

Universidade Federal do Rio de Janeiro

Instituto de Física

**ANÁLISE DOS PARÂMETROS FÍSICOS DE IMAGEM MTF, NNPS
E DQE A PARTIR DAS VARIAÇÕES DE TÉCNICAS
RADIOGRÁFICAS**

Allan Amaral da Hora

Rio de Janeiro

Novembro/2020

ANÁLISE DOS PARÂMETROS FÍSICOS DE IMAGEM MTF, NNPS E DQE A PARTIR DAS VARIAÇÕES DE TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS

Allan Amaral da Hora

Trabalho de conclusão de curso apresentada ao Programa de Graduação em Física-Médica, IF, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Claudio Domingues de Almeida

Rio de Janeiro
Novembro/2020

ANÁLISE DOS PARÂMETROS FÍSICOS DE IMAGEM MTF, NNPS E DQE A
PARTIR DAS VARIAÇÕES DE TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS

Allan Amaral da Hora

TESE SUBMETIDA À BANCA EXAMINADORA NO INSTITUTO DE FÍSICA DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE BACHAREL
EM FÍSICA MÉDICA

Examinada por:

Dr. Claudio Domingues de Almeida

Dr. Odair Dias Gonçalves

Dra. Lucía Viviana Canevaro

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

Novembro/2020

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pela minha vida e por tornar possível tudo que foi feito, possibilitando que eu chegasse até aqui e pudesse dar continuidade aos meus estudos.

Aos meus pais, meu irmão, meus familiares e minha namorada, Thamiris, pela formação, carinho e apoio que me foram dados. Aos meus amigos Bruno F. de O. Lisboa, Stella V. Mainoth, Flávia M. Mardegan e Thamiris V. da C. Santos, entre outros, que tornaram a vida acadêmica mais leve e divertida.

Ao meu orientador, Claudio Domingues de Almeida, por ter me aceito na Iniciação Científica e pela paciência durante a orientação desta monografia. Aos membros da banca, Dr. Odair e Dra. Lucía, por aceitarem o convite e pela contribuição na avaliação e correção deste trabalho.

Aos professores da graduação por todo o conhecimento passado. A UFRJ e instituições acadêmicas e de pesquisa colaboradoras por todo o ambiente de ensino.

RESUMO

O câncer de mama é o tipo de câncer de maior incidência nas mulheres, depois do melanoma, e quando detectado precocemente o tratamento torna-se menos agressivo. A mamografia é a técnica radiográfica considerada padrão ouro por apresentar imagens de altíssima qualidade. O detector de imagem é o elemento utilizado na captação dos fótons para a formação das imagens. A avaliação do detector de imagem é imprescindível para conhecer o desempenho do sistema de imagem. Para que o físico médico possa acompanhar a qualidade do detector, faz-se necessário conhecer e adotar medidas de avaliação dos parâmetros físicos: Função de Transferência de Modulação (MTF), Espectro de Potência de Ruído Normalizado (NNPS) e a Eficiência Quântica de Detecção (DQE). A Agência Internacional de Energia Atômica no documento N° 17, estabelece um protocolo para avaliação da MTF e valores de referência para posterior análise; outros trabalhos apresentam procedimentos para a avaliação do NNPS e DQE. Este estudo, tem o objetivo de estudar essas métricas para a avaliação dos detectores de imagem, usados em mamografia, a partir dos parâmetros MTF, NNPS e DQE. Foram utilizados no estudo um mamógrafo da marca Siemens MAMMOMAT 1000, cassetes e placas de imagem (IP) AGFA modelo CR MM 3.0 e o sistema computadorizado AGFA CR 35-X. Uma série de imagens foi feita variando a técnica radiográfica, geometria e dose (mAs), para as medidas desses parâmetros. As imagens foram salvas no formato DICOM (raw data) e as análises feitas no *software ImageJ*. Os resultados mostraram que a MTF não apresentou dependência com a variação da dose aplicada ao detector. Já em relação a geometria e ao tamanho do ponto focal, para a MTF de 50% e 20%, respectivamente, foram obtidos 3 pl/mm e 6 pl/mm na mamografia magnificada com foco fino e 4 pl/mm e 8 pl/mm na mamografia de contato com o foco grosso. As métricas MTF, NNPS e DQE foram estudadas a partir de trabalhos científicos e medidas realizadas nas condições clínicas em um laboratório de mamografia. Apesar de utilizar uma amostra com pequeno número de medidas realizadas, o estudo mostrou que a geometria de irradiação afeta o desempenho dos detectores de imagens e que o mesmo não ocorre com a variação da dose (mAs) em qualquer variação geométrica de exposição.

ABSTRACT

Breast cancer is the type of cancer with the highest incidence in women, after melanoma, and when detected early the treatment becomes less aggressive. Mammography is the radiographic technique considered gold standard because it presents images of very high quality. The image detector is the element used in the capture of photons for the formation of images. The evaluation of the image detector is essential to know the performance of the imaging system. In order for the medical physicist to follow the quality of the detector, it is necessary to know and adopt measures to evaluate the physical parameters: Modulation Transfer Function (MTF), Normalized Noise Power Spectrum (NNPS) and the Quantum Efficiency of Detection (DQE). The International Atomic Energy Agency in the document N° 17, establishes a protocol for MTF evaluation and reference values for later analysis; other works present procedures for the evaluation of NNPS and DQE. This work purposes to study these metrics for the evaluation of image detectors, used in mammography, from the parameters MTF, NNPS and DQE. A Siemens MAMMOMAT 1000 mammograph, cassettes and image plates (IP) AGFA model CR MM 3.0 and the computerized system AGFA CR 35-X were used in the study. A series of images was made varying the radiographic technique, geometry and dose (mAs), for the measurements of these parameters. The images were saved in DICOM (raw data) format and the analyses were done in ImageJ software. The results showed that MTF was not dependent on the dose variation applied to the detector. Regarding the geometry and the focal point size, for MTF of 50% and 20%, respectively, 3 lp/mm and 6 lp/mm were obtained in the magnified mammography with fine focus and 4 lp/mm and 8 lp/mm in the contact mammography with thick focus. The MTF, NNPS and DQE metrics were studied from scientific works and measurements performed in clinical conditions in a mammography laboratory. Despite the use of a sample with a small number of measurements made, the study showed that the irradiation geometry affects the performance of the image detectors and that the same does not occur with the dose variation (mAs) in any geometric variation of exposure.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Combinações aplicadas de exposição e magnificação para cada foco para avaliação da MTF	46
Tabela 2	Valores da MTF em 50% e 20% para o detector Agfa CR (MM3.0).....	52
Tabela 3	Valores de mAs usados nas condições de foco fino e foco grosso e radiografia padrão, sub exposição e super exposição para obter as imagens da MTF.....	53
Tabela 4	Valores da frequência espacial para MTF de 50% e 20% para o foco grosso nas três condições de exposição.....	55
Tabela 5	Valores da frequência espacial para a MTF com 50% e 20% na condição clínica de magnificação	57
Tabela 6	Valores da frequência espacial para a MTF de 50% e 20% quando utilizado foco grosso e ampliação da imagem.....	59
Tabela 7	Valores da frequência espacial para a MTF de 50% e 20% quando utilizado foco fino e ampliação da imagem	61
Tabela 8	Valor máximo do DQE e de sua frequência e o valor de DQE na frequência de 5 pl/mm para diferentes magnificações quando usado o foco grosso.....	68
Tabela 9	Valor máximo da DQE, sua frequência espacial e o valor de DQE na frequência de 5 pl/mm para diferentes magnificações quando usado o foco fino.....	70

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 Estruturas da mama, visão lateral.....	17
FIGURA 2 Tubo de raio X, produção de raio X.....	18
FIGURA 3 Interações elétron-núcleo.....	19
FIGURA 4 Espectro contínuo de raio X.....	20
FIGURA 5 Aparelho de mamografia.....	21
FIGURA 6 Efeito do tamanho do foco na imagem.....	22
FIGURA 7 Tipos de grades antidifusoras.....	23
FIGURA 8 Curva do fator de degradação do contraste.....	24
FIGURA 9 Na figura a é apresentado o uso de uma plataforma de mamografia magnificada e na b como a técnica de air gap reduz o número de fótons espalhados.....	25
FIGURA 10 Efeito da magnificação sobre a imagem.....	25
FIGURA 11 Planos de projeção da fonte, do objeto e do detector de imagem.....	31
FIGURA 12 Fluxo da relação das métricas de avaliação.....	32
FIGURA 13 Atenuação diferenciada dos fótons gerando contraste.....	33
FIGURA 14 Incidência de um sinal pontual e sua imagem espalhada no detector.....	35
FIGURA 15 Incidência de um sinal linear e sua imagem.....	35
FIGURA 16 Imagens de uma fonte pontual, linear e de borda.....	36
FIGURA 17 Efeito de aliasing.....	37
FIGURA 18 Alteração do sinal incidente devido a limitações do detector.....	38
FIGURA 19 Curva da MTF em função das frequências espaciais.....	39
FIGURA 20 Efeito da amostragem angular.....	40
FIGURA 21 Imagens de tomografia computadorizada com diferentes distribuições do ruído.....	41

