{m}$ com altura de 1,5 mm, conforme ilustrado na Figura 7.3.

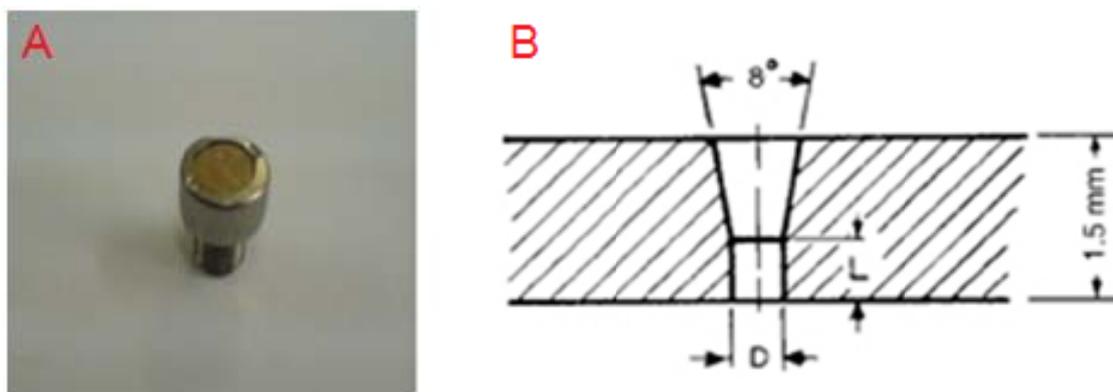


Figura 7.3 - A) Imagem do dispositivo de câmera de orifício. B) Esboço das especificações técnicas do dispositivo.

Para aquisição das imagens da projeção do ponto focal foi construída uma mesa suporte para o posicionamento da câmara de fenda ou de orifício e do sensor *CCD* no campo de radiação. Essa mesa de suporte consiste em uma base de alumínio com dimensões de 190 x 220 mm. Nessa região é possível conectar dois suportes para o sensor, os quais o permitem deslocar nas duas direções, aumentando significativamente sua área de aquisição. Além disso, o dispositivo foi projetado de uma maneira que houvesse a possibilidade de inserir um cassete radiográfico para obtenção da projeção do ponto focal em filme. Na parte superior da mesa está fixado um quadrado de alumínio de 200 x 200 mm, onde pode ser colocada a câmara de fenda ou de orifício. O quadrado superior é fixado na base por quatro hastes de altura variável. Essa mesa garante que a câmara de fenda ou de orifício e o sensor fiquem perfeitamente alinhados e paralelos entre si. Além disso, a distância entre eles pode ser variada utilizando as hastes móveis de suporte e, dessa forma, pode-se alterar a magnificação radiográfica em que a imagem da projeção do ponto focal é obtida sem comprometer o alinhamento e o paralelismo. Figura 7.4 demonstra uma imagem da mesa de suporte desenvolvida.

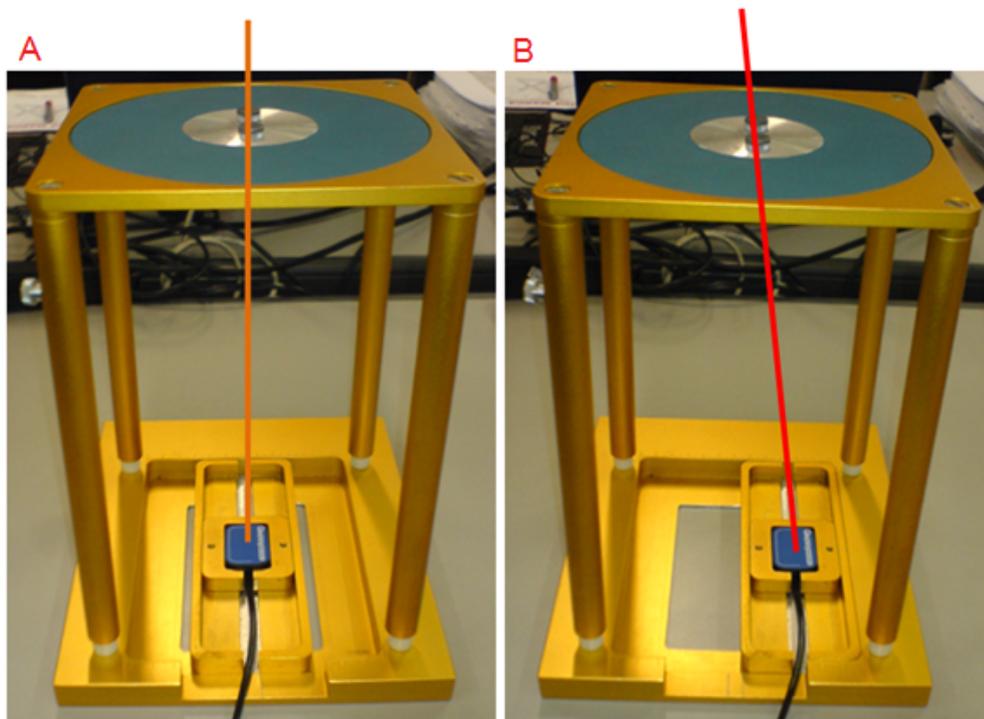


Figura 7.4 – Mesa suporte construída para o posicionamento da câmara de fenda ou de orifício e do sensor *CCD* odontológico para medida da *MTF* de equipamentos mamográficos. A imagem em (A) mostra um feixe incidindo perpendicularmente ao sensor e na imagem (B), a incidência de um feixe em ângulo.

A obtenção da função de espalhamento de linha (*LSF – Line Spread Function*) a partir da projeção do ponto focal pelo método da fenda ou *pinhole* é computacionalmente simples. Primeiramente, deve-se obter a imagem da projeção do ponto focal. No caso da utilização da fenda há necessidade de duas exposições, sendo com a câmara de fenda posicionada paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo. No caso da utilização do *pinhole*, apenas uma exposição é necessária, visto que, a imagem do *pinhole* já possui a distribuição de intensidade em ambas as direções. As imagens radiográficas digitais obtidas com o sensor *CCD* para cada uma das direções da fenda ou *pinhole* possuem um padrão em níveis de cinza como demonstrado na Figura 7.5.

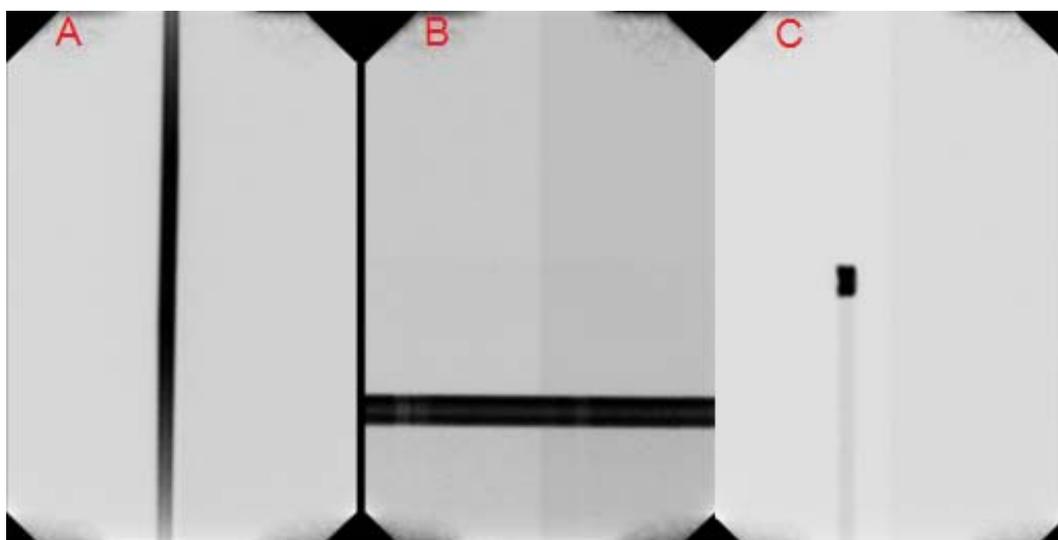


Figura 7.5 - Imagens digitais obtidas com o sensor *CCD* e a câmara de fenda colocados na mesa suporte posicionada no centro do campo, nas direções paralela (A) e perpendicular (B) ao eixo catodo-anodo. Em (C) está representado a imagem da projeção do ponto focal utilizando *pinhole*.

A distribuição de intensidade apresentada pelas duas imagens da fenda (A) e (B), ou ainda as distribuições em ambas as direções apresentadas pelo *pinhole* (C), permitem calcular a função de espalhamento de linha (*LSF*) do sistema mamográfico. O princípio de obtenção da *LSF* consiste em uma varredura nas direções paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo, isso vale para ambos os métodos citados. A varredura proporciona que toda a distribuição de intensidade fique armazenada em um vetor. Inicialmente o vetor deve conter somente a distribuição de intensidade dada pelos níveis de cinza analisados em função da posição do vetor. Posteriormente, esse vetor deve ser analisado utilizando o método *Full Width at Half Maximum (FWHM)*.

O método *FWHM* é o método mais utilizado para avaliar o tamanho do ponto focal de aparelhos de radiodiagnóstico (THOMPSON *et al.*, 1994). Esse método consiste em considerar como tamanho do ponto focal a largura da *LSF* medida na metade da sua altura máxima (THOMPSON *et al.*, 1994), (TANG *et al.*, 1995) e (RONG *et al.*, 2003). O significado físico da *FWHM* é a mínima separação necessária entre dois pontos de modo que estes sejam resolvíveis sem a presença de ruído. Dessa forma, isso indica uma medida de resolução espacial do sistema de imagem, pois, quanto maior a *FWHM* da *LSF* do sistema, pior sua resolução espacial (WOLBARST, 1993), (BARRET E SWINDELL, 1981), (HART E SMITH, 1992). A Figura 7.6 mostra uma *LSF* obtida a partir da varredura da imagem da projeção do ponto focal obtida com uma câmara de orifício e o tamanho do ponto focal obtido com o método *FWHM*.

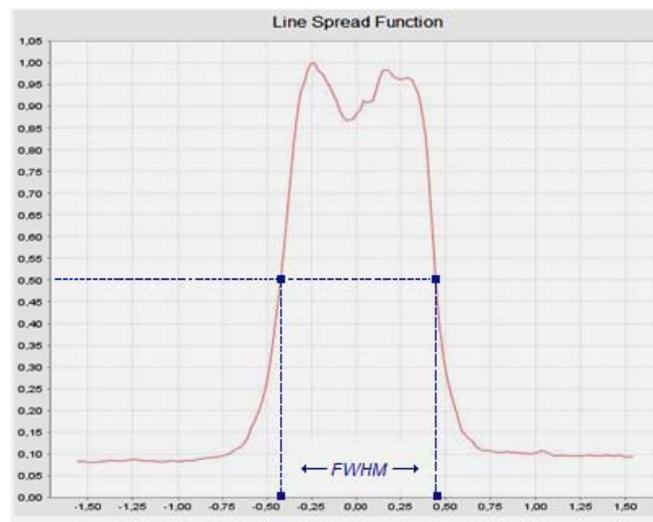


Figura 7.6 - *LSF* e o tamanho do ponto focal pelo método *FWHM*.

Assim, através do método *FWHM* é possível obter o centro da distribuição. Considerando o centro da distribuição devem-se ajustar as posições dadas pelo vetor em função da distância do centro. Multiplicando-se a coordenada do *pixel* pela resolução espacial do sensor, convertendo a distância entre cada ponto do vetor em milímetros. Por fim os níveis de cinza devem ser normalizados. Dessa forma é possível obter a *LSF*. Para calcular a *MTF* do sistema deve-se aplicar a transformada discreta de Fourier na curva dada pela *LSF*. A transformada discreta de Fourier é dada por:

$$f(v) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} f(x) \exp \left[-\frac{j2\pi vx}{N} \right] \quad (7.1)$$

O resultado obtido aplicando a Equação (7.1) sobre a curva da *LSF* é uma função complexa chamada de função de transferência óptica (*OTF*), dada por um vetor que contém a parte real e outro com a parte imaginária da função. A *MTF* corresponde ao módulo da *OTF*, calculado a partir da Equação (7.2).

$$MTF(v) = \sqrt{f_R(v)^2 + f_I(v)^2} \quad (7.2)$$

onde;

$f_R(v)$ representa a parte real dada pela *OTF*.

$f_I(v)$ representa a parte imaginária dada pela *OTF*.

A Figura 7.7 a seguir ilustra a tela do sistema de cálculo da *MTF* desenvolvido nesse trabalho.

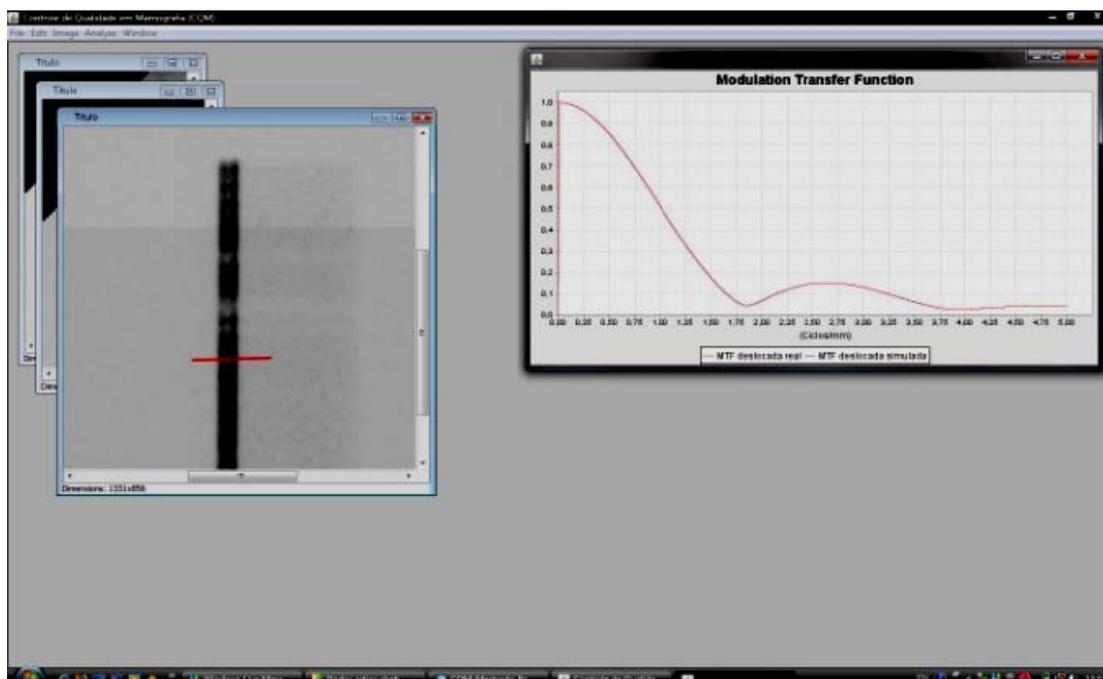


Figura 7.7 - Tela do programa desenvolvido para o cálculo da *MTF* a partir da varredura da imagem da fenda.

A partir do cálculo da MTF no centro do campo, é possível determinar a MTF do sistema em qualquer outra posição, a partir das equações geométricas da característica de campo propostas por Doi (DOI, 1977). À medida que se afasta do centro do campo, a projeção do ponto focal na direção paralela ao eixo catodo-anodo varia por um fator k , que pode ser calculado pela Equação 7.3 a seguir. Na direção perpendicular, a projeção do ponto focal não varia.

$$k = 1 + \cot \alpha \cdot \left(\frac{Un_n}{DFI} \right) \quad (7.3)$$

onde, Un_n é a distância ao centro do campo, DFI é a distância do ponto focal ao sensor CCD e α o ângulo de inclinação do anodo.

Assim, a partir da imagem obtida no centro do campo, o programa desenvolvido calcula a MTF em qualquer outra posição desejada atribuindo o fator escala k na LSF ($LSF' = k \cdot LSF$) calculada na região central e posteriormente aplicando a transformada discreta de Fourier. Com isso, pode-se aplicar o método das funções de transferência aos equipamentos mamográficos utilizando o algoritmo proposto, de forma mais simples e rápida, obtendo-se assim uma avaliação completa da resolução espacial do sistema de imagem radiográfica. Partindo de uma imagem digital da projeção do ponto focal no centro do campo, obtida com uma câmara de fenda e um sensor CCD odontológico, o sistema é capaz de gerar rapidamente a MTF completa do sistema (no centro do campo ou em qualquer outra posição).

7.2.1 – Alinhamento com o feixe central

Para garantir a propriedade da invariância espacial ao método das funções de transferência, a imagem da projeção do ponto focal e a medida da MTF devem ser obtidas inicialmente no centro do campo. No entanto, é justamente a etapa de alinhamento que acaba, muitas vezes, se tornando a mais difícil de ser realizada e a que necessita de mais tempo para ser

cumprida, devido à dificuldade prática do procedimento (TANG *et al.*, 1995) (RONG *et al.*, 2003).

Na prática para executar esse alinhamento é utilizado um dispositivo de verificação de alinhamento (*DVA*) da *Nuclear Associates (Cardianl Health, Cleveland, EUA)* pertencente ao kit de avaliação de ponto focal modelo *Multipurpose Focal Spot/HVL Test Stand 07-622*. Esse dispositivo é composto por uma peça cilíndrica de acrílico que em seu interior contém cinco esferas de tungstênio, sendo quatro delas posicionadas na parte inferior do cilindro, de modo a formar um quadrado, e a outra posicionada na parte superior, exatamente no centro do quadrado formado pelas quatro esferas inferiores. A disposição das esferas no dispositivo é ilustrada na Figura 7.8.

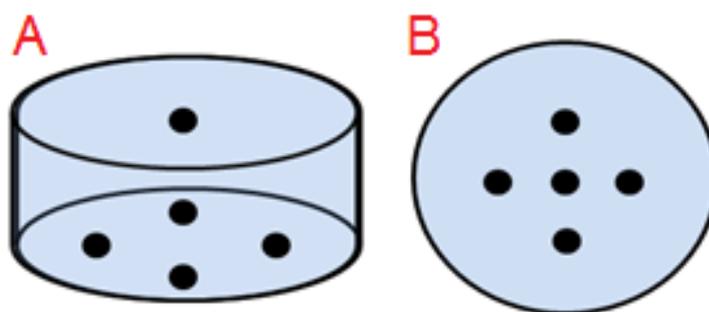


Figura 7.8 – (A) Disposição das esferas no dispositivo de verificação de alinhamento (*DVA*). (B) Quando posicionado no centro do campo, a imagem desse dispositivo mostra a esfera central exatamente no centro do quadrado formado pelas outras quatro esferas inferiores.

Normalmente o procedimento de alinhamento do feixe central é realizado através de uma análise visual, tornando o método totalmente subjetivo, o que pode ocasionar erros na medida. Além disso, originalmente, esse dispositivo foi desenvolvido para ser utilizado com filmes radiográficos. A cada posicionamento, era necessário obter uma imagem, revelar o filme, verificar o alinhamento e reposicionar a mesa, até que o centro do feixe fosse encontrado. Todo esse processo era muito demorado e exigia uma perda muito grande de filmes.

Uma alternativa a esse processo é o de usar uma tela intensificadora no lugar do filme. Com as luzes apagadas, durante a exposição, é possível ver a imagem das esferas na tela intensificadora e prever o alinhamento correto do sistema. Apesar de evitar a perda desnecessária

de filmes radiográficos, o processo de alinhamento ainda era muito mais difícil, pois o tempo de exposição é geralmente bem curto (menos de um segundo) e o brilho na tela fluorescente nem sempre era suficiente para se visualizar a imagem com a disposição das esferas.

Com esse dispositivo colocado na parte superior da mesa suporte e o sensor *CCD* fixado na parte inferior, é possível obter uma imagem que identifica se a mesa está alinhada com o centro do campo ou não. Na imagem obtida, a posição da esfera superior em relação ao quadrado formado pelas quatro esferas inferiores mostra o posicionamento da mesa no campo em relação ao feixe central (Figura 7.9). Quando a mesa está perfeitamente alinhada com raio central do feixe, a imagem obtida mostra a esfera superior exatamente no centro do quadrado formado pelas quatro esferas inferiores.

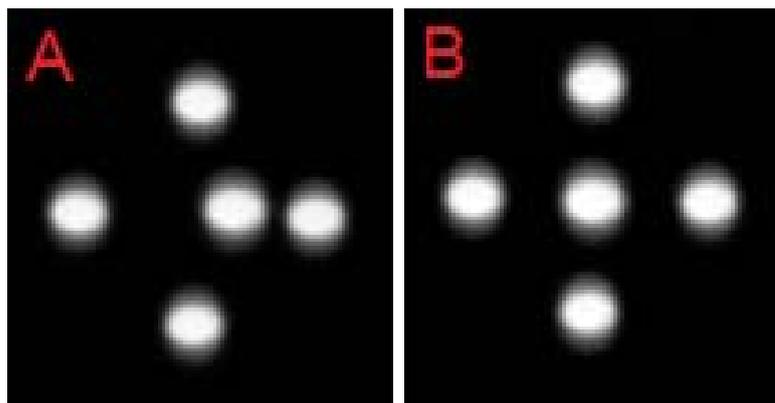


Figura 7.9 - Imagem do dispositivo de alinhamento obtida com o sensor *CCD*. (A) imagem obtida com a mesa desalinhada; (B) imagem obtida com a mesa perfeitamente alinhada com o raio central do feixe.

Assim, utilizando o sensor *CCD* odontológico, o processo tornou-se mais simples e rápido. A cada exposição, a imagem das esferas é visualizada na tela do microcomputador portátil em alguns segundos, e o posicionamento pode ser verificado sem o gasto de filmes. Entretanto, a análise da imagem nesse processo continuava sendo subjetiva, ou seja, o usuário analisava a imagem na tela do microcomputador e definia se a mesa estava alinhada ou não, de acordo com a posição das esferas.

Para tornar esse método mais preciso e menos subjetivo ao próprio observador, esse trabalho propôs uma metodologia para determinar automaticamente o posicionamento da mesa

no centro do campo a partir de imagem do DVA. A partir da imagem radiográfica digital das esferas (Figura 7.9), calcula-se uma função de espalhamento bidimensional para cada uma delas. Considerando os pontos de máximo da função de espalhamento de cada uma das esferas, calcula-se sua coordenada (o valor correspondente ao *pixel* de máxima intensidade a partir de duas varreduras - horizontal e vertical). Dessa forma, é possível calcular a coordenada central de cada projeção com boa precisão, conforme ilustra a Figura 7.10.

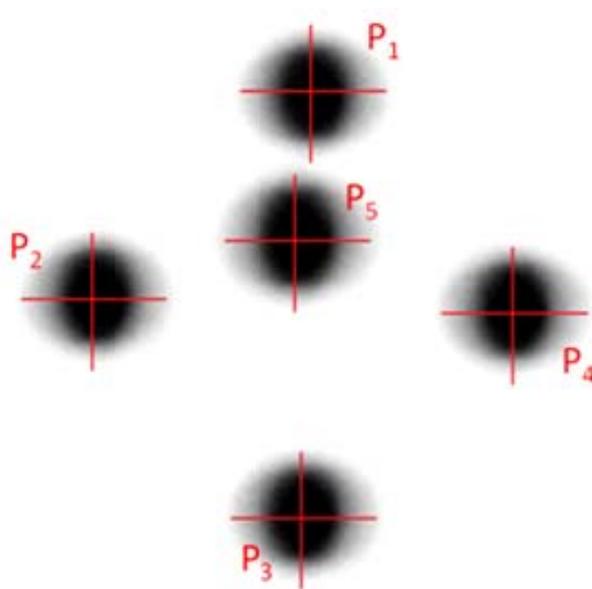


Figura 7.10 - Ilustração do processo de obtenção dos centros das esferas para o cálculo da distância entre elas.

Dessa forma, a partir da imagem das projeções das esferas é possível calcular computacionalmente a magnificação (m) e a distância foco-imagem (DFI) com certa precisão. Para isso, primeiramente deve-se determinar a distância entre os pontos complementares das esferas inferiores (que formam um quadrado), ou seja, a distância entre as coordenadas dos pontos (P_1 e P_3) e entre os pontos (P_2 e P_4) demonstrados na Figura 7.10 multiplicada pelo tamanho do pixel do sensor. A magnificação (m) é determinada calculando-se a relação dada pela distância real entre as esferas adjacentes do dispositivo de verificação de alinhamento e o respectivo tamanho projetado na imagem, conforme Equação (7.4). O algoritmo computacional determina a magnificação radiográfica em ambas as direções e calcula a média entre elas.

$$m = \frac{d_i}{d_r} \quad (7.4)$$

onde;

d_i corresponde à distância em milímetros entre os pontos complementares na imagem.

d_r refere-se a distância real entre as esferas adjacentes no dispositivo (3,0 mm)

Na aquisição da imagem das esferas, a *DOI* pode ser determinada medindo-se a distância entre a parte superior da mesa suporte (onde está posicionado o dispositivo de alinhamento) à base da mesa (onde está posicionado o sensor *CCD*). Para isso, pode-se utilizar qualquer instrumento de medida, como por exemplo, uma fita métrica ou uma régua, desde que estejam devidamente graduadas e calibradas. Partindo dessas informações, é possível determinar a distância do ponto focal ao campo de radiação (*DFI*) a partir da Equação (7.5).

$$DFI = DOI + \left(\frac{DOI}{m - 1} \right) \quad (7.5)$$

onde, *DFI* é a distância foco-imagem, *DOI* é a distância objeto-imagem medida e *m* é a magnificação calculada a partir das projeções das esferas utilizando a Equação (7.4).

A localização da mesa suporte no campo de radiação, em relação ao raio central do feixe, também pode ser calculada a partir da imagem da projeção das esferas obtida com o *DVA*. A posição da esfera central, na imagem (mostrada na Figura 7.8 e Figura 7.10) em relação as outras quatro esferas inferiores depende da posição, em relação ao raio central do feixe, que o dispositivo foi posicionado. A Figura 7.11 a seguir ilustra a geometria de exposição no processo de formação da imagem do dispositivo de verificação de alinhamento.

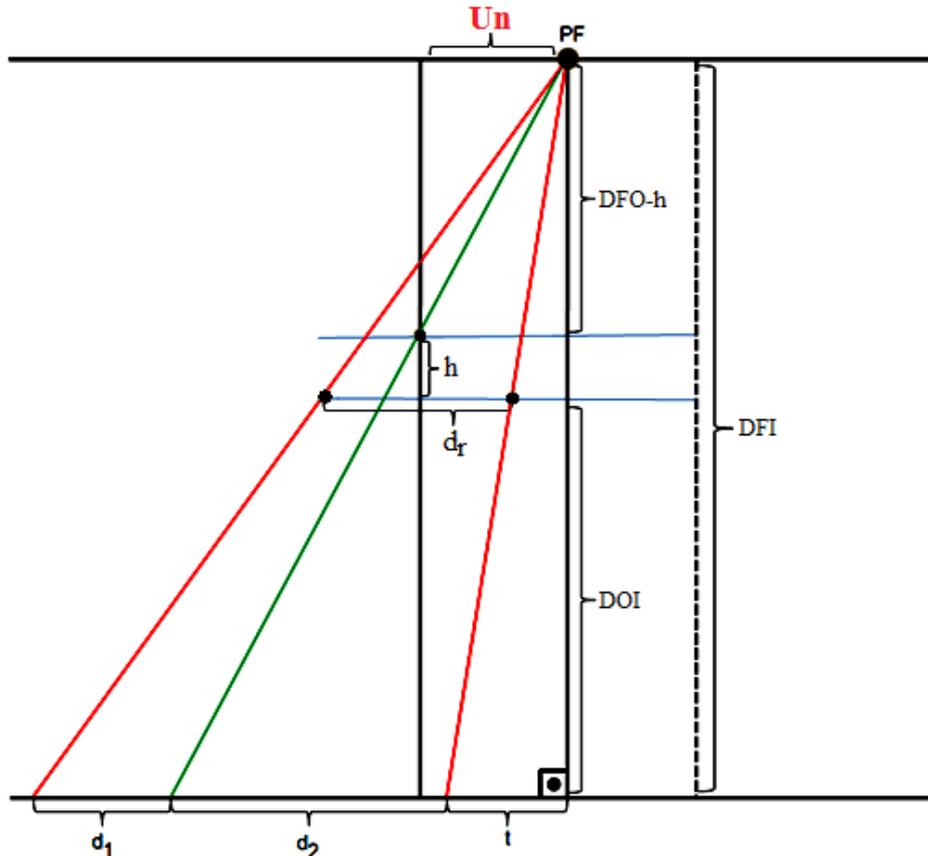


Figura 7.11 - Demonstração do cálculo geométrico proposto para aferir o deslocamento do conjunto em relação ao raio central do feixe de raios X

Para a determinação da posição relativa da mesa suporte ao centro do campo (Un), deve-se primeiramente calcular uma segunda magnificação, relativa à esfera central, que não está no mesmo plano que as outras quatro esferas inferiores, conforme ilustra a Figura 7.8. No dispositivo, a esfera superior está a uma distância h do plano que contém as quatro esferas inferiores. Essa magnificação é expressa como m' , pode ser calculada a partir da Equação (7.6):

$$m' = \frac{m}{1 - \left[\frac{h \cdot (m - 1)}{DOI} \right]} \quad (7.6)$$

onde,

m é a magnificação radiográfica

h refere-se a distância entre os planos das esferas (nesse caso, 12 mm)

DOI expressa a distância objeto-imagem

O esquema da Figura 7.11 representa a disposição geométrica de todos os parâmetros necessários para o cálculo da distância Un do dispositivo ao centro do campo. As medidas representadas por d_r e b são referentes ao *DVA* da *Nuclear Associates* (3 e 12 mm respectivamente). As distâncias d_1 e d_2 representam a distância, na imagem radiográfica digital obtida com o sensor *CCD*, da coordenada da esfera central com as esferas adjacentes. Dessa forma, $([d_1 + d_2] / d_r)$ representa a magnificação radiográfica m .

As distâncias d_1 e d_2 podem ser aferidas na imagem projetada do dispositivo a partir da detecção da coordenada do centro das esferas (ponto de máxima intensidade) e do cálculo da distância entre elas. Multiplicando a distância (em *pixels*) pelo tamanho do *pixel* do sensor ($19,5 \mu m$), é possível determinar d_1 e d_2 . Nesse trabalho para cada uma das distâncias foram levantadas as funções de espalhamento de linha (*LSF*) e seus centros foram calculados.. Assim, obtendo todas essas informações anteriores é possível, automaticamente, determinar a distância Un que o sistema de medida está do raio central do feixe, utilizando a Equação (7.7), obtida a partir da análise geométrica do processo de aquisição da imagem radiográfica ilustrada na Figura 7.11.

$$Un = \frac{d_2 - \left(\frac{m \cdot d_r}{2}\right)}{m' - m} = \frac{\left(\frac{m \cdot d_r}{2}\right) - d_1}{m' - m} \quad (7.7)$$

onde,

Un é a distância da mesa suporte ao centro do campo na direção x

d_1 e d_2 são as distâncias entre as esferas periféricas e a esfera central na imagem (Figura 7.11)

m é a magnificação radiográfica relativa ao plano que contém as 4 esferas inferiores

d_r é a distância entre as esferas adjacentes inferiores no dispositivo de alinhamento

m' é a magnificação radiográfica relativa ao plano que contém a esfera central

A posição relativa da mesa no plano-imagem em relação ao centro do campo na outra direção (Un no eixo y) pode ser calculada de forma análoga, considerando as outras duas esferas adjacentes. Com isso, o processo de alinhamento tornou-se objetivo e automático, por meio de um procedimento muito mais simples e rápido do que o método tradicional. Após a primeira exposição, o algoritmo computacional calcula rapidamente a posição relativa da mesa no campo (Un em x e y) e fornece ao usuário o quanto a mesa deve ser deslocada para que ela fique alinhada com o raio central do feixe. Após o alinhamento manual, deve-se obter mais uma imagem das esferas para verificação. Todo o processo é rápido e simples, sem a necessidade do uso de filmes radiográficos ou telas intensificadoras, e sem os erros intrínsecos ao alinhamento subjetivo, apresentando como único inconveniente ser um processo de alinhamento manual.

7.2.2 – Medida do ponto focal sem a necessidade de alinhamento.

O tamanho do ponto focal é um dos parâmetros que devem ser avaliados periodicamente nos programas de controle de qualidade. É considerado um parâmetro de extrema importância, principalmente em mamografia, por estar diretamente relacionado com a resolução espacial do sistema de imagem. Existem vários métodos para a avaliação deste parâmetro, e em todos eles há necessidade de alinhamento com feixe central devido à característica de campo (RONG *et al.*, 2003).

De acordo com as equações de geometria de exposição e característica de campo é possível calcular a dimensão das projeções do ponto focal em qualquer posição ao longo do campo, a partir da medida da projeção no centro e do ângulo de inclinação do anodo. Baseado nessas equações, a proposta aqui apresentada é a de efetuar uma metodologia inversa para obtenção da dimensão do ponto focal no centro do campo a partir da medida de duas projeções do ponto focal obtidas em qualquer outra posição do campo (DOI, 1977). Dessa forma, o

alinhamento, uma das etapas mais demoradas no processo, pode ser descartado, tornando a medida mais simples e rápida.

Primeiramente, foi necessário o desenvolvimento de um dispositivo que permitisse a obtenção de, no mínimo, duas projeções do ponto focal em qualquer posição do campo. As projeções devem ser obtidas a partir de uma câmara de orifício. Portanto, foi criada uma peça em alumínio recoberta por chumbo, o qual possui dimensões similares ao objeto de teste utilizado para verificação do alinhamento. A Figura 7.11 mostra uma imagem do dispositivo construído para a obtenção das imagens do ponto focal.

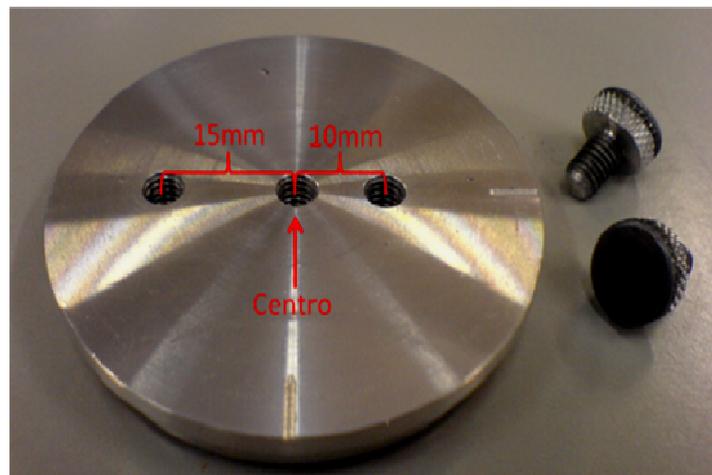


Figura 7.12 - Dispositivo criado para obtenção das projeções do ponto focal em diferentes áreas do campo.

A partir das imagens das projeções do ponto focal obtidas com o dispositivo construído (Figura 7.12), o algoritmo computacional desenvolvido calcula automaticamente a LSF e o tamanho do ponto focal pelo método $FWHM$ de cada uma das projeções.

No entanto, o tamanho obtido com o método $FWHM$ ainda não é o tamanho real do ponto focal do aparelho. Na prática, a formação da imagem utilizando uma câmara de orifício proporciona nela um borramento que acresce o tamanho da imagem. Esse borramento acrescentado na imagem é devido ao diâmetro d do *pinhole*. Assim, se a disposição da câmara de orifício é colocada a uma distância D_1 da fonte e D_2 do sistema de registro, a imagem do ponto focal será aumentada pela razão (D_1/D_2) além do tamanho da penumbra.

Nesse sentido, as especificações XR-5 do NEMA (NEMA, 1986) apresentam uma distinção entre o conceito da magnificação m e o fator de alargamento E . A magnificação m é descrita como o fator de ampliação relacionado à mudança proporcional nas dimensões de um objeto no plano-imagem. O fator de ampliação m é dado pela razão entre a distância foco- imagem (DFI) e a distância foco- objeto (DFO). Contudo, o fator de alargamento E é relacionado à mudança proporcional das dimensões do ponto focal efetivo no plano imagem. O fator de alargamento pode ser definido como a relação entre a distância objeto filme (DOI) e a distância foco-objeto (DFO). Essa definição pode ser utilizada para os métodos de medidas de projeções, utilizando câmara de fenda ou orifício, e pode ser descrita como:

$$F = \frac{FWHM - d \cdot (E + 1)}{E} \quad (7.8)$$

Na qual: $FWHM$ é o tamanho da distribuição medida pelo método $FWHM$, E é o fator de alargamento e d o diâmetro do orifício do *pinhole*.

As posições no campo de cada uma das projeções são conhecidas, pois podem ser calculadas a partir das imagens das esferas. Dessa forma, a partir das dimensões do ponto focal em regiões conhecidas no campo, é possível calcular o tamanho do ponto focal no centro do campo, por simulação computacional, a partir do equacionamento geométrico da característica de campo propostas por Doi (Doi, 1977). A Figura 7.13 a seguir ilustra esse processo.

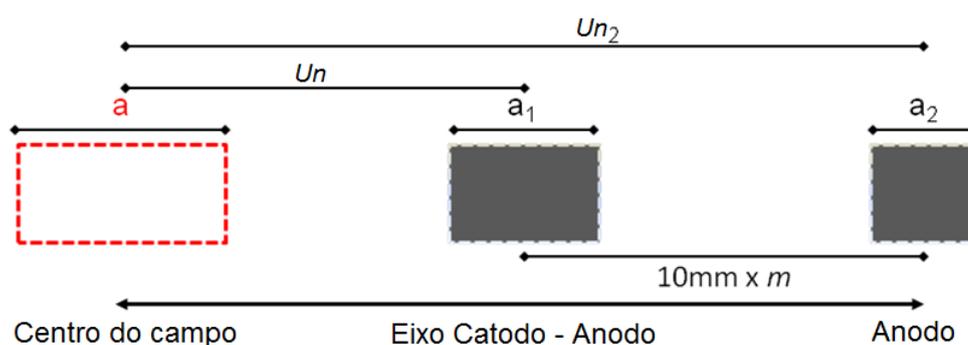


Figura 7.13 - Esboço das projeções do ponto focal obtidas com a câmara de orifício utilizando o dispositivo desenvolvido.

Na Figura 7.13, as dimensões a_1 e a_2 correspondem aos tamanhos do ponto focal em diferentes regiões do campo (calculadas pela Equação (7.8)) e a é a dimensão do ponto focal no centro do campo. A distância Un corresponde a distância do centro do campo em que a mesa está posicionada, calculada a partir da imagem das esferas. A distância entre as duas projeções pode ser determinada multiplicando-se a distância entre os orifícios do dispositivo desenvolvido com a magnificação radiográfica m . Dessa forma, a distância Un_2 é calculada somando-se Un com a distância entre as duas projeções.

O tamanho do ponto focal no centro do campo a , na direção paralela ao eixo catodo-anodo (em linhas pontilhadas na Figura 7.13) pode ser calculado a partir da imagem das duas projeções, obtidas em uma posição qualquer (portanto, sem a necessidade de um alinhamento prévio com o feixe central) utilizando a Equação (7.9) a seguir:

$$a = \frac{a_1 \cdot Un_2 - a_2 \cdot Un}{Un_2 - Un} \quad (7.9)$$

A outra dimensão do ponto focal no centro do campo, na direção paralela ao eixo catodo-anodo, pode ser calculada utilizando qualquer uma das projeções obtidas, já que ela é invariante espacialmente.

Adicionalmente, foi desenvolvido um método para se determinar o ângulo de inclinação do anodo do equipamento mamográfico, sem a necessidade de procedimentos invasivos ao tubo. O ângulo de inclinação do anodo é um parâmetro importante e também está diretamente relacionado com a resolução espacial do sistema de imagem, pois é essa inclinação que define o tamanho das projeções do ponto focal ao longo do campo. Além disso, para o cálculo da *MTF* em qualquer posição do campo o valor do ângulo do anodo é importante (Equação (7.3)). Apesar

de se tratar de uma medida fornecida pelo fabricante do equipamento, é impossível de ser aferida experimentalmente sem um procedimento invasivo. Dessa forma, a metodologia proposta é uma alternativa a esse problema e calcula o valor do ângulo de inclinação do anodo através de um método não invasivo.

A metodologia desenvolvida baseia-se na comparação dos tamanhos do ponto focal obtidos com o dispositivo mostrado na Figura 7.12 pelo método *FWHM* (já comentado anteriormente). Considerando a Equação (7.3), pode-se calcular a *LSF* em qualquer posição do campo a partir de uma medida no centro. Dessa forma, pode-se fazer o processo inverso, ou seja, calcular o ângulo de inclinação do anodo a partir de duas projeções do ponto focal em qualquer posição no campo, cuja obtenção já foi discutida anteriormente Figura 7.13.

Sabe-se que o tamanho da projeção do ponto focal sofre uma deformação k a medida que se afasta do centro do campo na direção do eixo catodo anodo. A projeção diminui à medida que se desloca para o sentido do anodo, e aumenta à medida que se desloca para o lado do catodo. A Figura 7.14 a seguir ilustra duas projeções do ponto focal e a variação entre elas.

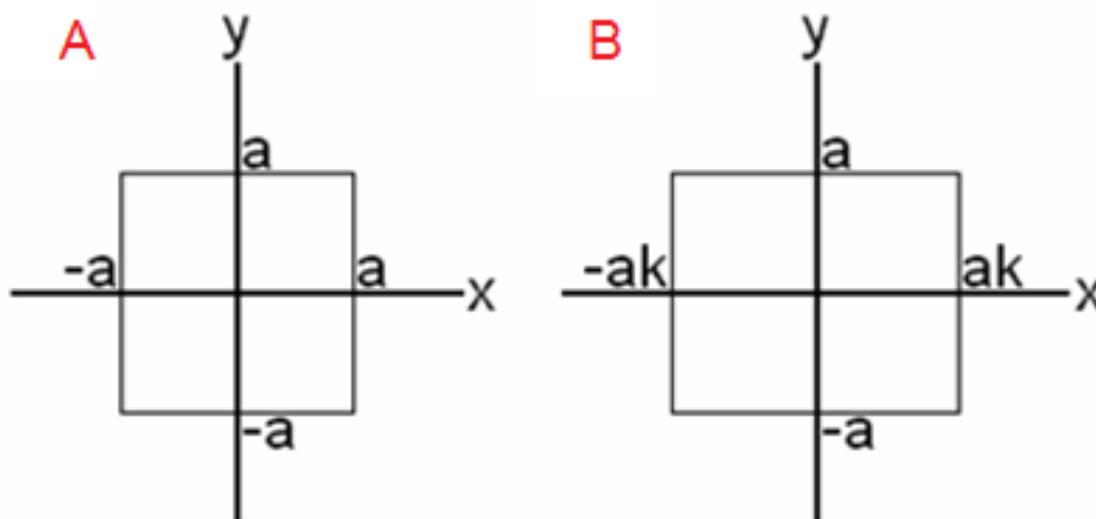


Figura 7.14 - (A) e (B) são esboços da proporção de aumento entre o ponto focal no centro do campo e sua projeção. (A) refere-se ao ponto focal no centro e (B) é sua projeção em algum lugar do campo de radiação no sentido do catodo.

Pode-se calcular o valor da constante k a partir da relação entre o tamanho do ponto focal no centro do campo, calculada através da Equação 7.3 e qualquer uma de suas projeções (Figura 7.14). A distância entre o ponto focal no centro do campo e a sua projeção também já foi calculada (Un ou Un_2 da Figura 7.13). Assim, o ângulo de inclinação do anodo pode ser calculado através da Equação (7.10):

$$\alpha = \arctan \left[\frac{Un_n}{(K - 1) \cdot DFI} \right] \quad (7.10)$$

onde DFI é a distância foco-imagem calculada pela Equação (7.5), k é a constante calculada pela relação do tamanho do ponto focal no centro do campo (a) e em uma de suas projeções (a_1 ou a_2), Un_n representa as distâncias Un ou Un_2 . A distância Un é utilizada quando k foi calculado utilizando-se a_1 e Un_2 quando k foi calculado utilizando-se a_2 e α é o ângulo de inclinação do anodo calculado.

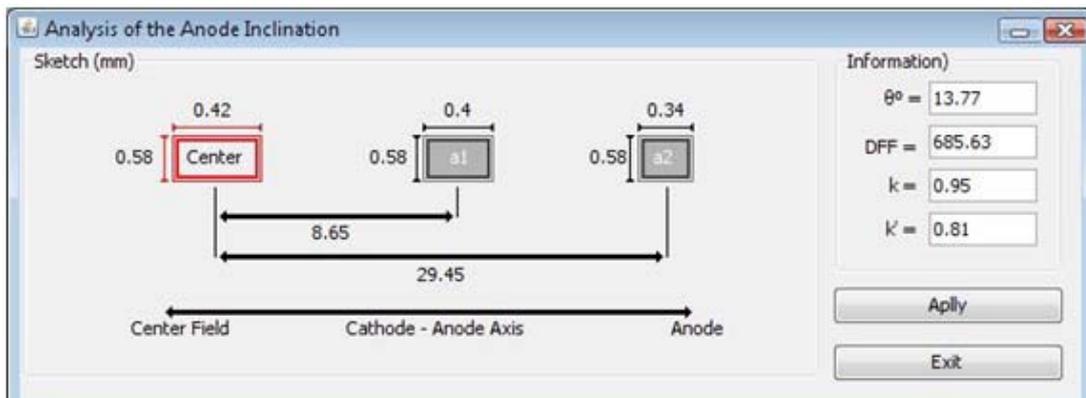


Figura 7.15 – Imagem do aplicativo computacional desenvolvido para o cálculo do ângulo de inclinação do anodo.

7.3 – Método computacional para determinação do NPS.

Para o cálculo do espectro de potencia do ruído (NPS) provocado por todas as etapas do processo de aquisição das imagens, foram adquiridas experimentalmente uma série de imagens uniformemente expostas aos raios X para cada equipamento avaliado. Para a aquisição das imagens

utilizou-se a mesma combinação écran/filme empregada normalmente nos exames mamográficos realizados no hospital onde cada mamógrafo estava instalado. Dessa forma, também levou-se em consideração o espalhamento produzido pelo sistema de registro (écran/filme ou sistema digital CR).

Para realização do cálculo automático do *NPS* em equipamentos mamográficos, foi desenvolvido nesse trabalho um aplicativo computacional capaz de analisar dados provenientes de um conjunto de imagens obtidas com um simulador de espalhamento. Para construção do simulador de espalhamento foram confeccionadas 8 placas de acrílico com as dimensões de 150 x 150 x 5 mm (comprimento x largura x altura) que quando sobrepostas alcançam a altura de 400 mm, simulando dessa forma a absorção (e o espalhamento) de uma mama comprimida de 4,0 cm. A Figura 7.16 a seguir demonstra o simulador desenvolvido.

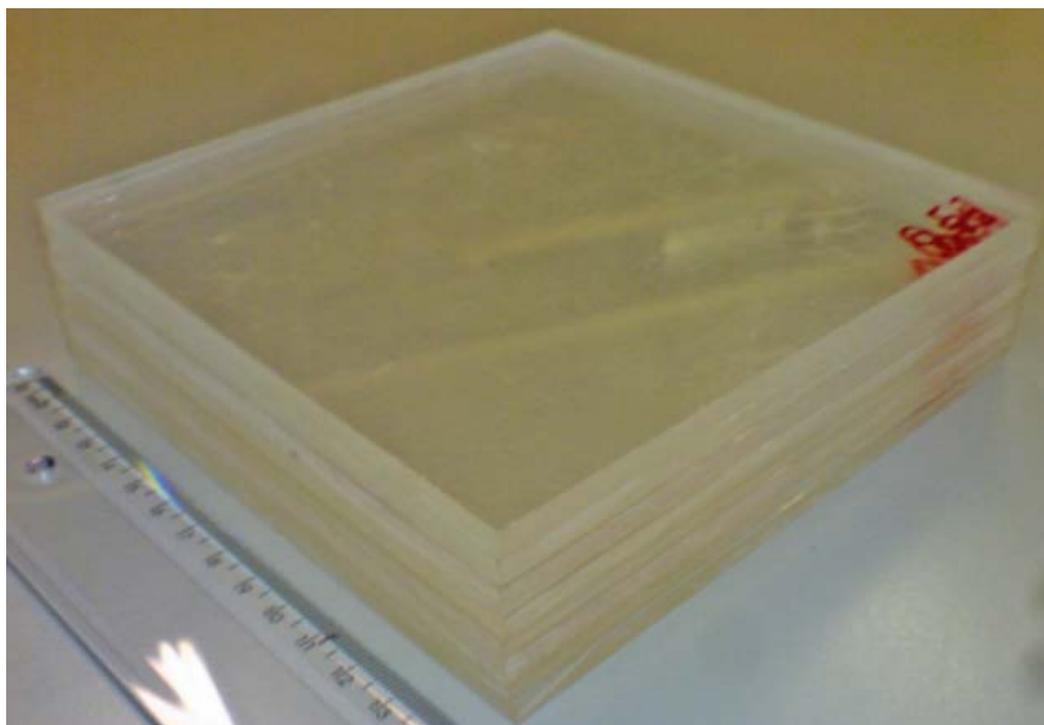


Figura 7.16 - Imagem do *phantom de espalhamento* construído para obtenção do *NPS*

Para a aquisição das imagens posicionou-se o simulador sobre a área central do campo e ao seu lado o sensor para leitura de doses. As leituras das doses foram obtidas com o uso do sistema *Barracuda* da *RTI Electronics*. Esse procedimento pode ser visualizado na Figura 7.17.



Figura 7.17 - Simulador *de espalhamento* posicionado no equipamento mamográfico para obtenção da imagem uniforme para o cálculo do *NPS*

Foi então realizada uma exposição utilizando o sistema de registro do próprio local de testes (digital e tela-filme, dependendo do equipamento utilizado). As exposições foram feitas para duas tensões de 24 e 28 kVp e variou-se o tempo de exposição e corrente no tubo (mAs) para obter exposições com diferentes valores de dose. Tomou-se como base a exposição realizada utilizando o “*Auto-Timer*” o que significa que o controle automático de exposição (*AEC, Automatic Exposure Control*) foi utilizado para gerenciar o tempo de exposição. Partindo dessa exposição alterou-se o valor do mAs de modo que fossem obtidos diferentes níveis de dose. Foram produzidas duas imagens para cada técnica selecionada para compor o espaço amostral para obtenção da figura de ruído.

As imagens obtidas foram posteriormente digitalizadas utilizando o digitalizador *Epson Perfection V750M PRO* em uma resolução de 600 dpi. Essas imagens foram convertidas de 16 para 12 bits e processadas utilizando o *software* desenvolvido para análise do *NPS*. O *software* desenvolvido baseia-se nas equações propostas por Welch (1967) para obtenção do *NPS*. O sistema possui uma interface gráfica para manipulação das informações de entrada, como número de amostras, tamanho da amostra, tamanho do pixel, etc., como pode ser visualizado na Figura 7.18.

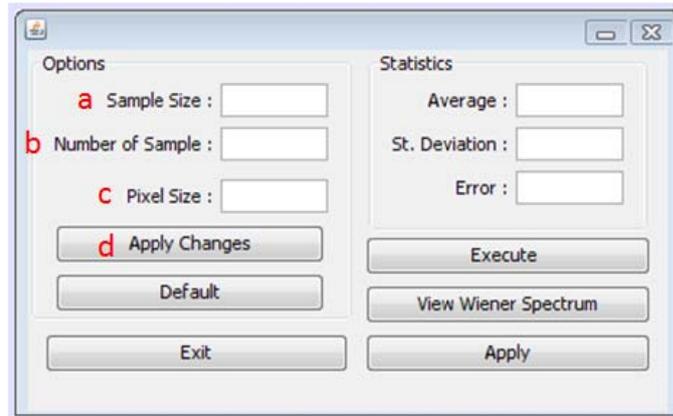


Figura 7.18- Imagem da interface gráfica desenvolvida e suas funcionalidades destacadas de (a) a (d).

A Figura 7.18 permite visualizar a interface gráfica desenvolvida. As funcionalidades destacadas são referentes aos parâmetros de obtenção da figura de ruído sendo que: (a) é o campo onde o usuário pode definir o tamanho da amostra, defini-se esse valor para as duas dimensões da janela de amostragem (b) é referente ao número de amostras que serão utilizadas para produção das figuras de ruído, lembrando que quanto maior o número de amostras, menor o erro na medida do *NPS*. (c) expressa o tamanho do pixel utilizado na digitalização da imagem radiográfica. Para aplicar as mudanças é necessário clicar no botão indicado em (d). Para ser possível executar o algoritmo. O usuário tem a possibilidade de carregar o número de imagens que deseja. Assim, basta selecionar, para cada imagem carregada, a região de interesse (*ROI, Region Of Interest*) e executar o aplicativo. A Figura 7.19 exemplifica o processo da seleção de uma *ROI*.

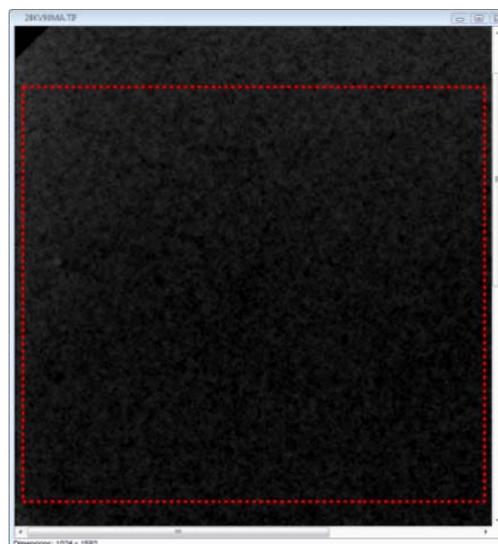


Figura 7.19 - Imagem da seleção de uma região de interesse.

Ao executar o aplicativo, várias imagens são amostradas dentro da *ROI* de forma aleatória com igual probabilidade, de modo que toda a *ROI* seja amostrada. Para cada janela amostrada é realizado o cálculo da média dos pixels na imagem e de acordo com a Equação (4.4) são produzidas as figuras de ruído. Todas as figuras de ruído são armazenadas em uma lista para eventualmente ser mais fácil sua recuperação. É feita então a média ponto a ponto entre todas as figuras de ruído obtendo, portanto, uma única figura de ruído resultante da *ROI* inicial. Aplicando-se a transformada de Fourier na figura de ruído resultante, como demonstrado na Equação (4.5), é obtido o espectro de potência do ruído. O espectro é então normalizado utilizando a Equação (4.6) e o produto final é o *NPS* bidimensional.

No entanto, o gráfico do *NPS* também pode ser apresentado de forma unidimensional para melhor visualização. Assim, para obter o *NPS* unidimensional, é preciso realizar uma média radial no *NPS* bidimensional. A diferença entre ambos pode ser visualizada na Figura 7.20.

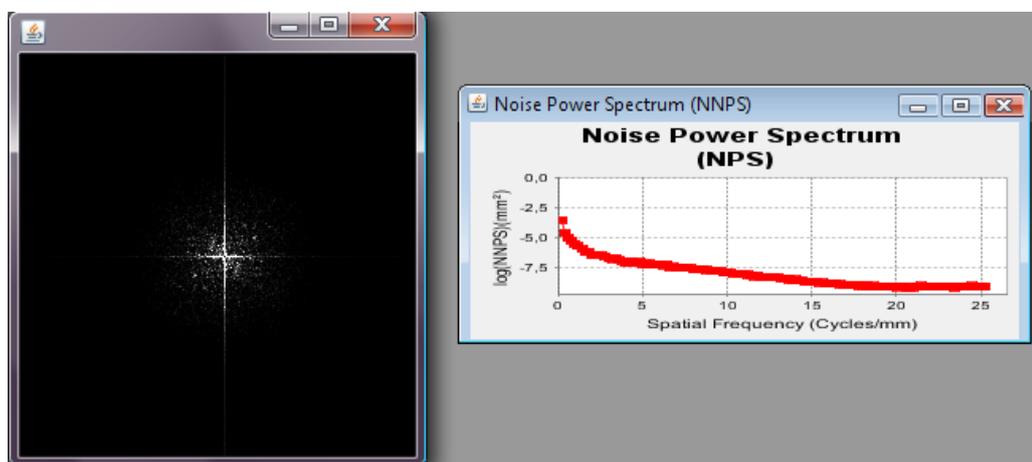


Figura 7.20 - *NPS* bidimensional à esquerda e *NPS* unidimensional à direita

Essa média radial pode ser feita calculando a soma de todos os pixels com mesma distância ao centro (local da frequência zero, já que a imagem está no domínio da frequência) e dividindo pelo número de amostras. Para medir a distância ao centro da imagem foi utilizando um conceito de métrica e distâncias *Chessboard* (Figura 7.21) (Gonzalez e Woods, 2008).

10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10
10	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	10
10	9	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	9	10
10	9	8	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	8	10
10	9	8	7	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	7	10
10	9	8	7	6	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	6	10
10	9	8	7	6	5	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	5	10
10	9	8	7	6	5	4	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	4	10
10	9	8	7	6	5	4	3	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	3	10
10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	10
10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	10
10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	10
10	9	8	7	6	5	4	3	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	3	10
10	9	8	7	6	5	4	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	4	10
10	9	8	7	6	5	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	5	10
10	9	8	7	6	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	6	10
10	9	8	7	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	7	10
10	9	8	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	10
10	9	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	10
10	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	10
10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10

Figura 7.21 - Visualização do conceito de medida utilizando a distância *Chessboard*.

Assim, o sistema apresenta o gráfico unidimensional do *NPS* e ainda permite ao usuário visualizá-lo no formato bidimensional. O resultado então pode ser salvo e utilizado para a obtenção do *DQE*. Além disso, o sistema ainda fornece uma análise estatística referente à obtenção do *NPS*, tais como demonstrado na Figura 7.22 a seguir.

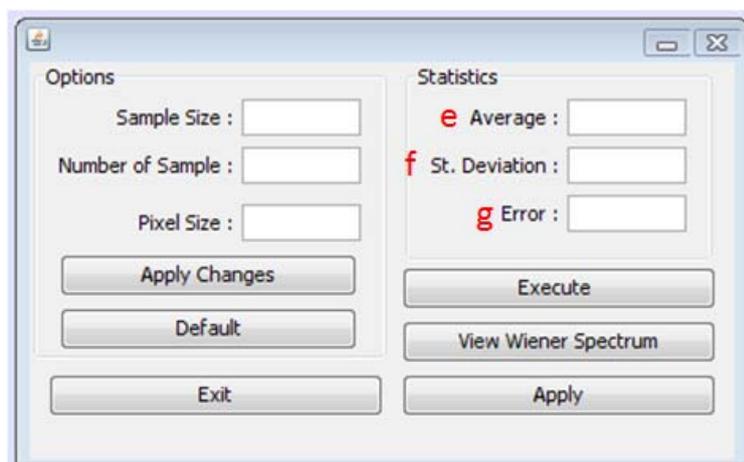


Figura 7.22 - Imagem da interface gráfica desenvolvida para o cálculo das estatísticas de ruído com suas funcionalidades destacadas de (e) a (g).

Na Figura 7.22, o campo (e) representa o local onde é calculada a média da intensidade dos pixels da figura de ruído resultante, (f) refere-se ao desvio padrão em torno da média calculada em (e) e, por fim, (g) apresenta o valor calculado para o erro da medida utilizando a Equação (4.7). A Figura 7.23 a seguir ilustra o sistema desenvolvido em funcionamento.

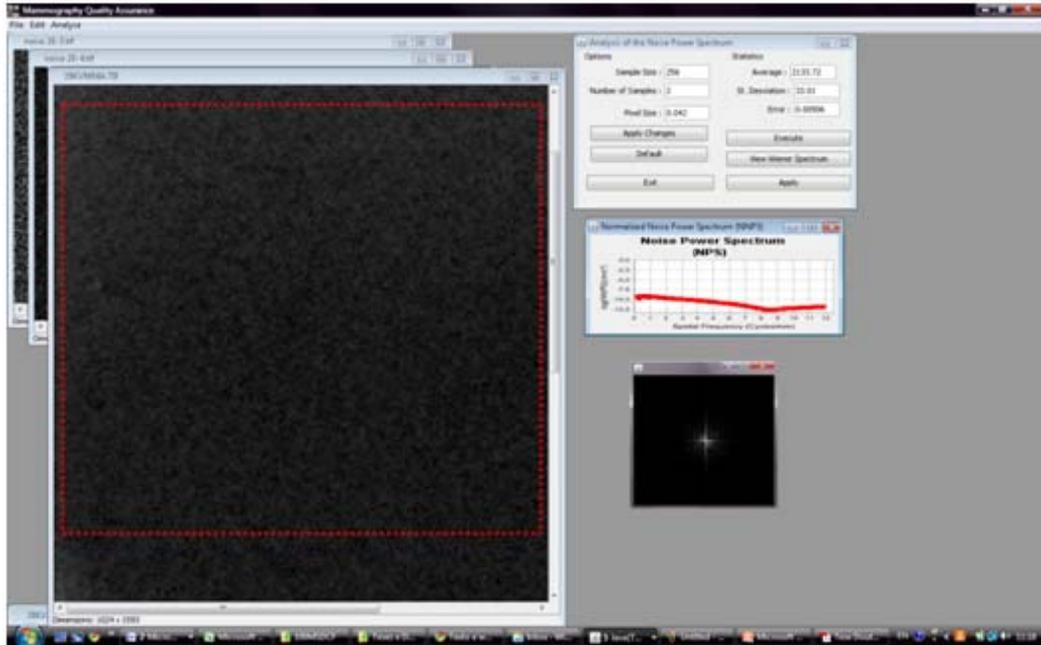


Figura 7.23 - Sistema desenvolvido para o cálculo do *NPS* de sistemas mamográficos.

7.4 – Método computacional para determinação da Curva H&D

Para o levantamento dos dados da curva sensitométrica foi desenvolvido um simulador ou objeto de teste que chamamos de simulador de sensitometria (Figura 7.24), o qual consiste em uma cunha com 8 degraus com espessuras incrementadas em 0,1 mm. O material utilizado para confecção da cunha foi uma liga de alumínio 1100 com pureza mínima de 99% (dados nominais do fabricante).

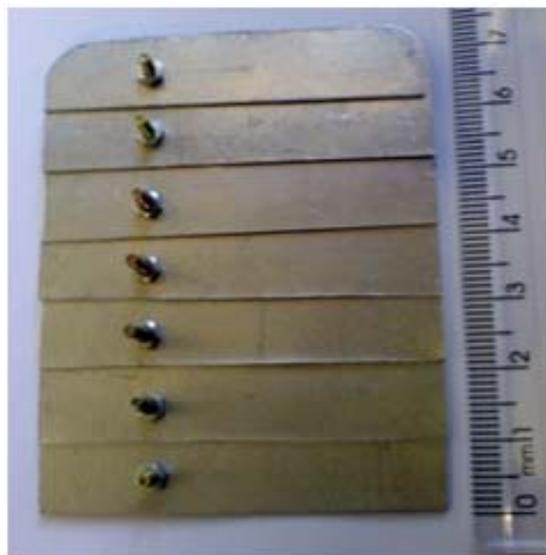


Figura 7.24 - Simulador de sensitometria desenvolvido para determinação da curva sensitométrica.

Para cada um dos equipamentos utilizados, foi determinada a curva de atenuação do sistema. A curva de atenuação representa a diminuição de intensidade de um feixe de raios X em razão da espessura de um material absorvedor. Por meio da curva de atenuação de um equipamento é possível obter informações importantes como: a primeira camada semi-redutora (*HVL*, de *half-value layer*), a camada quarto-redutora (*QVL*, de *quad-value layer*), o coeficiente de homogeneidade (*CH*) e a energia efetiva do feixe. Essas informações são parâmetros importantes para o cálculo do *DQE* (*Detective Quantum Efficiency*). A Figura 7.25 representa um gráfico de atenuação de um feixe monocromático em função da espessura de um filtro de alumínio.

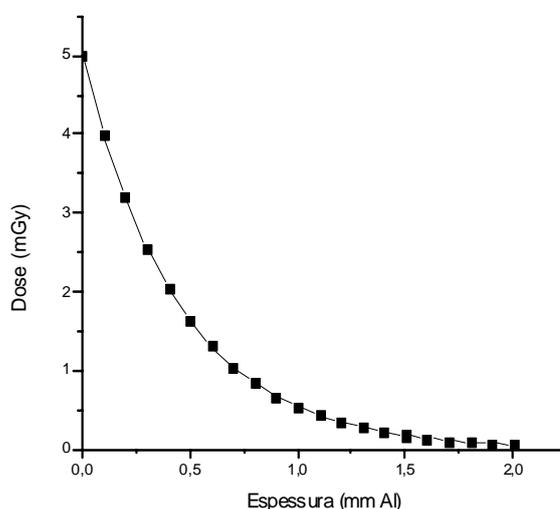


Figura 7.25 - Curva de atenuação de um sistema para um feixe monocromático.

Para cada um dos equipamentos avaliados foram levantadas as curvas de atenuação para o alumínio considerando as tensões de 24 e 28 kVp. As leituras das doses foram obtidas com o uso do sistema *Barracuda* da *RTI Electronics*. Para cada espessura, foram realizadas três exposições para compor um espaço amostral aceitável para a condução da prática experimental. Assim o valor médio entre as três exposições foi assumido como valor da dose para a espessura em questão. Tendo obtido a dose em cada degrau, a curva de atenuação foi normalizada para a dose inicial, ou seja, a média das leituras das doses sem a ação de nenhum atenuador. Obteve-se então a curva de atenuação composta por dose relativa (D/D_0) em função da espessura. A Figura 7.26 demonstra esse processo para o gráfico apresentado na Figura 7.25.

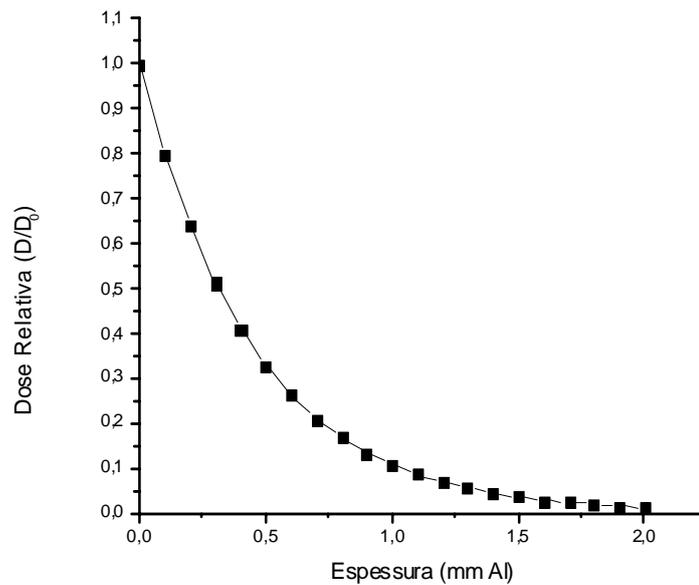
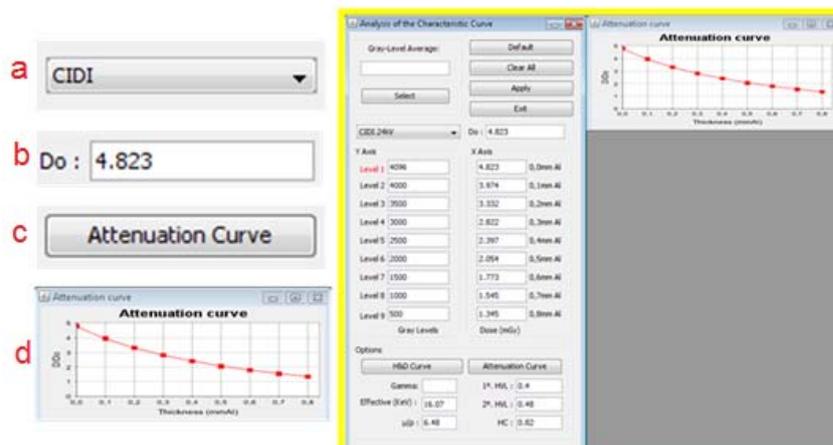


Figura 7.26 - Curva de atenuação do sistema normalizada em D_0

Ao normalizar a curva de atenuação em D_0 é possível obter o padrão de absorção do equipamento para uma determinada kVp. Assim, se não houver nenhum processo de manutenção ou reposição de peças no equipamento, a curva de atenuação se mantém inalterada. Dessa forma, com apenas uma única exposição é possível reconstruir a curva de atenuação do sistema. Isso pode ser feito multiplicando a leitura da dose, obtida sem atenuação, pelos valores de dose relativa (D/D_0).

Assim, as curvas obtidas para os equipamentos avaliados foram normalizadas, de acordo com o procedimento já descrito, e armazenadas em um banco de dados do sistema computacional desenvolvido. A Figura 7.27 exemplifica esse processo.



Ao optar pela avaliação da curva de atenuação do sistema, o usuário irá deparar com uma interface gráfica (destacada em amarelo na Figura 7.27) na qual será possível inserir e obter informações. Se as informações da curva de atenuação normalizada já estiverem salvas no sistema é possível recuperá-las em (a), selecionando o local referente à curva e a kVp utilizada. Depois, usuário poderá entrar com a dose inicial (D_0) em (b). Automaticamente, as doses serão preenchidas no sistema. Ao clicar no botão *Attenuation Curve* (c) o sistema gera automaticamente a curva de atenuação para a dose proposta em (d). O sistema ainda permite ao usuário entrar manualmente com os dados, caso não haja nenhuma análise da curva de atenuação salva no sistema.

Para o levantamento da curva sensitométrica restam apenas às informações referentes à densidade óptica (DO) para cada degrau da imagem obtida com o *phantom de sensitometria*. Para essa etapa há dois procedimentos que podem ser feitos. O primeiro é a utilização de um densitômetro comercial para a medida da DO da imagem de cada degrau, ou a utilização de um digitalizador de filme radiográfico. Se for utilizado o densitômetro, basta que o usuário insira, no programa computacional, os valores obtidos para cada leitura de DO , e depois o programa traça a curva sensitométrica do sistema e efetua os cálculos necessários. A outra possibilidade é a utilização de um digitalizador de filmes radiográficos, que pode operar como se fosse um densitômetro, desde que se conheça a sua curva característica (YIN *et al.*, 1992). No processo de digitalização por um digitalizador de transmissão (que é o caso para filmes radiográficos), há a conversão das densidades ópticas no filme em valores binários de intensidade de pixel na imagem digital (nível de intensidade ou nível de cinza). A relação entre a DO e o valor de pixel no processo de digitalização é chamada de curva característica do digitalizador. Dessa forma, se a imagem do simulador de sensitometria for digitalizada e a curva característica do digitalizador for conhecida, é possível converter os níveis de cinza da imagem em densidades ópticas, e o cálculo

da curva sensitométrica do sistema de registro fica automática, sem a necessidade do uso do densitômetro.

Para realizar o levantamento da curva sensitométrica de todos os equipamentos mamográficos foi utilizado um digitalizador específico para filmes radiográficos da marca *Epson* modelo *Perfection V750M PRO*, com uma resolução espacial máxima de 1200 *dpi* e 16 bits de resolução de níveis de cinza. Para que as imagens digitalizadas sejam processadas é necessário realizar uma conversão de 16 para 12 bits, já que todo o sistema desenvolvido nesse trabalho utiliza imagens de 12 bits. Essa correção do número de bits foi feita de forma linear.

Foi utilizado um filme mamográfico sensibilizado por um sensitômetro *X-Rite* modelo 334 (Figura 7.28), a qual possui 21 degraus de intensidade modulados pela absorção à luz. A maior quantidade de luz é emitida no degrau 21 sendo que cada degrau adjacente emite 70,7% da luz emitida referente a seu degrau inferior.

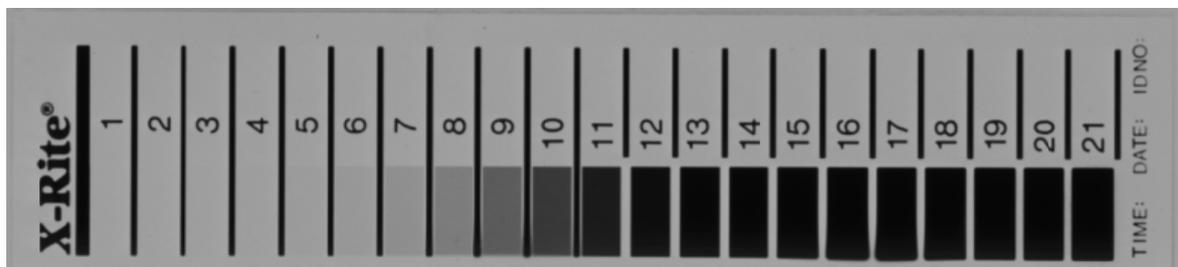


Figura 7.28 - Imagem sensibilizada com o sensitômetro X-Rite 334.

Para esse filme sensibilizado, foram realizadas três leituras referentes à densidade óptica de cada uma dos degraus utilizando um densitômetro comercial calibrado, considerando como valor final a média entre as três. Foi utilizado um densitômetro *X-Rite* modelo 331. Esse densitômetro é capaz de realizar medidas de *DO* na faixa 0 a 4,2, com precisão de $\pm 0,02$.

Após realizada essas medidas o filme sensibilizado foi digitalizado e, de forma semelhante, foram medidos os níveis de cinza produzidos na imagem digital. Utilizou-se o sistema desenvolvido nesse trabalho para obter as informações referentes aos níveis de cinza de cada

degrau na imagem. O software permite ao usuário verificar o valor médio dos níveis de cinza de uma região selecionada. A Figura 7.29 demonstra esse procedimento.

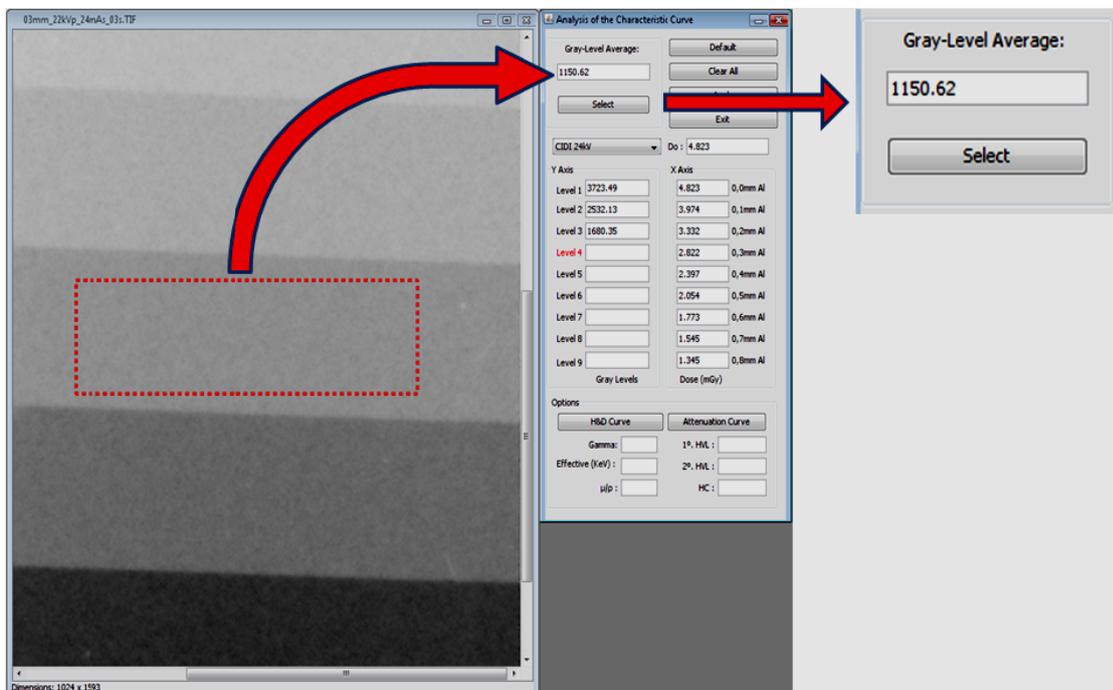


Figura 7.29- Procedimento para análise dos níveis de cinza de uma imagem digital no cálculo da curva característica do digitalizador.

Em uma imagem digital, geralmente obtida por meio de reflexão de luz, convencionam-se nível de cinza 0 (preto) para ausência de luz refletida e nível de cinza máximo (branco) para máxima reflexão de luz. Como para filmes radiográficos o processo de digitalização é realizado por transmissão de luz ao invés de reflexão, a relação entre níveis de cinza e densidades ópticas fica invertido, ou seja, a maior *DO* ocorre na máxima absorção de luz (preto) e a menor *DO* ocorre com a mínima absorção (branco). Assim, para o levantamento da curva característica de um digitalizador, geralmente se utiliza do negativo da imagem digital, para fins de normalização, conforme mostra a Equação (7.11).

$$N = 2^{n_{bits}} - \overline{Pixels} \quad (7.11)$$

Sendo, N o valor encontrado para o nível de cinza, n_{bits} o número de bits da imagem avaliada, nesse caso todas as imagens são em 12 bits, e \overline{Pixels} a média dos valores dos pixels da região selecionada pelo usuário.

Assim, obtidos os dados referentes às densidades ópticas e seus respectivos níveis de cinza, foi calculada a curva característica do digitalizador (Figura 7.30).

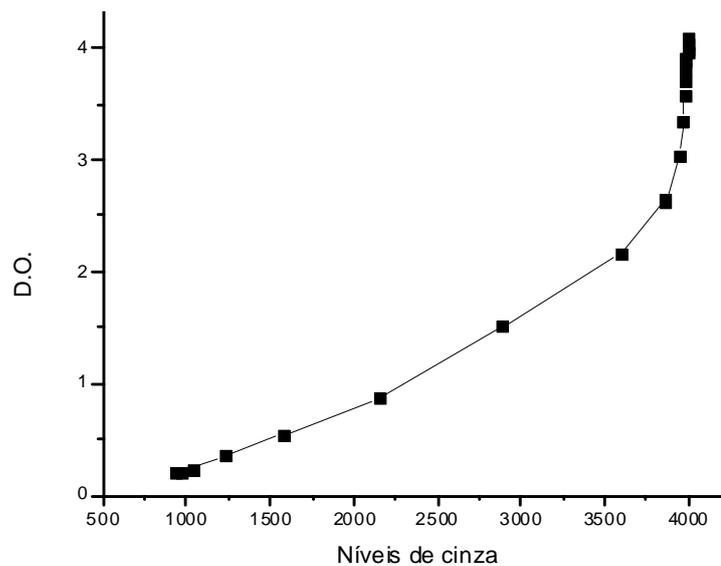


Figura 7.30 - Curva característica do digitalizador *Epson Perfection V750M PRO*

Uma vez que obtidos os pontos referentes à curva característica do digitalizador, foi possível calcular um polinômio que melhor representava os pontos amostrados. Para calcular o polinômio foi utilizado o sistema de regressão polinomial do *software Microcal Origin 6.0*. A Equação (7.12) apresenta o polinômio de grau 3 obtido:

$$D.O. = A + B_1 \cdot N + B_2 \cdot N^2 + B_3 \cdot N^3 \quad (7.12)$$

No qual;

$$A = -0,91422 \pm 0,06597$$

$$B_1 = 0,00162 \pm 1,01E-5$$

$$B_2 = -6,06513E-7 \pm 4,50743E-9$$

$$B_3 = 1,11626E-10 \pm 6,13372E-14$$

Para cada valor de nível de cinza N obtido na imagem digitalizada, é computado um valor correspondente de DO . Assim, o sistema computacional desenvolvido armazena a informação da curva característica de qualquer digitalizador e, a partir disso, pode calcular a curva sensitométrica dos sistemas de registro automaticamente.