FIGURA 22 (a) Obtenção da imagem para avaliar a curva de resposta do detector. (b) Medida do K_i no detector de imagem utilizando o UNFORS....	43
FIGURA 23 Configuração para obter imagem da MTF simulando: (a) mamografia de contato (b) mamografia com magnificação.....	44
FIGURA 24 Configuração do conjunto PMMA/lâmina para obter imagens magnificação de 1.5 para o foco fino.....	45
FIGURA 25 Seleção do processo de apresentação do COQ.....	47
FIGURA 26 Janela de abertura do COQ e as pré-seleções.....	47
FIGURA 27 Exemplo de uma imagem da medida da curva de resposta do detector mostrando a ROI para determinar o VMP.....	48
FIGURA 28 Janela de entrada de dados com os valores de k_i e a seleção da opção Logarithmic 2 para construção da curva de resposta do detector.	49
FIGURA 29 Janela do COQ mostrando a imagem da lâmina com a ROI posicionada e os dados resultantes da avaliação da MTF.....	50
FIGURA 30 Avaliação das imagens do parametro fisico NNPS.....	51
FIGURA 31 MTF medida na condição padrão, de sub e super exposição de mamografia de contato.....	54
FIGURA 32 MTF medidas com exposição padrão, de sub e super exposição na condição clínica de magnificação.....	56
FIGURA 33 MTF medidas em três condições de magnificação e utilizando foco grosso e mAs padrão.....	58
FIGURA 34 MTF medidas em três condições de magnificação e utilizando foco fino e mAs padrão.....	60
FIGURA 35 MTF para o foco grosso e fino nas magnificações usuais.....	62
FIGURA 36 NNPS para as diferentes magnificações das imagens.....	63
FIGURA 37 NNPS para as diferentes magnificações das imagens quando usado o foco fino.....	64
FIGURA 38 NNPS para os dois focos nas magnificações clínicas usuais.....	65
FIGURA 39 Curva da DQE nas três magnificações para o foco grosso.....	67

FIGURA 40 Curva da DQE quando aplicado diferentes magnificações e foco fino.....	69
FIGURA 41 Comparação das curvas da DQE quando aplicado as condições clínicas de exposição.....	71

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO E OBJETIVOS.....	13
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	17
2.1 Estrutura da mama.....	17
2.2 Imagem médica.....	17
2.3 Produção de raios X.....	18
2.4 A mamografia.....	20
2.5 O mamógrafo.....	21
2.5.1 Alvo-filtro.....	21
2.5.2 Ponto Focal.....	22
2.5.3 O compressor de mama.....	22
2.5.4 Grade antidifusora.....	23
2.5.5 Magnificação.....	24
2.6 Princípios básicos da matemática para a formação de imagem.....	26
2.6.1 Função delta de Dirac.....	26
2.6.2 Convolução.....	27
2.6.3 Transformada de Fourier.....	28
2.7 Métricas de avaliação da qualidade da imagem.....	31
2.7.1 Contraste.....	32
2.7.2 Ruído.....	34
2.7.3 Resolução Espacial.....	34
2.7.4 Função de espalhamento de ponto, linha e borda – PSF, LSF e ESF.....	34
2.8 Frequência de Nyquist – Shannol.....	36
2.9 Função de Transferência de Modulação – MTF.....	37
2.9.1 MTF pré-amstral.....	39
2.10 Espectro de Potência de Ruído Normalizado – NNPS.....	40
2.11 Eficiência Quântica de Detecção – DQE.....	41
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	42
3.1 Protocolo para obter a imagem para as medidas da MTF e NNPS.....	42

3.1.1 Curva de Resposta do detector de imagem.....	42
3.1.2 Escolha dos parâmetros para a MTF.....	43
3.1.3 Procedimento para obter a ampliação de 1,5.....	44
3.1.4 Espectro de Potência de Ruído Normalizado (NNPS).....	46
3.2 Análise das imagens.....	46
3.2.1 Uso do software ImageJ para leituras das imagens.....	46
3.2.2 Obtenção dos dados da curva de resposta do detector.....	47
3.2.3 Obtenção dos dados da MTF.....	49
3.2.4 Obtenção dos dados do NNPS.....	50
3.2.5 Obtenção dos dados da DQE.....	51
3.3 Análise dos dados obtidos.....	51
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	53
5 CONCLUSÃO.....	72
5.1 Perspectivas Futuras.....	73
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	74

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

PSF – Função de Espalhamento de Ponto, do inglês Point Spread Function.

LSF – Função de Espalhamento de Linha, do inglês Line Spread Function.

ESF – Função de Espalhamento de Borda, do inglês Edge Spread Function.

MTF – Função de Transferência de Modulação, do inglês Modulation Transfer Function.

NNPS – Espectro de Potência de Ruído Normalizado, do inglês Normal Noise Potion Spectro.

DQE – Eficiência Quântica de Detecção, do inglês Detection Quantum Eficiencie.

Air gap, técnica aplicada quando um objeto é magnificado.

CAE – Controle Automático de Exposição.

1. INTRODUÇÃO

A partir da descoberta dos raios X por Wilhelm Röntgen e da radioatividade por Henri Becquerel, a radiação é empregada em diversas áreas com diferentes objetivos [1]. A sua maior aplicação tem sido na medicina, contribuindo para formar imagens do interior do paciente sem necessidade de realizar procedimento invasivo e para o tratamento de patógenos, como o câncer [2].

No radiodiagnóstico, a aplicação da radiação sobre o paciente é feita com o objetivo de adquirir uma imagem que possua uma fidedignidade das estruturas e/ou funcionalidades dos órgãos estudados [3]; essa capacidade de visualizar as estruturas internas depende das características do sistema de imagem e dos parâmetros radiográficos utilizados para a obtenção da imagem [3].

A qualidade de uma imagem radiográfica é determinada pelo: método de imageamento, características do equipamento e variáveis selecionadas pelo operador [3]; e é influenciada pelas três características de desempenho do detetor: a resolução espacial, o contraste e o ruído [4,5].

São duas as métricas para avaliação da confiabilidade da imagem do interior do paciente: a qualitativa e a quantitativa. A medida qualitativa busca entender, descrever e interpretar fatos [6], sendo implementada na física de imagem a partir de visualização de objetos inseridos em um simulador anatômico; tendo por isso uma avaliação subjetiva por depender do avaliador. As medidas quantitativas buscam enumerar e medir eventos de forma objetiva e precisa [6] e por isso podem fornecer uma maior compreensão quanto ao desempenho do detetor de imagem com pouca dependência do avaliador. Essas duas formas de avaliação não se excluem, mas contribuem para compreender e quantificar o fenômeno estudado [6].

A mamografia é uma técnica radiográfica que consiste no uso de radiação para a formação da imagem das mamas, com o objetivo de encontrar alterações anatômicas, tais como: I – Massa tumoral disforme, com irregularidade nas margens e espiculadas; II – Deposição de minerais, chamadas de microcalcificações; III – Distorção da arquitetura do tecido normal; IV – Assimetria entre regiões correspondentes da mama direita e esquerda, conforme descrito pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) [7].

Uma das vantagens da mamografia está na sua capacidade de visualização das microcalcificações, que são sinais precoces de uma região com um alto metabolismo celular e, portanto, de suspeita de formação de câncer mamário. Alguns trabalhos vêm demonstrando que a presença das microcalcificações representa 20% a 30% de casos de câncer [8], e demonstram que a presença de lesões malignas, a partir das microcalcificações, varia de 10% a 40% [8].

Para que o sistema de imagem consiga corresponder a região anatômica irradiada, é necessário que ele tenha uma alta resolução espacial e contraste [9] e que conte com uma baixa presença do ruído. Essas três propriedades básicas fornecem informações da capacidade de registro dos detetores. A relação dessas propriedades básicas fornece novas métricas que permitem uma melhor compreensão da performance do detetor de imagem, três métricas oriunda dessas relações são a Função de Transferência de Modulação (MTF), o Espectro de Potência de Ruído Normalizado (NNPS) e a Eficiência Quântica de Detecção (DQE) [5,10]. No Brasil essas novas medidas são pouco aplicadas para a avaliação dos detetores de imagem [11].