7.5 – Método computacional para determinação do DQE

A aquisição da grandeza Φ por meio da metodologia proposta por Hanam (1992) é um tanto complexa, sendo mais comum o uso de simulações computacionais para modelagem do espectro de radiação. Todavia, segundo ALBUQUERQUE (2001), se um determinado feixe de radiação apresentar um coeficiente de homogeneidade maior que 0,5 o feixe pode ser considerado aproximadamente monocromático e o cálculo de Φ torna-se mais simples. No caso de equipamentos mamográficos é conhecido que devido às combinações alvo/filtro o coeficiente de homogeneidade do feixe varia entre 0,7 e 0,9 (IAEA, 2007).

No caso de feixes monocromáticos, o valor de μ/ρ pode ser obtido a partir da medida da camada semi-redutora ($HVL - half-value layer$) do equipamento. Sendo L_0 a dose inicial, a camada semi-redutora corresponde em espessura de um material absorvedor (no caso utilizamos alumínio) que reduz a dose para o valor $L_0/2$. A HVL pode ser calculada pela interpolação exponencial dos dados contidos na curva de atenuação obtida para o sistema (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983). A partir da obtenção do valor de referência dado por $L_0/2$, encontram-se os valores doses imediatamente superior e inferior a $L_0/2$, chamados respectivamente de L_a e L_b . As espessuras correspondentes às doses L_a e L_b são chamadas de X_a e X_b . Assim, utilizando a Equação (7.13) é possível obter a camada semi-redutora.

$$HVL_1 = \frac{X_b \ln\left(2 \cdot \frac{L_a}{L_0}\right) - X_a \ln\left(2 \cdot \frac{L_b}{L_0}\right)}{\ln\left(\frac{L_a}{L_b}\right)} \quad (7.13)$$

Na qual: L_0 é valor da dose sem filtragem, L_c é a dose imediatamente superior a $L_0/4$, L_d é a dose imediatamente inferior a $L_0/4$, X_c é a espessura em alumínio correspondente a medida L_c e X_d é a espessura em alumínio correspondente a medida L_d . Todo esse processo pode ser visualizado com o auxílio da Figura 7.31.

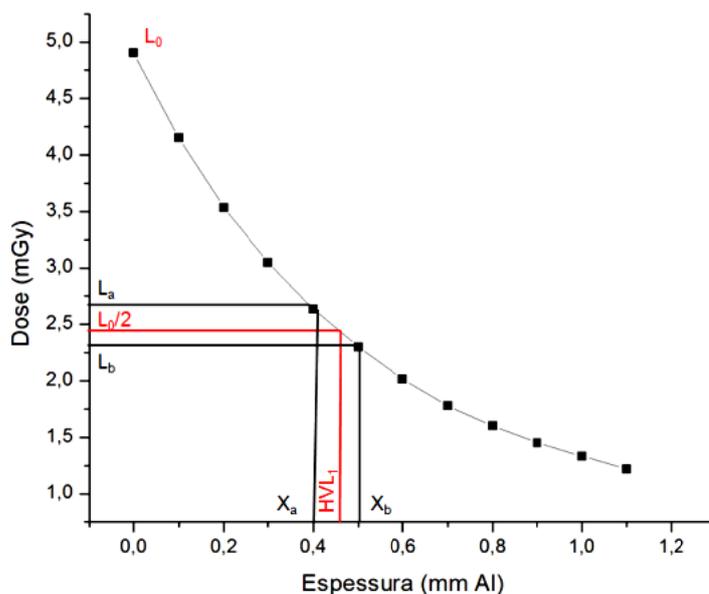


Figura 7.31 - Curva de atenuação utilizada para obtenção da medida da HVL_1

De forma similar, a camada quarto-redutora (QVL - *quadri-value layer*) também pode ser calculada utilizando-se dos dados referentes à curva de atenuação do sistema pela Equação (7.14).

$$QVL = \frac{X_d \ln\left(4 \cdot \frac{L_c}{L_0}\right) - X_c \left(4 \cdot \frac{L_d}{L_0}\right)}{\ln\left(\frac{L_c}{L_d}\right)} \quad (7.14)$$

A segunda camada semi-redutora (HVL_2) é obtida pela subtração entre a camada quarto-redutora (QVL) e a primeira camada semi-redutora (HVL_1) calculada para o sistema em questão. Nesse sentido, o coeficiente de homogeneidade do feixe (CH) pode ser descrito como a razão entre a primeira camada semi-redutora e a segunda camada semi-redutora (Equação (7.15)).

$$CH = \frac{HVL_1}{HVL_2} = \frac{HVL_1}{(QVL - HVL_1)} \quad (7.15)$$

Assim, assumindo um atenuador de alumínio, cuja densidade é $\rho = 2,699 \text{ g/cm}^3$, e conhecendo a HVL_i do sistema, é possível determinar o coeficiente de atenuação em massa correspondente a energia efetiva do feixe (ϵ_0) utilizando a Equação (7.16).

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right) = \frac{\ln 2}{\rho \cdot HVL_1} \quad (7.16)$$

Utilizando os resultados do estudo conduzido por Boone e Chavez (1996), no qual foram calculados os valores de μ/ρ em função da energia dos fótons para intervalos de 0,5 keV, entre 1 e 120 keV para diversos materiais absorvedores, foi possível obter, por regressão polinomial, uma equação que relaciona a energia efetiva do feixe (ϵ_0) em função do coeficiente de atenuação em massa (μ_e/ρ). Assim, a partir da HVL do equipamento é possível determinar a energia efetiva do feixe (ϵ_0) utilizando o polinômio de grau 6 mostrado na Equação (7.17).

$$\epsilon_0 = A + B_1 \cdot \left(\frac{\mu_e}{\rho}\right) + B_2 \cdot \left(\frac{\mu_e}{\rho}\right)^2 + B_3 \cdot \left(\frac{\mu_e}{\rho}\right)^3 + B_4 \cdot \left(\frac{\mu_e}{\rho}\right)^4 + B_5 \cdot \left(\frac{\mu_e}{\rho}\right)^5 + B_6 \cdot \left(\frac{\mu_e}{\rho}\right)^6 \quad (7.17)$$

Sendo:

$$A = 35,15496 \pm 0,31966;$$

$$B_1 = -7,64358 \pm 0,26388;$$

$$B_2 = 1,30985 \pm 0,07629;$$

$$B_3 = -0,12681 \pm 0,01017;$$

$$B_4 = 0,00675 \pm 6,77589\text{E-}4;$$

$$B_5 = -1,83704\text{E-}4 \pm 2,18686\text{E-}5;$$

$$B_6 = 1,99636\text{E-}6 \pm 2,71737\text{E-}7;$$

A energia efetiva em keV, calculada pela Equação (7.17), é então convertida para *Joules* e assim é possível obter uma estimativa coerente da fluência dos fótons baseada na dose de entrada no sistema de registro (D) e na camada semi-redutora, conforme Equação (7.18) (JOHNS e CUNNINGHAM, 1983).

$$\Phi = \frac{\Psi}{\varepsilon_0} = \frac{D \cdot \rho \cdot HVL_1}{\varepsilon_0 \cdot \ln 2} \quad (7.18)$$

Assim, a partir da determinação do fator gama γ pela curva sensitométrica do sistema de registro, do NPS e da fluência dos fótons Φ , restam apenas os dados referentes a MTF do sistema para o cálculo do DQE relativo a um exame mamográfico. No entanto, é necessário realizar, para as projeções do ponto focal obtidas no centro, uma correção pela magnificação geométrica à qual as estruturas internas na mama estão sujeitas no processo de formação da imagem mamográfica.

O termo “objeto” refere-se a todas as estruturas presentes na mama. Contudo, no processo de formação da imagem radiográfica, ocorre uma superposição dessas estruturas, pois elas são reproduzidas em uma imagem bidimensional plana. A magnificação depende, então, da altura em que se encontram cada estrutura dentro da mama. No entanto, é praticamente impossível determinar com precisão a altura de cada uma delas a partir da análise da uma imagem radiográfica plana. Por isso, no presente trabalho, considerou-se o plano que “corta” o plano central da mama comprimida para efeito de cálculo da distância das estruturas da mama ao filme radiográfico. Essa condição foi utilizada em trabalho prévio e mostrou resultados satisfatórios (VIEIRA, 2005). Assim, no cálculo da magnificação radiográfica, a distância objeto-filme (DOF) é calculada pela soma das distâncias do suporte da mama ao sistema de registro radiográfico (DSF) com a metade da espessura da mama comprimida ($E/2$), conforme ilustrado na Figura 6.2.

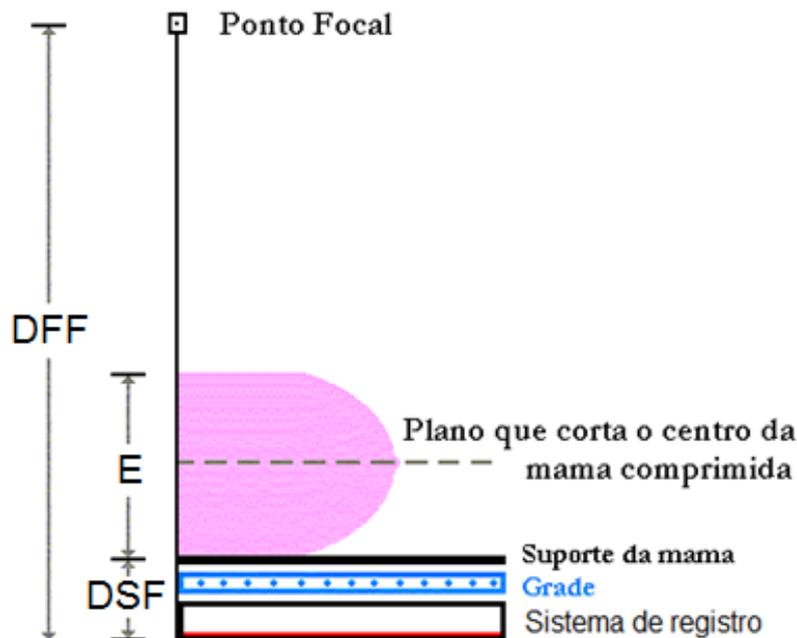


Figura 7.32 - Arranjo geométrico utilizado na formação de uma imagem mamográfica. A projeção do ponto focal na imagem depende da relação entre as distâncias do ponto focal ao sistema de registro (DFF) e do objeto à imagem ($DOI = DSF + E/2$). E corresponde à espessura da mama comprimida e DSF à distância entre o suporte da mama e o sistema de registro.

DFF representa a distância entre o ponto focal e o sistema de registro do próprio equipamento. Assim, a DFF pode ser aferida diretamente através das distâncias DFI (distância do ponto focal até o sensor CCD), DSF e a espessura relativa à própria mesa de suporte do sensor CCD utilizada para medidas referente ao ponto focal. Desse modo, a DFF pode ser calculada através da seguinte equação:

$$DFF = DFI + DSF + 15mm \quad (7.19)$$

Assim, a magnificação radiográfica m_r é calculada a partir da seguinte equação:

$$m_r = \frac{DFF}{DFF - (DSF + \frac{E}{2})} \quad (7.20)$$

Ao obter a magnificação radiográfica, é possível obter um fator de escala que é aplicada sobre a LSF do ponto focal (LSF_f), que corresponde à projeção do ponto focal efetivamente responsável pela formação da imagem de uma estrutura que se encontra no centro de uma mama

comprimida de espessura E . Nesse sentido, é possível obter não apenas a MTF do ponto, mas a MTF que representa a resolução espacial da imagem de um objeto presente na mama em função da distância ao sistema de registro. Dessa forma, a LSF do processo de aquisição da imagem (LSF_s) pode ser matematicamente definida como:

$$LSF_s = LSF_f \cdot (m_r - 1) \quad (7.21)$$

No presente trabalho, a magnificação radiográfica foi calculada considerando uma mama comprimida, cujo o valor pode ser alterado no sistema. O valor de DSF foi medido no próprio equipamento mamográfico.

Finalmente, a partir da medida de Φ , da MTF , do NPS e da curva sensitométrica, cujas metodologias desenvolvidas nesse trabalho já foram apresentadas, é possível determinar o DQE do sistema de imagem mamográfica. Todos os parâmetros para obtenção do DQE são levantados automaticamente utilizando o aplicativo computacional proposto nesse trabalho. A Figura 6.6 ilustra a interface do sistema para cálculo do DQE .

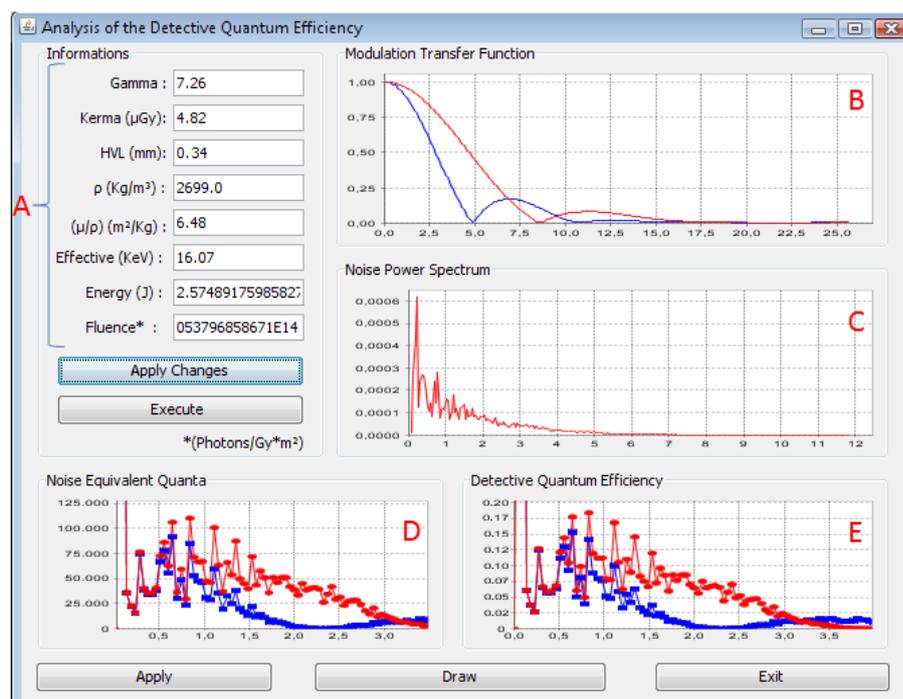


Figura 7.33 - Interface gráfica desenvolvida para aplicação da metodologia proposta para o cálculo do DQE , com suas funcionalidades destacadas entre (A) e (E).

Em (A) todas as informações necessárias para o cálculo do DQE são apresentadas. Nesse item também são calculados os valores para o coeficiente de atenuação em massa μ_e/ρ , energia efetiva do feixe ε_0 e a fluência total dos fótons Φ . Em (B) são apresentados os resultados obtidos para a MTF do sistema. O Item (C) mostra o NPS obtido para uma determinada dose de radiação. (D) é referente ao NEQ obtido com utilizando os parâmetros calculados anteriormente e finalmente (E) expressa graficamente o DQE obtido diretamente a partir do NEQ .

CAPÍTULO 8

Resultados

8.1. – Considerações iniciais.

Nesse capítulo serão apresentados os resultados obtidos com o aplicativo computacional desenvolvido para avaliação de qualidade de três diferentes equipamentos mamográficos. Toda a pesquisa foi desenvolvida no Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas (LAPIMO), contando com a colaboração de alguns hospitais e centros de pesquisas. Os equipamentos avaliados estão instalados no Centro Integrado de Diagnóstico por Imagem da Santa Casa de São Carlos (CIDI), no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (HC-FMRP / USP) e no Hospital São Paulo (Setor de Mastologia - UNIFESP).

O Equipamento 1 refere-se a um Lorad modelo MIII pertencente ao Centro Integrado de Diagnóstico por Imagem da Santa Casa de São Carlos (CIDI). Para o registro das informações foi utilizado um sistema digital Agfa modelo CR 3.0MM MAMO que se utiliza da tecnologia CR (*Computed Radiography*).

O Equipamento 2 consiste em um GE modelo DMR Senographe o qual pertence ao Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (HC-FMRP). O sistema de registro utilizado foi um sistema tela-filme (analógico). O sistema utilizado foi do tipo

mamográfico da marca Fuji modelo UM-MA HC (tela e filme) e foi revelada em uma processadora Kodak X-OMAT.

O Equipamento 3 também é da marca GE modelo DMR Senographe, instalado no setor de mastologia do Hospital São Paulo da Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP). O sistema de registro utilizado foi um sistema tela-filme, mamográfico da marca Kodak modelo MIR-R2000 (tela e filme) e foi revelada em uma processadora Kodak M-35.A Tabela 8.1 apresenta resumidamente os equipamentos citados acima.

Tabela 8.1 - Equipamentos mamográficos utilizados para obtenção dos resultados experimentais nesse trabalho.

Equipamento	Fabricante	Modelo	Localidade	Cidade
1	Lorad	M III	CIDI	São Carlos
2	GE	DMR Senographe	HC-FMRP	Ribeirão Preto
3	GE	DMR Senographe	UNIFESP	São Paulo

Seguindo as metodologias propostas no capítulo anterior, todos os equipamentos foram avaliados em termos de resolução espacial, contraste e ruído. Por fim, os resultados obtidos para os três parâmetros de qualidade foram utilizados como dados de entrada para o cálculo do DQE .

8.2. – Caracterização do sensor CCD odontológico.

A metodologia proposta nesse trabalho para o cálculo da MTF é baseada na extração de informações de imagens obtidas com um sensor digital de raios X odontológico. Assim, o sistema de registro necessita oferecer características fundamentais para a obtenção de resultados coerentes e precisos. Pelo fato da metodologia desse trabalho proporcionar uma análise completa relativa à resolução espacial, muita das informações utilizadas são referentes a distâncias, dimensões e intensidades obtidas com esse sensor. Assim, os valores obtidos em qualquer uma dessas informações devem possuir a maior precisão possível, para evitar a propagação de erro. Além disso, o sistema deve ser linear para permitir seu uso no cálculo da MTF , cuja medidase dá no domínio da frequência. Dessa forma, foi realizado um estudo para avaliar o erro inerente as

medidas obtidas com o sensor e se suas características o tornam apto a ser utilizado para esses fins.

8.2.1 – Avaliação da linearidade do sistema.

Pelo fato da metodologia desse trabalho proporcionar uma análise da resolução espacial utilizando os métodos das funções de transferência, o sistema de registro das informações deve apresentar duas características principais: linearidade e invariância espacial.

As informações nominais do sensor *CCD* odontológico descrevem que a curva característica do sistema responde de forma linear para a faixa de exposição encontrada na radiologia odontológica (50 - 70 kVp), produzindo uma imagem de 8 ou 12 bits de resolução de níveis de cinza. No entanto, a faixa de exposição para os equipamentos mamográficos é consideravelmente menor (22 - 34 kVp) e a resposta do sensor para essa faixa de energia precisa ser avaliada. Dessa forma, foram conduzidos experimentos práticos para comprovar a linearidade do sensor para a faixa de exposição utilizada na mamografia, a partir do cálculo da sua curva característica (ou sensitométrica).

A curva característica foi obtida utilizando o simulador (*phantom*) de linearidade, desenvolvido nesse trabalho. O simulador desenvolvido consiste em uma cunha com degraus com incrementos de $0,1 \pm 0,01$ mm. Para a confecção desse dispositivo foi utilizada uma liga de alumínio 1100 com pureza mínima de 99% (valor nominal do fabricante).

O sensor *CCD* utilizado nesse trabalho possui um sistema de ajuste automático de ganho que ajusta o contraste da imagem. Assim, a cada imagem radiográfica obtida, o sistema de aquisição faz um ajuste nos níveis de cinza da imagem para que ela tenha pixels de intensidade que variam do valor mínimo até o valor máximo. Em termos de processamento de imagem, este procedimento também é conhecido por alargamento de contraste (GONZALEZ e WOODS, 2008). Esse rotina otimiza a quantização do sinal e maximiza o contraste na imagem resultante,

porém perde a relação entre a dose exposta e a intensidade da imagem resultante em níveis de cinza (BRETTELE *et al.*, 1996). Desta forma, não é possível estimar diretamente a curva sensitométrica (relação níveis de cinza em função da dose) simplesmente pela aquisição de imagens de um simulador com degraus de algum material absorvedor em função da dose, pois a faixa de escala de cinza da imagem resultante será ajustada à variação da dose de radiação utilizada.

Esse sistema de ganho não pode ser desligado, pois faz parte do processo de aquisição do sensor. Assim, para contornar esse problema, foi adotada a solução utilizada por Albuquerque (2001), que consiste em colocar em todos os *phantoms* construídos duas regiões para obtenção de uma exposição máxima e uma exposição mínima, de modo que o sistema não consiga fazer o ajuste automático de contraste já que todas as imagens irão possuir valores máximos e mínimos de intensidade.

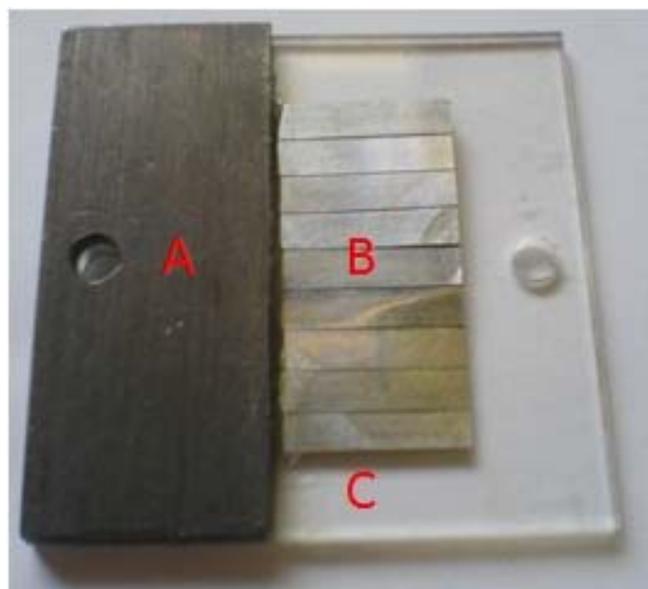


Figura 8.1 - Simulador para determinação da linearidade do sensor *CCD* a partir da análise da curva característica. A região (A) é composta de um material radiopaco (chumbo). A região (B) é a área de interesse utilizada para obtenção de diferentes níveis de intensidade por meio de diferentes espessuras de alumínio. A região (C) é uma região radiotransparente.

A Figura 8.1 mostra uma imagem do *phantom* linearidade construído para a avaliação da curva característica do sensor *CCD*. A região radiopaca (região A), construída com um pequeno

pedaço de chumbo, irá absorver quase que totalmente o feixe de raios X, produzindo na imagem valores de pixel com intensidade alta (pixel branco, já que a imagem radiográfica é em forma de negativo). A região radiotransparente (região C), livre de qualquer filtração, produz na imagem uma área com pixels de valor baixo (próximo de zero), já que o feixe de raios X que atinge o sensor não é filtrado. Desta forma o ganho do sistema de aquisição é necessariamente ajustado para a faixa entre a dose nula e máxima (STAMATAKIS *et al.*, 1999). Na região (B), a justaposição de camadas de alumínio gera uma série de níveis intermediários de absorção (degraus), na qual cada nível de cinza corresponde diretamente a uma determinada dose pré-determinada, utilizada para o cálculo da curva sensitométrica do sistema. Para a obtenção dos valores em níveis de cinza, foi selecionada para cada degrau na imagem radiográfica obtida (Figura 8.2) uma região na qual a média dos pixels foi calculada.

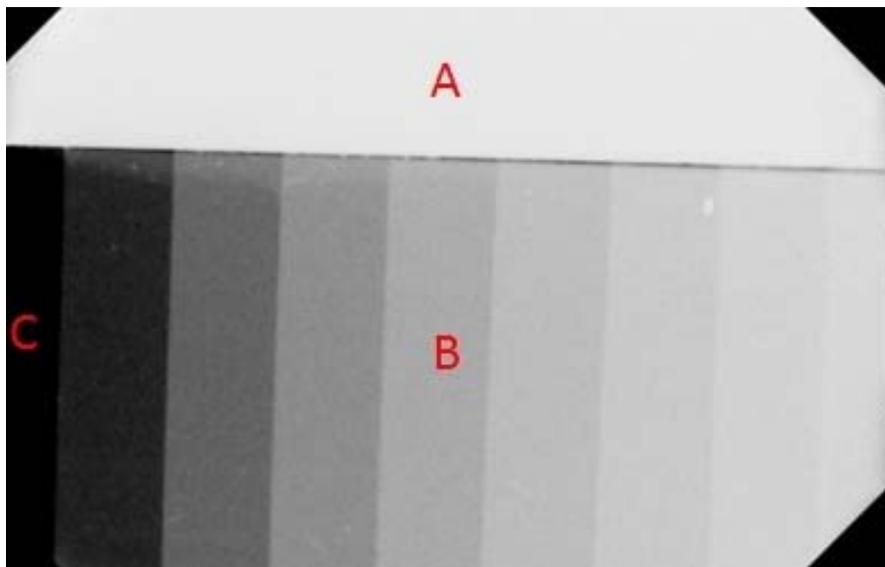


Figura 8.2 - Imagem radiográfica obtida com o com o sensor *CCD* utilizando o *phantom* de linearidade para tensão de 22 kVp. A região (A) consiste na região radiopaca na qual o feixe é quase totalmente atenuado, a região (B) é a área de interesse dada pela justaposição das folhas de alumínio e a região (C) é referente à região radiotransparente na qual não há atenuação do feixe de raios X.

Para a leitura das doses foi utilizado um sistema da RTI *Electronics* modelo *Barracuda Multi-Purpose Detector* que consiste em um sensor de estado sólido sensível aos raios X. Esse dispositivo é capaz de realizar leituras de doses na faixa de 0,1 μ Gy a 100 kGy com um erro de $\pm 5\%$ para

cada medida. Para cada espessura de alumínio foram realizadas 3 exposições mantendo a mesma técnica. Foi considerada como valor para dose de uma determinada espessura a média dos três valores obtidos.

Tendo obtido os valores correspondentes à dose e ao nível de cinza para cada degrau é possível construir a curva característica do sistema apenas traçando um gráfico de dose x nível de cinza. Dessa forma, é possível prever o comportamento do sensor *CCD* para a faixa de valores de tensão utilizada na mamografia, e verificar se ele se comporta de forma linear à variação da dose.

Nesse sentido, foram realizados ensaios práticos nos quais foram utilizados os valores de 24 e 28 kVp (que foram os valores de tensão utilizados para todo os outros experimentos desse trabalho) mantendo a mesma corrente (mAs) em ambos os experimentos para produção das imagens. A Figura 7.3 permite visualizar os resultados para a curva sensitométrica do sensor odontológico utilizando 24 kVp.

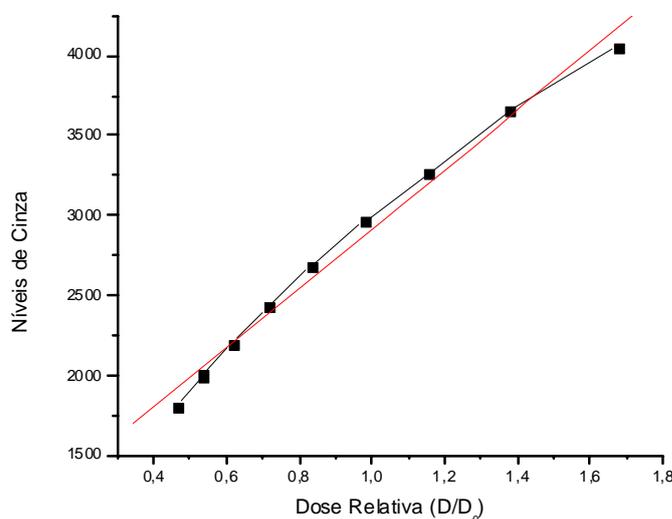


Figura 8.3 - Curva característica obtida para 24 kVp utilizando o sensor odontológico *CCD*.

A Figura 8.3 apresenta em vermelho a reta que melhor representa os pontos da curva. A equação da reta foi determinada utilizando o método de regressão linear, com o aplicativo computacional *Microcal Origin 6.0*, o qual apresentou um coeficiente de correlação linear $R = 0,995$ com $P < 0,0001$, comprovando a linearidade do sistema para essa faixa de tensão.

Para abranger outra faixa da energia utilizada em mamografia, foi realizado o levantamento da curva sensitométrica também para uma tensão mais alta. Assim, foram realizados experimentos para obtenção da curva em 28 kVp. A Figura 8.4 a seguir demonstra a curva característica obtida para essa tensão.

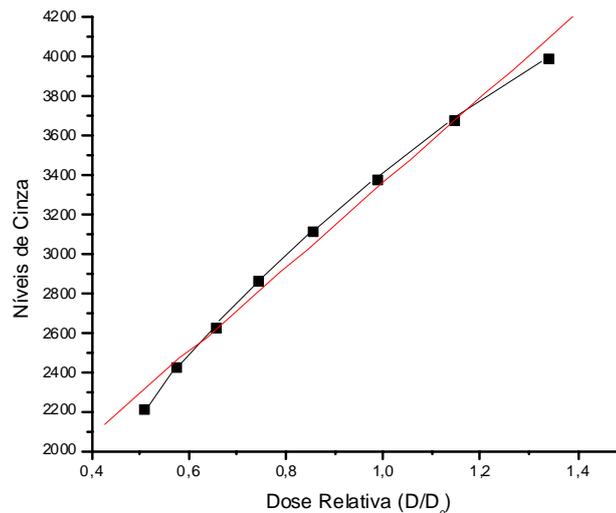


Figura 8.4 - Curva característica para 28 kVp utilizando o sensor *CCD* odontológico.

Seguindo o mesmo contexto da Figura 8.3, a linha em vermelho representa a melhor reta que definem os pontos da curva. O valor do coeficiente de correlação linear calculado também foi de $R = 0,995$ com $P < 0,0001$, comprovando a linearidade do sistema também para essa faixa de tensão.

8.1.2 – Avaliação da resolução espacial do sensor.

Nesse trabalho a avaliação do tamanho do ponto focal é realizada de forma simples e prática pelo produto entre o número de pixels calculado pelo método *FWHM* (*full width at half maximum*) e tamanho nominal do pixel do sensor, conforme mostrado no relatório anterior. Contudo, as especificações técnicas do sensor não trazem nenhuma informação referente a uma avaliação de erros para o tamanho nominal do pixel que é de $19,5 \mu\text{m}$, informado pelo fabricante. Dessa

forma, fica impraticável a utilização de qualquer metodologia de avaliação que utilize o valor nominal como parâmetro métrico, sem que haja um estudo científico pertinente a sua incerteza. Nesse sentido, foram realizadas experimentos práticos para comprovar o valor nominal informado nas especificações técnicas do sensor *Visualix eHD*.

Para a realização dessa prática, foi confeccionado um bloco de alumínio que passou por um processo de usinagem de precisão para obter as dimensões adequadas para realização dos testes. As dimensões nominais do bloco consistem em 17,0 x 7,5 x 3,0 mm (comprimento x largura x altura). Para que as medidas fossem avaliadas com precisão, o bloco construído foi submetido a uma avaliação métrica por um micrômetro digital calibrado *Micromaster TESA* modelo IP54 com precisão de $\pm 1 \mu\text{m}$. Para construção de um espaço amostral adequado foram realizadas cinco medidas para cada uma das dimensões e assumindo como valor a sua média. O resultado da análise com valor médio calculado e a incerteza padrão para cada uma das dimensões podem ser visualizados na Figura 8.5.

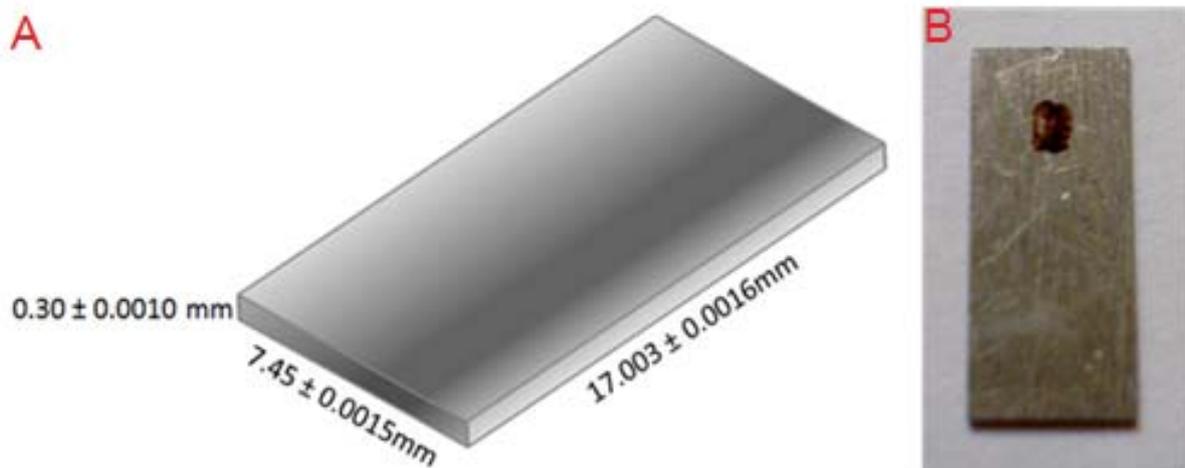


Figura 8.5 – (A) Esboço das dimensões do bloco padrão construído e suas respectivas incertezas. (B) Imagem real do bloco padrão desenvolvido.

A execução da prática foi desempenhada colocando o dispositivo construído sobre o sensor *Visualix eHD*, com melhor alinhamento possível, e realizando uma exposição de 22 kVp com 16 mAs para obtenção da imagem radiográfica (Figura 8.6).

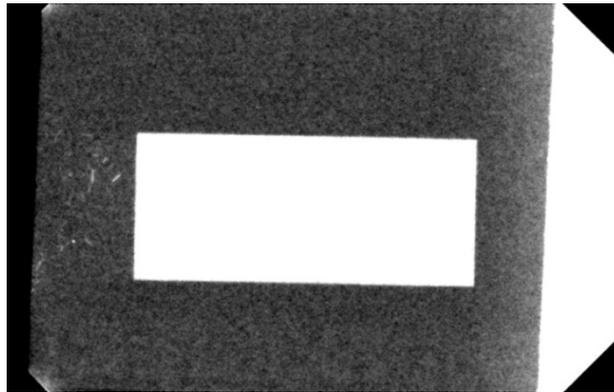


Figura 8.6 - Imagem obtida através da exposição de raios X no simulador de resolução construído.

Para extrair a medida da imagem do bloco, primeiramente foi analisado o paralelismo do objeto em relação à imagem produzida. Como não é possível obter um paralelismo completo, o número de pixels entre as extremidades do simulador, em ambas as direções, foram adquiridas obtendo-se o perfil de sua imagem em ângulo, como mostra a Figura 8.7.

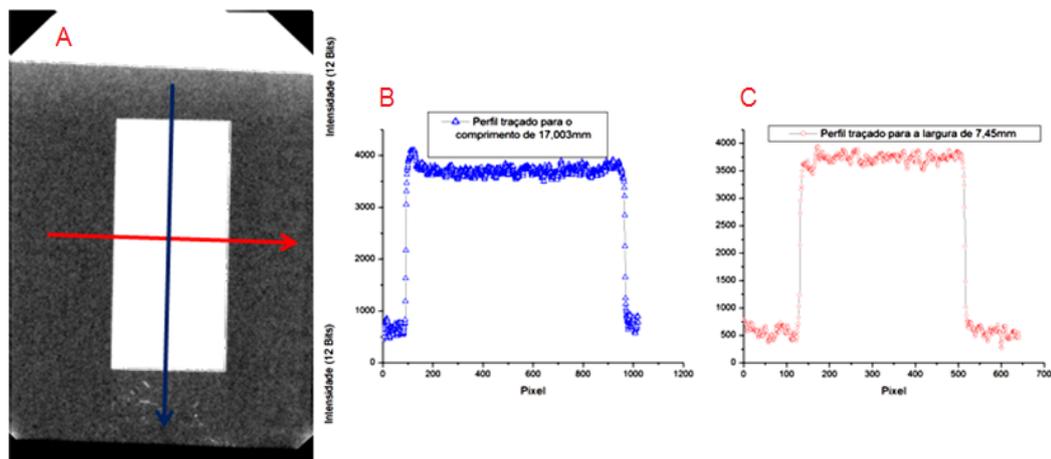


Figura 8.7 - Exemplificação do procedimento em ângulo para obtenção dos perfis relativos ao comprimento e a largura do bloco padrão. (A) refere-se a imagem obtida pelo sensor de raios X e as respectivas varreduras em ângulo. (B) Representa o perfil traçado para o comprimento do objeto e (C) Representa o perfil obtido para a largura do objeto.

A partir do perfil em ambas as direções do objeto é possível obter com precisão e segurança o número de pixels entre as extremidades. Assim, a razão entre as dimensões reais do objeto e o número de pixels encontrados para uma determinada direção define o tamanho real do pixel do sensor *CCD*. Posteriormente, foram obtidas as incertezas para o tamanho calculado. Dessa forma, a partir desse procedimento, o valor obtido para o tamanho real do pixel do sensor *CCD*

odontológico foi de $19,43 \pm 0,013 \mu\text{m}$, o que comprova que a informação nominal fornecida pelo fabricante está correta.

8.1.3 – Avaliação do ruído do sensor.

Para confirmar a possibilidade da utilização do sensor, o nível de ruído digital produzido por ele deve ser significativamente baixo, de modo que seu efeito não traga alterações substanciais para os resultados obtidos pelos outros métodos. Dessa forma, foi conduzido um estudo prático para caracterizar o nível de ruído digital proporcionado pelo sensor nas imagens adquiridas.

Para caracterização do sistema em termos do ruído inerente ao sistema foi produzida uma modelagem do ruído utilizando a teoria de sistemas lineares. Assim, utilizando a técnica para obtenção da figura de ruído (*FR*) e a densidade espectral de ruído (*NPS*), foi possível realizar uma análise coerente do nível de ruído produzido no sistema de aquisição de imagens pelo sensor *CCD*.

Para realizar essa análise foram adquiridas imagens do sensor *CCD* odontológico sem uma exposição aos raios X, para que fosse calculado o ruído gerado exclusivamente pelo sistema de aquisição, sem considerar o ruído relativo ao processo de exposição aos raios X. Para isso, foi utilizado um recurso do sensor *CCD* odontológico que permite essa aquisição, a função *Grab No X-Ray Image*. Ao acionar essa função, o usuário tem como resposta do sistema uma imagem produzida sem necessidade de uma fonte de radiação. A Figura 8.8 mostra a imagem obtida.

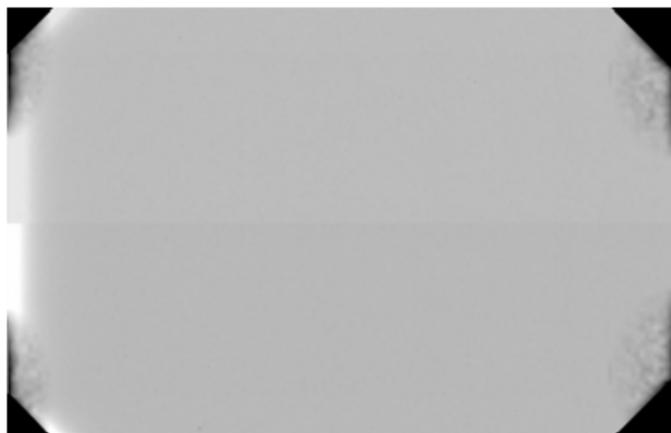


Figura 8.8 - Imagem do sensor adquirida sem a presença de radiação.

A partir desse método foram obtidas 3 imagens do sistema sem presença de radiação para compor as amostras. A Figura 8.9 a seguir apresenta o resultado do *NPS* calculado para o sensor *CCD*.

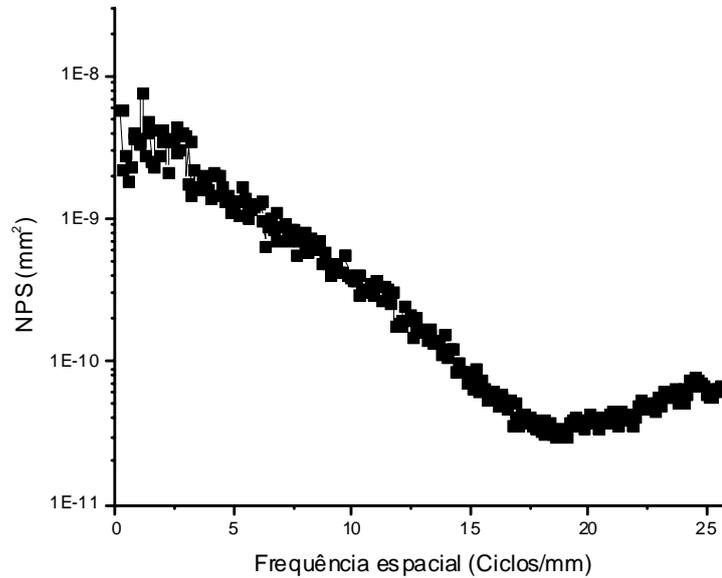


Figura 8.9 - *NPS* obtido para o sensor odontológico sem presença de radiação

8.3. – Método computacional para determinação da *MTF*.

A seguir serão apresentados os resultados obtidos com o aplicativo computacional desenvolvido para avaliação da resolução espacial. Os ensaios práticos foram realizados nos três equipamentos mamográficos citados na Tabela 8.1. Para cada um desses equipamentos mamográficos foram medidas a *LSF* e a *MTF* no centro do campo. Para isso, foi primeiramente efetuado o alinhamento da mesa suporte com o centro do campo e depois obtida as imagens das projeções do ponto focal no centro do campo com a câmara de fenda, nas direções paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo. A partir disso, a *LSF* e a *MTF* do sistema no centro do campo para ambas as direções foram calculadas automaticamente. Além disso, a partir da imagem do dispositivo de alinhamento, verificou-se que a mesa suporte estava perfeitamente alinhada com o raio central do feixe, e calculou-se também a magnificação radiográfica e a distância foco-imagem.

A Figura 8.10 a seguir mostra as funções de espalhamento de linha (*LSF*) para o mamógrafo Lorad MIII da Santa Casa de São Carlos (Equipamento 1). As funções foram calculadas no centro do campo nas direções paralela e perpendicular ao eixo catodo-anodo

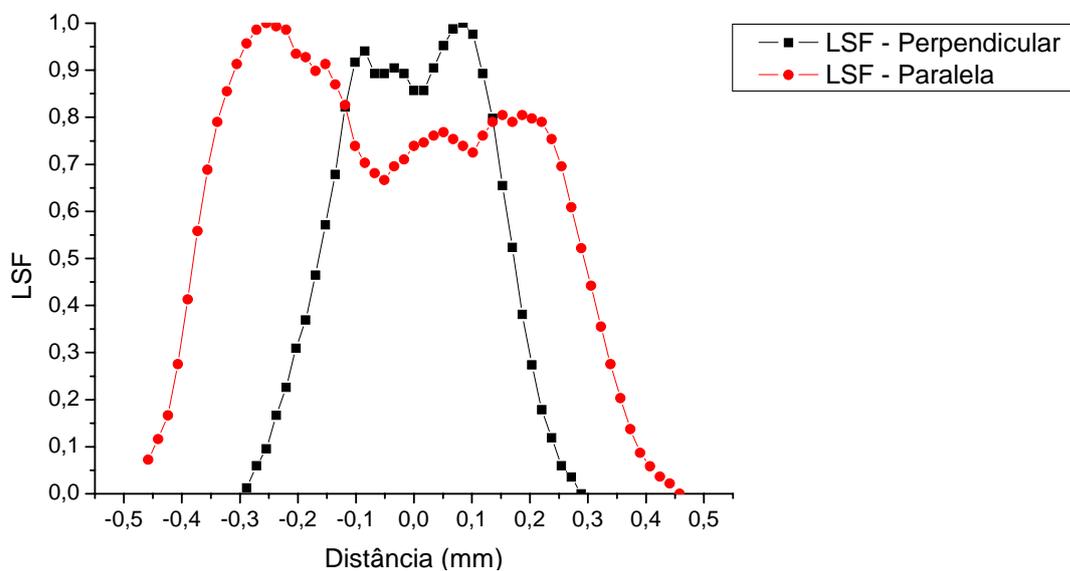


Figura 8.10 - *LSF* obtida no centro do campo do mamógrafo Lorad MIII da Santa Casa de São Carlos. Em vermelho (●) está representada a *LSF* na direção paralela e em preto (■) a *LSF* na direção perpendicular ao eixo catodo anodo.

Através das *LSF* obtidas no centro do campo foram obtidas as funções de transferência de modulação (*MTF*) calculadas por meio da metodologia proposta. A Figura 8.11 possibilita visualizar a *MTF* obtida para o equipamento 1.

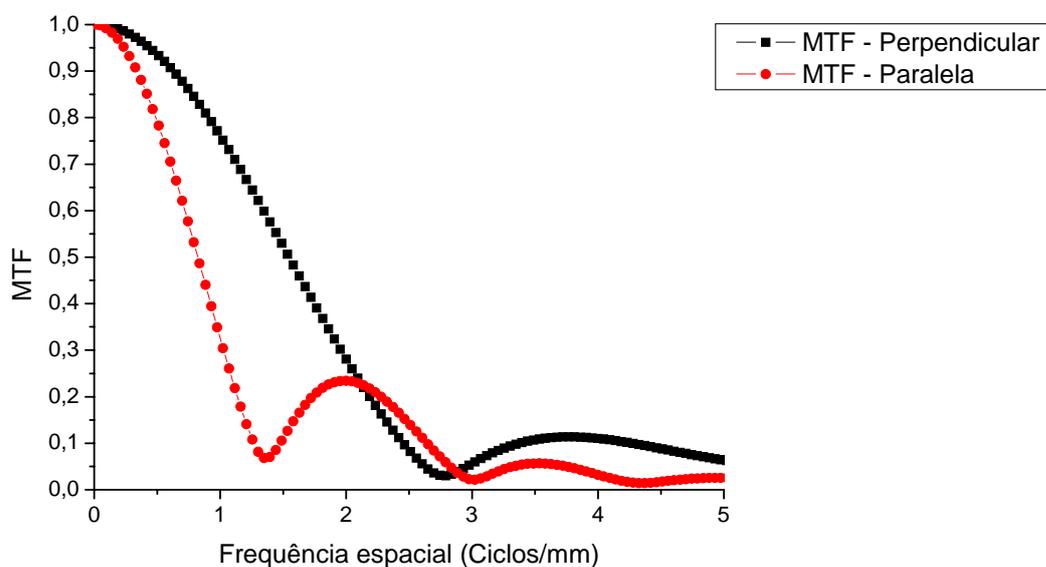


Figura 8.11 - *MTF* obtida no centro do campo do mamógrafo Lorad MIII da Santa Casa de São Carlos. Em vermelho (●) está representada a *MTF* na direção paralela e em preto (■) a *MTF* na direção perpendicular ao eixo catodo anodo.

A Figura 8.12, a seguir, mostra as funções de espalhamento de linha (LSF) para o mamógrafo GE DMR Senographe do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (Equipamento 2).

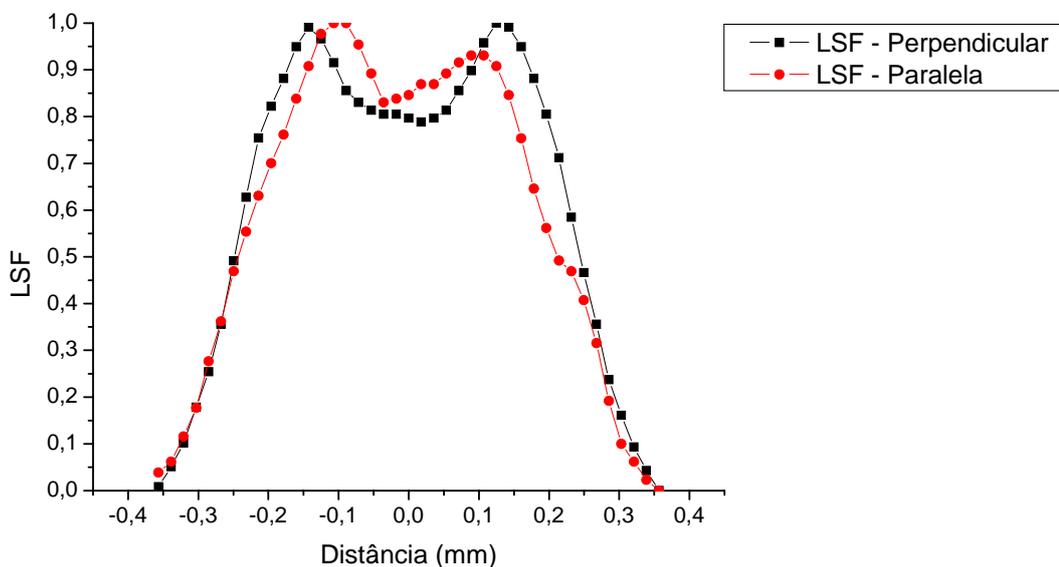


Figura 8.12 - LSF obtida no centro do campo do mamógrafo GE DMR Senographe do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. Em vermelho (●) está representada a LSF na direção paralela e em preto (■) a LSF na direção perpendicular ao eixo catodo anodo.

Por meio das LSF obtidas no centro do campo foram levantadas as funções de transferência de modulação (MTF). A Figura 8.13 possibilita visualizar a MTF obtida para o equipamento 2.

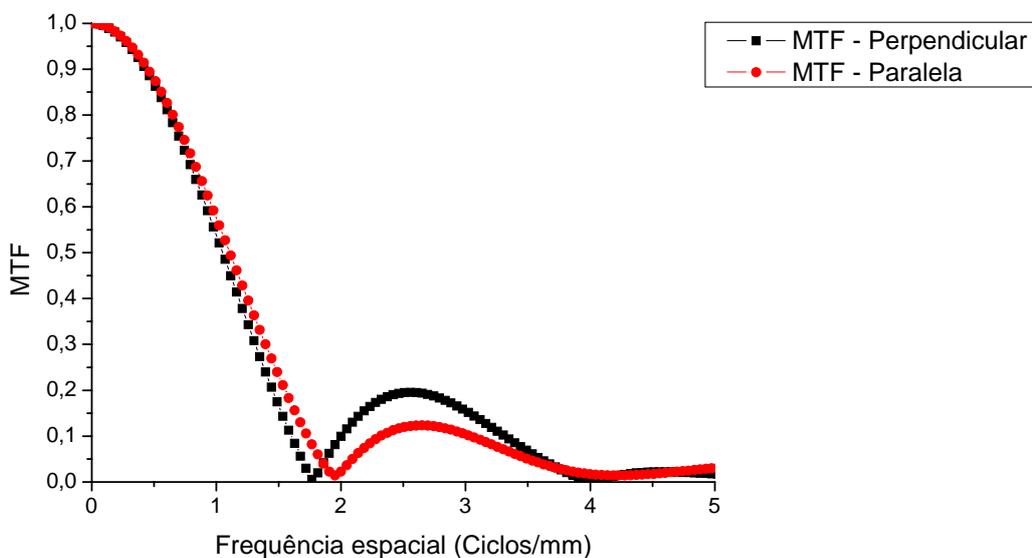


Figura 8.13 - MTF obtida no centro do campo do mamógrafo GE DMR Senographe do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. Em vermelho (●) está representada a MTF na direção paralela e em preto (■) a MTF na direção perpendicular ao eixo catodo anodo.

A Figura 8.14, a seguir, mostra as funções de espalhamento de linha (*LSF*) para o mamógrafo GE DMR Senographe do Hospital São Paulo da UNIFESP (Equipamento 3).

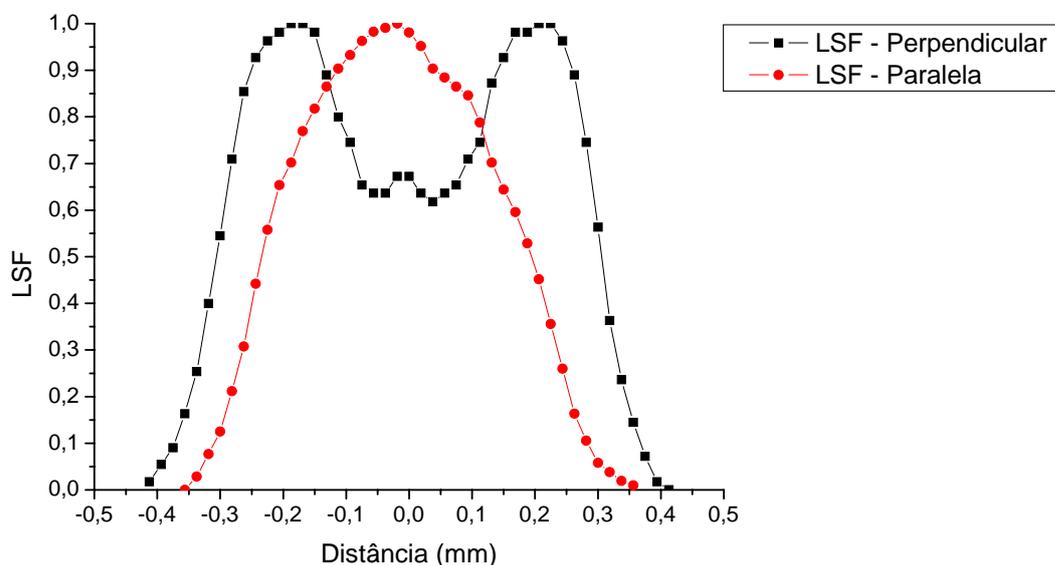


Figura 8.14 - *LSF* obtida no centro do campo do mamógrafo GE DMR Senographe do Hospital São Paulo da UNIFESP. Em vermelho (●) está representada a *LSF* na direção paralela e em preto (■) a *LSF* na direção perpendicular ao eixo catodo anodo.

Por meio das *LSF* obtidas no centro do campo foram levantadas as funções de transferência de modulação (*MTF*). A Figura 8.13 possibilita visualizar a *MTF* obtida para o equipamento 3.

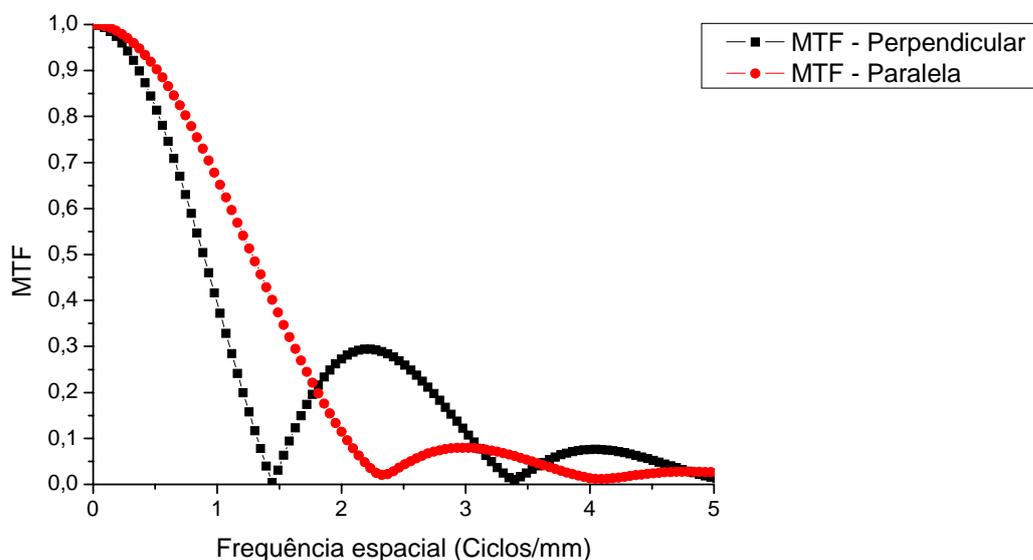


Figura 8.15 - *MTF* obtida no centro do campo do mamógrafo GE DMR Senographe do Hospital São Paulo da UNIFESP. Em vermelho (●) está representada a *MTF* na direção paralela e em preto (■) a *MTF* na direção perpendicular ao eixo catodo anodo.

Após o cálculo das funções de espalhamento e das funções de transferências será realizada uma análise das informações obtidas através de ambas às curvas. A Tabela 8.2 a seguir mostra os valores do primeiro mínimo da *MTF* e a frequência de corte, para ambas as direções, calculadas para cada equipamento mamográfico. O primeiro mínimo da *MTF* é uma medida da máxima frequência espacial (menor tamanho de objeto) que o equipamento é capaz de reproduzir na imagem, para uma determinada magnificação. A frequência de corte expressa a degradação de um objeto no plano imagem o qual ainda possui uma nitidez aceitável. Esses parâmetros fornecem uma informação a respeito da resolução espacial do equipamento mamográfico e pode ser usado como parâmetro de avaliação, em controle de qualidade, ou como parâmetro de comparação entre equipamentos. Para todos os dados da Tabela 8.2, foi considerada magnificação igual a 2,0.

Tabela 8.2 - Primeiro mínimo e a frequência de corte (ciclos/mm) da *MTF* de cada equipamento mamográfico, em duas direções, no centro do campo, calculado com o algoritmo computacional proposto.

Equipamento	Medida	Paralelo	Perpendicular
1	1º Mínimo da <i>MTF</i>	2,79	1,35
	Frequência de corte (-3dB)	1,12	0,59
2	1º Mínimo da <i>MTF</i>	1,77	1,95
	Frequência de corte (-3dB)	0,76	0,8
3	1º Mínimo da <i>MTF</i>	1,44	2,33
	Frequência de corte (-3dB)	0,65	0,91

A partir do cálculo da *MTF* dos equipamentos no centro, é possível, o cálculo da *MTF* em qualquer outra posição do campo a partir da medida na região central. Nesse caso, basta que o usuário entre com a posição desejada no sistema desenvolvido e a *LSF* e a *MTF* naquela posição são automaticamente calculadas.

Para a validação desse algoritmo, foram obtidas experimentalmente imagens da projeção da fenda com a mesa suporte posicionada em outras regiões no campo, e não apenas no centro do campo. Como a posição em que a mesa estava localizada (em relação ao centro do campo) pôde ser determinada a partir da imagem das esferas (Equação (7.7)), foi possível comparar a

medida experimental da LSF e da MTF em outras posições com as mesmas funções calculadas pelo algoritmo proposto, de modo a validar a metodologia proposta.

A seguir serão demonstrados os resultados obtidos com essa técnica para os três equipamentos. Para cada um dos equipamentos, além da medida da LSF e da MTF no centro do campo, já mostrada anteriormente, foi calculada também a LSF e a MTF do sistema com a mesa suporte posicionada em outra posição aleatória no campo. Com a mesa posicionada em uma posição qualquer, calculou-se a sua posição relativa no campo através da imagem das esferas.

Todas as medidas foram feitas nas direções paralela e perpendicular ao eixo catodo anodo. No entanto, na direção perpendicular, a distância também foi calculada, mas não foi necessário para validação, pois nessa direção as projeções do ponto focal não variam (DOI, 1977). A seguir serão apresentados os resultados obtidos para o equipamento 1 pertinente a LSF calculada pelo sistema desenvolvido a uma distância de 63,33 mm do centro do campo na direção do eixo catodo anodo.

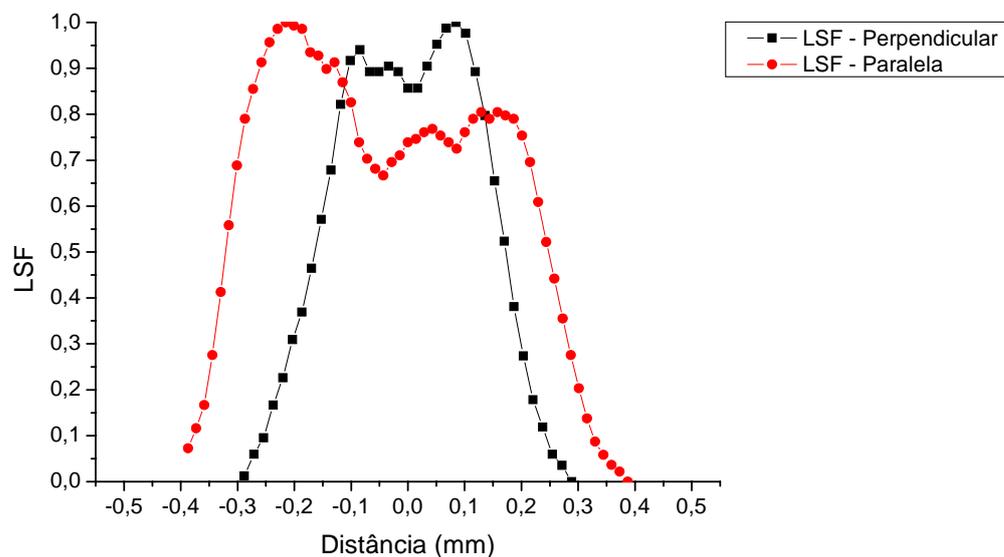


Figura 8.16 – Simulação da LSF a 63,33 mm do centro do campo na direção do eixo catodo-anodo.

A seguir serão apresentados os resultados obtidos para o equipamento 1 pertinente a MTF calculada pelo sistema desenvolvido a uma distância de 63,33 mm do centro do campo na direção do eixo catodo anodo.

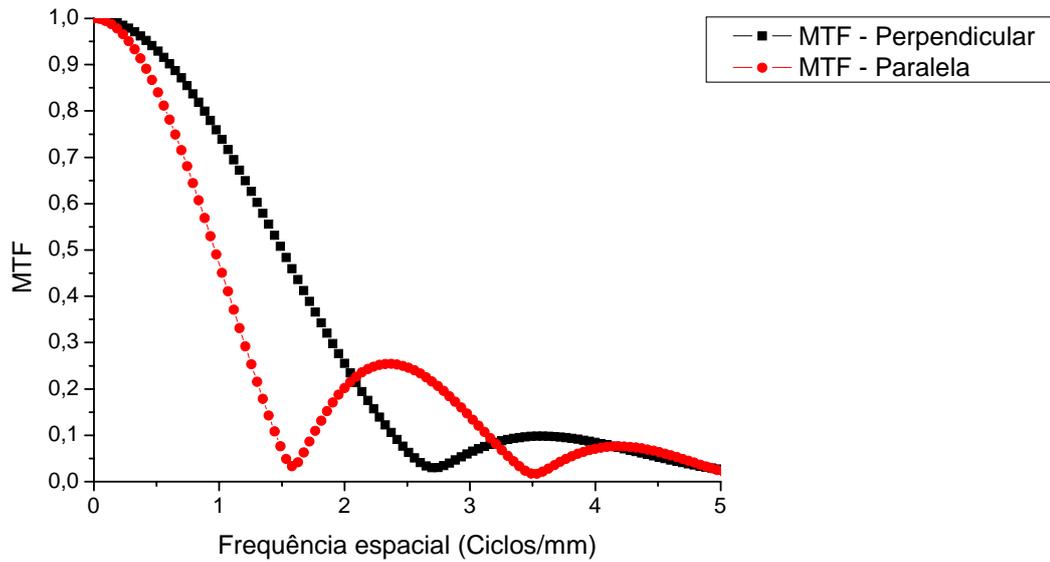


Figura 8.17 - Simulação da *MTF* a 63,33 do centro do campo na direção do eixo catodo-anodo.

A Figura 8.18 mostra a *LSF* do equipamento na direção paralela, medida experimentalmente no centro do campo (■) e a *LSF* calculada em outra posição (●), distante 63,33 mm do centro do campo, no sentido do anodo, na direção do eixo catodo-anodo. A Figura 8.19 mostra as respectivas *MTFs*, também calculadas pelo algoritmo desenvolvido.

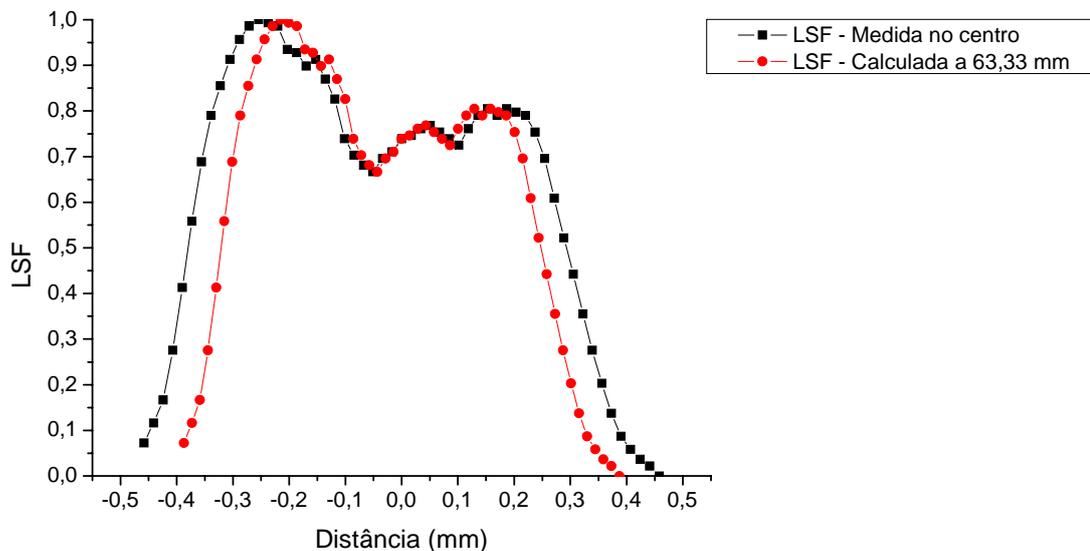


Figura 8.18 - Comparação entre a *LSF* obtida no centro do campo para o equipamento 1 na direção paralela ao eixo catodo-anodo (■) com a *LSF* calculada a 63,33 mm do centro, no sentido do anodo (●).

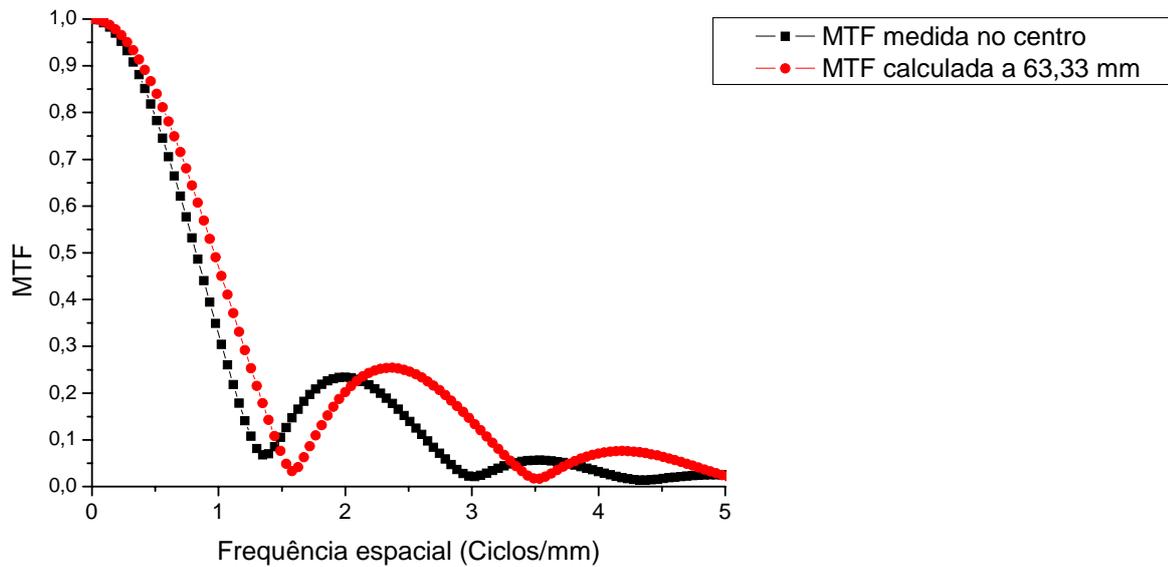


Figura 8.19 - Comparação entre a *MTF* obtida no centro do campo para o equipamento 1 na direção paralela ao eixo catodo-anodo (■) com a *MTF* calculada a 63,33 mm do centro, no sentido do anodo (●).

A seguir, o resultado obtido na simulação foi comparado com os valores experimentais da *LSF* e da *MTF* medidos com a mesa deslocada 63,33 mm do centro do campo para o Equipamento 1. Figura 8.20 mostra a comparação entre a *LSF* calculada e a *LSF* medida experimentalmente a 63,33 mm do centro do campo.

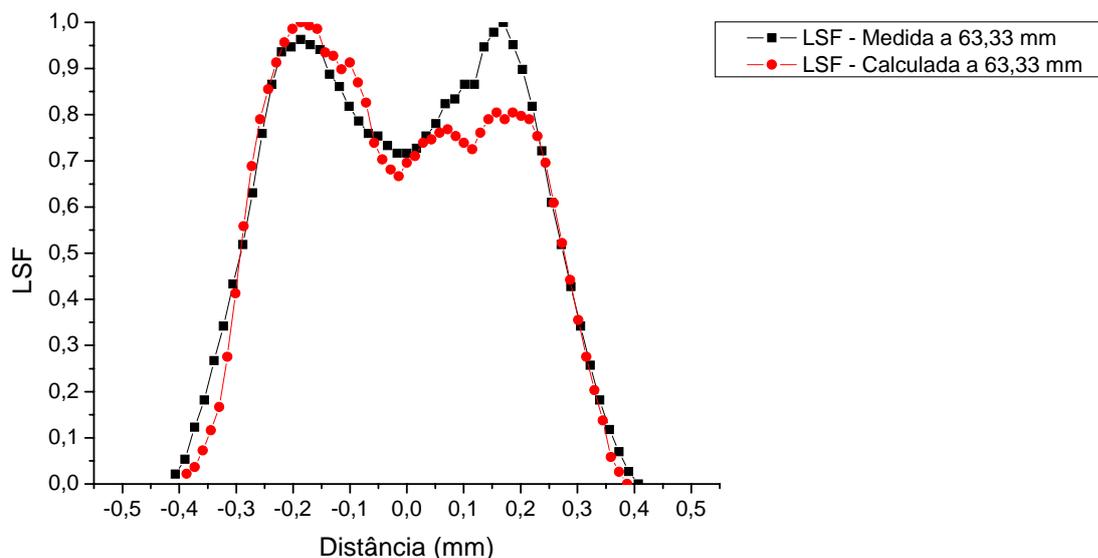


Figura 8.20 - Comparação entre a *LSF* calculada (●) para a uma determinada posição no campo (distante 63,33 mm do centro) e a *LSF* medida experimentalmente na mesma posição (■).

Por fim, foram obtidas as *MTF* para cada uma das *LSF* (calculada e medida) Pode-se observar na Figura 8.21 a pequena diferença entre a *MTF* medida experimentalmente e a *MTF* calculada pelo aplicativo computacional.

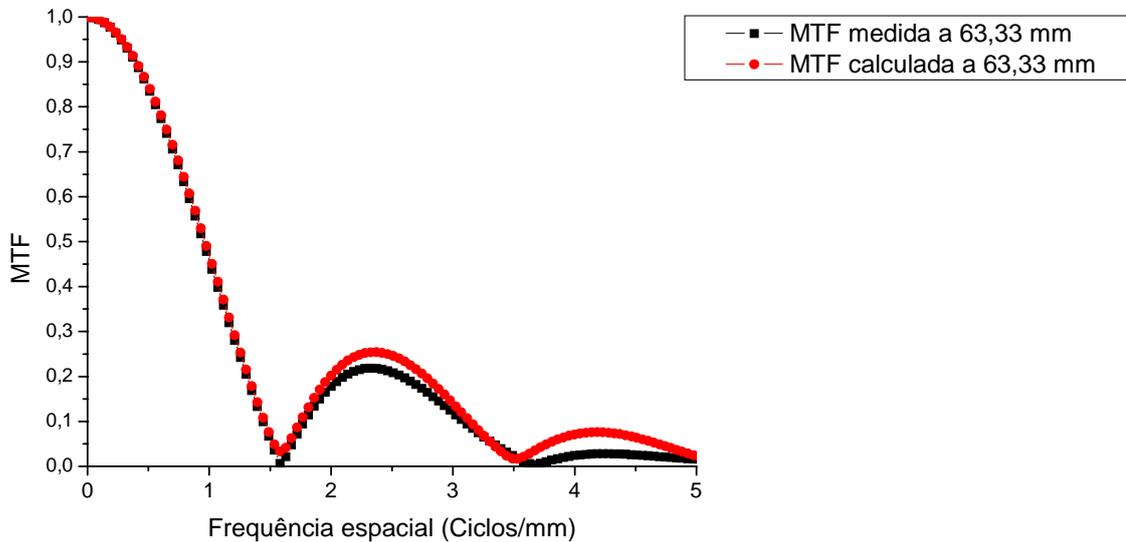


Figura 8.21 - Validação da metodologia proposta. Comparação entre a *MTF* calculada (●) (distante 63,33mm do centro) e a *MTF* medida experimentalmente na mesma posição (■).

A seguir serão apresentados os resultados obtidos para o equipamento 2 pertinente a *LSF* calculada pelo sistema desenvolvido a uma distância de 9,16 mm do centro do campo na direção do eixo catodo anodo.

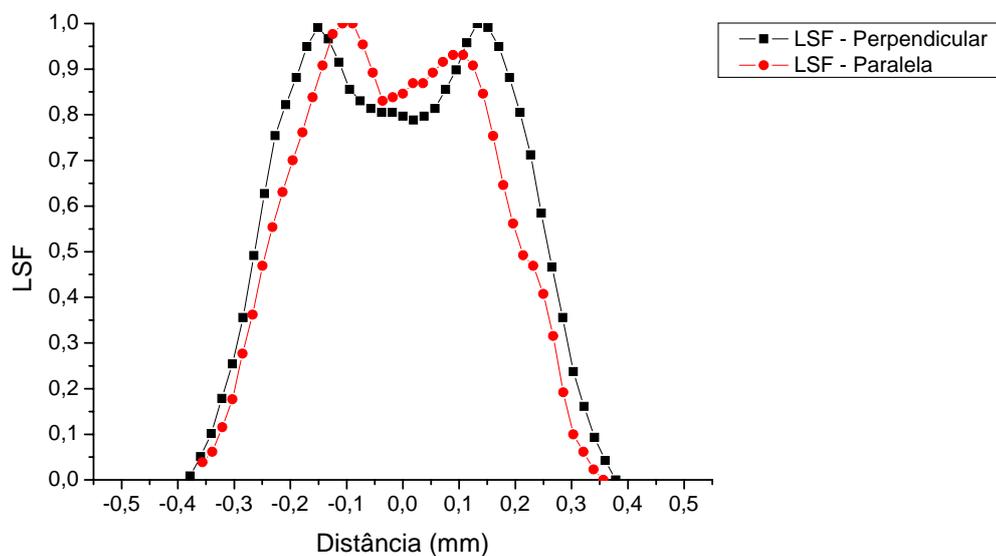


Figura 8.22 - Simulação da *LSF* a 9,16 mm do centro do campo na direção do eixo catodo-anodo.

A seguir serão apresentados os resultados obtidos para o equipamento 2 pertinente a *MTF* calculada pelo sistema desenvolvido a uma distância de 9,16 mm do centro do campo na direção do eixo catodo anodo.

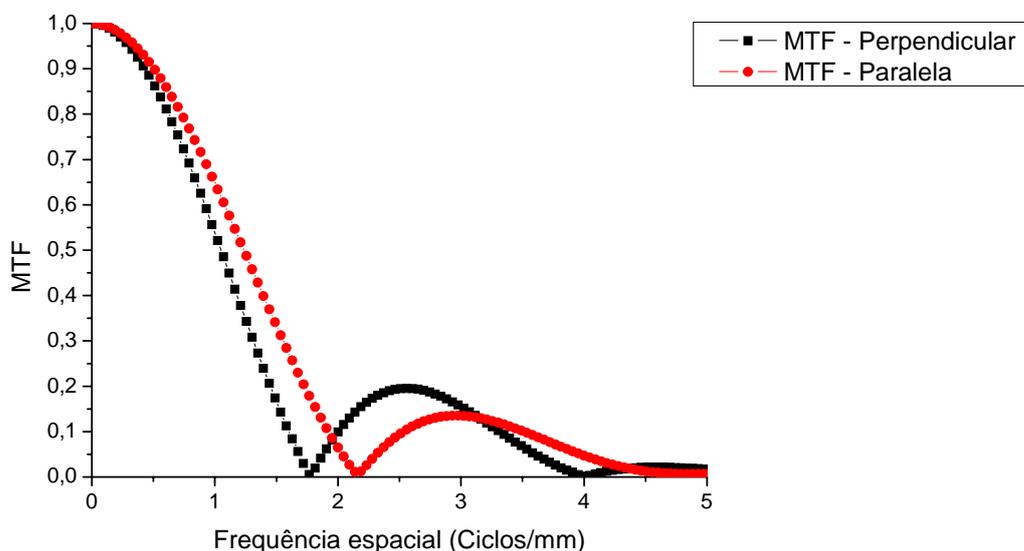


Figura 8.23 - Simulação da *MTF* a 9,16 mm do centro do campo na direção do eixo catodo-anodo.

A Figura 8.24 mostra a *LSF* do equipamento na direção paralela, medida experimentalmente no centro do campo (■) e a *LSF* calculada em outra posição (●), distante 9,16 mm do centro do campo, no sentido do anodo, na direção do eixo catodo-anodo. A Figura 8.25 mostra as respectivas *MTFs*, também calculadas pelo algoritmo desenvolvido.

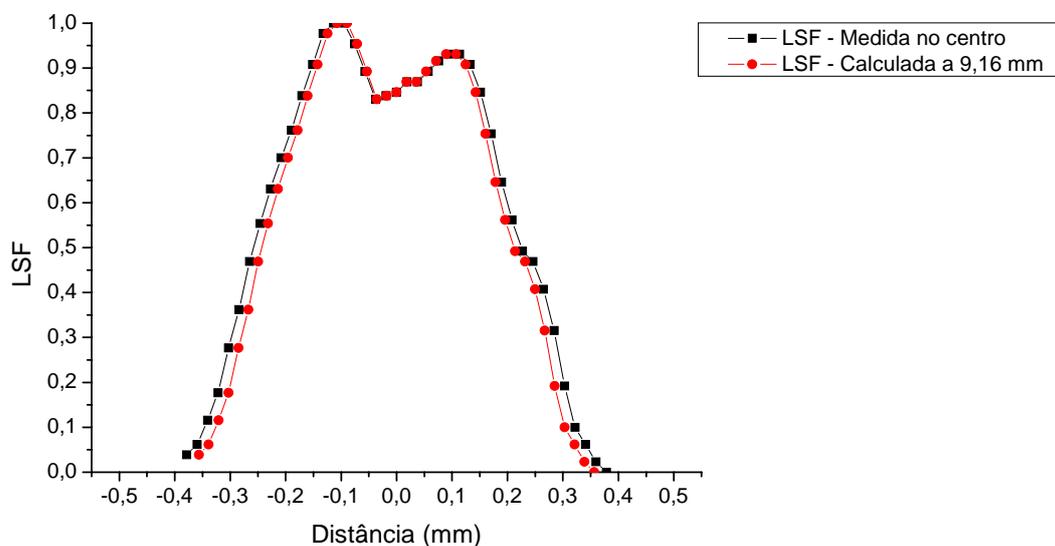


Figura 8.24 - Comparação entre a *LSF* obtida no centro do campo para o equipamento 2 na direção paralela ao eixo catodo-anodo (■) com a *LSF* calculada a 9,16 mm do centro, no sentido do anodo (●).