A MTF e o NNPS são métricas que relacionam o contraste e o ruído, respectivamente, com a resolução espacial da imagem obtida, e a partir dela é possível compreender a variação da nitidez e do ruído na imagem [5]. O DQE possui uma relação do MTF, NNPS e do valor de exposição empregada para obtenção do NNPS; fornecendo uma visão da variação da capacidade de detecção dos detectores de imagem em função da resolução espacial. A compreensão desses conceitos traz uma forma mais sofisticada e consistente de avaliação do controle de qualidade dos detectores de imagem, principalmente na rotina clínica.

É preciso ressaltar que algumas características do aparelho de raios X e dos parâmetros de radiação, como o ponto focal, o produto corrente-tempo, a magnificação, o alvo/filtro entre outros fatores, podem afetar as propriedades básicas e, portanto, todas as grandezas a elas relacionadas [4, 12].

Segundo o Instituto Nacional de Câncer – INCA, estima-se em torno de 66.280 novos casos de câncer de mama para 2020. O INCA divulgou que em 2017 ocorreram 16.927 mortes devido a essa doença [13]. A mamografia é considerada padrão ouro para o diagnóstico ou rastreio dessa patologia, por isso ter um alto padrão de qualidade dos equipamentos, equipe técnica e médica pode garantir um laudo mais

preciso e evitar submeter pacientes a tratamentos mais severos devido a descoberta da doença em um estágio mais avançado.

Conforme é apresentado pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação – ICRU no seu documento 82 [14]: “O desempenho do sistema de mamografia digital depende, criticamente, das características do detetor de raios X”. Com isto fica claro que conhecer e monitorar a performance deste sistema, a partir de parâmetros físicos consistentes, é imprescindível para que os exames de mamografia apresentem uma alta capacidade de visualização, principalmente de pequenas estruturas como as microcalcificações.

A AIEA no seu documento Nº 17 [15] estabelece um protocolo para avaliação do MTF e valores de referência para posterior análise; outros trabalhos apresentam procedimentos para a avaliação do NNPS e DQE.

É preciso salientar que não há uma hierarquia de importância das características básicas ou das medidas, mas é necessário o entendimento dessas propriedades e das suas relações para uma correta análise da performance de desempenho do detetor e consequentemente da sua influência para a formação da imagem [5].

No Brasil, o Ministério da Saúde, MS, através da Agencia Nacional de vigilância Sanitária, ANVISA, publicou em dezembro de 2019 a Resolução da Diretoria Colegiada, RDC No. 330 [16] que revogou a Portaria SVS/MS 453 de 1998 [17] e paralelamente foram publicadas Instruções Normativas, IN, para todas as áreas de raios X. A RDC 330 [16] vem estabelecer os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia e regulamentar o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de tecnologias empregadas em radiologia diagnósticas. A IN No. 54 [18] estabelece requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de mamografia, bem como a relação mínima de testes de aceitação e de controle de qualidade que devem ser realizados pelos serviços de saúde. Além dos valores de tolerância estabelecidos para a avaliação do sistema mamográfico convencional, a IN 54 [18] também estabeleceu alguns valores de tolerância para os sistemas digitais, porém, nada foi especificado para a análise dos parâmetros físicos MTF, NNPS e DQE para avaliação dos detectores digitais. Este fato aumenta a importância de valorizar o desenvolvimento de trabalhos nesta área com objetivos de no futuro a ANVISA complementar esta IN

com parâmetros que contribuem para identificar falhas na qualidade da imagem mamográfica.

Objetivos

Objetivo geral

Estudar as métricas de maior robustez para a avaliação de detetores de imagem a partir dos parâmetros: Função de Transferência de Modulação (MTF), Espectro de Potência de Ruído Normalizado (NNPS) e a Eficiência Quântica de Detecção (DQE).

Objetivo Específico

Compreender o efeito da variação das técnicas radiográficas, geometria e dose, nas medidas desses parâmetros.

Reproduzir e avaliar a metodologia descrita no documento No 17 da AIEA [15] para medir os parâmetros MTF, NNPS e DQE.

Identificar a viabilidade de incluir a avaliação desses parâmetros na rotina de controle de qualidade do serviço de mamografia.

Gerar valores das medidas da MTF, NNPS e DQE que possam contribuir para estabelecer valores de referência na IN No. 54;

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Estrutura da mama

A mama é um tecido que pode variar tanto em seu tamanho quanto na sua composição. Durante a infância, a mama é composta de tecido adiposo tendo o desenvolvimento do tecido glandular durante o período da puberdade até a idade adulta. Além da idade há outros fatores que influenciam na composição da mama como o tamanho e o uso de medicamentos para tratamento hormonal. Após a menopausa há o processo de liposubstituição, onde o tecido glandular passa a ser substituído pelo tecido adiposo. De todas as estruturas que compõem a anatomia da mama, o tecido fibroglandular é o de maior densidade e, portanto, o que acaba tendo a maior absorção da radiação, aumentando o risco de câncer radioinduzido e dificultando a visualização de lesões que podem indicar uma massa tumoral ou uma região de malignidade [19]. A Figura 1 mostra a base da anatomia da mama.

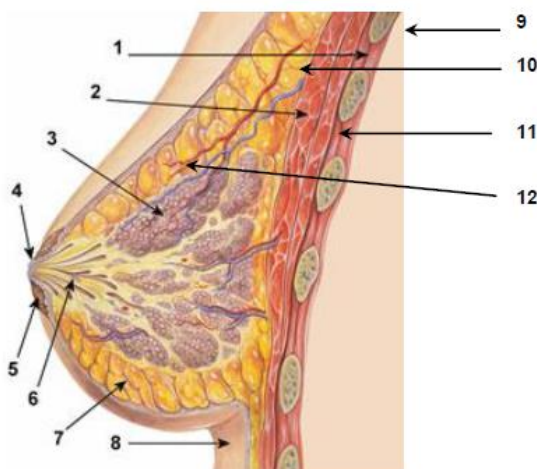


Figura 1 – Estruturas da mama, visão lateral. 1 - músculos intercostais, 2 - tecido adiposo retro mamário, 3 - lóbulo de tecido glandular, 4 - mamilo, 5 - aréola, 6 - ducto lactífero, 7 - tecido adiposo, 8 - prega infra mamária, 9 - costela, 10 - veia, 11 - músculo peitoral, 12 - ligamentos de Cooper.

Fonte: Almeida, 2014.

2.2 Imagem médica

Uma imagem é uma representação visual de uma pessoa, objeto real ou abstrato. Uma imagem médica é uma representação pictórica de uma região

anatômica ou do funcionamento de uma região do corpo em estudo obtida através do uso de radiação ionizante ou não ionizante [5]. Essa informação pode ser adquirida em uma ou três dimensões, podendo ser do tipo estática ou dinâmica [5,10]. Independentemente da forma como a imagem será adquirida, deve-se preocupar qual é o grau de fidedignidade que a imagem tem em relação a anatomia ou função da região observada. Duas importantes relações devem ser entendidas, primeiro que nenhuma imagem pode de fato representar a região ou função do corpo estudada. Segundo que duas imagens nunca serão idênticas mesmo que adquiridas pelo mesmo sistema de detecção e na mesma região anatômica, esta variabilidade é chamada de ruído [10]. Para obter uma imagem, a radiação deve interagir no interior do paciente e ser captada pelo detector de imagem.

2.3 Produção de raios X

Inicialmente, um aglomerado de elétrons é formado através de uma corrente elétrica que passa em um filamento, chamado de catódo, e são acelerados em um tubo a vácuo na direção de um material alvo, chamado de ânodo, a partir da diferença de potencial aplicado entre esses eletródos, conforme esquematizado na Figura 2 [20].