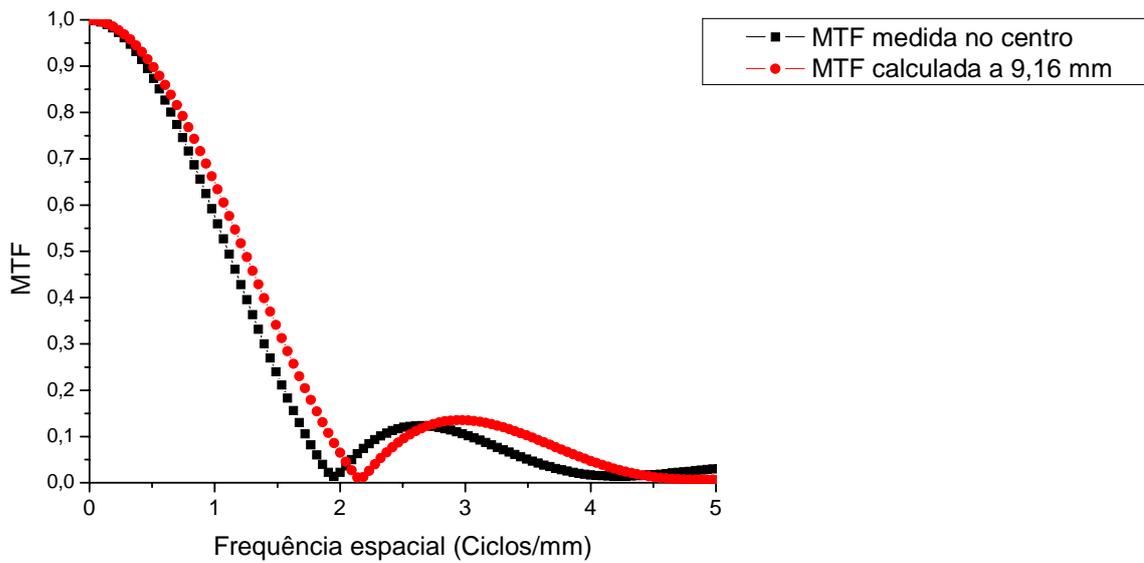


Figura 8.25 - Comparação entre a *MTF* obtida no centro do campo para o equipamento 2 na direção paralela ao eixo catodo-anodo (■) com a *MTF* calculada a 9,16 mm do centro, no sentido do anodo (●).

A seguir, o resultado obtido na simulação foi comparado com os valores experimentais da *LSF* e da *MTF* medidos com a mesa deslocada 9,16 mm do centro do campo para o equipamento 2. A Figura 8.26 mostra a comparação entre a *LSF* calculada e a *LSF* medida experimentalmente a 9,16 mm do centro do campo.

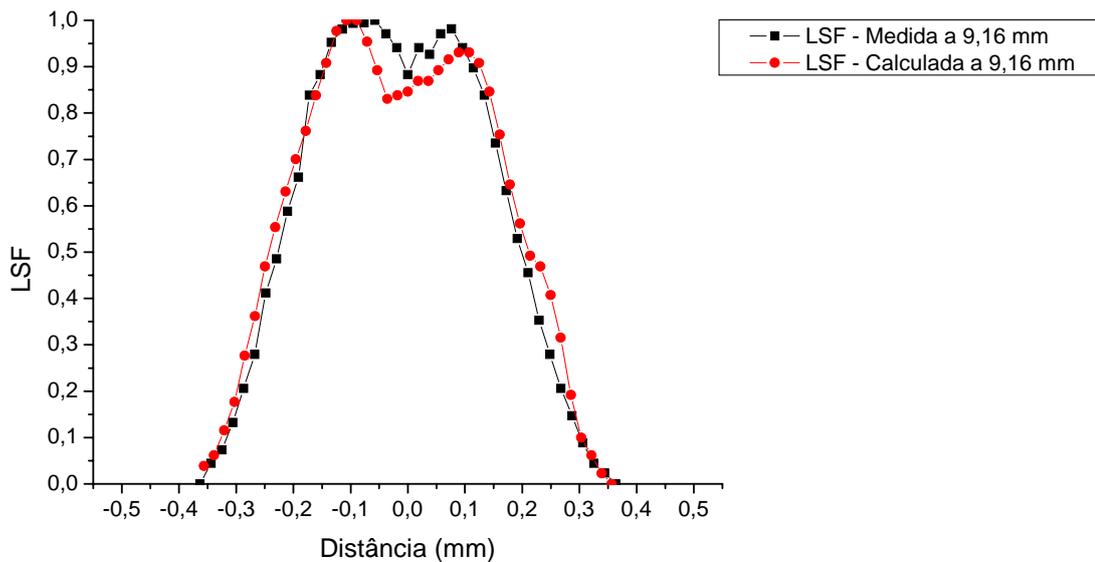


Figura 8.26 - Comparação entre a *LSF* calculada (●) para a uma determinada posição no campo (distante 9,16 mm do centro) e a *LSF* medida experimentalmente na mesma posição (■).

Assim, foram obtidas as MTF para cada uma das LSF (calculada e medida) Pode-se observar na Figura 8.21 a pequena diferença entre a MTF medida experimentalmente e a MTF calculada pelo aplicativo computacional.

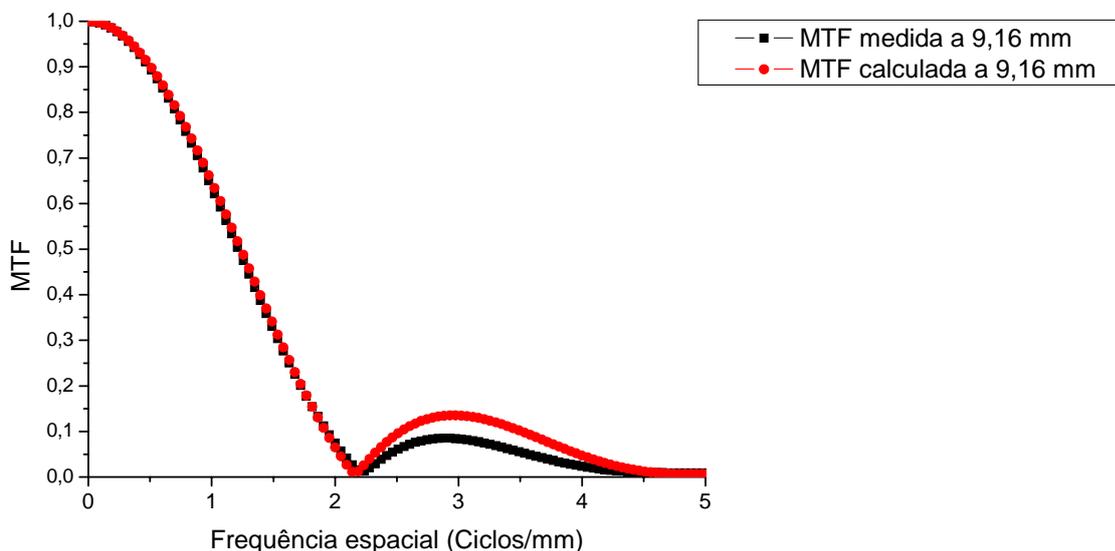


Figura 8.27 - Validação da metodologia proposta. Comparação entre a MTF calculada (●)(distante 9,16 mm do centro) e a MTF medida experimentalmente na mesma posição (■).

A seguir serão apresentados os resultados obtidos para o equipamento 3 pertinente a LSF calculada pelo sistema desenvolvido a uma distância de 8,65 mm do centro do campo na direção do eixo catodo anodo.

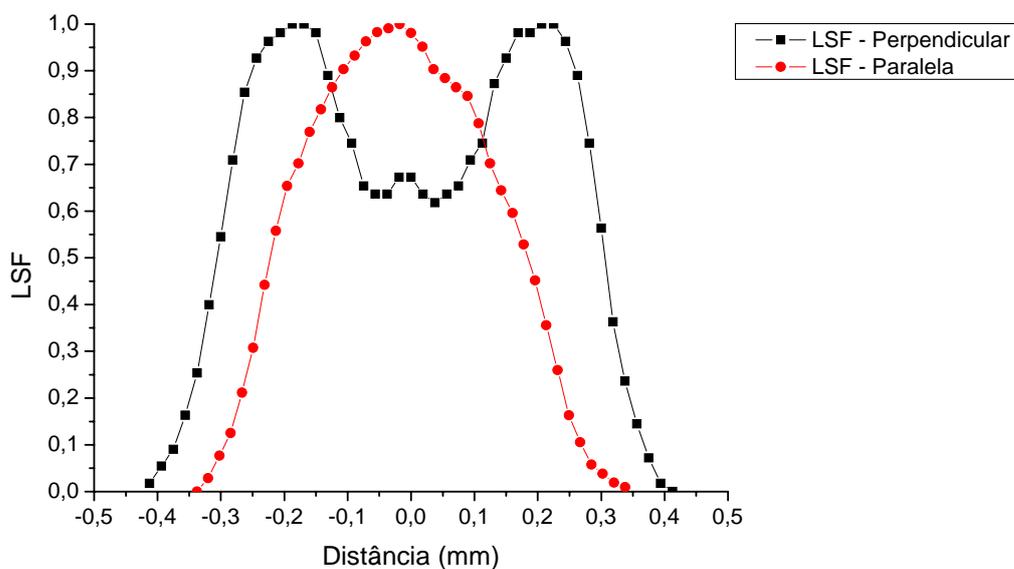


Figura 8.28 - Simulação da LSF a 8,65 mm do centro do campo na direção do eixo catodo-anodo.

A seguir serão apresentados os resultados obtidos para o equipamento 3 pertinente a MTF calculada pelo sistema desenvolvido a uma distância de 8,65 mm do centro do campo na direção do eixo catodo anodo.

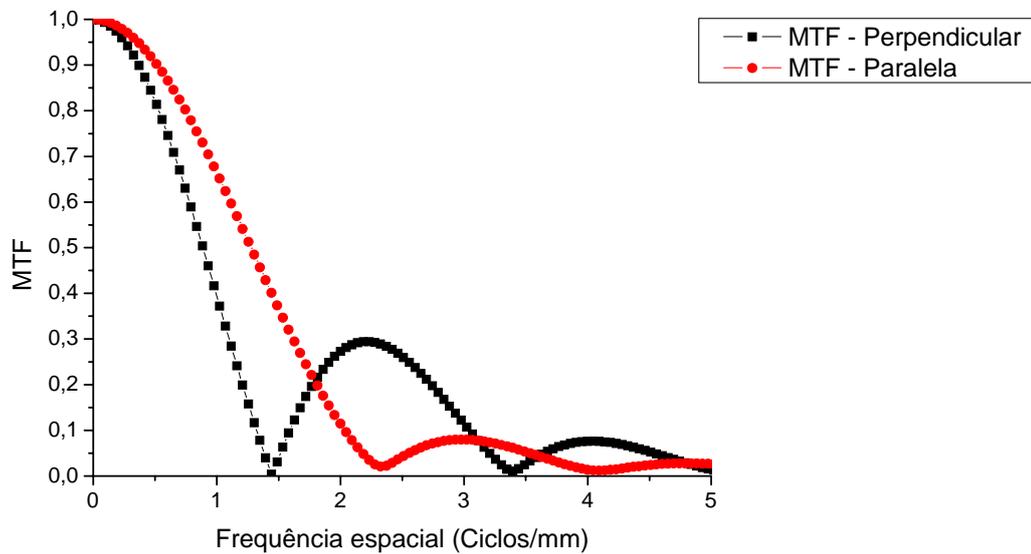


Figura 8.29 - Simulação da MTF a 8,65 mm do centro do campo na direção do eixo catodo-anodo.

A Figura 8.30 mostra a LSF do equipamento na direção paralela, medida experimentalmente no centro do campo (■) e a LSF calculada em outra posição (●), distante 8,65mm do centro do campo, no sentido do anodo, na direção do eixo catodo-anodo. A Figura 8.31 mostra as respectivas $MTFs$, também calculadas pelo algoritmo desenvolvido.

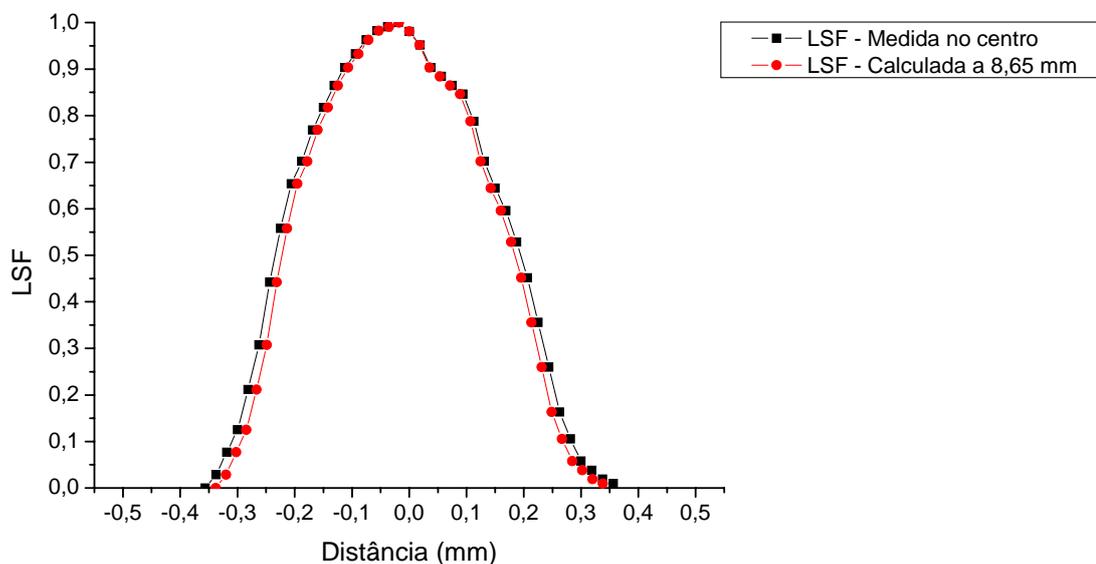


Figura 8.30 - Comparação entre a LSF obtida no centro do campo para o equipamento 3 na direção paralela ao eixo catodo-anodo (■) com a LSF calculada a 8,65 mm do centro, no sentido do anodo (●).

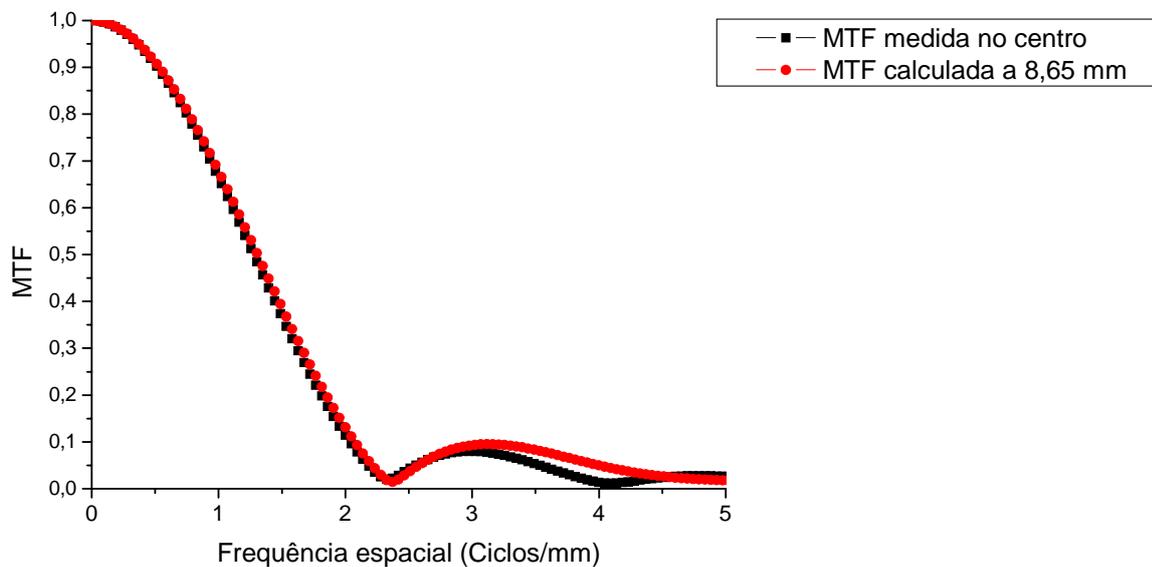


Figura 8.31 - Comparação entre a *MTF* obtida no centro do campo para o equipamento 3 na direção paralela ao eixo catodo-anodo (■) com a *MTF* calculada a 8,65 mm do centro, no sentido do anodo (●).

A seguir, o resultado obtido na simulação foi comparado com os valores experimentais da *LSF* e da *MTF* medidos com a mesa deslocada 8,65 mm do centro do campo para o equipamento 3. A Figura 8.32 mostra a comparação entre a *LSF* calculada e a *LSF* medida experimentalmente a 8,65 mm do centro do campo.

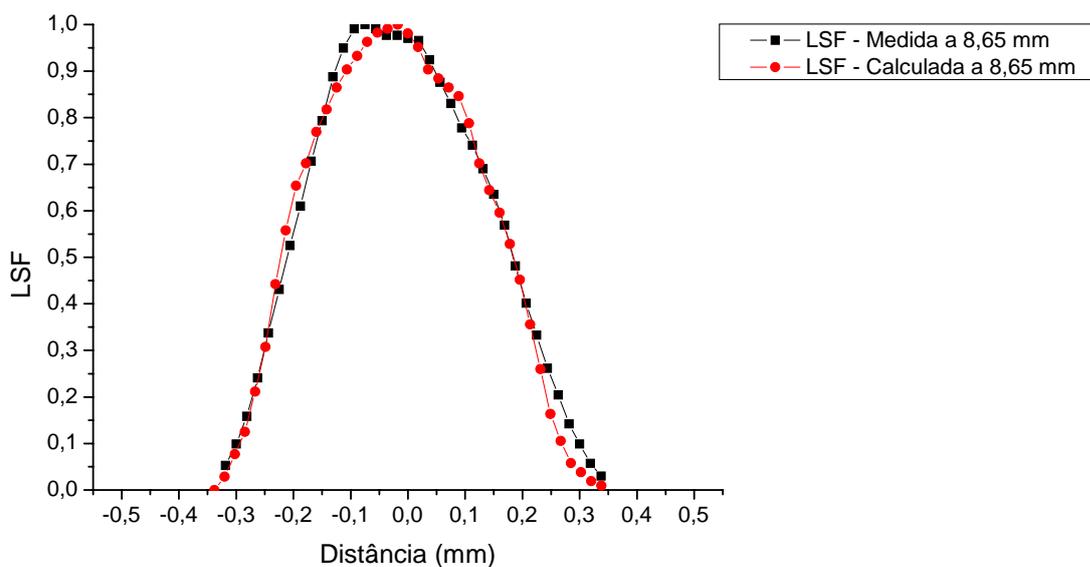


Figura 8.32 - Comparação entre a *LSF* calculada (●) para a uma determinada posição no campo (distante 9,16 mm do centro) e a *LSF* medida experimentalmente na mesma posição (■).

Assim, foram obtidas as *MTF* para cada uma das *LSF* (calculada e medida) Pode-se observar na Figura 8.21 a pequena diferença entre a *MTF* medida experimentalmente e a *MTF* calculada pelo aplicativo computacional.

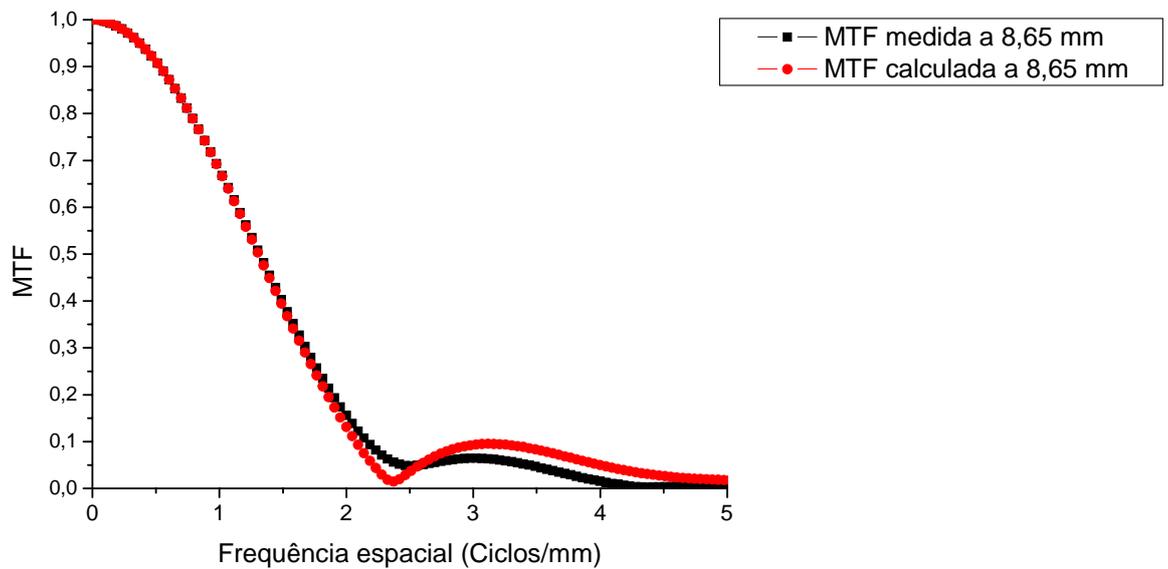


Figura 8.33 - Validação da metodologia proposta. Comparação entre a *MTF* calculada (●)(distante 8,65 mm do centro) e a *MTF* medida experimentalmente na mesma posição (■).

A Tabela 8.3 mostra os resultados obtidos nos testes de validação. Para cada equipamento, foi comparado o valor do primeiro mínimo da *MTF* obtida experimentalmente naquela determinada posição com o valor obtido a partir da simulação computacional.

Tabela 8.3 - Primeiro mínimo da *MTF* de cada equipamento mamográfico, para direção paralela ao eixo catodo-anodo nas posições avaliadas no campo. Comparação dos valores medidos experimentalmente com os valores calculados com o algoritmo de simulação.

Equipamento	1º Mínimo da <i>MTF</i> (Ciclos/mm)		Diferença (%)
	Medido	Calculado	
1	1,58	1,58	0
2	2,09	2,13	1,91
3	2,51	2,37	5,57
Erro médio (%)			2,49

A Tabela 8.4 demonstra resultados complementares aos da Tabela 8.3. Para cada equipamento, foi comparado o valor da frequência de corte da *MTF* obtida experimentalmente naquela determinada posição com o valor obtido a partir da simulação computacional.

Tabela 8.4 – Frequência de corte da *MTF* de cada equipamento mamográfico, para direção paralela ao eixo catodo-anodo nas posições avaliadas no campo. Comparação dos valores medidos experimentalmente com os valores calculados com o algoritmo de simulação.

Equipamento	Frequência de corte (-3dB) (Ciclos/mm)		Diferença (%)
	Medido	Calculado	
1	0,70	0,69	1,42
2	0,88	0,90	2,27
3	0,93	0,93	0
Erro médio (%)			1,23

Os testes experimentais com o algoritmo desenvolvido para aferir o tamanho do ponto focal sem necessidade de alinhamento prévio também foram realizados nos equipamentos mamográficos que foram utilizados para as medidas de *MTF*. Para todos eles, o tamanho do ponto focal no centro do campo foi obtido sem alinhamento, a partir da metodologia proposta. Assim, para os equipamentos avaliados, primeiramente foram calculadas as medidas do ponto focal nas direções paralelo e perpendicular ao eixo catodo-anodo utilizando a metodologia de avaliação sem necessidade de alinhamento prévio. Os resultados foram calculados a partir das duas projeções do ponto focal obtidas em uma posição aleatória no campo. A Tabela 8.5 apresenta os valores obtidos para todos os equipamentos já descritos em conjunto com a análise da incerteza no processo de medida.

Tabela 8.5 - Resultados obtidos para tamanho do ponto focal utilizando a metodologia que não necessita de alinhamento com raio central do feixe. Para cada um dos resultados foi calculada a incerteza da medida.

Equip.	Posição	Distância ao centro (mm)	Dimensão do ponto focal (mm)	
			Paralelo	Perpendicular
1	1	63,33 ± 2,2	0,56 ± 0,016	0,32 ± 0,012
	2 (10mm x m)	84,39 ± 2,8	0,50 ± 0,015	0,32 ± 0,012
	Centro (calculado)	0	0,69 ± 0,070	0,32 ± 0,012
2	1	9,16 ± 1,14	0,44 ± 0,018	0,52 ± 0,02
	2 (10mm x m)	29,66 ± 1,61	0,41 ± 0,017	0,52 ± 0,02
	Centro (calculado)	0	0,45 ± 0,040	0,52 ± 0,02
3	1	8,65 ± 1,10	0,34 ± 0,014	0,58 ± 0,02
	2 (10mm x m)	29,45 ± 1,58	0,40 ± 0,015	0,58 ± 0,02
	Centro (calculado)	0	0,42 ± 0,016	0,58 ± 0,02

Para compor o quadro das incertezas padrão para o tamanho do ponto focal foram analisadas as seguintes variáveis: o tamanho do pixel (T_p), o resultado obtido com o método *FWHM*, o diâmetro da fenda ou pinhole (d) e a medida do fator de alargamento E , conforme descrito na Equação (7.8), a qual foi utilizada para realizar a medida das dimensões do ponto focal.

Cada um dos itens descritos foi analisado de forma separada e ao fim a incerteza padrão do tamanho do ponto focal foi calculada tomando como base uma análise estatística geral de todos os parâmetros de entrada.

A incerteza relacionada ao tamanho do pixel (T_p) foi obtida através de uma análise estatística e do certificado de calibração do sistema utilizado para medida do bloco padrão, conforme descrito no item 8.1 desse capítulo. A incerteza para o *pinhole* foi obtida através das suas especificações técnicas. Para calcular o erro na medida do método *FWHM* foi realizada uma análise estatística de uma série de observações utilizando esse método para uma mesma imagem do ponto focal, assumindo o seu desvio padrão como medida da incerteza. Assim, utilizando a Equação 2.7 para incertezas não correlacionadas foi obtido o valor da incerteza padrão para a medida do ponto focal.

A análise da imagem do *DVA* e das duas projeções do ponto focal em uma posição qualquer do campo permite a medida de outros parâmetros como a magnificação radiográfica (m), a distância foco-imagem (*DFI*) e o ângulo de inclinação do anodo com precisão, conforme metodologia já descrita no relatório anterior. Os resultados obtidos para os equipamentos mamográficos avaliados podem ser observados na Tabela 8.6 a seguir.

Tabela 8.6 - Resultados calculados para a magnificação radiográfica (m), a distância foco-imagem (*DFI*) e o ângulo de inclinação do anodo para os equipamentos avaliados. Para cada um dos resultados foi calculada a incerteza da medida.

Equipamento.	<i>DFI</i> (mm)	m	α (°)
1	649,95 ± 10,5	2,10 ± 0,020	22,95 ± 2
2	689,19 ± 8,81	2,05 ± 0,027	12,82 ± 1
3	685,63 ± 8,40	2,08 ± 0,027	13,77 ± 1

Para o cálculo da incerteza da magnificação (m) levou-se em consideração a distância real entre as esferas, a qual a incerteza foi obtida através das especificações técnicas do dispositivo, e a distância obtida na imagem, onde a incerteza foi calculada através do desvio padrão de uma série de amostras. Para o cálculo da incerteza padrão de DFI foi utilizada a incerteza para a magnificação m anteriormente calculada e a incerteza de DOI obtida através do certificado de calibração da régua graduada. Para α a incerteza calculada foi obtida através da análise da Equação (7.10), onde são calculadas as incertezas para Un_n , e K e DFI .

A última etapa dos procedimentos experimentais, os valores dos desalinhamentos foram enviados à placa controladora dos motores de passo da base móvel e a mesa foi alinhada com o centro do campo. As dimensões do ponto focal foram obtidas no centro do campo e os resultados foram comparados com os valores calculados com a metodologia sem o alinhamento. Os valores obtidos são apresentados na Tabela 8.7.

Tabela 8.7 - Dimensões do ponto focal no centro do campo para os equipamentos mamográficos. Os valores foram calculados pela metodologia proposta sem alinhamento (coluna à esquerda) e comparados com os valores obtidos experimentalmente no centro do campo, após o alinhamento automático do sistema utilizando a mesa de alinhamento automático desenvolvida nesse trabalho.

Equip.	Direção	Dimensões do ponto focal no centro do campo (mm)		Diferença (%)
		(Calculadas sem alinhamento)	(Medidas com a mesa alinhada)	
1	Paralelo	0,69 ± 0,070	0,67 ± 0,018	2,98
	Perpendicular	0,32 ± 0,012	0,34 ± 0,012	5,88
2	Paralelo	0,45 ± 0,040	0,47 ± 0,019	4,25
	Perpendicular	0,52 ± 0,020	0,52 ± 0,020	0,92
3	Paralelo	0,42 ± 0,016	0,41 ± 0,015	2,43
	Perpendicular	0,58 ± 0,020	0,59 ± 0,020	1,69
Erro Médio (%)				3,02

8.4. – Método computacional para determinação do NPS.

Para validar a metodologia proposta nesse capítulo, foram realizados testes em imagens simuladas com características conhecidas (WANG *et al.* 2000). As imagens foram simuladas através da adição de ruído gaussiano em uma imagem uniforme utilizando o *Matlab* 2006. As imagens

simuladas foram posteriormente salvas em formato TIFF com 16 bits. Assim, como no trabalho proposto por Albuquerque (ALBUQUERQUE, 2001), todas as análises para validação assumiram o tamanho de pixel “virtual” de $70 \mu\text{m}$, já que as imagens foram simuladas e não digitalizadas. Os testes de validação foram realizados utilizando um espaço amostral composto por 100 figuras de ruído (n) as quais possuíam as dimensões de 256×256 ($N \times N$). Nessas imagens foram adicionados ruído gaussiano com média nula e variâncias de 2×10^{-2} , 2×10^{-3} , 2×10^{-4} , 2×10^{-5} e 2×10^{-6} , respectivamente. Obteve-se como resultado da análise a sensibilidade da estimativa ao ruído aditivo, onde a energia espectral varia de forma proporcional ao aumento da variância do ruído gaussiano. A Figura 8.34 demonstra os resultados obtidos com a validação da técnica.

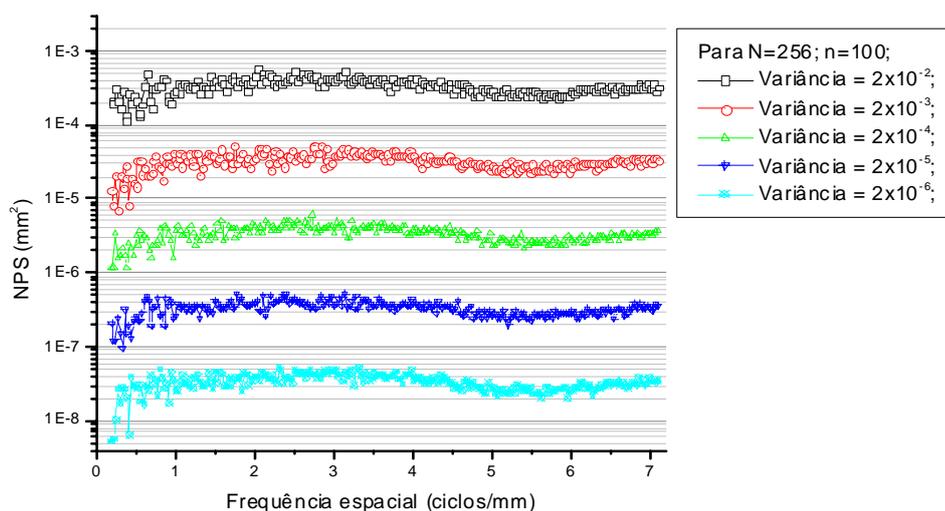


Figura 8.34 - Resultados obtidos para a validação do método de obtenção do NPS

Os valores obtidos para as imagens simuladas foram significativamente semelhantes aos valores apresentados no trabalho de Albuquerque (ALBUQUERQUE, 2001). Dessa forma, é possível concluir que o sistema está validado e apto para realizar medidas referentes a densidade espectral de ruído NPS.

A seguir serão apresentados os resultados obtidos com os três equipamentos mamográficos avaliados. Foram utilizadas duas tensões para cada equipamento sendo 24 e 28 kVp. Com a variação da medida do mAs foi possível obter leituras diferentes para doses no sistema. Para essas medidas

foram utilizadas um total de 400 amostras (200 para cada imagem uniforme) de tamanho 256 x 256 *pixels* e com tamanho do *pixel* de 0,042 mm. A seguir serão apresentados os resultados para o equipamento 1 utilizando 24 kVp.

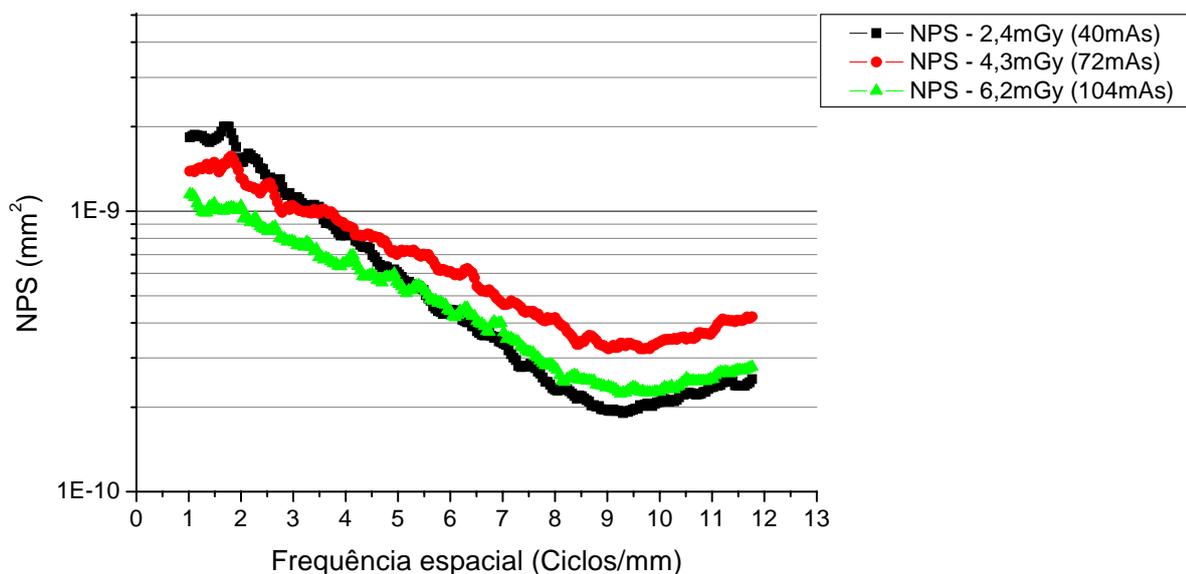


Figura 8.35 - Densidade espectral de ruído (NPS) calculada para o equipamento 3 com tensão de 24 kVp e diferentes valores de doses

O erro calculado para os NPS obtidos na Figura utilizando a Equação (4.7) é 0.00128. A seguir a apresentação dos resultados obtidos com 28 kVp para o equipamento 1.

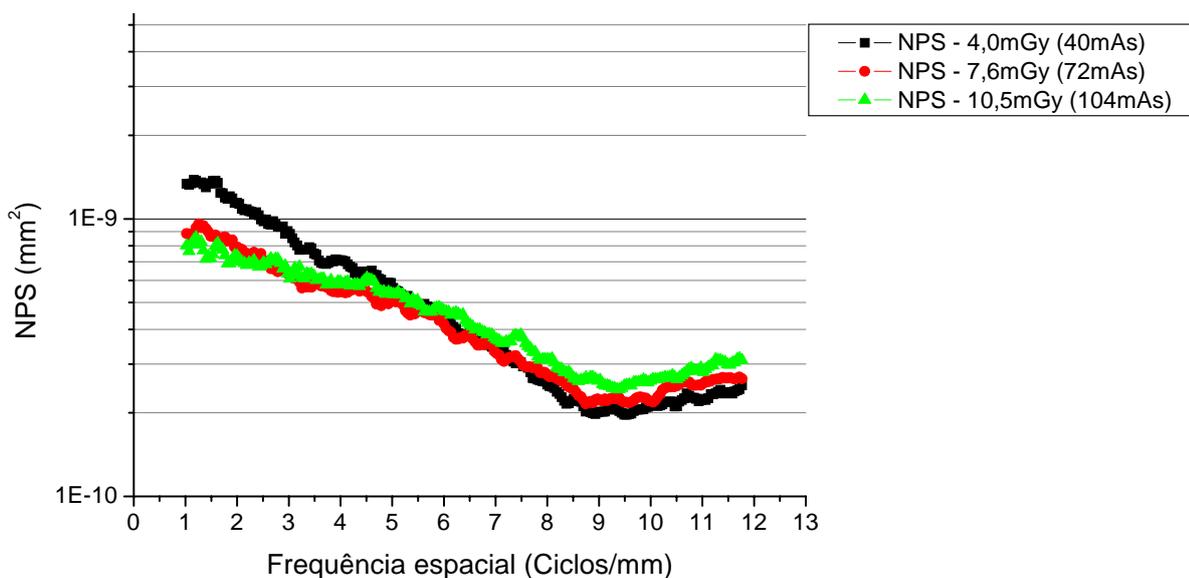


Figura 8.36 - Densidade espectral de ruído (NPS) calculada para o equipamento 3 com tensão de 24 kVp e diferentes valores de doses

Apresentação dos resultados para o Equipamento 2 utilizando 24kVp.

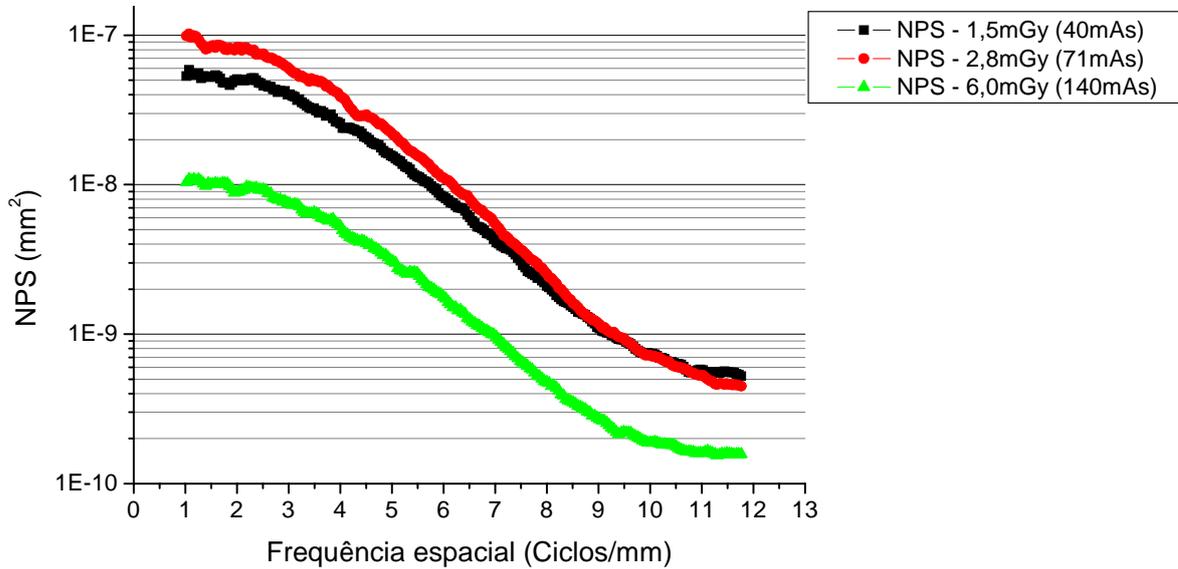


Figura 8.37 - Resultados obtidos para o equipamento 2 utilizando 24kVp.

Apresentação dos resultados para o Equipamento 2 utilizando 28kVp.