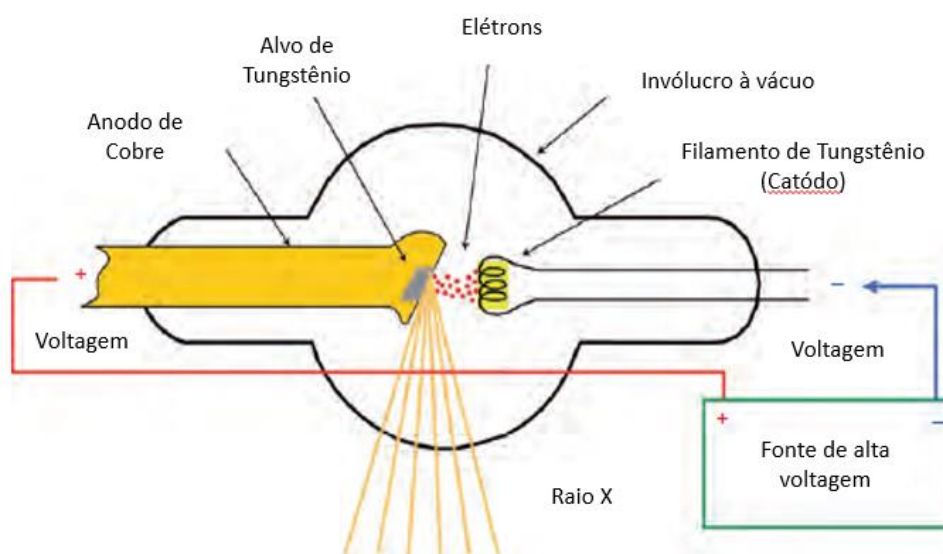


Figura 2 – Tubo de raio X, produção de raio X.
Fonte: Bushberg, 2012.

Os elétrons acelerados podem atingir uma energia cinética máxima que corresponde ao produto da carga elétrica com a diferença de voltagens entre os eletrodos conforme mostrada na equação 1.

$$K = e * \Delta V \quad (1)$$

A energia cinética obtida pelos elétrons é expressa em elétron-volt (eV) que corresponde a energia adquirida por um elétron quando submetido a uma diferença de voltagem de 1 Volt [10].

No impacto com o alvo, os elétrons podem perder parte ou totalmente a energia cinética adquirida; essa energia cinética perdida é transformada em alguma outra forma de energia, geralmente ou em calor ou em fótons de raios X [20]. A principal interação dos elétrons em um meio material é devido a colisões, o que acaba gerando calor, contudo algumas interações podem ocorrer na eletrosfera ou nas proximidades do núcleo, no primeiro caso o elétron incidente, tendo energia suficiente, pode remover um elétron de uma das camadas do átomo gerando fótons de raios X característicos, no segundo, devido as forças coulombianas, os elétrons podem sofrer uma mudança brusca na sua direção e na sua energia cinética acarretando na sua desaceleração e emissão de fóton de raios X, chamado de raios X de bremsstrahlung [21], conforme ilustrado na Figura 3.

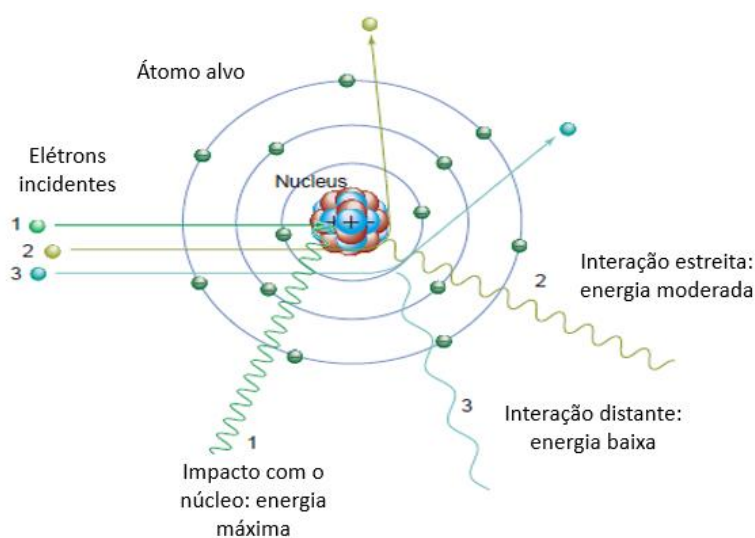


Figura 3 – Interações elétron-núcleo.
Fonte: Bushberg, 2012.

Essa mudança brusca provoca a emissão de fótons com energia igual a diferença da energia cinética antes e depois da interação elétron-núcleo, chamada de radiação de bremsstrahlung. A energia do fóton dependerá da distância em que ocorre a interação do elétron ao núcleo atômico, gerando fótons de raios X na faixa de energia de 0 até a máxima energia cinética dos elétrons; e devido a probabilidade de interação, elétron-núcleo, diminui à medida em que se aproxima do núcleo. A resposta observada é que o espectro de bremsstrahlung diminui de forma linear com o aumento da energia dos fótons [10], conforme apresentado na Figura 4.

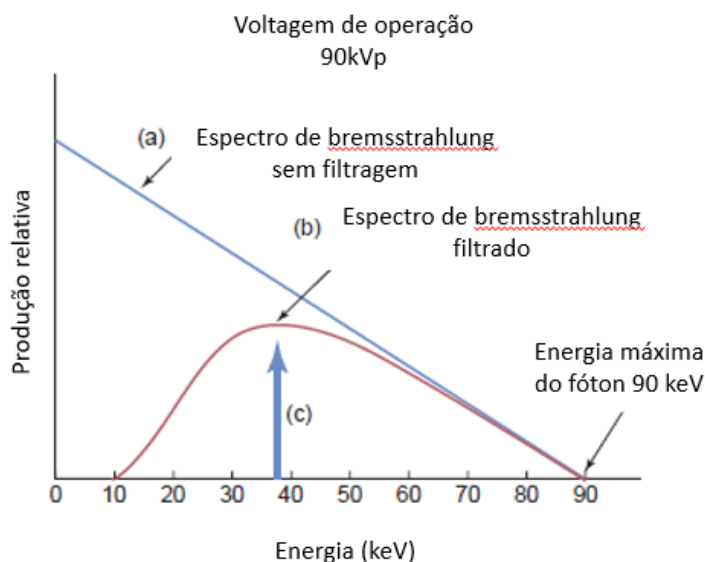


Figura 4 – Espectro contínuo de raio X.

Fonte: Bushberg, 2012.

2.4 A mamografia

A mama é um tecido anatômico mole e é constituída por estruturas que possuem a densidade e o número atômico efetivo muito próximos entre si, isso faz com que os parâmetros usados para a sua radiografia sejam diferentes dos aplicados nas demais modalidades radiográficas com a finalidade de realçar o contraste em vista da diferença na absorção da radiação [22].

Dois importantes parâmetros técnicos na produção da mamografia é o kV e o produto corrente-tempo (mAs). Na mamografia, devido as características dos tecidos da mama, os mamógrafos disponibilizam uma faixa de variação dos valores de kV

bem estreita. Para o mAs a faixa é maior principalmente devido a grande variação de espessuras e tipo de tecido mamário das mamas. Além disso, o aparelho de mamografia possui uma série de componentes, que serão apresentadas abaixo, que contribuem para o realce do contraste, melhor resolução espacial e diminuição da dose e do ruído na imagem.

2.5 O mamógrafo

O mamógrafo é o aparelho utilizado para radiografar a mama, Figura 5. Ele possui componentes que são essenciais para garantir uma boa qualidade na imagem conforme comentado acima; esses componentes são: alvo-filtro, ponto focal, compressor de mama, grade antidifusora e o Controle Automático de Exposição (CAE) [22].

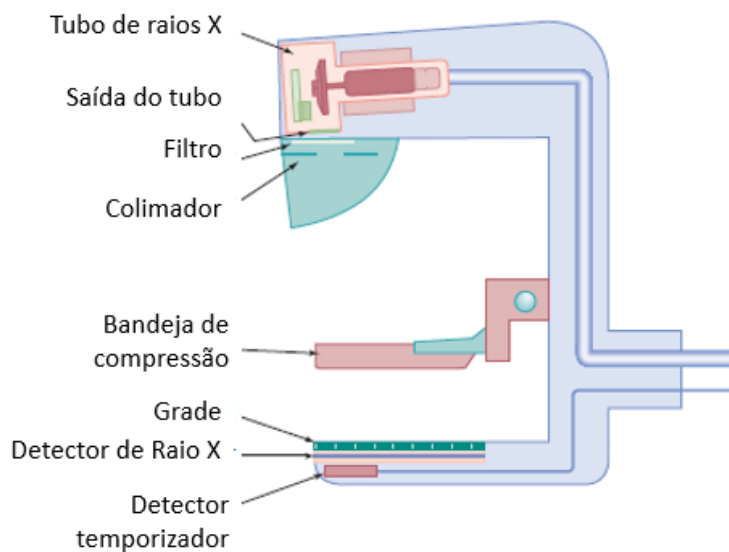


Figura 5 – Aparelho de mamografia.
Fonte: Bushberg, 2012.

2.5.1 Alvo-Filtro

Na mamografia há a possibilidade de seleção de diferentes alvos e filtros que são: de molibdênio (Mo), Ródio (Rh) e Tungstênio (W) com números atômicos 42, 45 e 74, respectivamente [22]. Essa variação na combinação do alvo-filtro é essencial devido a diferença da espessura e composição da mama, permitindo uma escolha

mais adequada para a otimização da qualidade da imagem. A faixa de energia mais proeminente para a absorção diferencial e, portanto, para a maximização do contraste, está entre 18 a 23 keV [7]; dentro dessa faixa há a produção dos raios X característicos do material do alvo que contribuem para o realce do contraste além disso, o uso de filtros na saída do feixe reduz o número de fótons de baixa energia do espectro de bremsstrahlung, reduzindo a dose sobre a paciente, e mantém os raios X característicos que são responsáveis por um contraste adequado. [22].

2.5.2 Ponto Focal

Na mamografia, a forma e o tamanho do ponto focal são de grande importância, pois através dele é possível realizar o exame de microcalcificações e de pequenas massas tumorais; um ponto focal adequado, garante uma resolução espacial adequada para a visualização dessas estruturas na imagem. Na mamografia há a opção de tamanhos dos pontos focais que variam entre 0,1 e 0,3 mm de diâmetro [10]. O uso de um ponto focal menor, a princípio, garante uma melhor visualização das bordas do objeto radiografado, enquanto que o uso de um ponto focal maior gera uma região de penumbra e que acaba atenuando as bordas do objeto na imagem conforme pode ser percebido na Figura 6.

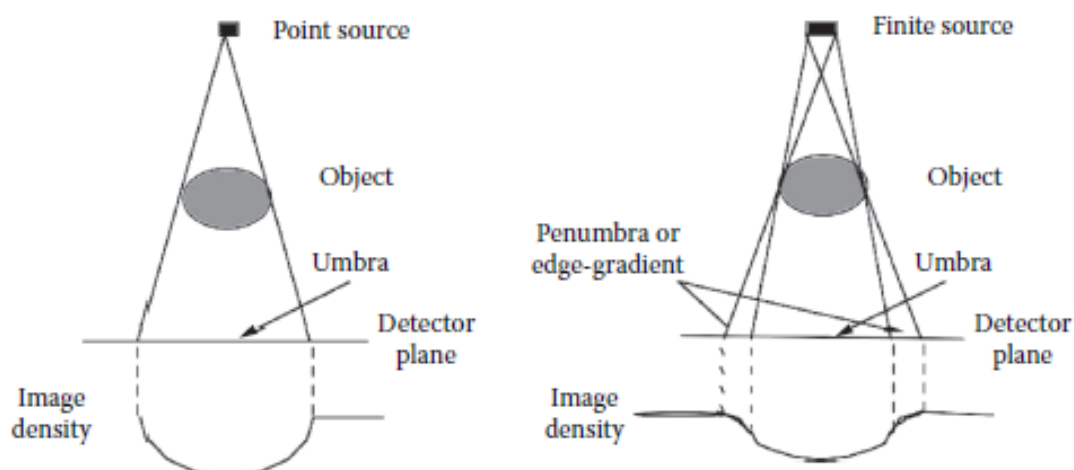


Figura 6 – Efeito do tamanho do foco na imagem.
Fonte: Hasegawa, 2017.

2.5.3 O compressor de mama

É um componente que uniformiza a espessura da mama sobre o suporte diminuindo a absorção e espalhamento da radiação, a sobreposição de tecido e o efeito anódico, refletindo em uma melhor resolução espacial e de contraste e possibilitando a visualização de microcalcificações e lesões de baixo contraste.

2.5.4 Grade antidifusora

São grades metálicas, como mostrado na Figura 7, posicionadas entre a mama e o sistema de detecção (placa de imagem). Seu papel é o de diminuir a presença de fótons espalhados sobre a placa de imagem, melhorando significativamente o contraste sem comprometer a qualidade da resolução espacial. A equação 2, apresentada abaixo, mostra o fator de degradação do contraste:

$$FDC = \frac{1}{1 + REP} \quad (2)$$

Onde FDC é o fator de degradação de contraste e REP é a razão de espalhamento primário do feixe [10].

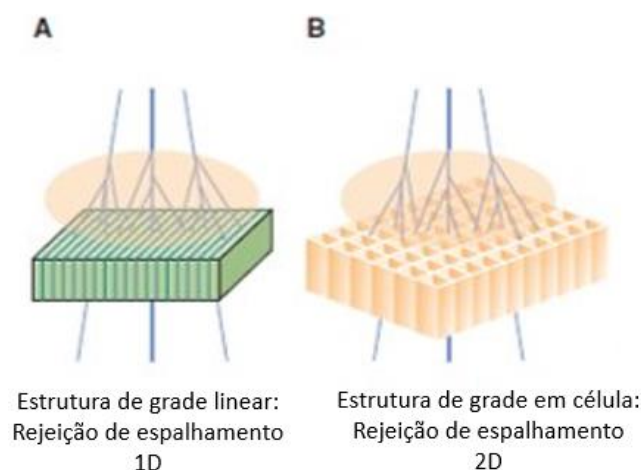


Figura 7 – Tipos de grades antidifusoras.
Fonte: Bushberg, 2012.

A Figura 8 mostra a variação da curva de fótons primários espalhados devido ao diâmetro da mama e de diferentes espessuras.

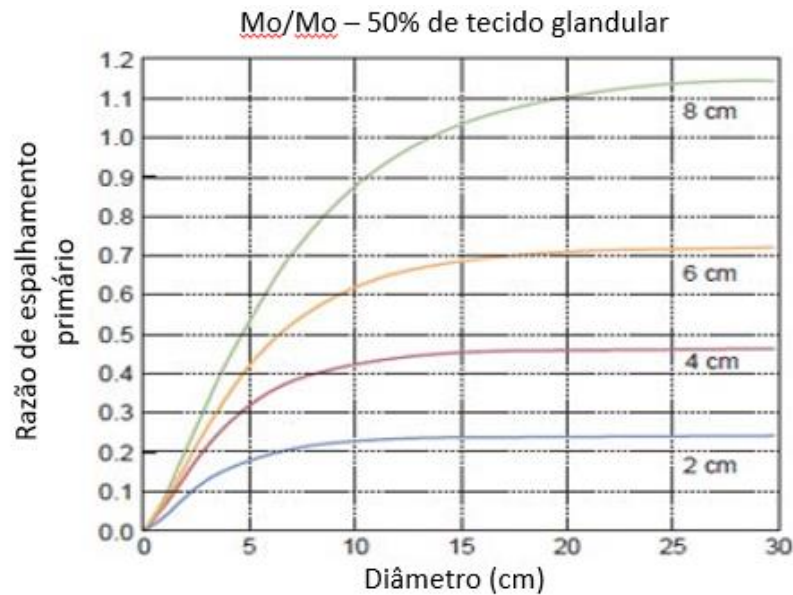


Figura 8 – Curva do fator de degradação do contraste.

Fonte: Bushberg, 2012.

2.5.5 Magnificação

A magnificação é um procedimento técnico aplicado quando se deseja observar uma região de interesse com mais detalhe, dessa forma a imagem é ampliada Figura 9(a); a ampliação da imagem, além de fornecer um aumento de uma determinada região, também gera uma redução no número de fótons espalhados que incidem sobre o detector conforme Figura 9(b), mas à custa da diminuição da nitidez devido a formação de uma região maior de penumbra nas bordas do objeto radiografado, Figura 10. Para compensar a diminuição da nitidez, o ponto focal usado é o de menor diâmetro. Este é o único caso que não faz uso da grade antidifusora e os fótons espalhados são diminuídos devido ao afastamento da mama ao receptor de imagem [7, 10].

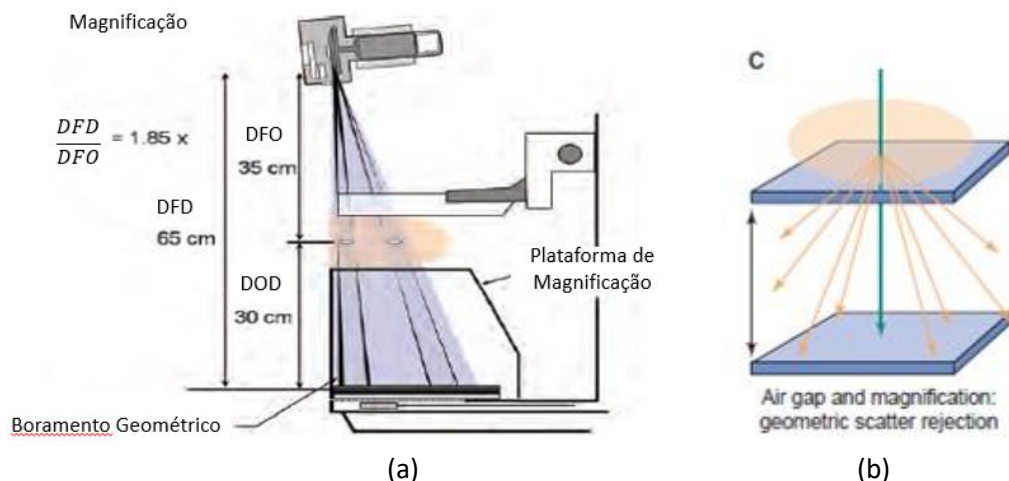


Figura 9 (a) e (b) – Na figura a é apresentado o uso de uma plataforma de mamografia magnificada e na b como a técnica de air gap reduz o número de fótons espalhados.
Fonte: Bushberg, 2012.