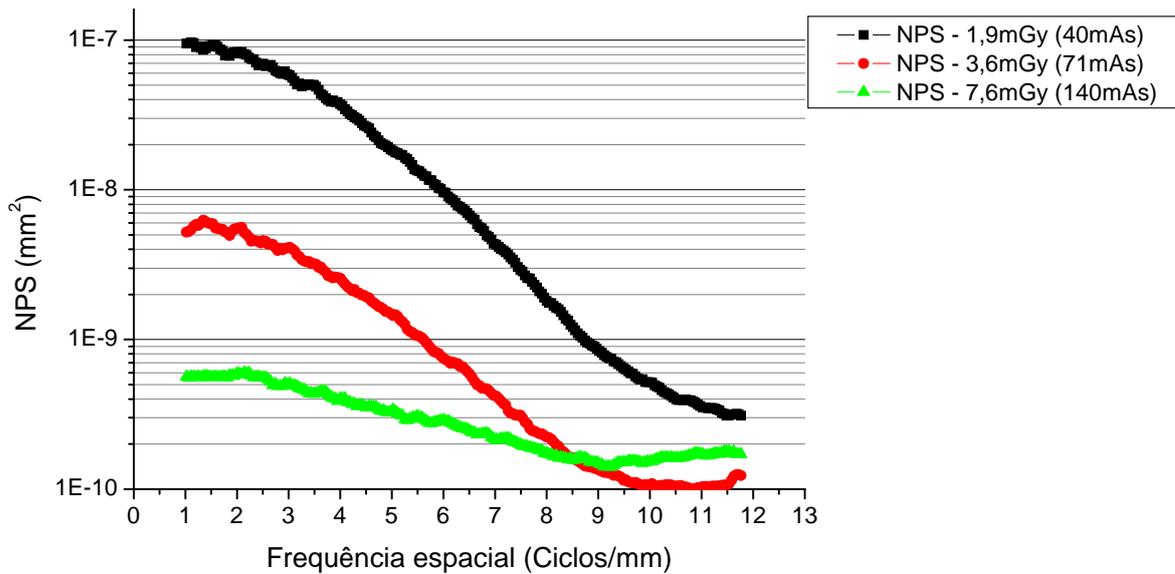


Figura 8.38 - Resultados obtidos para o equipamento 2 utilizando 28 kVp.

O erro calculado para ambos os experimentos foi de 0,00128.

Apresentação dos resultados para o Equipamento 3 utilizando 24kVp.

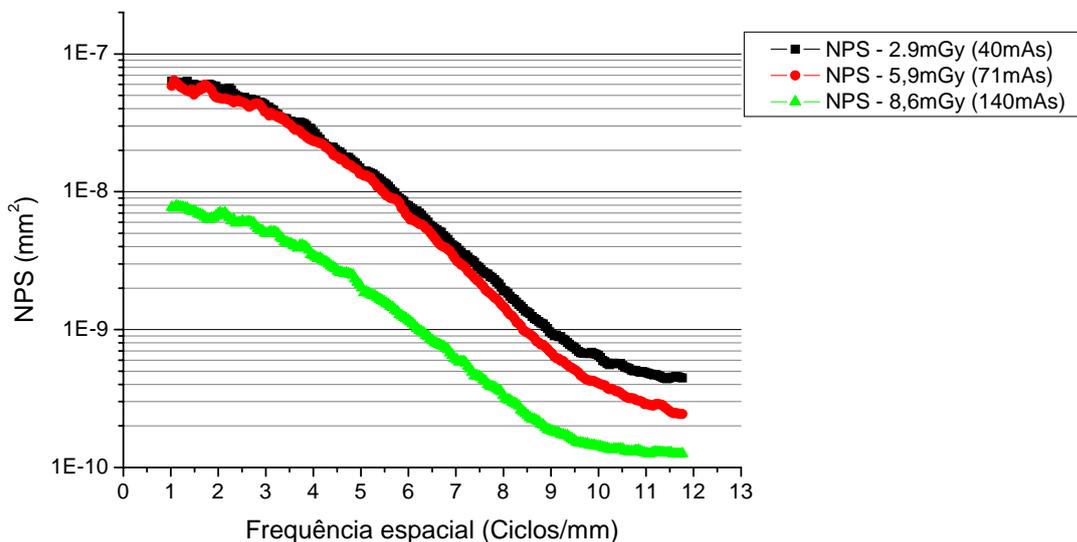


Figura 8.39 - Densidade espectral de ruído (NPS) calculada para o equipamento 3 com tensão de 24 kVp e diferentes valores de doses.

Apresentação dos resultados para o Equipamento 3 utilizando 28kVp.

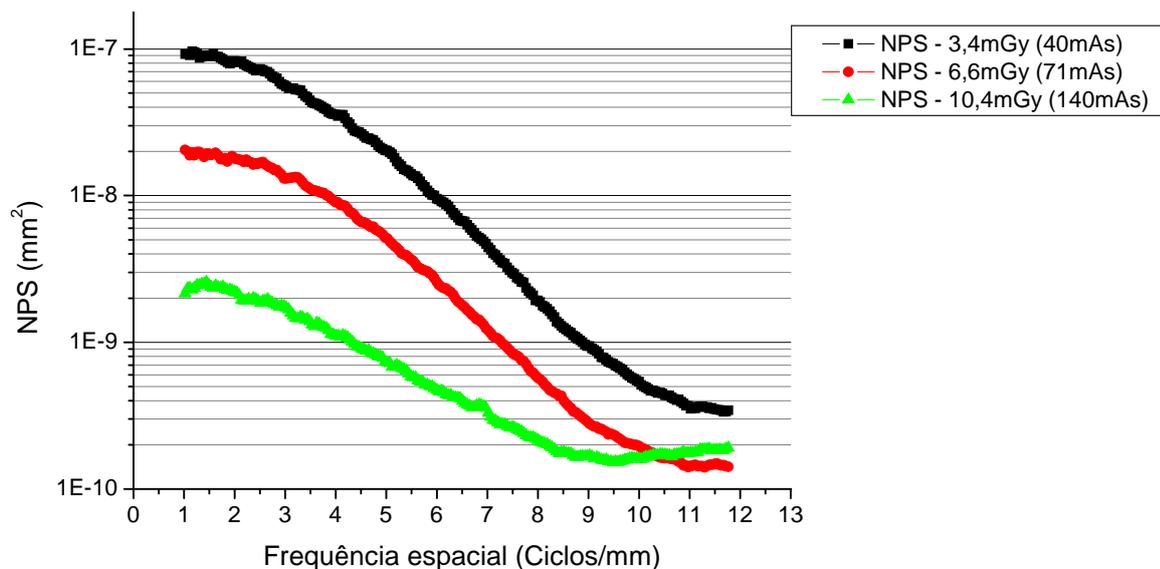


Figura 8.40 - Densidade espectral de ruído (NPS) calculada para o equipamento 3 com tensão de 28kVp e diferentes valores de doses.

O erro calculado para ambos os experimentos foi de 0,00128.

8.5. – Método computacional para determinação da curva H&D.

A seguir serão apresentados os resultados obtidos para as curvas sensitométricas dos equipamentos mamográficos avaliados. Obtendo-se a curva de atenuação para o equipamento, utilizando o *phantom de sensitometria* e tendo obtido também a curva característica do digitalizador, é possível realizar o levantamento das densidades ópticas para cada um dos degraus das imagens obtidas com um sistema de registro e relacioná-las com as exposições relativas. Utilizando a metodologia proposta anteriormente foram obtidos os valores de atenuação do *phantom* para as tensões de 24 e 28 kVp para cada equipamento. As Tabelas 8.8 e 8.9 a seguir apresentam as doses obtidas para cada espessura de alumínio utilizando as tensões de 24 e 28 kVp com o equipamento 1.

Tabela 8.8 - Doses obtidas para cada espessura de alumínio do *phantom de sensibilidade* para 24 kVp com equipamento 1.

Espessura (mm Al)	Dose (mGy)
0	4,823 ± 0,24
0,1 ± 0,01	3,974 ± 0,20
0,2 ± 0,01	3,332 ± 0,16
0,3 ± 0,01	2,822 ± 0,14
0,4 ± 0,01	2,397 ± 0,11
0,5 ± 0,01	2,054 ± 0,10
0,6 ± 0,01	1,773 ± 0,08
0,7 ± 0,01	1,545 ± 0,07
0,8 ± 0,01	1,345 ± 0,06
0,9 ± 0,01	1,173 ± 0,05

Tabela 8.9 - Doses obtidas para cada espessura de alumínio do *phantom de sensibilidade* para 28 kVp com equipamento 1.

Espessura (mm Al)	Dose (mGy)
0	5,261 ± 0,26
0,1 ± 0,01	4,438 ± 0,22
0,2 ± 0,01	3,795 ± 0,19
0,3 ± 0,01	3,268 ± 0,16
0,4 ± 0,01	2,837 ± 0,14
0,5 ± 0,01	2,468 ± 0,12
0,6 ± 0,01	2,169 ± 0,10
0,7 ± 0,01	1,907 ± 0,09
0,8 ± 0,01	1,688 ± 0,08
0,9 ± 0,01	1,451 ± 0,07
1,0 ± 0,01	1,298 ± 0,06

Conforme as informações obtidas nas Tabelas 8.8 e 8.9 é possível realizar o levantamento das curvas de atenuação do sistema, dado pelo equipamento 1, para as tensões de 24 e 28 kV, mostradas respectivamente nas Figuras 8.41 e 8.42.

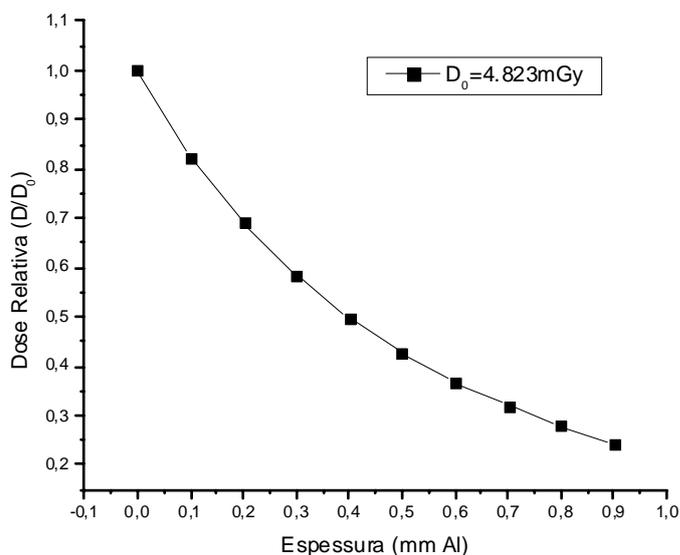


Figura 8.41 - Curva de atenuação do equipamento 1 para tensão de 24 kVp e dose de 4,823 mGy

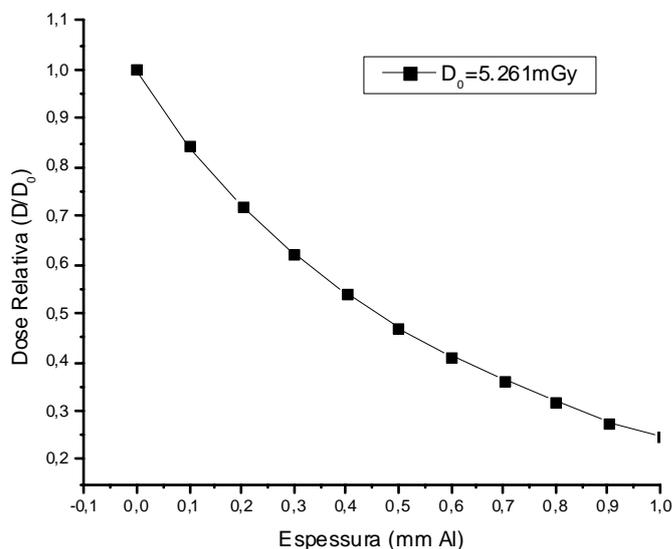


Figura 8.42 - Curva de atenuação do equipamento 1 para tensão de 28 kVp e dose de 5,261mGy.

A partir dos dados obtidos pertinentes à dose relativa e as informações adquiridas através do polinômio de grau 3 descrito pela Equação 7.12, é possível obter a curva sensitométrica do

equipamento 1 para ambas as tensões. Nesse sentido a Figura 8.43 apresenta os resultados do sistema CR, utilizado como sistema de registro do equipamento 1 para a tensão de 24kVp.

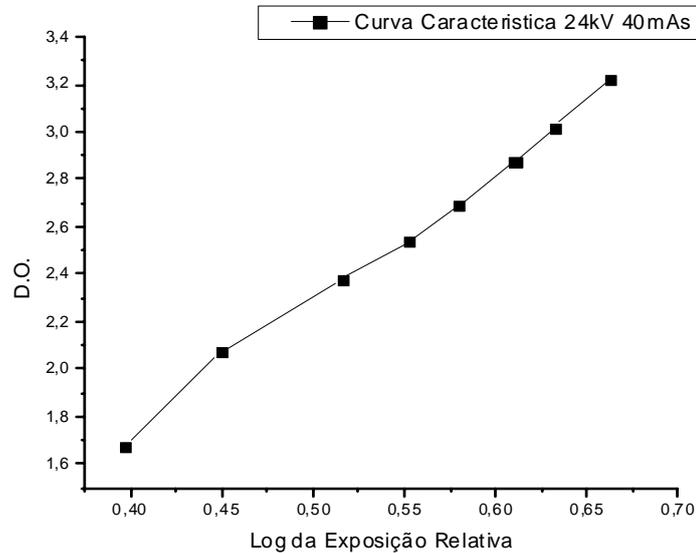


Figura 8.43 - Curva sensiométrica obtida para o equipamento 1 com a tensão de 24 kVp.

A Figura 2.11 mostra os resultados alcançados com o sistema de registro digital CR, empregado em conjunto ao equipamento 1 para obtenção da curva sensiométrica para a tensão de 28kV.

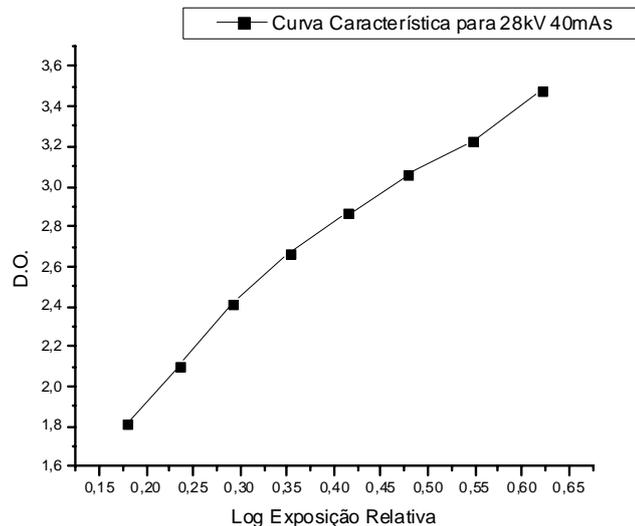


Figura 8.44 - Curva sensiométrica obtida para o equipamento 1 com a tensão de 28 kVp.

Tendo obtido as curvas sensiométricas do equipamento 1 é possível obter o resultado para o fator gama nas duas tensões aplicadas. Para obter o fator gama utiliza-se da equação 2.1. Os valores encontrados para o fator gama para as tensões de 24 e 28 kV são respectivamente:

$\gamma_{24\text{kV}} = 5,84 \pm 0,66$ e $\gamma_{28\text{kV}} = 3,77 \pm 0,26$. As incertezas foram calculadas com base na Equação 5.2.

Para E_1 e E_2 considerou-se o certificado de calibração do sistema Barracuda. Para DO_1 e DO_2 levou-se em consideração o certificado de calibração do densitômetro utilizado.

O mesmo procedimento foi empregado para o cálculo da curva sensitométrica do sistema de registro utilizado para o equipamento 2. A Tabela 8.10 apresenta as doses obtidas para cada espessura de alumínio utilizando a tensão de 24kV no equipamento 2.

Tabela 8.10 - Doses obtidas para cada espessura de alumínio do *phantom de sensibilidade* para 24 kVp com equipamento 2.

Espessura (mm Al)	Dose (mGy)
0	$4,628 \pm 0,23$
$0,1 \pm 0,01$	$3,811 \pm 0,19$
$0,2 \pm 0,01$	$3,176 \pm 0,16$
$0,3 \pm 0,01$	$2,671 \pm 0,13$
$0,4 \pm 0,01$	$2,266 \pm 0,11$
$0,5 \pm 0,01$	$1,936 \pm 0,09$
$0,6 \pm 0,01$	$1,662 \pm 0,08$
$0,7 \pm 0,01$	$1,435 \pm 0,07$
$0,8 \pm 0,01$	$1,245 \pm 0,06$
$0,9 \pm 0,01$	$1,089 \pm 0,05$

A tabela 8.11 apresenta os resultados referentes ao mesmo procedimento, todavia, empregando uma tensão de 28kVp para o equipamento 2.

Tabela 8.11 - Doses obtidas para cada espessura de alumínio do *phantom de sensibilidade* para 28 kVp com equipamento 2.

Espessura (mm Al)	Dose (mGy)
0	$4,903 \pm 0,25$
$0,1 \pm 0,01$	$4,151 \pm 0,20$
$0,2 \pm 0,01$	$3,535 \pm 0,18$
$0,3 \pm 0,01$	$3,049 \pm 0,15$
$0,4 \pm 0,01$	$2,636 \pm 0,13$
$0,5 \pm 0,01$	$2,301 \pm 0,11$
$0,6 \pm 0,01$	$2,016 \pm 0,10$
$0,7 \pm 0,01$	$1,777 \pm 0,09$
$0,8 \pm 0,01$	$1,707 \pm 0,08$
$0,9 \pm 0,01$	$1,522 \pm 0,08$
$1,0 \pm 0,01$	$1,360 \pm 0,07$
$1,1 \pm 0,01$	$1,218 \pm 0,06$

Com os dados obtidas nas Tabelas 8.10 e 8.12 é possível obter as curvas de atenuação do sistema para o equipamento 2, utilizando as tensões de 24 e 28 kVp, respectivamente mostradas nas Figuras 8.45 e 8.46.

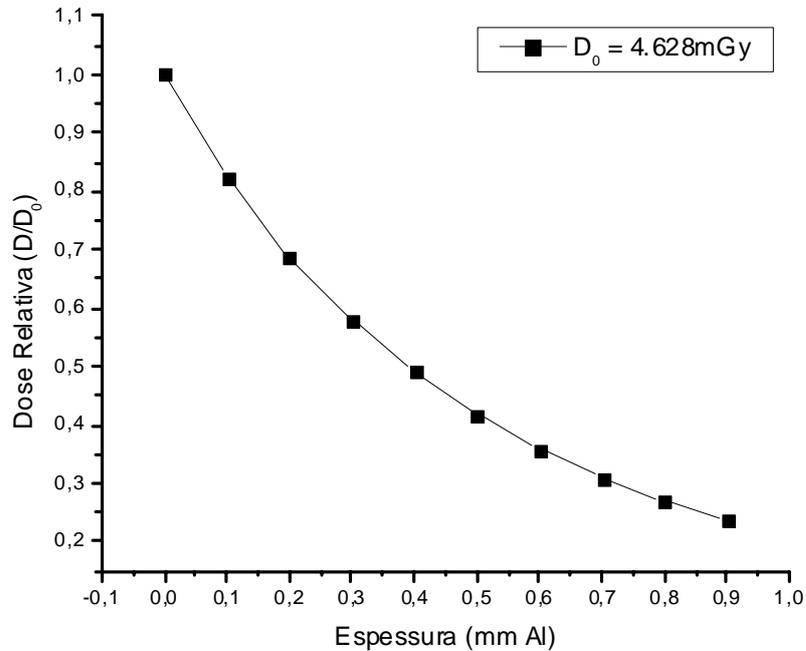


Figura 8.45 - Curva de atenuação do equipamento 2 para tensão de 24 kVp e dose de 4,628mGy.

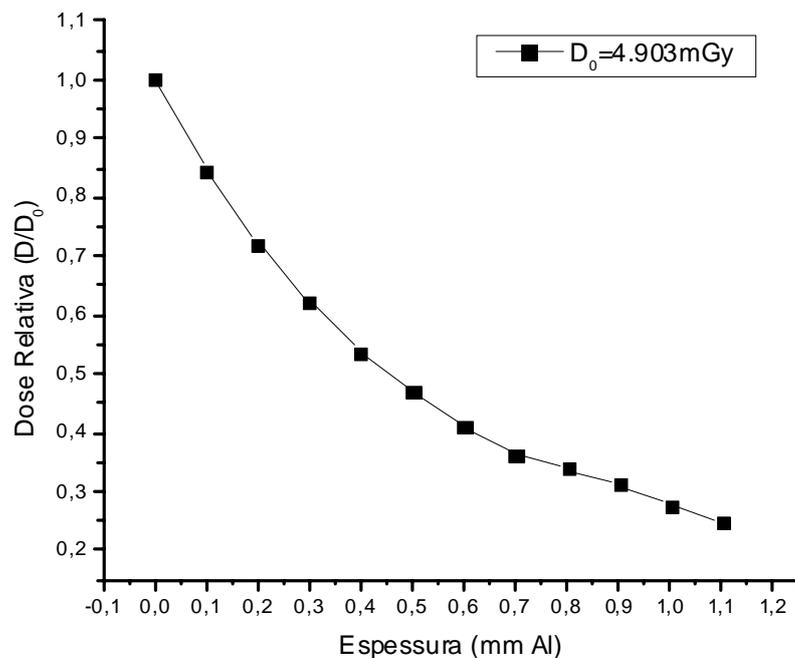


Figura 8.46 - Curva de atenuação do equipamento 2 para tensão de 28 kVp e dose de 4,903mGy.

A partir das informações obtidas pertinentes à dose relativa e os dados obtidos por meio do polinômio de grau 3 descrito pela Equação 7.12, é possível determinar a curva sensitométrica do equipamento 2 para ambas as tensões. A Figura 8.47 demonstra os resultados alcançados para a curva sensitométrica do sistema de registro analógico utilizado nos Hospital das Clínicas, utilizada em conjunto ao equipamento 2 para a tensão de 24 kVp e a Figura 8.48 para a tensão de 28kVp.

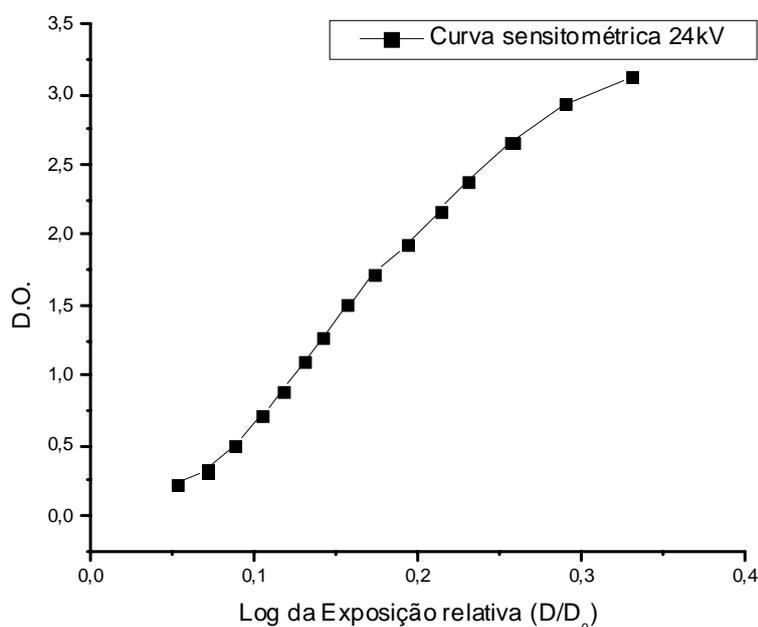


Figura 8.47 - Curva sensitométrica obtida para o equipamento 2 com a tensão de 24kVp.

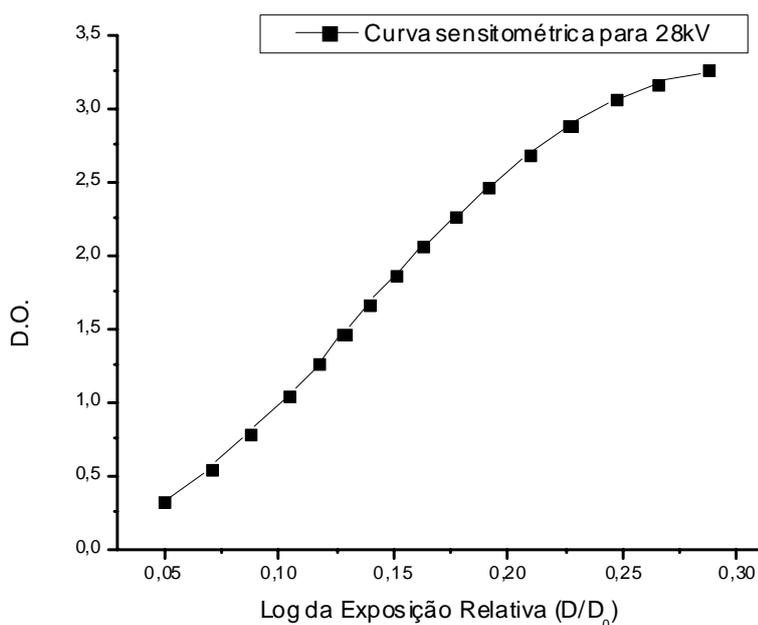


Figura 8.48 - Curva sensitométrica obtida para o equipamento 2 com a tensão de 28kVp

Tendo obtido as curvas sensitométricas do equipamento 2 calculou-se o resultado para o fator gama nas duas tensões aplicadas. Os valores encontrados para o fator gama para as tensões de 24 e 28 kV são respectivamente: $\gamma_{24kV} = 12,70 \pm 1,8$ e $\gamma_{28kV} = 16,90 \pm 2,7$.

Finalmente, o mesmo procedimento foi empregado para o cálculo da curva sensitométrica do sistema de registro utilizado para o equipamento 3. A Tabela 8.12 e 8.13 apresentam as doses obtidas para cada espessura de alumínio utilizando as tensões de 24 e 28 kVp no equipamento 3.

Tabela 8.12 - Doses obtidas para cada espessura de alumínio do *phantom de sensibilidade* para 24 kVp com equipamento 3.

Espessura (mm Al)	Dose (mGy)
0	4,415 \pm 0,22
0,1 \pm 0,01	3,647 \pm 0,18
0,2 \pm 0,01	3,027 \pm 0,15
0,3 \pm 0,01	2,537 \pm 0,13
0,4 \pm 0,01	2,129 \pm 0,11
0,5 \pm 0,01	1,788 \pm 0,09
0,6 \pm 0,01	1,507 \pm 0,08
0,7 \pm 0,01	1,272 \pm 0,06
0,8 \pm 0,01	1,068 \pm 0,05
0,9 \pm 0,01	0,899 \pm 0,04
1,0 \pm 0,01	0,749 \pm 0,04

Tabela 8.13 - Doses obtidas para cada espessura de alumínio do *phantom de sensibilidade* para 28 kVp com equipamento 3.

Espessura (mm Al)	Dose (mGy)
0	4,824 \pm 0,24
0,1 \pm 0,01	4,085 \pm 0,20
0,2 \pm 0,01	3,498 \pm 0,17
0,3 \pm 0,01	3,024 \pm 0,15
0,4 \pm 0,01	2,622 \pm 0,13
0,5 \pm 0,01	2,287 \pm 0,11
0,6 \pm 0,01	2,011 \pm 0,10
0,7 \pm 0,01	1,771 \pm 0,09
0,8 \pm 0,01	1,566 \pm 0,08
0,9 \pm 0,01	1,393 \pm 0,07
1,0 \pm 0,01	1,280 \pm 0,06
1,1 \pm 0,01	1,189 \pm 0,06
1,2 \pm 0,01	1,009 \pm 0,05

Com os dados obtidas nas Tabelas 8.12e 8.13 é possível obter as curvas de atenuação do sistema para o equipamento 3, utilizando as tensões de 24 e 28 kVp, respectivamente mostradas nas Figuras 8.49 e 8.50.

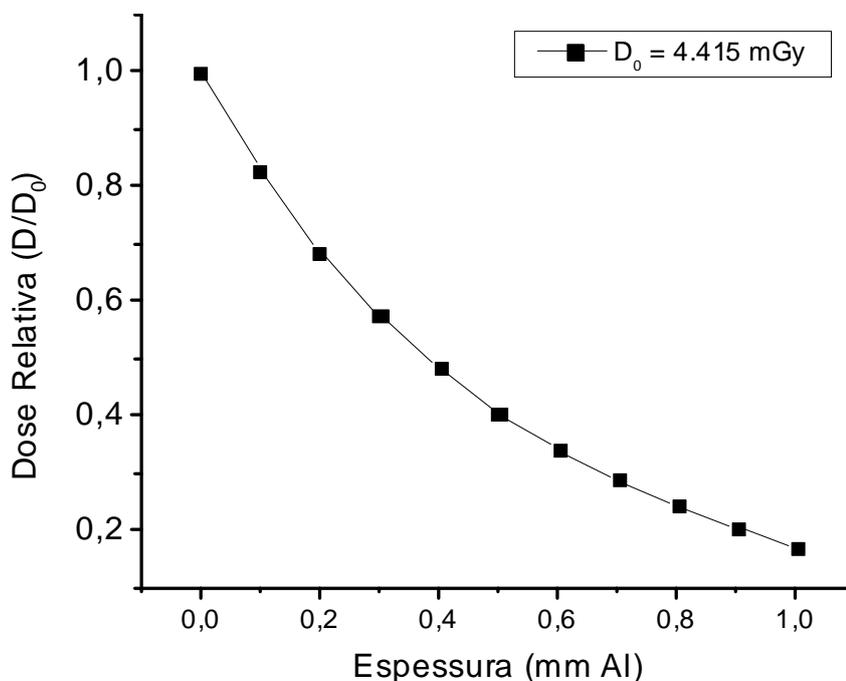


Figura 8.49 - Curva de atenuação do equipamento 3 para tensão de 24 kVp e dose de 4,415mGy

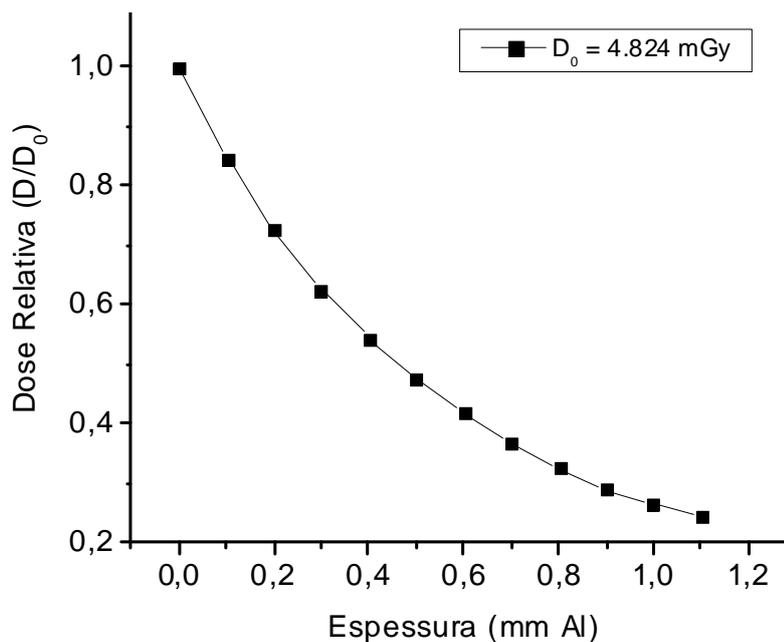


Figura 8.50 - Curva de atenuação do equipamento 3 para tensão de 28 kVp e dose de 4,824mGy

A partir das informações obtidas é possível determinar a curva sensitométrica do sistema de registro tela-filme utilizado no setor de mastologia do Hospital São Paulo - UNIFESP, utilizada em conjunto ao equipamento 3 para ambas as tensões. A Figura 8.51 apresenta os resultados para a tensão de 24 kVp e a Figura 8.52 para 28 kVp.

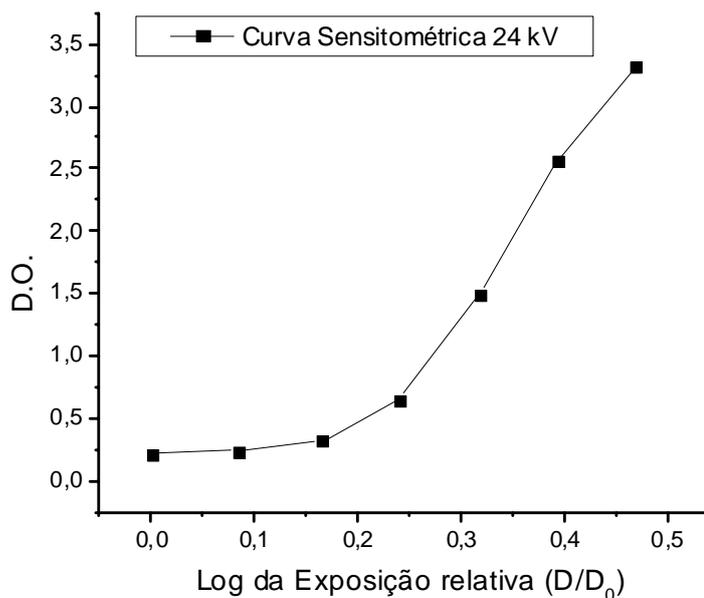


Figura 8.51 - Curva sensitométrica obtida para o equipamento 3 com a tensão de 24 kVp.

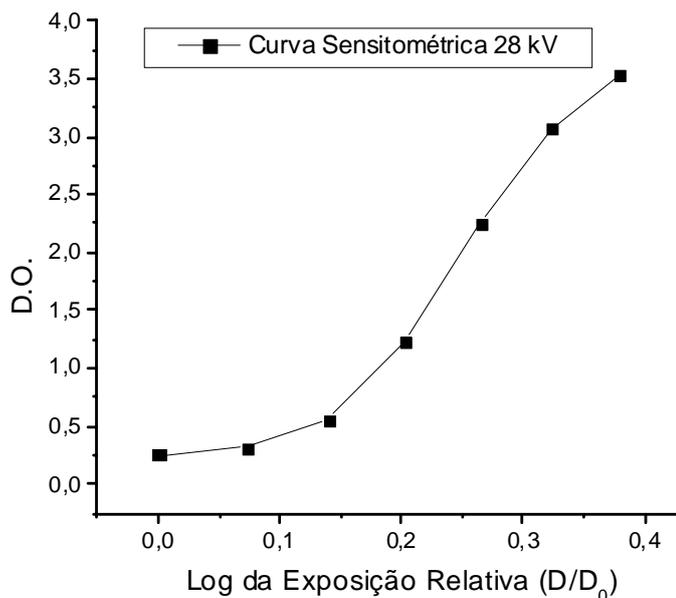


Figura 8.52 - Curva sensitométrica obtida para o equipamento 3 com a tensão de 28 kVp.

Após a obtenção das curvas sensitométricas do equipamento 3 calculou-se o resultado para o fator gama nas duas tensões aplicadas. Para obter o fator gama utilizou-se a equação 2.1. Os valores encontrados para o fator gama para as tensões de 24 e 28 kV são respectivamente: $\gamma_{24\text{kV}} = 12,56 \pm 1,7$ e $\gamma_{28\text{kV}} = 15,09 \pm 2,0$.

8.6. – Método computacional para determinação do DQE.

Nesse item serão apresentados os resultados de alguns parâmetros obtidos para os equipamentos avaliados nesse trabalho. A Tabela 8.14 permite visualizar alguns parâmetros técnicos e medidas já realizadas para os três mamógrafos.

Tabela 8.14 - Descrição de alguns dos parâmetros já calculados no decorrer desse trabalho para os dois equipamentos

Equipamento	DFI (mm)	DOI (mm)	Ponto focal (mm)	γ 24 kVp	γ 28 kVp
1	$649,95 \pm 10,5$	$50,0 \pm 0,5$	$0,67 \pm 0,018^*$ $0,34 \pm 0,012^{**}$	$5,84 \pm 0,7$	$3,77 \pm 0,2$
2	$689,19 \pm 8,81$	$49,5 \pm 0,5$	$0,47 \pm 0,0190^*$ $0,52 \pm 0,0020^{**}$	$12,70 \pm 1,8$	$16,90 \pm 2,7$
2	$685,63 \pm 8,40$	$49,5 \pm 0,5$	$0,41 \pm 0,015^*$ $0,59 \pm 0,0020^{**}$	$12,56 \pm 1,7$	$15,09 \pm 2,0$

* Ponto focal paralelo ao eixo catodo-anodo medido no centro do campo

** Ponto focal perpendicular ao eixo catodo-anodo medido no centro do campo

Seguindo a metodologia desse trabalho para a obtenção do DQE, primeiramente é necessário realizar uma análise referente à resolução espacial do sistema como um todo. Para que essa análise seja feita de modo coerente, inicialmente é necessária a obtenção da imagem da projeção do ponto focal no centro do campo de radiação. A partir dessa imagem, é possível fazer o levantamento da LSF que será de extrema importância para obtenção da MTF do sistema. O procedimento para obtenção da LSF já foi descrito no capítulo anterior.

A partir da LSF da projeção do ponto focal no centro do campo, foi calculado um fator de escala que permitiu obter a LSF do processo de aquisição. Esse fator de escala foi calculado utilizando a equação (7.20), considerando $T_m = 40$ mm e a $DSF = 30$ mm (medida para o

equipamento 1). Assim, foi de 1,075 e, portanto, o fator de escala aplicado a LSF da projeção do ponto focal foi de 0,075. O resultado desse procedimento pode ser observado na a seguir.

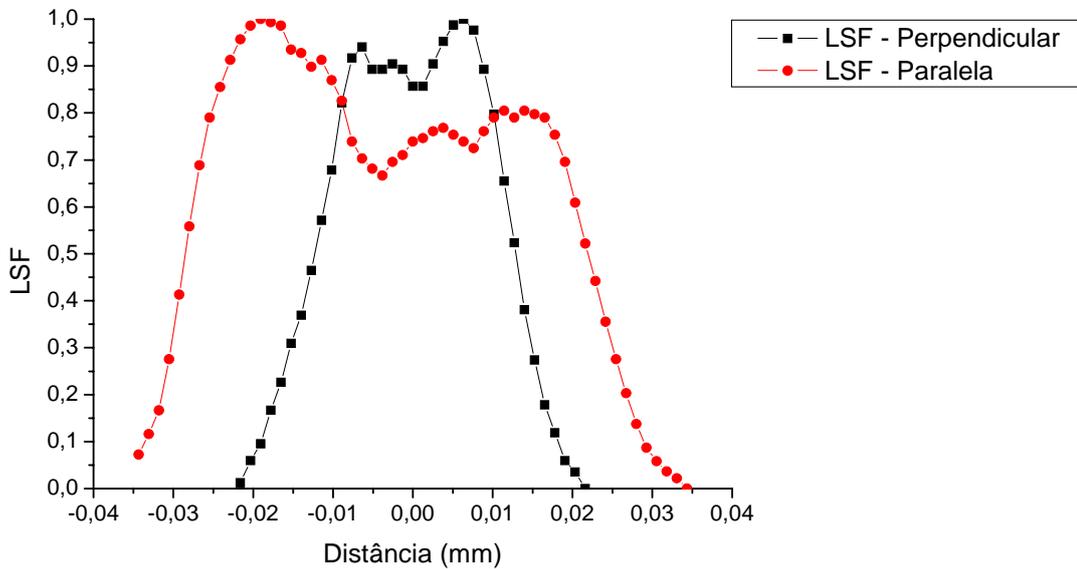


Figura 8.53 - LSF obtida para o equipamento 1 utilizando a correção com o fator de escala de 0,075. Em vermelho (●) são apresentados os pontos que compõe a LSF paralela ao eixo catodo-anodo, e em preto (■) os pontos da LSF perpendicular ao eixo catodo-anodo.

Com a obtenção da LSF referente ao sistema de imagens como um todo, simulando um procedimento de rotina em mamografia, aplicou-se a transformada de Fourier na distribuição dada pela LSF , e posteriormente obteve-se a MTF do sistema, que para o equipamento 1, pode ser visualizada na .