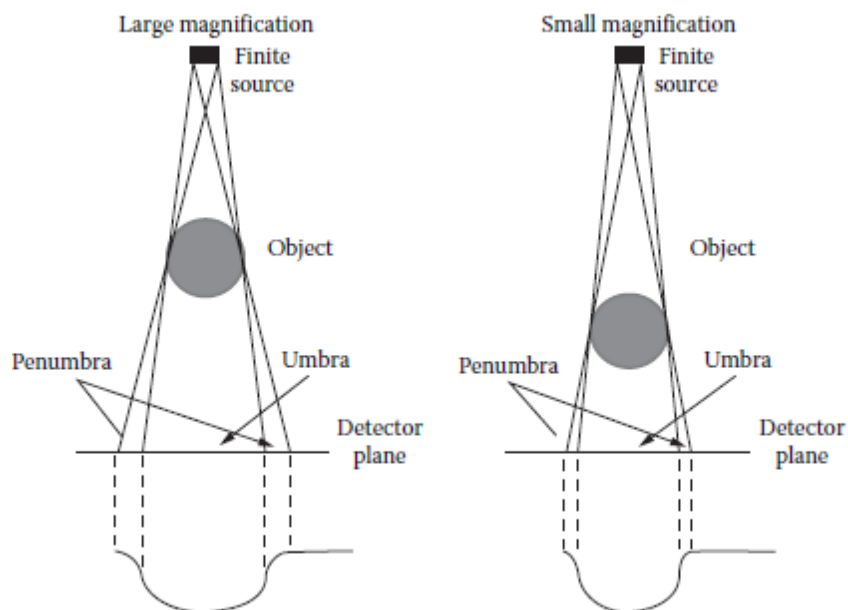


Figura 10 – Efeito da magnificação sobre a imagem.
Fonte: Hasegawa, 2017.

A equação 3 mostra o cálculo do efeito da magnificação.

$$M = \frac{DFO + DOD}{DFO} = \frac{DFD}{DFO} \quad (3)$$

Onde DFO é a distância da fonte ao objeto, DOD é a distância do objeto ao detector e DFD é a distância da fonte ao detector.

2.6 Princípios básicos da matemática para a formação de imagem

Para que um objeto seja imageado e digitalizado é necessário que haja uma fonte que emita algum tipo de radiação, como: raios X, ultrassom e frequência de ressonância; que essa radiação interaja com o objeto e seja captado por um detector específico ao sistema de imagem utilizado. Dessa forma, a imagem formada terá características específicas do sistema de imagem utilizado. Para a formação de uma imagem digital, um dos princípios importantes é a amostragem e os efeitos introduzidos pela digitalização da imagem médica.

2.6.1 Função delta de Dirac

A função delta de Dirac possui somente dois valores possíveis ao longo da reta real, conforme apresentado na equação 1.

$$\delta(x) = \begin{cases} +\infty & \text{se } x = 0 \\ 0 & \text{se } x \neq 0 \end{cases} \quad (4)$$

A integração da função delta possui valor unitário conforme segue:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \delta(x) dx = 1 \quad (5)$$

A função delta de Dirac possui propriedades bastante úteis, uma delas é que a integração do produto de uma função genérica pelo delta de Dirac fornece o valor da função num ponto específico da reta real:

$$f(0) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x) * \delta(x) dx \quad (6)$$

Ficando limitada a dois possíveis valores:

$$f(x) = \begin{cases} f(0) & \text{se } x = 0 \\ 0 & \text{se } x \neq 0 \end{cases} \quad (7)$$

Essa limitação pode ser contornada adotando os seguintes argumentos na função delta de Dirac:

$$\delta(x - x') = \begin{cases} +\infty & \text{se } x = x' \\ 0 & \text{se } x \neq x' \end{cases} \quad (8)$$

Dessa forma, a integração do produto das funções fica assim definida:

$$f(x') = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x) * \delta(x - x') dx \quad (9)$$

Outra propriedade interessante surge a partir da soma infinita de funções deltas, que estão espaçadas de forma regular, essa função é chamada de função comb:

$$comb(x) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \delta(x - t) \quad (10)$$

A integração do produto de uma função genérica pela função comb(x), fornece a soma de valores da função em intervalos regulares:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} f(x) * comb(x) dx = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} f(t) \quad (11)$$

2.6.2 Convolução

A convolução é a integração do produto de duas funções, como apresentado na equação 9:

$$f(x) \otimes h(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x - y) * h(y) dy = \int_{-\infty}^{+\infty} f(y) * h(x - y) dy \quad (12)$$

Em duas dimensões a convolução é dada por:

$$f(x, y) \otimes h(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x-s, y-t) * h(s, t) ds dt = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(s, t) * h(x-s, y-t) ds dt \quad (13)$$

Esta notação, entre outros motivos, simplifica bastante a expressão, do que escrever em cada etapa a integração do produto de duas funções. A operação de convolução tem propriedade tanto comutativa e associativa.

$$f(x) \otimes h(x) = h(x) \otimes f(x) \quad (14)$$

$$f(x) \otimes [g(x) \otimes h(x)] = [f(x) \otimes g(x)] \otimes h(x) \quad (15)$$

Outra propriedade é o deslocamento, onde a função pode ser realocada a partir da função delta:

$$f(x) \otimes \delta(x-t) = f(x-t) \quad (16)$$

Dessa forma a convolução de uma função com a função comb é obtido a seguinte expressão:

$$f(x) \otimes comb(x) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} f(x-t) \quad (17)$$

2.6.3 Transformada de Fourier

A transformada em uma dimensão é dada pela equação 18.

$$F(u) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) e^{-2\pi i u x} dx \quad (18)$$

Onde u é a variável frequência espacial; a unidade de u é o inverso da variável espacial x. A transformada inversa de Fourier de F(u) retorna à função f(x):

$$f(x) = \int_{-\infty}^{\infty} F(u) e^{2\pi i u x} dx \quad (19)$$

Em duas dimensões a transformada é dada por:

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-2\pi i(ux+vy)} dx dy \quad (20)$$

e a transformada inversa é:

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{2\pi i(ux+vy)} du dv \quad (21)$$

Uma das aplicações bastantes uteis é a aplicação da transformada de Fourier sobre uma convolução, onde a transformada sobre a convolução em um domínio gera o produto entre as funções no outro domínio:

$$\mathfrak{F}[f(x) \otimes g(x)] = F(u)G(u) \quad (22) \quad \text{e} \quad f(x) \otimes g(x) = \mathfrak{F}^{-1}[F(u)G(u)] \quad (23)$$

e

$$\mathfrak{F}[f(x)g(x)] = F(u) \otimes G(u) \quad (24) \quad \text{e} \quad f(x)g(x) = \mathfrak{F}^{-1}[F(u) \otimes G(u)] \quad (25)$$

Em imagens médicas as vezes é necessário realizar operações sobre uma convolução, contudo ao tomar a transformada de Fourier da convolução, a operação fica mais fácil de trabalhar, mesmo tendo partes com notação de números complexas, pois ela se torna a multiplicação de duas funções.

O modelo matemático para a formação da imagem, corresponde a transformação matemática do sinal incidente pelo por um operador ($\mathcal{O}$), chamada de função do sistema de imagem, que determina como o objeto será transformado em imagem. A função que relaciona objeto e imagem é definida como:

$$g(x, y) = \mathcal{O}[f(x, y)] \quad (26)$$

A maioria dos sistemas de imagem são lineares [10] e dessa forma podemos assumir que a ação da função do sistema sobre a soma de dois objetos é o mesmo que a soma da sua atuação sobre cada objeto:

$$\text{Aditividade linear } \mathcal{O}[f_1(x, y) + f_2(x, y)] = \mathcal{O}[f_1(x, y)] + \mathcal{O}[f_2(x, y)] \quad (27)$$

$$\text{Propriedade escalar linear: } a * \mathcal{O}[f(x, y)] = \mathcal{O}[a * f(x, y)] \quad (28)$$

Sendo a grandeza física proveniente de uma área infinitesimal do objeto e que chega numa área do detector antes de atingi-lo dado pela equação fórmula 29.