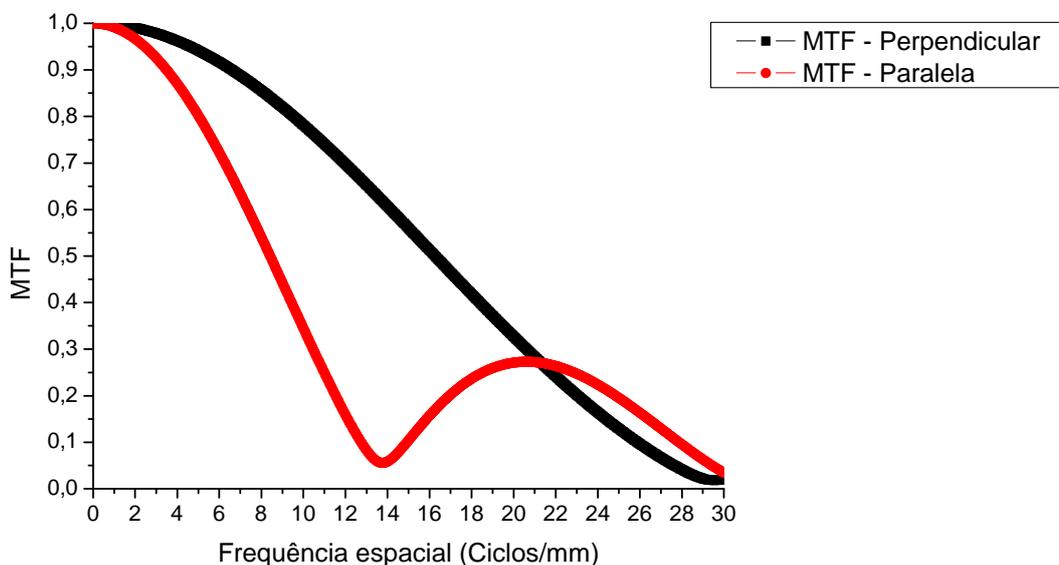


Figura 8.54 - MTF obtida através da LSF do sistema. Os pontos em vermelho (●) representam a MTF na direção paralela ao eixo catodo-anodo e em preto (■) na direção perpendicular ao mesmo.

Assim, tendo obtido a MTF do sistema, o fator gama (γ) através das curvas sensiométricas já apresentadas e o NPS obtido, restam apenas os cálculos referentes à fluência dos fótons Φ . Nesse sentido, utilizando a curva de atenuação do sistema para as duas tensões utilizadas (24 e 28 kVp), foram calculados os valores para a HVL_l e QVL , utilizando respectivamente as equações 7.13 e 7.14. Dessa forma foi possível obter, para o equipamento 1, o coeficiente de homogeneidade (CH) pela equação 7.15, o coeficiente de atenuação em massa (μ/ρ) utilizando a equação 7.16 e a energia efetiva do feixe (ε_0) encontrada pela utilização do polinômio de grau 6 proposto nesse trabalho (equação 7.17). Todos os valores calculados juntamente com as incertezas podem ser observados na Tabela 8.15.

Tabela 8.15 - Parâmetros obtidos para o equipamento 1 com as tensões de 24 e 28 kVp.

Parâmetros	24 kVp	28 kVp
HVL_l	$0,38 \pm 0,026$	$0,41 \pm 0,025$
QVL	$0,80 \pm 0,026$	$0,98 \pm 0,025$
CH	$0,90 \pm 0,052$	$0,72 \pm 0,051$
μ/ρ	$7,33 \pm 0,310$	$6,11 \pm 0,220$
ε_0	$15,38 \pm 0,80$	$16,29 \pm 0,87$

A estimativa da Φ é dada em relação à dose de entrada no sistema de registro, portanto, embora a repetibilidade do sistema de leitura de doses e do tubo de raios X sejam coerentes, para cada imagem utilizada no cálculo do ruído mediu-se uma dose ligeiramente diferente para formação da imagem. Sendo assim, foi considerada a média das leituras das doses como dado para obtenção da estimativa da fluência dos fótons, conforme é demonstrado na Tabela 8.16 a seguir.

Tabela 8.16 - Cálculo do valor da fluência em função da dose de entrada no sistema de registro para as tensões de 24 e 28 kVp.

	24 kVp			28 kVp		
\overline{DOSE} (mGy)	2,4	4,3	6,2	4,5	7,6	10,5
Φ *	$1,4 \times 10^{12}$	$2,5 \times 10^{12}$	$3,7 \times 10^{12}$	$2,7 \times 10^{12}$	$4,6 \times 10^{12}$	$6,4 \times 10^{12}$

* Fótons/Gy.m²

Utilizando a metodologia proposta nesse trabalho para obtenção do DQE e os parâmetros previamente calculados, é possível obter a eficiência do sistema na conversão de fótons em situações e técnicas diversas. Portanto, a seguir serão apresentados os resultados obtidos para o DQE de todos os equipamentos utilizados nesse trabalho para as tensões de 24 e 28 kVp. As Figuras 8.56 a 8.62 mostram os resultados obtidos para o DQE do equipamento 1 para as duas tensões utilizadas.

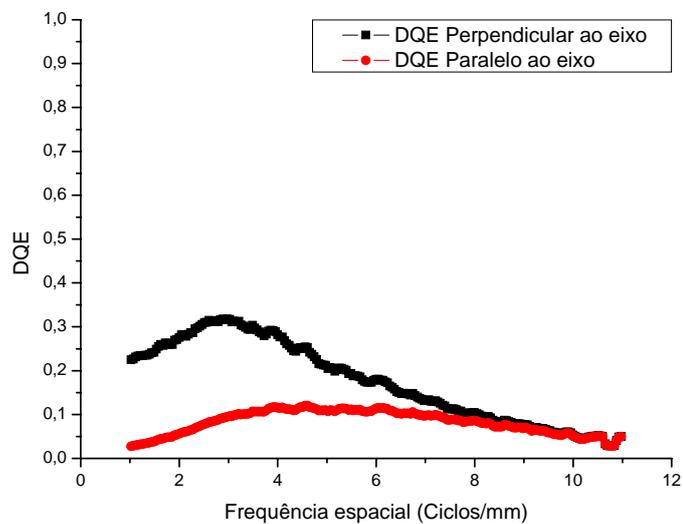


Figura 8.55 - DQE obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 2,4 mGy para o equipamento 1

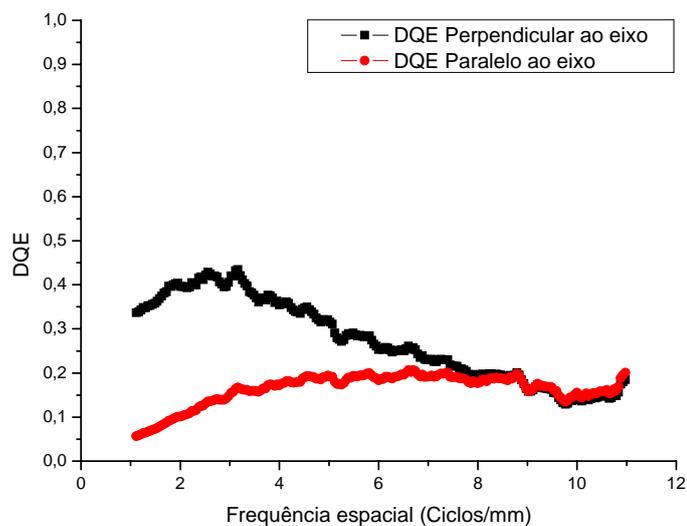


Figura 8.56 - DQE obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 4,3 mGy para o equipamento 1.

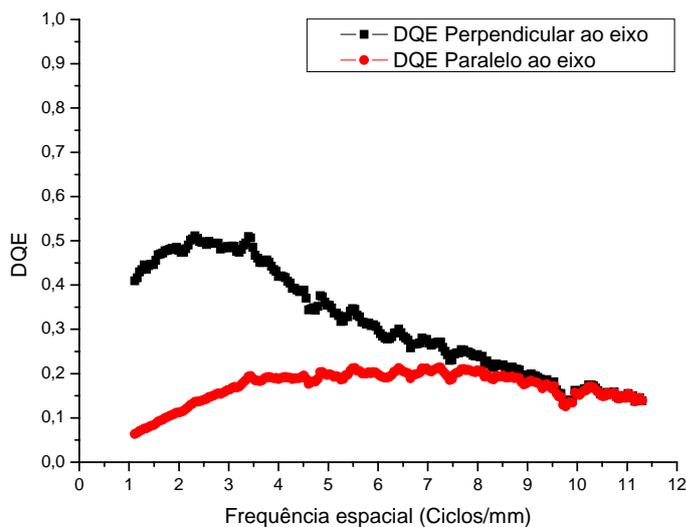


Figura 8.57 - *DQE* obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 6,2 mGy para o equipamento 1.

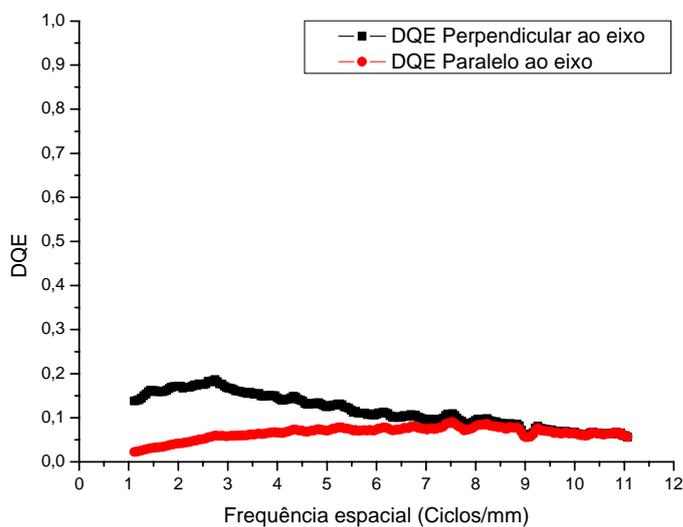


Figura 8.58 - *DQE* obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 4,0 mGy para o equipamento 1.

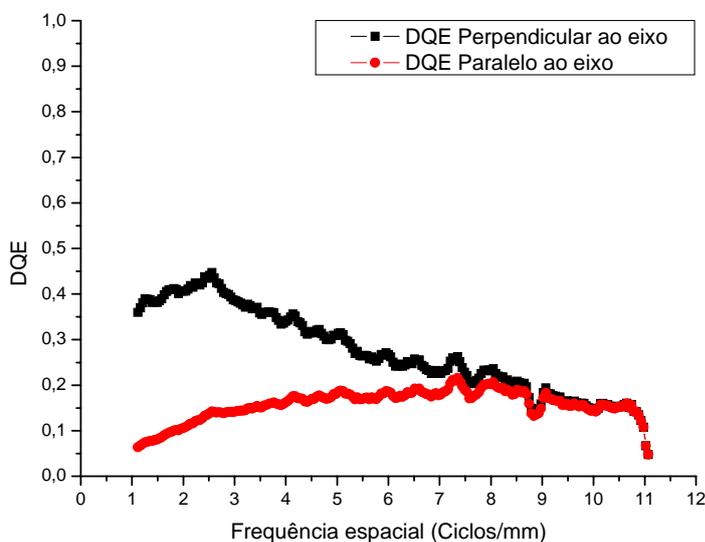


Figura 8.59 - *DQE* obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 7,6 mGy para o equipamento 1.

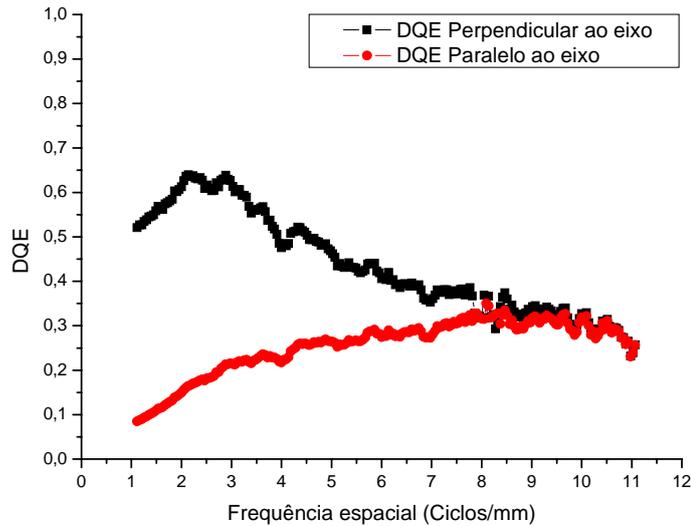


Figura 8.60 - *DQE* obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 10,5 mGy para o equipamento 1.

Para o equipamento 2 o fator de escala foi obtido considerando $T_m = 40$ mm e a *DSF* medida foi de 29,5 mm. Assim, a magnificação radiográfica obtida foi de 1,077 e, portanto, o fator de escala aplicado a *LSF* da projeção do ponto focal foi de 0,077. O resultado desse procedimento pode ser observado na Figura 8.61.

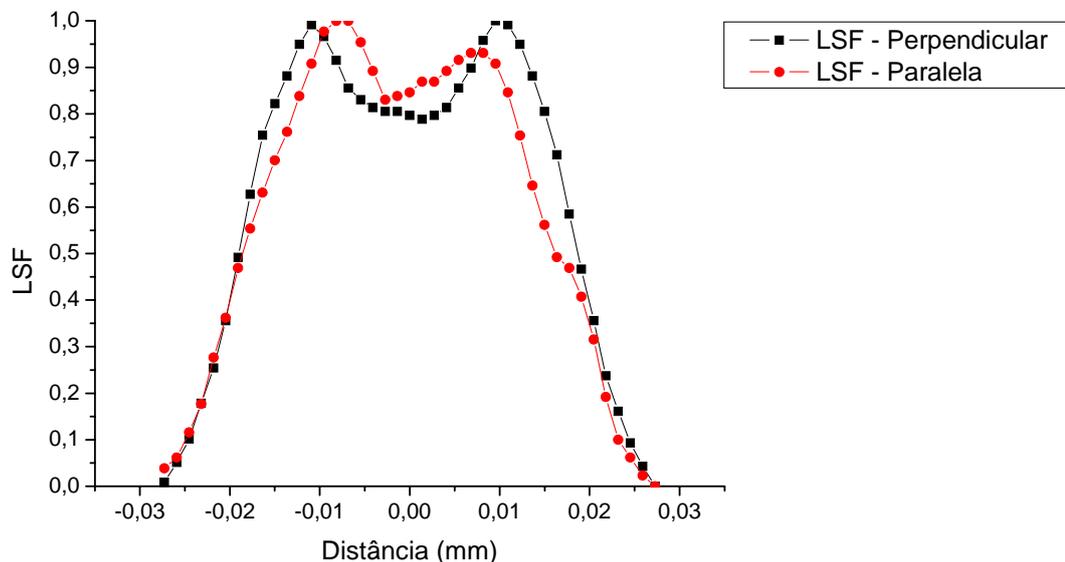


Figura 8.61 - *LSF* obtida para o equipamento 2 utilizando a correção com o fator de escala de 0,075. Em vermelho (●) são apresentados os pontos que compõe a *LSF* paralela, e em preto (■) perpendicular ao eixo catodo-anodo.

Aplicou-se a transformada de Fourier na distribuição dada pela *LSF* obtida para o equipamento 2 e, assim, obteve-se a *MTF* do sistema que pode ser visualizada na Figura 8.62 a seguir.

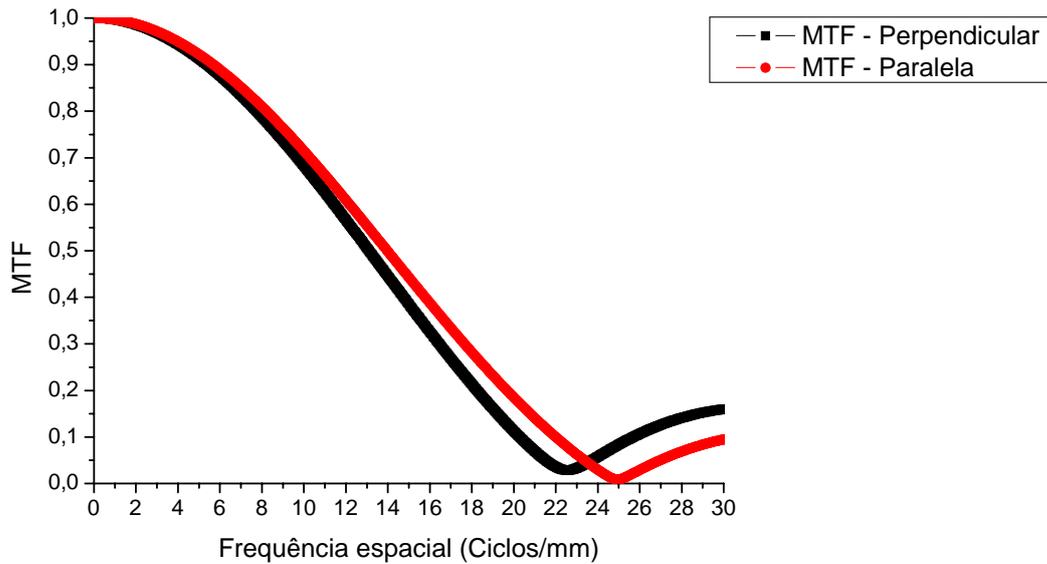


Figura 8.62 - *MTF* do equipamento 2 obtida através da *LSF* do sistema. Os pontos em vermelho (●) representam a *MTF* na direção paralela ao eixo catodo - anodo e em preto (■) na direção perpendicular ao mesmo.

Os valores obtidos para: o coeficiente de homogeneidade (CH), o coeficiente de atenuação em massa (μ_i/ρ) e a energia efetiva do feixe (ε_0) para o Equipamento 2 para 24 e 28 kV pode ser observados na Tabela 8.17.

Tabela 8.17 - Parâmetros obtidos para o equipamento 2 com as tensões de 24 e 28 kVp.

Parâmetros	24 kVp	28 kVp
HVL_1	$0,38 \pm 0,025$	$0,45 \pm 0,026$
QVL_s	$0,85 \pm 0,025$	$1,09 \pm 0,026$
CH	$0,83 \pm 0,050$	$0,71 \pm 0,049$
μ/ρ	$6,75 \pm 0,29$	$5,70 \pm 0,28$
ε_0	$15,58 \pm 0,76$	$16,40 \pm 0,79$

A estimativa da Φ foi obtida para cada média das leituras das doses obtidas para cada imagem. A fluência dos fótons pode ser observada na Tabela 8.18 a seguir.

Tabela 8.18 - Cálculo do valor da fluência para o equipamento 2 em função da dose de entrada no sensor para as duas tensões.

	24 kVp			28 kVp		
\overline{DOSE} (mGy)	1.58	2.80	6.00	1.92	3.25	7.60
Φ *	$9,3 \times 10^{11}$	$1,6 \times 10^{12}$	$3,5 \times 10^{12}$	$1,2 \times 10^{12}$	$2,1 \times 10^{12}$	$5,0 \times 10^{12}$

* Fótons/Gy.m²

As Figuras 8.64 a 8.69 mostram os resultados calculados para o DQE do equipamento 2 utilizando diferentes valores de doses e tensões.

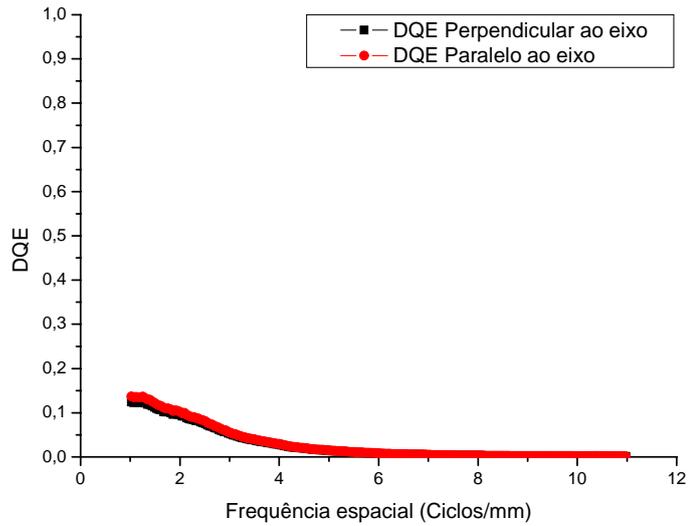


Figura 8.63 - DQE Obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 1,5 mGy para o equipamento 2.

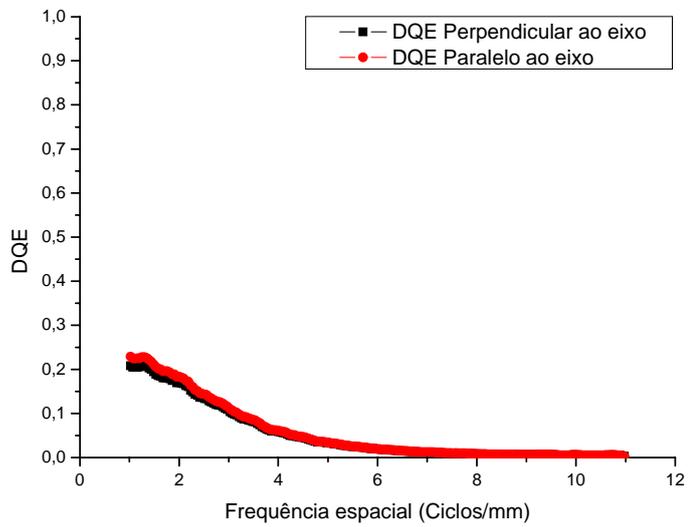


Figura 8.64 - DQE Obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 2,8 mGy para o equipamento 2.

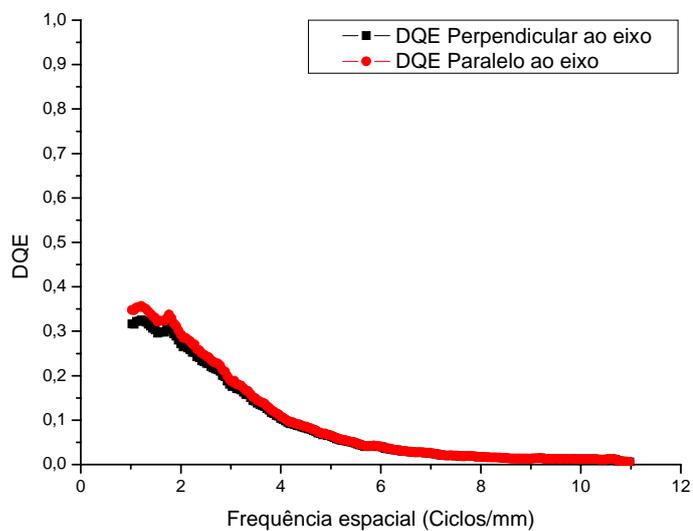


Figura 8.65 - DQE Obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 6,0 mGy para o equipamento 2.

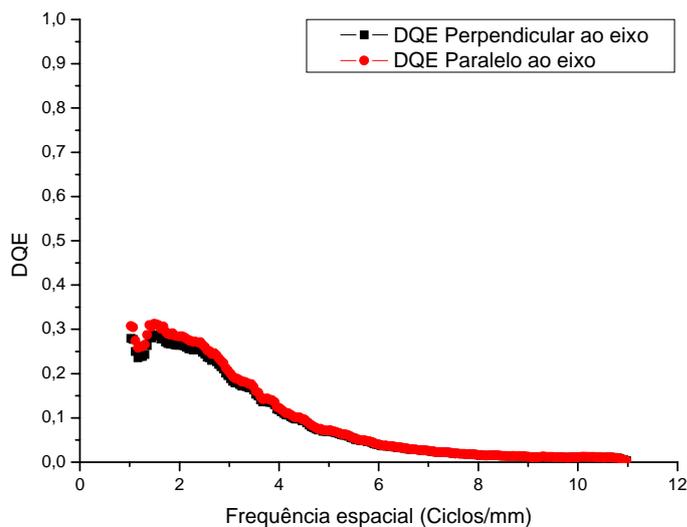


Figura 8.66 - DQE Obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 1,9mGy para o equipamento 2.

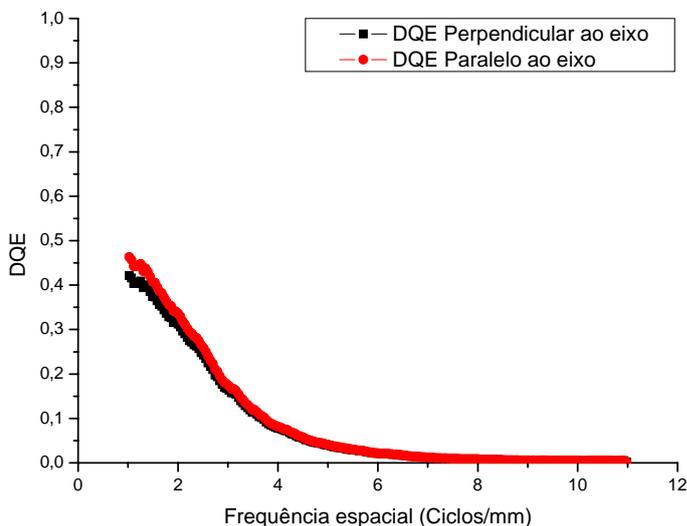


Figura 8.67 - DQE Obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 3.6 mGy para o equipamento 2.

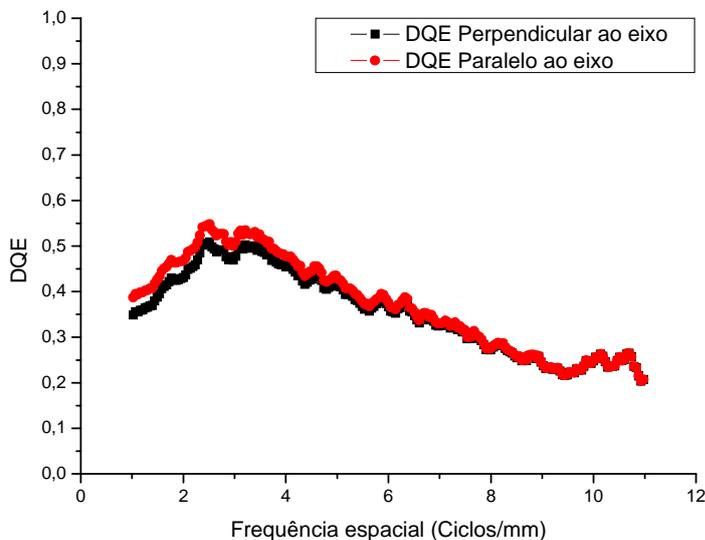


Figura 8.68 - DQE Obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 7,6 mGy para o equipamento 2.

A seguir serão apresentados os resultados referentes ao equipamento 3. O fator de escala foi obtido considerando $T_m = 40$ mm e a DSF medida de 29,5 mm. Assim, a magnificação radiográfica obtida foi de 1,077 e, portanto, o fator de escala aplicado a LSF da projeção do ponto focal foi de 0,077. O resultado desse procedimento pode ser observado na Figura 8.69.

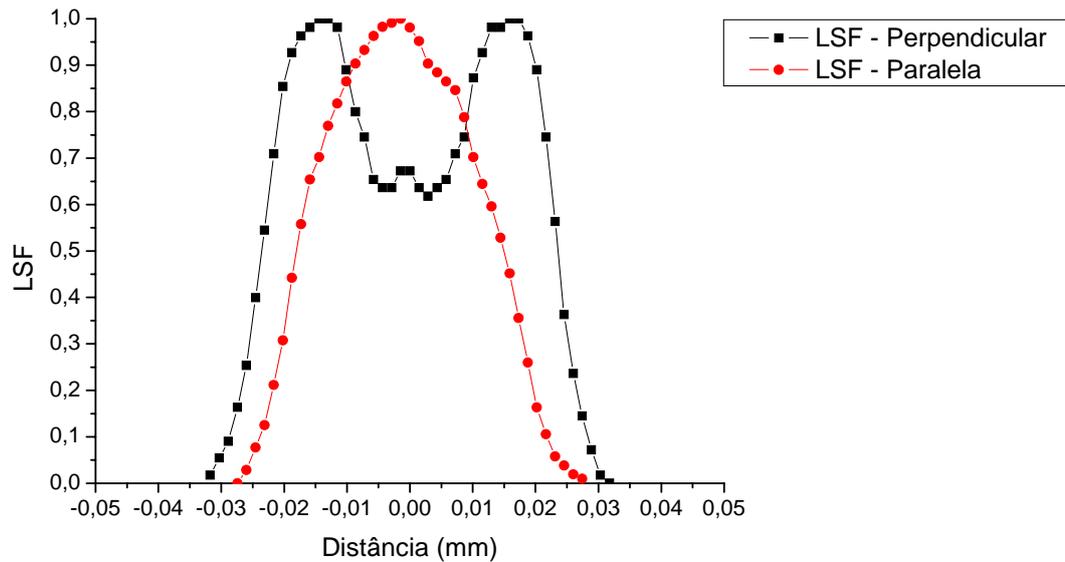


Figura 8.69 - LSF obtida para o equipamento 3 utilizando a correção com o fator de escala de 0,075. Em vermelho (●) são apresentados os pontos que compõe a LSF paralela, e em preto (■) perpendicular ao eixo catodo-anodo.

Aplicou-se a transformada de Fourier na distribuição dada pela LSF obtida para o equipamento 3 e, assim, obteve-se a MTF do sistema que pode ser visualizada na a seguir.

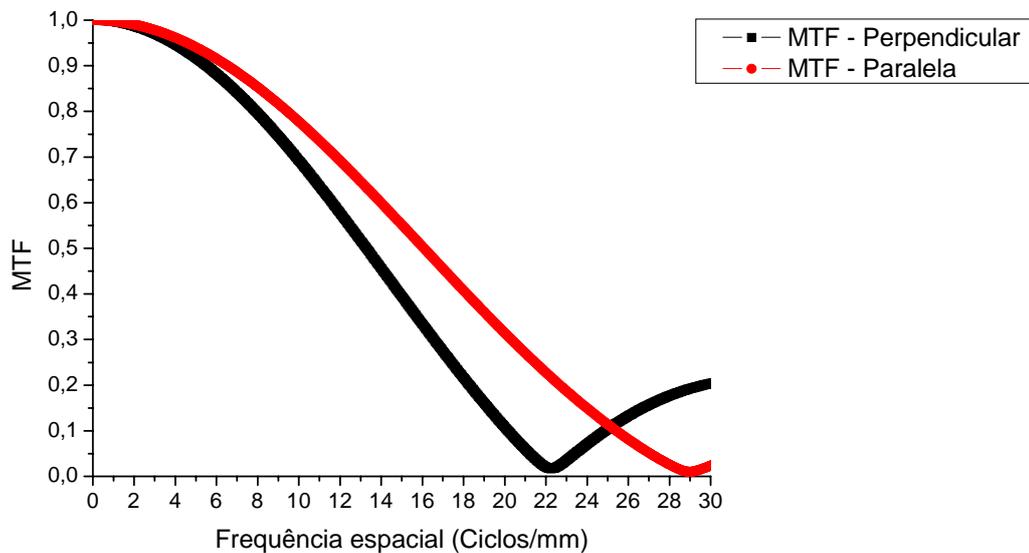


Figura 8.70 - MTF do equipamento 3 obtida através da LSF do sistema. Os pontos em vermelho (●) representam a MTF na direção paralela ao eixo catodo - anodo e em preto (■) na direção perpendicular ao mesmo.

Os valores obtidos para: o coeficiente de homogeneidade (CH), o coeficiente de atenuação em massa (μ_e/ρ) e a energia efetiva do feixe (ε_0) para o Equipamento 2 para 24 e 28 kV pode ser observados na Tabela 8.19.

Tabela 8.19 - Parâmetros obtidos para o equipamento 3 com as tensões de 24 e 28 kVp.

Parâmetros	24 kVp	28 kVp
HVL_1	$0,38 \pm 0.025$	0.45 ± 0.026
QVL_s	$0,85 \pm 0.025$	1.09 ± 0.026
CH	0.83 ± 0.050	$0.71 \pm 0,049$
μ/ρ	6.75 ± 0.29	$5,70 \pm 0.28$
ε_0	15.58 ± 0.76	16.40 ± 0.79

A estimativa da Φ foi obtida para cada média das leituras das doses obtidas para cada imagem. A fluência dos fótons pode ser observada na tabela a seguir.

Tabela 8.20 - Cálculo do valor da fluência para o equipamento 2 em função da dose de entrada no sensor para as duas tensões.

	24 kVp			28 kVp		
\overline{DOSE} (mGy)	1.58	2.80	6.00	1.92	3.25	7.60
Φ *	9.3×10^{11}	1.6×10^{12}	3.5×10^{12}	1.2×10^{12}	2.1×10^{12}	5.0×10^{12}

* Fótons/Gy.m²

As Figuras 8.72 a 8.77 mostram os resultados calculados para o DQE do equipamento 3 utilizando diferentes valores de doses e tensões.

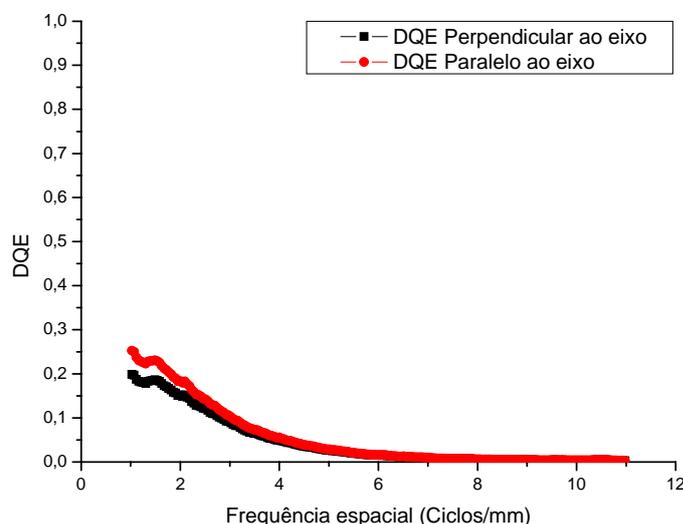


Figura 8.71 - DQE Obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 2.9 mGy para o equipamento 3.

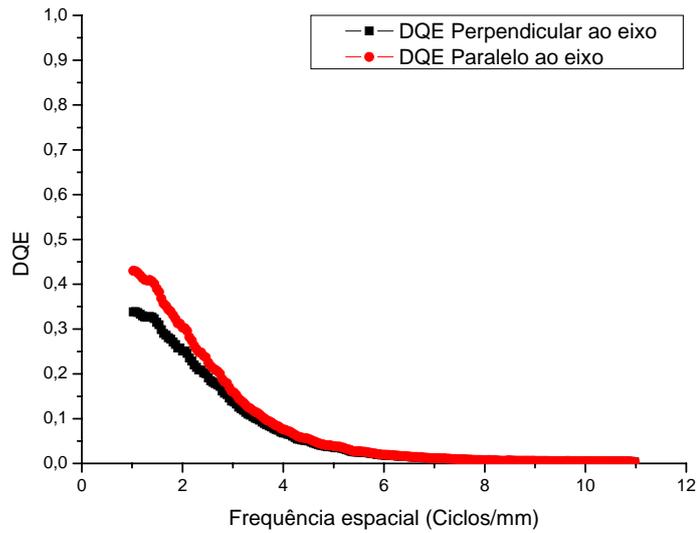


Figura 8.72 - DQE Obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 5.9 mGy para o equipamento 3.

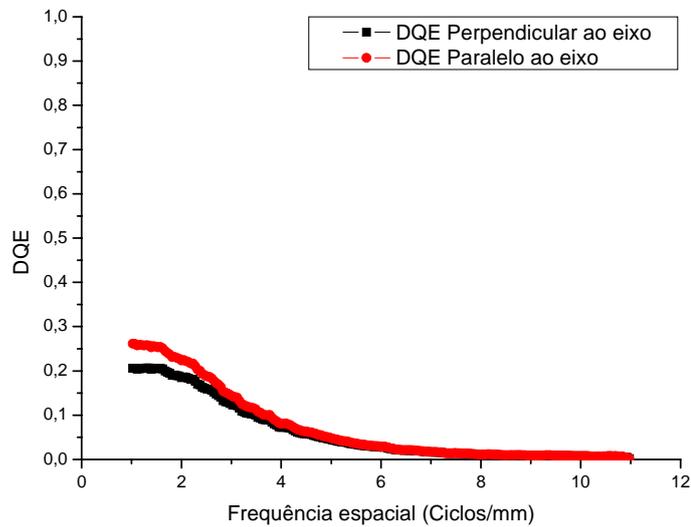


Figura 8.73 - DQE Obtido utilizando a tensão de 24 kVp e dose de 8.6 mGy para o equipamento 3.

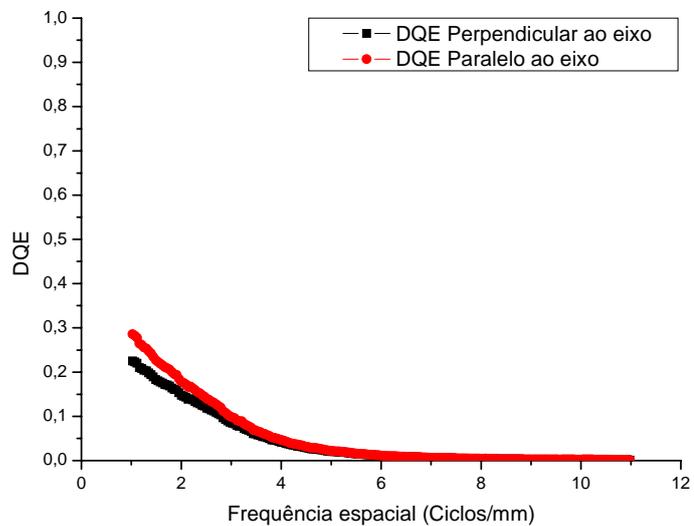


Figura 8.74 - DQE Obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 3.403 mGy para o equipamento 3.

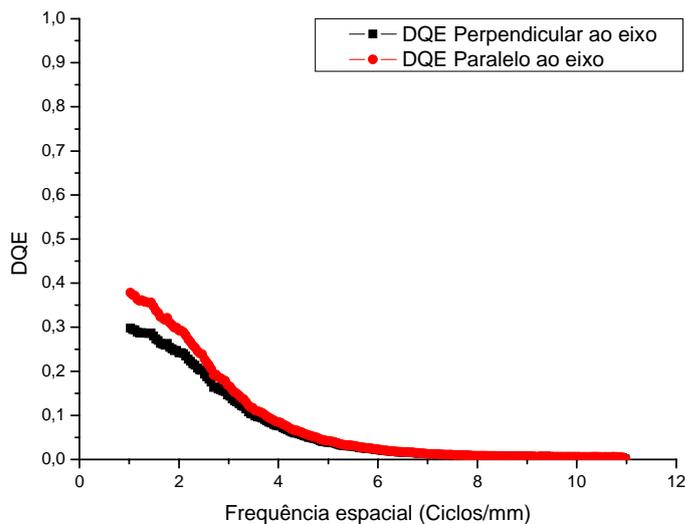


Figura 8.75 - DQE Obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 6.6 mGy para o equipamento 3.

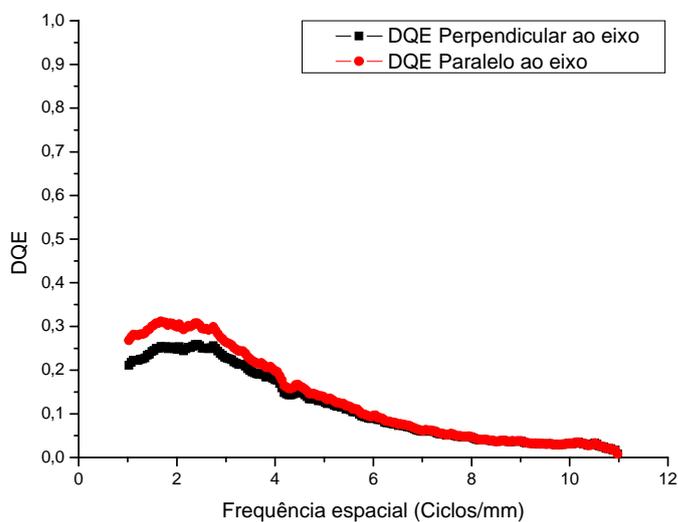


Figura 8.76 - DQE Obtido utilizando a tensão de 28 kVp e dose de 10.4 mGy para o equipamento 3.

CAPÍTULO 9

Discussão e Conclusões

9.1. – Considerações iniciais.

O objetivo deste trabalho é propor uma nova metodologia para avaliação da qualidade de equipamentos mamográficos, visando à melhoria do desempenho do equipamento, o qual deve proporcionar uma imagem com a maior qualidade possível levando em consideração a menor dose de exposição ao paciente. Assim, esse capítulo tem como principal objetivo discutir a viabilidade da utilização da nova metodologia em função da confiabilidade do sistema desenvolvido.

9.2. – Método computacional para determinação da MTF.

Durante o desenvolvimento do algoritmo da transformada discreta de Fourier estava sendo utilizado um pacote de processamento de imagens em Java (*JAI – Java Advanced Imaging*). Essa API utilizada tem um grande potencial para manipulações de imagens e propõe uma maneira simples de se alcançar resultados adequados para variados problemas. No entanto, ao se

deparar com as imagens radiográficas do sensor *CCD*, que possuem 4096 níveis de cinza (12 bits), a *API* demonstrou um comportamento impreciso nos resultados. Como o padrão computacional de armazenamento de dados é de 8 bits (1 byte), o *software* convertia a imagem em 12 bits para uma imagem de 16 bits (2 bytes), e isso modificava os valores dos níveis de cinza na imagem. Dessa forma, foi construído um algoritmo para evitar a conversão dos níveis de cinza da imagem para 16 bits, de modo a preservar as intensidades de níveis de cinza originais da imagem.

O algoritmo da transformada discreta de Fourier foi testado utilizando vetores e imagens de funções conhecidas, as quais suas transformadas de Fourier podiam ser previstas. O algoritmo apresentou resultados satisfatórios.

Na avaliação dos equipamentos mamográficos, os resultados obtidos com o programa computacional proposto para a determinação da *MTF* confirmaram a possibilidade de se efetuar a avaliação de qualidade utilizando o método das funções de transferência de um modo prático e rápido, a partir da obtenção de uma imagem da projeção do ponto focal no centro do campo com uma câmara de fenda ou pinhole e um sensor *CCD*.

Utilizando o programa computacional para a simulação da característica de campo, pode-se calcular a variação da *MTF* e conseqüentemente da capacidade de resolução do sistema radiográfico não só na região central do campo, mas também em qualquer outra posição ao longo do campo, com precisão, sem necessidade de tempo extra de uso do equipamento. Isso é importante, pois na prática, em avaliações de rotina, essas medidas são impraticáveis, pois necessitariam de diversas medidas em várias posições no campo e o posterior cálculo da *MTF* em cada uma delas.

O processo de validação do método do cálculo da *MTF* em qualquer posição no campo mostrou resultados satisfatórios. Os desvios entre os valores experimentais e os simulados, para a direção paralela, foram bem baixos, mostrando a eficiência do algoritmo. Para a direção perpendicular, o tamanho da projeção do ponto focal e conseqüentemente a *MTF* não varia em função da posição no campo (nesse caso, ela é invariante espacialmente). Assim, o pequeno

desvio encontrado entre as medidas está relacionado a algum erro intrínseco do sistema de varredura computacional da imagem da fenda ou da medida da MTF, que deverá ser investigado na próxima etapa do projeto.

A utilização do sensor *CCD* aumentou significativamente o custo do sistema, mas em contraposição a isso, os resultados obtidos através dele foram precisos e rápidos, tornando-o o método extremamente prático. O método proposto para validação do sistema de aquisição *CCD* demonstrou que suas características nominais realmente são verdadeira. O sensor apresentou para diferentes faixas de tensão (kVp) uma curva característica linear comprovando, portanto, a possibilidade da sua utilização sem necessidade da aplicação de nenhum algoritmo de linearização na imagem produzida. Outro detalhe muito importante referente a esse sensor odontológico é a sua resolução espacial, a qual também foi comprovada nos procedimentos de caracterização do sensor. Por possuir um pixel muito pequeno (19,5 μm), para medidas das dimensões do ponto focal possuíram uma alta precisão. Além desses detalhes, o sensor ainda apresentou um ruído digital muito baixo que em conjunto com sua tela cintilante de Iodeto de Césio a qual possui estruturas de micro colunas fornecem imagens com um índice de ruído significativamente baixo.

9.2.1. – Medidas do ponto focal sem alinhamento.

Para avaliações de tamanho do ponto focal de equipamentos radiográficos, não existe, até hoje, um dispositivo comercial que realize todo o processo de alinhamento automaticamente. Mesmo nos dispositivos mais práticos que utilizam telas fluorescentes ao invés de filmes, o deslocamento do sistema para o alinhamento é realizado manualmente, o que acaba limitando sua precisão, além de requerer certa quantidade de tempo para ser efetuado.

Em trabalho prévio realizado por nosso grupo de pesquisas (SANTOS, 1997) foi desenvolvido um sistema de alinhamento manual que utiliza uma matriz de sensores de silício alinhada paralelamente com uma fenda estreita para a localização do raio central do feixe de raios

X. A vantagem desse dispositivo em relação aos demais é que sua localização no campo de radiação em relação ao feixe central é determinada sem a necessidade da utilização de filmes ou telas fluorescentes. Mas, um problema desse dispositivo e dos demais disponíveis comercialmente é que o deslocamento sob o feixe ainda era realizado manualmente e a cada ajuste uma nova exposição deve ser realizada para determinar seu posicionamento.

Em vista disso, nesse trabalho foi desenvolvido uma metodologia para o cálculo automático da distância que a mesa suporte se encontra no campo a partir da análise computacional das imagens das esferas, o que tornou o processo de alinhamento bem mais rápido. Uma outra alternativa, relacionada à medida do tamanho do ponto focal (e conseqüentemente da MTF e de outros parâmetros) no centro do campo, sem a necessidade de alinhamento, também foi desenvolvida. O objetivo desse estudo foi permitir a avaliação do ponto focal de equipamentos mamográficos, considerando-se apenas a obtenção de duas imagens com a câmara de orifício em uma posição aleatória no campo. Resultados preliminares indicaram um erro médio percentual de 3,02 % considerando três equipamentos. Isso mostra que a nova proposta pode possibilitar aferição do ponto focal de equipamentos mamográficos por um procedimento mais simples e mais rápido que o método convencional, sem gasto de tempo com o processo de alinhamento e sem abrir mão da precisão necessária na avaliação desse parâmetro. Além disso, a partir do desenvolvimento dessa nova metodologia, foi possível avaliar, por um procedimento bem simples, rápido e não-invasivo, outro parâmetro importante: o ângulo de inclinação do anodo.

A inclinação do anodo também é importante para o desenvolvimento do presente projeto de pesquisa, já que ele tem influência na resolução espacial do equipamento e é utilizado como parâmetro de entrada do algoritmo de simulação para o cálculo das MTF em qualquer posição ao longo do campo. Se o ângulo de inclinação do anodo for aferido incorretamente, as MTFs simuladas serão diferentes das reais e o algoritmo desenvolvido apresentará erros. Os resultados obtidos com o algoritmo de simulação mostraram que o ângulo de inclinação calculado estava

muito próximo do real, pois o algoritmo de simulação das MTFs apresentou erro médio de apenas 2,49%.

9.3. – Método computacional para determinação do NPS.

O método computacional desenvolvido para medida prática do NPS dos sistemas de imagem é simples e representa uma ferramenta útil para ser utilizada em controle de qualidade, principalmente para avaliação de sistemas de registro. Com validação do sistema por meio de imagens simuladas foi possível observar uma grande precisão nas medidas, já que a diminuição na variância da imagem se apresentou proporcional e simétrica, conforme os resultados obtidos por Albuquerque (2001).

Para os equipamentos analisados, considerando as baixas frequências, a quantidade de ruído quântico presente na imagem em relação à dose utilizada no exame foi de acordo com o esperado, ou seja, quanto maior a dose utilizada, menor o ruído do sistema. Analisando os resultados obtidos para 24 kV com o equipamento 1, por exemplo, é possível observar que nas baixas frequências os resultados se apresentaram conforme esperado. No entanto, para altas frequências, houve a inversão dos valores sendo que a partir de 6 ciclos/mm, a menor dose apresentou o menor ruído. Isso ocorreu, pois a partir dessa frequência espacial, a reprodução do ruído pelo sistema de registro passou a ser limitada pela MTF do sistema.

Para 28 kV utilizando o equipamento 2 os resultados obtidos são como os esperados e previstos na literatura, ou seja, com o aumento da dose houve a diminuição do ruído presente na imagem, sendo que a diferença é maior para as baixas frequências, onde a MTF ainda não exerce influência na detecção do ruído pelo sistema.

Comparando o ruído proporcionado pelo sistema analógico e digital, a diferença entre eles é irrelevante, já que o nível de ruído proporcionado na imagem foi estatisticamente baixo, sendo um pouco maior para o sistema digital CR. Isso se deve ao fato da seleção das doses relativamente

elevadas, as quais foram submetidas às práticas que tinham como propósito de simular uma rotina como a de um exame mamográfico.

9.4. – Método computacional para determinação da curva H&D.

A metodologia proposta para obtenção da curva de atenuação para o *phantom* de sensitometria desenvolvido nesse trabalho apresentou resultados satisfatórios, sendo viável para práticas e rotinas de controle de qualidade. A análise completa do sistema pode ser feita em apenas em uma exposição, desde que o equipamento não tenha nenhuma alteração técnica ou substituição de peças. Portanto, é possível obter resultados práticos e rápidos sem interferir na rotina hospitalar.

A partir da curva de atenuação é possível obter a curva sensitométrica do sistema com apenas uma única exposição adicional obtendo uma imagem com o *phantom* de sensitometria. Assim é possível obter os níveis de densidade óptica pela conversão dos níveis de cinza utilizando o polinômio proposto de maneira trivial.

A curva sensitométrica oferece várias informações importantes no que diz respeito às propriedades de contraste do sistema de registro. Nesse trabalho o fator gama foi considerado apenas como parâmetro de entrada para o cálculo do DQE. No entanto, este parâmetro pode ser utilizado para avaliar um sistema de registro no que diz respeito a sua velocidade, que está relacionado ao contraste da imagem formada. A avaliação da velocidade do sistema de registro é fundamental para escolha inteligente dos parâmetros da exposição e, portanto, obter a melhor eficiência à detecção dos fótons.

A avaliação do equipamento 1, cujo sistema de registro utiliza-se da tecnologia digital CR proporcionou resultados coerentes, visto que, a curva sensitométrica do sistema é praticamente linear. Portanto, é possível obter com esse sistema um contraste mais adequado em termos de imagem.

Como já esperado, os sistemas tela-filme utilizados pelos equipamento 2 e 3 apresentaram curvas sensitométricas de formato convencional e não linear. No entanto, ao comparar o fator gama dos sistemas analógicos com o digital CR, é possível concluir que o sistema tela-filme possui uma inclinação maior sendo, portanto, mais rápido, em termos de exposição, do que o sistema CR. As curvas sensitométricas obtidas não apresentaram entre si alterações significativas entre as faixas de tensão aplicadas.

9.5. – Método computacional para determinação do DQE.

Sendo um índice de eficiência na detecção dos fótons, o DQE leva em consideração os três parâmetros mais importantes em termos de qualidade da imagem: resolução, contraste e ruído. Nesse trabalho foi possível observar que o fator de alta relevância é a MTF. Caso um sistema possua uma MTF ruim é possível prever que, embora para baixas frequências o sistema possa apresentar uma grande eficiência, para frequências mais altas a eficiência diminuirá drasticamente. Sendo que, do ponto de vista de um exame mamográfico isso pode influenciar no diagnóstico, pois estruturas suspeitas, como microcalcificações, são consideradas altas frequências devido a seu tamanho reduzido.

Nesse trabalho não se considerou apenas a MTF do ponto focal, mas sim a influência do ponto focal na resolução da imagem de uma lesão no interior da mama de uma paciente. Sendo assim, foi considerado-se a MTF em função da magnificação radiográfica obtida em função da geometria de exposição, simulando um exame mamográfico real.

Para o equipamento 1 utilizando 24 kV, por exemplo, o DQE apresentou um aumento proporcional ao incremento da dose. Em termos de formato, as curvas dadas pelo DQE não apresentaram alterações significativas com alteração da dose. O pico de eficiência foi observado para a dose de 6,2 mGy atingindo uma eficiência em torno de 50%.

Para a tensão de 28 kV o sistema apresentou eficiências muito similares, com a variação significativa da dose (4,0 a 10,5 mGy). Pode se entender através desses resultados que a partir de 4,5 mGy o sistema apresenta uma eficiência constante.

Para os equipamentos 2 e 3, cujos sistemas de registro são o filme, apresentaram uma eficiência muito baixa para 24 kV com uma dose relativamente baixa. A partir disso, foi possível observar um aumento na eficiência conforme o aumento da dose. Isso demonstra que o sistema CR utilizado pelo equipamento 1, embora apresente um nível de ruído ligeiramente maior, proporciona imagens de melhor qualidade com a menor dose absorvida pelo paciente.

Para a tensão de 28 kV foi observado que a eficiência para a maior dose foi baixa, quando comparada as demais doses. Para a dose intermediária observou-se um aumento significativo do DQE na direção paralela ao eixo catodo-anodo, enquanto, na direção perpendicular não apresentou resultados suficientemente satisfatórios. No entanto, para a maior dose a eficiência nas duas direções foram estatisticamente próximas. Assim, através desse estudo é possível concluir que a eficiência na detecção quântica do sistema digital CR é consideravelmente melhor do que no sistema tela-filme.

9.6. – Conclusão.

As metodologias propostas nesse estudo oferecem aparatos embasados nas mais recentes tecnologias citadas pela literatura, de modo a desempenhar avaliações com alto grau de precisão e confiança. O sistema desenvolvido pode ser considerado uma grande ferramenta para análise de controle de qualidade de equipamentos mamográficos. O conjunto de phantoms, a mesa suporte, juntamente com os aplicativos computacionais desenvolvidos tem o objetivo de tornar simples e rápida a maneira de obter informações sobre as três principais propriedades de qualidade da imagem: resolução espacial, contraste e ruído.

Com isso, pretende-se expandir o controle de qualidade para mais centros de diagnóstico por imagem, fornecendo mais ferramentas para que seus equipamentos mamográficos produzam

imagens de alta qualidade com a menor dose ao paciente. Isso contribuirá para o aumento do desempenho do diagnóstico médico e também dos esquemas *CAD*, aumentando as chances de detecção precoce do câncer de mama.

REFERÊNCIAS

Bibliográficas

- ABNT (2005). Associação Brasileira de Normas Técnicas. ABNT NBR ISO/IEC 17025 **Requisitos gerais para a competência de laboratórios de ensaio e calibração**. 2a. Edição. Rio de Janeiro: ABNT, 2005
- ABNT (2003). Associação Brasileira de Normas Técnicas, INMETRO. **Guia para a Expressão da Incerteza de Medição**. 3a. Edição. Rio de Janeiro: ABNT, INMETRO.
- ALBUQUERQUE, J. A. G. (2001). **Avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade de imagem em sistemas de radiologia digital odontológica**. Campinas. 247p. Tese (Mestrado) – Faculdade de Engenharia Elétrica e Computação - Universidade Estadual de Campinas.
- ALMEIDA, O.J. (1997). **O desempenho do teste-tríplice na diferenciação de nódulos mamários palpáveis em mulheres a partir dos 30 anos de idade**. Campinas. 73p. Tese (mestrado) – Faculdade de Ciências Médicas – Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- ANN-KATHERINE C.; DIRK, V.; LUC S.; ANDREW D.A; *et al.* (2005). **Validation of MTF measurement for digital mammography quality control**. Med. Phys. 32. 1684 – 1695.
- ATTIX, F.H. (1986). **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. Wiley - Interscience, New York, NY.
- AUFRIHTIG, R.; SU, Y.; CHENG, Y.; GRANFORS, P. R. (2001). **Measurement of the noise power spectrum in digital X-ray detectors**. In: SPIE International Symposium Medical Imaging – Physics of medical imaging. Proceedings, v.4320, p.362-372.
- BALTIC, S. (2001). **Analysis of mammography trials renews debate on mortality reduction**. J. Natl. Cancer Inst., Bethesda, v.93, p.1678-1679.
- BARRET, H.H.; SWINDELL, W. (1981). **Radiological Imaging: the Theory of Image Formation, Detection and Processing**. Academic Press, London, England. v.1 e v.2.

- BASSET. L.W.; JACKSON. V.P.; JAHAN. R.; FU. Y.S.; GOLD. R.H. (2000). **Doenças da mama: diagnóstico e tratamento**. Rio de Janeiro: Revinter, p.3-26.
- BAUM, F.; FISCHER, U.; OBENAUER, S.; GRABBE, E. (2002). **Computer-aided detection in direct digital full-field mammography: initial results**. *European Radiology*, v.12, n.12, p.3015-3017.
- BETHEA, R. M.; DURAN, R. A., **Statistical methods for engineers and scientists**, Mc Hill Reckker, New York, NY, 1995;
- BLAND, K.I.; COPELAND III, E.M. (1994). **A mama: tratamento compreensivo das doenças benignas e malignas**. São Paulo, Manole, p.1-15.
- BOONE, J.M.; CHAVEZ, A.E. (1996). **Comparison of x-ray sections for diagnostic and therapeutic medical physics**. *Medical Physics*, v.23(12), p.1997-2005.
- BOUWERS, A. (1930). **An X-ray Tube with Rotating Anode**, *Physica* 10, p.111–119.
- BRACEWELL, R. (1965). **The Fourier transform and its applications**. McGraw-Hill Inc., New York, USA.
- BRADFORD, C.D.; PEPPLER, W.W.; WAIDELICH, J.M. (1999). **Use of a slit camera for MTF measurements**. *Medical Physics*, Volume 26, p. 2286-2294.
- BRASIL (1998). Ministério da Saúde. Secretária de Vigilância Sanitária. Portaria nº453: **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Brasília.
- BRETTLE, D. S.; WORKMAN, A.; ELLWOOD, R.; LAUNDERS, J. H.; HORNER, K.; DAVIES, R. M. (1996). **The imaging performance of a storage phosphor system for dental radiography**, *The British Journal of Radiology*, v. 69, p.256-261.
- BROWN, D. UK. (2000). **Deaths rates from breast cancer fall by a third**. *BMJ*, London, v.321, p.849
- BURGESS, A.E., (1977). **Focal spots: III Field characteristics**. *Investigative Radiology*, v.12, n.1, p.54-61.
- BUSHBERG, J. T. (1994). **The essential physics of medical imaging**, Willians & Wilking, New York, NY.
- BUSHONG, S.C. (2004). **Radiologic science for technologist physic, biology and protection**. 8º. ed. St. Louis, Mosby.
- CARTON A K, VANDENBROUCKE D, STRUYE L, *et al.* **Validation of MTF measurement for digital mammography quality control**. *Medical Physics*, 2005; 32(6):1684-11.
- CHAN, H.P.; DOI, K. (1983). **The vality of Monte Carlo simulation in studies of scattered radiation in diagnostic radiology**. *Physics in Medicine & Biology*, v.28, p. 109-129.

- CHENG, H.D.; CAI, X.P.; CHEN, X.W.; HU, L.M.; LOU, X.L. (2003). **Computer-aided detection and classification of microcalcifications in mammograms: a survey**. Pattern Recognition, v.36, n.12, p.2967-2991.
- CURRY III, T.S.; DOWDEY, J.E.; MURRY, R.C. (1990). **Christensen's Physics of Diagnostic Radiology**. 4^o. ed. Lea & Febiger, Philadelphia, USA.
- DAVIDSON, D. W.; WATT, J.; TLUSTOS, L. B.; MIKULEC, B.; CAMPBELL, M.; *et al.* (2003). **Detective quantum efficiency of the medipix pixel detector**. IEEE Transaction on Nuclear Science. 50 (5) p 1659 – 1663.
- DOI, K.; HOLJE, G.; LOO, L.; *et al.* **MTF's and Wiener spectra of radiographic screen-film systems Part I: interlaboratory comparison of measurements**. HHS Publ. FDA v.81, p.87-38.
- DOI, K. (1977). **Field characteristics of geometric unsharpness due to X-ray tube focal spot**. Medical Physics, v.4, n.1, p.15-20.
- DOI, K.; FROMES, B.; ROSSMANN, K. (1975). **New device for accurate measurement of X-ray intensity distribution of X-ray tube focal spots**. Med. Phys., v.2, p.268-273.
- DOI, K.; ROSSMANN, K. (1975). **Effect of focal spot distribution on blood vessel imaging in magnification radiography**. Radiology, v.114, p.435-441.
- DOI, K.; ROSSMANN, K. (1975b). **Measurement of optical and noise properties of screen-film systems in radiography**. Proc. SPIE: Med. X-ray photo-opt. systems eval., v. 56, p. 45-53.
- DOI, K.; ROSSMANN, K. (1974). **Evaluation of focal spot distribution by RMS value and its effect on blood vessel imaging in angiography**. In: SPIE Application of Optical Instrumentation in Medicine. Proceedings, v.47, p.207-213.
- ESCARPINATI, M. C.; VIEIRA, M. A. C.; SCHIABEL, H. (2002). **Programa computacional para determinação automática do tamanho do ponto focal e da FTM de equipamentos de raios-X**. Radiologia Brasileira, v. 35, Sup. 1, p. 23.
- ESCARPINATI, M.C. (2007). **Desenvolvimento de um sistema computacional para utilização em procedimentos de controle de qualidade em equipamentos mamográficos**. São Carlos. 235p. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.
- EVANS, A.L. (1981). **Medical physics handbooks 10: The evaluation of medical images**. Adam Hilger Ltd., Bristol, England.
- FISCHER, U.; BAUM, F.; OBENAUER, S.; *et al.* (2002). **Comparative study in patients with microcalcifications: full-field digital mammography vs screen-film mammography**. Eur Radiol 12, p.2679–2683.
- FREITAS, A.G.; KEMP, C.; LOUVEIRA, M.H.; FUJIWARA, S.M.; CAMPOS, L.F. (2006). **Mamografia digital: perspectiva atual e aplicações futuras**. Radiologia Brasileira 39, p.287-296.

- FUNKE, M.; BREITER, N.; HERMANN, K.P.; OESTMANN, J.W.; GRABBE, E. (1998). **Magnification survey and spot view mammography with a new microfocus X-ray unit: detail resolution and radiation exposure.** Eur Radiol 8, p.386–390.
- GAGNE, R. M.; BOSWELL, J. S.; MYERS, K. J.; PETER, G. (2001). **Lesion detectability in digital radiography.** Proc. SPIE 4320, p. 316-325.
- GAGNE, R. M.; BOSWELL, J. S.; MYERS, K. J. (2003). **Signal detectability in digital radiography: Spatial domain figures of merit .** Medical Physics. 30, p. 2180-2193.
- GAGNE, R. M.; GALLAS, B. D.; MYERS, K. J. (2006). **Toward objective and quantitative evaluation of imaging systems using images of phantom.** Medical Physics. 33, p. 83-95.
- GHETTI, C.; BORRINI, A.; ORTENZIA, O.; ROSSI, R. (2008). **Physical characteristics of GE Senographe Essential and DS digital mammography detectors.** Medical Physics, v.35, n.2, p.456-463.
- GIGER, M. L.; CHAN, H-P.; BOONE, J. (2008). **Anniversary paper: history and status of CAD and quantitative image analysis: The role of Medical Physics and AAPM .** Med. Phys. 35(12), p 5799-5820.
- GONZALEZ , R. C.; WOODS R. E. (2008), **Digital Image Processing**, 3rd ed., Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall.
- GRAHAM, D.T. (1996). **Principles of radiological physics.** 3.ed. New York, USA, Churchill Livingstone.
- HANAM, J. (1992). **Quality Control of gamma Cameras and associated computer systems.** Institute of Physical Sciences in Medicine, Bradford, UK.
- HAJDOK, G.; BATTISTA, J. J.; CUNNINGHAM, I. A. (2008). **Fundamental x-ray interaction limits in diagnostic imaging detectors: Frequency-dependent Swank noise.** Med. Phys. 35(7), p 3194 – 3204.
- HART G. C.; SMITH A.H., (1992). **Quality and standards in nuclear medicine,** Institute of Physical Sciences in Medicine.
- HAUS, A.G.; ROSSMANN, K.; VYBORNÝ, C.J.; HOFFER, P.B.; DOI, K. (1977). **Sensitometry in diagnostic radiology, radiation therapy and nuclear medicine,** J. Appl. Photo. Eng., v.3, p.114-124.
- HAUS, A.G.; YAFFE, M.J. (2000). **Screen-film and digital mammography: image quality and radiation dose considerations.** Radiologic Clinics of North America, v.38, n.4, p.871-898.
- HENDEE, W.R.; CHANEY, E.L.; ROSSI, R.P. (1997). **Radiologic physics, equipment and quality control.** Yer book Medical Publishers, Chicago.

- HOHEISEL, M.; BÄTZ, L.; MERTELMEIER, T.; GIERSCH, J.; KORN, A. (2004). **Modulation transfer function of a selenium-based digital mammography system.** IEEE Transaction v.35, p 3589 – 3593.
- HOHEISEL, M.; BÄTZ, L.; MERTELMEIER, T.; GIERSCH, J.; KORN, A. (2006). **Modulation transfer function of a selenium-based digital mammography system part 2.** IEEE Transaction v.53(3), p 1118 – 1122.
- HUDA, W.; SLONE, R. (1994). **Review of radiological physics**, Willians & Wilking, New York, USA.
- HUO, Z.; GIGER, M.L.; VYBORNÝ, C.J.; et al. (2002). **Effectiveness of CAD in the diagnosis of breast cancer: an observer study on an independent database of mammograms.** Radiology, v.224, p.560-568.
- IAEA (2007). International Atomic Energy Agency. **Dosimetry in diagnostic radiology : an international code of practice.** Technical Reports Series No. 457, Vienna.
- INCA (2007). Brasil, Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Instituto Nacional de Câncer. Coordenação de Prevenção e Vigilância de Câncer. **Estimativas 2008: Incidência de Câncer no Brasil.** Rio de Janeiro.
- ICRU (2005). International Commission on Radiation Units & Measurements. **ICRU Report N°. 54: Medical Imaging – The Assessment of image quality.** Bethesda, Maryland, USA.
- INMETRO (1999). Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial. EA - 4/02: **Expressão da incerteza de medição na calibração.** 1ª ed. Rio de Janeiro: INMETRO, ABNT, SBM.
- JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. (1983). **The Physics of Radiology.** 4th ed. Charles C. Thomas Publisher, Springfield, USA.
- KHEDDACHE, S.; THILANDER-KLANG, A.; LANHEDE, B.; et al. (1999). **Storage phosphor and film-screen mammography: performance with different mammographic techniques.** Eur Radiol 9, p.591–597.
- KODAK (Eastman Kodak Company) (1980). **Fundamentos de Radiografia.** 1ª ed.
- KRATZAT, M., (1988). **Evaluating the importance of focal spot sizes in mammography.** Medicamundi 33, p.74-80,
- KUNTKE, A.H.G. (1957). **On the determination of Roentgen tube focal spot sizes by pinhole camera roentgenography.** Acta Radiology, v.47, p.55-64.
- KYPRIANOU, L. S.; RUDIN, S.; BEDNAREK, D. R.; HOFFMANN, K. R. (2005). **Generalizing the MTF and DQE to include x-ray scatter and focal spot unsharpness: Application to a new microangiographic system.** Med. Phys. 34(2), p 613-626.
- LAZZARI, B.; BELLI, G.; GORI, C.; ROSSELLI, M. D. T. (2007). **Physical characteristics of five clinical systems for digital mammography.** Med. Phys. 34(7), p 2730-2743.

- LEITCH A.M.; DODD G.D.; COSTANZA M.; *et al.* (1997). **American Cancer Society guidelines for the early detection of breast cancer: update 1997**. *CA Cancer J Clin*; v.47, p.150-153.
- LU, H.; CHENG, J-H.; HAN, G.; LI, L.; LIANG, Z. (2001). **A 3D distance-weighted Wiener filter for Poisson noise reduction in sinogram space for SPECT imaging**. *Proceedings of SPIE Vol. 4320 (2001) – 905-913*
- MAIDMENT, A.D.A.; ALBERT, M. (2003). **Conditioning data for calculation of the modulation transfer function**. *Medical Physics*, v.30, n.2, p.248-253
- MARQUES, M. A. (1998). **Simulação computacional de parâmetros importantes de sistemas radiológicos**. São Carlos. 156p. Tese (Doutorado) - Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo.
- MASCARENHAS, N. D. A.; SANTOS, C. A. N; CRUVINEL, P. E. (1999). **Transmission Tomography under Poisson noise using the Anscombe Transform and Wiener Filter of the projections**. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, v. 423, p. 265-271.
- MCLOUGHLIN, K. J.; BONES, P. J.; KARSSEMEIJER, N. (2004). **Noise equalization for detection of microcalcification clusters in direct digital mammogram images**. *IEEE Trans. Med. Imaging* 23, 313–320.
- MEDEIROS, R.B., ALVES, F.F.R., FERREIRA, A.H.P.G. *et al.* (2000). **How the Quality Control Program Can Help the Clinical Detectability of findings in Mammograms**. In: *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Chicago. USA.
- MEREDITH, W.J.; MASSEY, J.B. (1977). **Fundamental physics of radiology**, John Wright and Sons, Bristol.
- METZ, C.E.; DOI, K. (1979). **Transfer function analysis of radiographic imaging systems**. *Phys. Med. Biol.*, v. 24, p. 1079-1106.
- MONNIN, P.; GUTIERREZ, D.; BULLING, S.; GUNTERN, D.; VERDUN, F.R. (2007). **A comparison of the performance of digital mammography systems**. *Med. Phys.* 34(3), 906 – 914.
- MONNIN, P.; HOLZER, Z.; WOLF, R.; NEITZEL, U.; GUDINCHET, F.; VERDUN, F.R. (2006). **Influence of cassette type on the DQE of CR system**. *Med. Phys.* 33(10), 3637 - 3639.
- NEITZEL, U.; BUHR, E.; HILGERS, G.; GRANFORS, P.R. (2004). **Determination of the modulation transfer function using the edge method: influence of scattered radiation**. *Medical Physics*, v.31, n.12, p.3485-3491.
- NEMA. (1986). International Manufactures Association. **Measurement of Dimensions and Properties of Focal Spots of Diagnostic X-Ray Tubes**. Publication n°XR5.

- NICKOLOFF, E.L.; DONNELLY, E.; EVE, L., ATHERTON, J.V. (1990). **Mammographic resolution: influence of focal spot intensity distribution and geometry.** Medical Physics, v.17, n.3, p.436-447.
- NIELSEN, B. (1979). **A source of systematic error when measuring the focal spot sizes of Roentgen tubes with pinhole cameras.** Health Physics, v.36, p.726-727.
- OBENAUER S.; HERMANN, K.P.; GRABBE, E. (2003). **Dose reduction in full-field digital mammography: an anthropomorphic breast phantom study.** Br J Radiol 76, p.478–482.
- OBENAUER, S.; LUFTNER-NAGEL, S.; VON HEYDEN, D.; MUNZEL, U.; BAUM, F.; GRABBE, E. (2002) **Screen-film vs fullfield digital mammography: image quality, detectability and characterization of lesions.** Eur Radiol, 12, p.1697–1702.
- PISANO, E.D; COLE, E.B; KISTNER, E.O; *et al.* (2002). **Interpretation of digital mammograms: comparison of speed and accuracy of soft-copy versus printedfilm display.** Radiology 223, p.483–488.
- ROBSON, K.J.; KOTRE, C.J.; FAULKNER, K. (1995). **The use of a contrast- detail test object in the optimization of optical density in mammography.** Br J Radiol; v.68, p.277-282.
- ROEHRIG, H.; KRUPINSK, E. A.; YU, T. (1995). **Physical and psychophysical evaluation of digital systems for mammography.** Proc. SPIE 2436, p.124-134.
- RONG, X.J.; KRUGH, K.T.; SHEPARD, S.J.; GEISER, W.R. (2003). **Measurement of focal spot size with slit camera using computed radiography and flat-panel based digital detectors.** Medical Physics, v.30, n.7, p.1768-1775.
- RONG, X.J; SHAW, C.C; JOHNSTON, D.A; *et al.* (2002). **Microcalcification detectability for four mammographic detectors: flat-panel, CCD, CR, and screen-film.** Med Phys 29, p.2052–2061.
- ROSSMANN, K. (1963). **Spatial fluctuations of x-ray quanta and the recording of radiographic mottle.** American Journal of Roentgenology, v.90, n.4, p.863-869.
- ROSSMANN, K. (1969). **Point spread function, line spread function and modulation transfer function.** Radiology, v. 12, p. 65-77.
- SAMEI, E.; RANGER, N.T.; DOBBINS, J. T.; CHEN, Y. (2006). **Intercomparison of methods for image quality characterization. I. Modulation transfer function.** Med. Phys. 33(5), p 1454 – 1465.
- SANTOS, L. H. E. (1997). **Novo dispositivo com sensoriamento eletrônico para localização do raio central do feixe de raios-X em equipamentos de radiodiagnóstico.** São Carlos. 121p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

- SAUNDERS, R.S.; SAMEI, E.; JESNECK, J.L.; LO, J.Y. (2005). **Physical characterization of a prototype selenium-based full field digital mammography detector**. Medical Physics, v.32, n.2, p.588-599.
- SAUDERS Jr., R. S.; BACKER, J. A.; DELONG, D. M.; JOHNSON, J. P.; SAMEI, E. (2007). **Does image quality matter? Impact of resolution and noise on mammographic task performance** . Medical Physics, 34(10), 3971-3981.
- SCHIABEL, H. (2000). **Modulation transfer function for quality assurance of mammographic systems: a quality relative index for expressing radiographic system quality**. IEEE - Engineering in Medicine and Biology, v. 19, n. 4, p. 96-110.
- SIMONCELLI, E. P.; ADELSON, E.H. (1996). **Noise removal via bayesian wavelet coring**. Proceedings of 3rd IEEE International Conference on Image Processing. IEEE Signal Processing Society. Vol. I, pp. 379-382.
- SMITH, A. (2003). **Fundamentals of digital mammography: physics, technology and practical considerations**. Radiol Manage. v.5(5), p.18-24.
- SNYDER, D. L.; HAMMOUD, A. M.; WHITE R. (1993). **Image recovery from data acquired with a charge-couple-device camera**. J. Opt. Soc. Am. A, 10(5):1014-1023.
- SPIEGEL, M.R. (1993). **Estatística**. 3. ed. São Paulo: Makron Books.
- SPIEGLER, P.; BRECKINRIDGE, W.C. (1972). **Imaging of focal spots by means of the star test pattern**. Radiology, v.102, p.679-684.
- SPRAWLS, P. (1995). **Physical Principles of Medica Imaging** . 2nd. Edition. Medical Physics Publishing Madison, Winconsin.
- STAMATAKIS, H. C.; WELANDER, U.; MCDAVID, W.D. (1999). **Dose response of a storage phosphor system for intraoral radiography**, Dentomaxillofacial Radiology. v.28, p.272-276.
- SURYANARAYANAN, S.; KARELLAS, A.; VEDANTHAM, S.; VED, H.; BAKER, S.P.; D'ORSI, C.J. (2000). **Flat-panel digital mammography system: contrast detail comparison between screen-film radiographs and hard-copy images**. Radiology 225 p.801-807.
- TABAR, L.; FAGERBERG, G.; CHEN, H.H.; *et al.* (1995). **Efficacy of breast cancer screening by age: new results from the Swedish two-county trial**. Cancer; v.75, p.2507-2517.
- TAKENAKA, A.; KINOSHITA, K.; NAKAJIMA, R. (1968). **Modulation transfer function of the intensity distribution of the roentgen focal spot**. Acta Radiologica - Therapy Physics Biology, v.7, n.4, p.263-272.
- TANG, S.; BARNES, G.T.; TANNER, R.L. (1995). **Slit camera focal spot measurement errors in mammography**. Medical Physics, v.22, n.11, p.1803-1814.

- TAUHATA, L.; SALATI, I.; PRINZIO, R.; PRINZIO, M. (1999). **Radioproteção e Dosimetria: fundamentos**. 1. ed. Rio de Janeiro: IRD/CNEN, v. 300. 180 p.
- THOMPSON, M A . *et al.* (1994). **Principles of imaging science and protection**. IOP Publishing, Philadelphia, USA.
- TORTORIC, U. (1992). **Concepts in medical radiographic imaging, circuitry, exposure and quality control**. WB Sanders Company, London, UK.
- TROUT, E.D.; KELLEY, J.P.; LUCAS, A.C. (1960). **Determination of Half-Value Layer**. Am. J. Roentgen., v.84, p.729-740.
- UNDRILL, P.E.; O’KANE, A.D.; GILBERT, F.J.; (2000). **A comparison of digital and screen-film mammography using quality control phantoms**. Clin Radiol v.55. p.782–790.
- VEDANTHAM, S.; KARELLAS, A.; SURYANARAYANAN, S.; D’ORSI C.J.; HENDRICK R,E. (2000b). **Breast imaging using an amorphous silicon-based full-field digital mammographic system: stability of a clinical prototype**. Journal of Digital Imaging, 13 p.191–199.
- VEDANTHAM, S; KARELLAS, A; SURYANARAYANAN, S; et al. (2000a). **Full breast digital mammography with an amorphous silicon-based flat panel detector: physical characteristics of clinical prototype**. Medical Physics, 27 p.558-567.
- VERONESI, U., BOYLE. P., GOLDBIRSCHE. R., VIALE. G. (2005). **Breast cancer**. Lancet, London, v.365, p.1727-1741.
- VIEIRA, M. A. C.; ESCARPINATI, M. C.; SCHIABEL, H. (2002). **Método computacional para cálculo da função de transferência óptica de aparelhos mamográficos a partir da imagem de fenda digitalizada**. Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, v. 2, p. 60- 64 – São José dos Campos (SP) – set. 09-12.
- VIEIRA, M. A. C.; SCHIABEL, H.; ESCARPINATI, M. C. (2003). **Using a film scanner as a microdensitometer for optical transfer function and focal spot measurements**. In: SPIE MI2003: Physics of Medical Imaging, v. 5030, p. 1061-1068.
- VIEIRA, M.A.C. (2005). **Metodologia baseada nas funções de transferência para pré-processamento de imagens mamográficas digitais e sua aplicação em esquema computacional de auxílio ao diagnóstico**. São Carlos. 236p. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.
- WANG, Y.; WANG, J.; WANG, K.; LIU, G.; LIU, Y. (2000). **Monte Carlo simulation of image properties of an X-ray intensifying screen**. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. v.448(3), p.567-570.
- WEBB, S. (1988). **The Physics of Medical Imaging**. IOP Publishing, Philadelphia, USA.

- WELCH, P.D. (1967). **The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short modified periodograms.** IEEE Transactions Audio Electroacoustics, v.15, p.73-77.
- WILKS, R.J. (1987). **Principles of Radiological Physics.** Churchill Livingstone, New York, USA
- WOLBARST, A.B. (1993). **Physics of Radiology.** Appleton & Lange, Norwalk, USA.
- WORKMAN, A.; BRETTLER, D. S. (1997). **Physical performance measures of radiographic imaging systems.** Dentomaxillofacial, v.26, p.139-146.
- YAFFE, M.J.; NISHIKAWA, R.M.; MAIDMENT, A.D.A.; FENSTER, A. (1988). **Development of a digital mammography system.** Proc SPIE v.914, p.182-188.
- YIN, F.-F.; GIGER, M.L.; DOI, K.; YOSHIMURA, H.; XU, X.W.; NISHIKAWA, R.M. (1992). **Evaluation of imaging properties of a laser film digitizer.** Physics in Medicine & Biology, v.37(1), p.273-280.
- YOUNG, K.C.; WALLIS M.G.; RAMSDALE M.L. (1994). **Mammographic film density and detection of small breast cancers.** Clinical Radiology, v.49 (7), p 461-465.
- YOUNG, K.C. (2006). **Recent developments in digital mammography.** Imaging, v.18(2), p.68-74.
- ZHAO, W.; JI, W.G.; DEBRIE, A.; ROWLAND, J.A. (2003). **Imaging performance of amorphous selenium based flat-panel detectors for digital mammography: characterization of a small area prototype detector.** Med. Phys. V.30, p.254-263.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)