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(s, t) \delta(x - s, y - t) ds dt = f(x, y) \otimes \otimes \delta(x, y) \quad (29)$$

Então, o sinal que será projetado no plano da imagem será dado pelo produto do sinal incidente e a função do operador do sistema de imagem, equação 30. Entender como o operador do sistema de imagem, $\mathcal{O}$, atua sobre uma função pontual fornece um entendimento sobre a formação da imagem do sistema e, consequentemente, na capacidade do detector de conservar o sinal proveniente do objeto.

$$g(x, y) = \mathcal{O}[f(x, y)] = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(s, t) \mathcal{O}[\delta(x - s, y - t)] ds dt \quad (30)$$

Parte da equação 30 pode ser reescrita da seguinte forma:

$$\mathcal{O}[\delta(x - s, y - t)] = h(x, y; s, t) \quad (31)$$

A função $h(x, y; s, t)$ é chamada de função de espalhamento pontual (PSF) e é a imagem de um ponto infinitesimal do objeto. Sendo o sistema de imagem invariante, torna-se possível conhecer a capacidade de conservação do sinal incidente, pelo detector, a partir da obtenção de uma única imagem pontual, este conceito é apresentado na Figura 11.

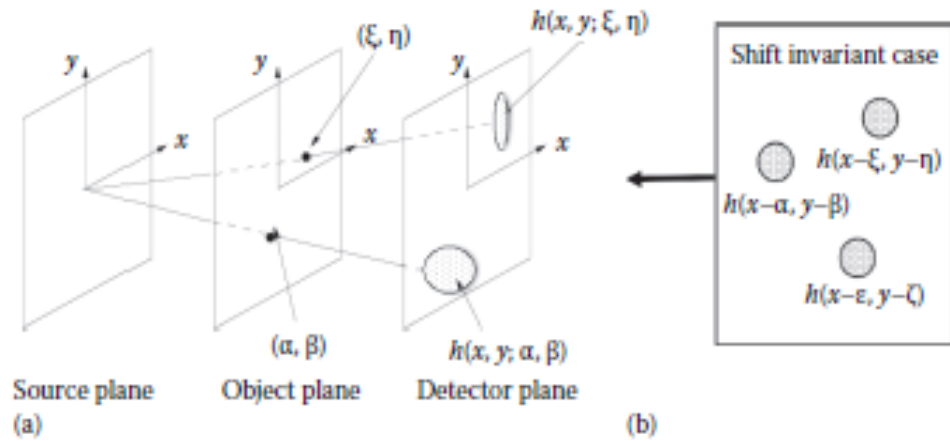


Figura 11 – Planos de projeção da fonte, do objeto e do detector de imagem.
Fonte: Hasegawa, 2017.

Dessa forma, a equação 30 pode ser reescrita como apresentada na equação 32.

$$g(x, y) = f(x, y) \otimes \otimes h(x, y) \quad (32)$$

A representação pontual da imagem de um objeto será a multiplicação da função de propagação pontual modulada pelo sinal de entrada $f(s, t)$, conforme apresentada na equação 33.

$$dg(x, y) = f(s, t)h(x - s, y - t)dsdt \quad (33)$$

A imagem será formada a partir da integração de todos os pontos dg no plano da imagem. A partir da função de espalhamento h é possível medir a resolução do sistema de imagem.

2.7 Métricas de avaliação da qualidade da imagem

Quando se fala em qualidade da imagem, sempre se busca associar a algum parâmetro na imagem formada [11]. A qualidade da imagem pode ser avaliada de duas formas: qualitativa ou quantitativa.

Os parâmetros qualitativos, em geral, exigem a inspeção visual de estruturas inseridas em um *phantom* como: fibras, microcalcificações, discos de baixo contraste, massas de diferentes tamanhos e pares de linhas; ou avaliação da imagem de uma

paciente procurando observar estruturas da mama como: o músculo peitoral, a linha da pele, etc. A análise qualitativa tem a desvantagem da subjetividade do observador e entre os observadores [6].

A avaliação quantitativa tem uma abordagem mais objetiva e reproduzível, sendo, portanto, uma forma melhor de avaliação da qualidade da imagem. Os parâmetros quantitativos mais comuns são: contraste, resolução espacial e ruído. Quando dois desses parâmetros são relacionados há o surgimento de conceitos mais elaborados para avaliar a qualidade da imagem, conforme apresentado na Figura 12 [11].

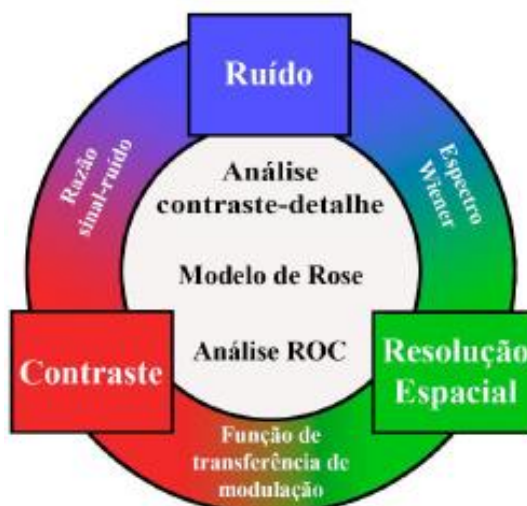


Figura 12 – Fluxo da relação das métricas de avaliação.
Fonte: Gustavo, 2019.

2.7.1 Contraste

O contraste radiográfico é definido como a diferença na fluência de fótons captados pelo detetor, depois de ter atravessado a estrutura anatômica, conforme demonstrado na Figura 13, [23].

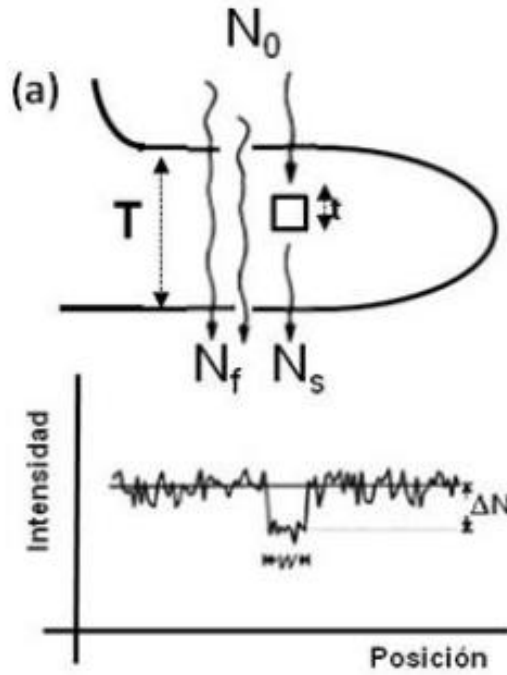


Figura 13 – Atenuação diferenciada dos fótons gerando contraste.
Fonte: Chevalier, 2012.

A fluência sobre a região da mama, de espessura T , pode ser expressa pela equação 34 [23]:

$$N_f(E) = N_0(E) * e^{-\mu_f(E)*T} \quad (34)$$

Enquanto que a fluência que incide sobre a região onde há um material absorvedor e que chega no detetor é:

$$N_s(E) = N_0(E) * e^{-\mu_f(E)*(T-t)} * e^{-\mu_s(E)*t} \quad (35)$$

Usando a definição de contraste e as equações 34 e 35, podemos expressar o contraste como:

$$C = \frac{|N_f - N_s|}{N_f} = 1 - e^{-(\mu_s - \mu_f)*t} \quad (36)$$

2.7.2 Ruído

O ruído é qualquer sinal aleatório que chegue no detetor de imagem que não contribua para a formação da mesma, prejudicando na visibilidade anatômica ou patológica de interesse [7], além da possibilidade da sobreposição de estruturas do corpo gerando o ruído anatômico. Os principais ruídos observados nas imagens são: o eletrônico, estrutural e quântico [10].

2.7.3 Resolução Espacial

A resolução espacial descreve o nível de detalhes que pode ser observado numa imagem, na avaliação qualitativa a resolução pode ser definida até onde é possível distinguir dois objetos próximos entre si utilizando um padrão de barras de alto contraste, o tamanho do elemento de imagem (dixel) [24] define o limite do que pode ser observado.

2.7.4 Função de espalhamento de ponto, linha e borda – PSF, LSF e ESF

Idealmente, caso houvesse uma fonte pontual irradiando perpendicular ao sistema de detecção a imagem formada seria a de um ponto. Contudo, na prática devido a dissipação da energia dessa fonte na área do detetor e do processo de transdução do sinal, a imagem formada será a de um borrão em torno do ponto ideal, Figura 14 [10], gerando menor nitidez e perda na resolução espacial. A PSF (Point Spread Function) é uma das métricas com a qual seria capaz de medir o borramento em torno do ponto ideal. Experimentalmente é difícil obter uma fonte pontual o que dificulta o uso da PSF.

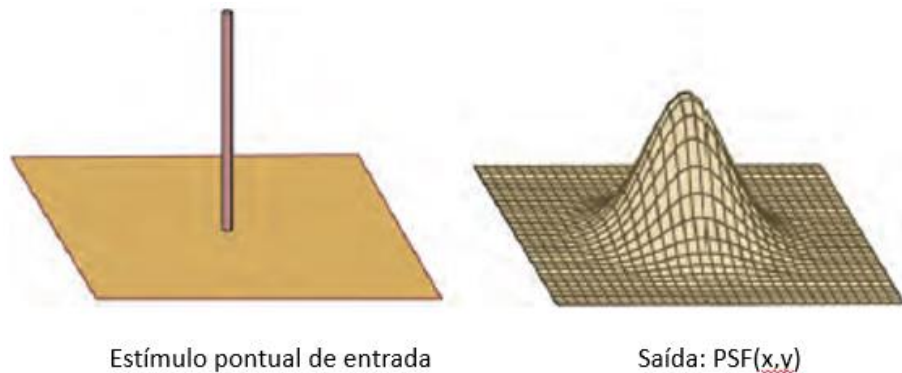


Figura 14 – Incidência de um sinal pontual e sua imagem espalhada no detector.

Fonte: Bushberg, 2012.

Uma outra forma seria a partir do espalhamento em torno de uma linha, chamada de LSF (Line Spread Function); que consiste em um objeto atenuador com uma fenda colocado entre a fonte e o sistema de detecção, Figura 15(a), e através da imagem formada seria possível medir o borramento traçando uma linha perpendicular ao da figura da fenda, Figura 15(b). Entretanto ele apresenta o mesmo nível de dificuldade experimental do PSF tornando-se inviável para a avaliação da resolução.

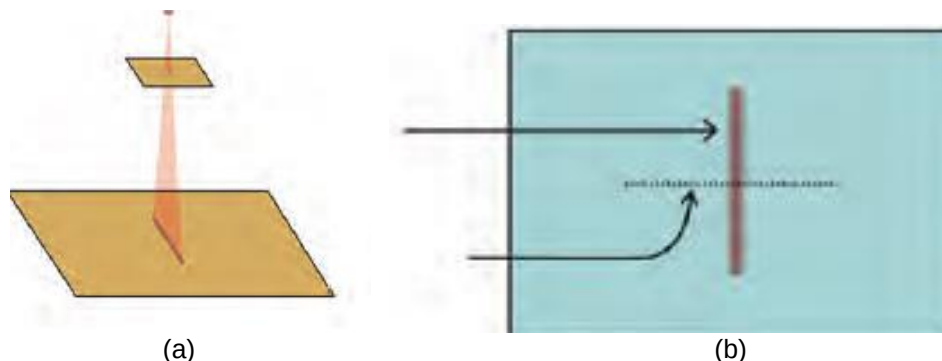


Figura 15 (a) e (b) – Incidência de um sinal linear e sua imagem.

Fonte: Bushberg, 2012.

A função de espalhamento de borda – ESF (Edge Spread Function) é o que possui maior facilidade prática para a avaliação da resolução; consistindo de um objeto atenuador, em geral uma lâmina de alumínio, colocada perpendicularmente aos dexels e posicionado de tal forma que em um dos lados da borda a radiação passe diretamente e do outro sofra a atenuação devido ao objeto [24].

Ao fazer a imagem deste dispositivo de teste, uma função de propagação de borda (ESF) é gerada como imagem da lâmina, ao ser diferenciada é obtido a função de propagação de linha (LSF); a equação 37 mostra a relação entre essas medidas.

A partir da Transformação de Fourier da LSF, a função de transferência de modulação pré-amostragem ($MTF_{\text{pré-amostral}}$) pode então ser calculada, equação 38 e 39 [25].

$$LSF(x) = \frac{d}{dx} [ESF(x)] \quad (37)$$

$$\mathfrak{F}\{LSF(x)\} = STF(u, 0) \quad (38) \quad e \quad MTF(u, 0) = |STF(u, 0)| \quad (39)$$

Onde $STF(u, 0)$ é a função de transferência do sistema.

A Figura 16 mostra as imagens formadas e o sinal gerado através do método de ponto, linha e de borda.

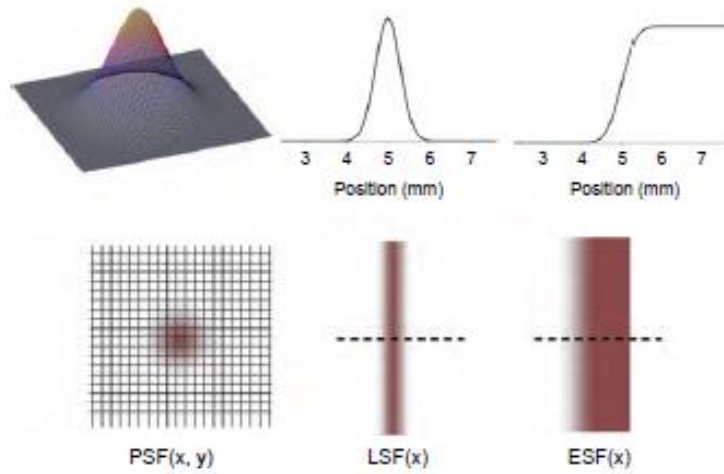


Figura 16 – Imagens de uma fonte pontual, linear e de borda.
Fonte: Bushberg, 2012.

2.8 Frequência de Nyquist – Shannol

Para que um sinal senoidal seja obtido, faz-se necessário de no mínimo dois elementos de detecção (dixel), sendo um responsável pela parte ascendente e o outro da descendente da onda, completando um ciclo. Como temos que o período máximo da onda será duas vezes o tamanho do dixel ($2x\Delta$), então a maior frequência que pode ser obtida é dada pela equação:

$$F_N = \frac{1}{2 * \Delta} \quad (40)$$

Essa frequência é chamada de frequência de Nyquist. Qualquer valor acima dessa frequência será amostrado com uma frequência menor, o que é chamada de aliasing. A Figura 17 mostra o caso do aliasing.

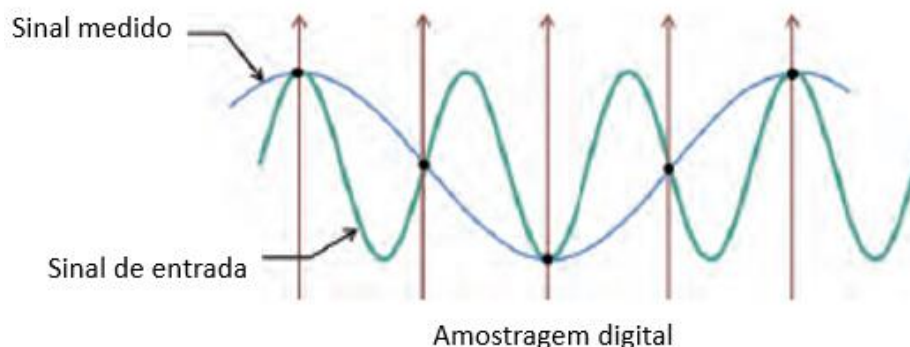


Figura 17 – Efeito de aliasing.
Fonte: Bushberg, 2012.

2.9 Função de Transferência de Modulação – MTF

A Função de Transferência de Modulação (MTF) é uma métrica quantitativa que permite analisar a resposta da variação do sinal transferido, contraste na imagem [10], em função da resolução espacial [26,27], tornando-se imprescindível na avaliação para a qualidade da imagem em mamografia, seja para a finalidade de rastreamento ou de diagnóstico, uma vez que se deseja detectar estruturas de pequenas dimensões e/ou de baixa nitidez [7].

Se fosse possível estimular um sistema de imagem com uma onda pura, ou seja, de única frequência, o observado nesse sistema seria um sinal de mesma frequência porém com a intensidade reduzida graças a perda de resolução espacial [10], a Figura 18 mostra três ondas, de mesma amplitude e diferentes frequências, antes e após a detecção.

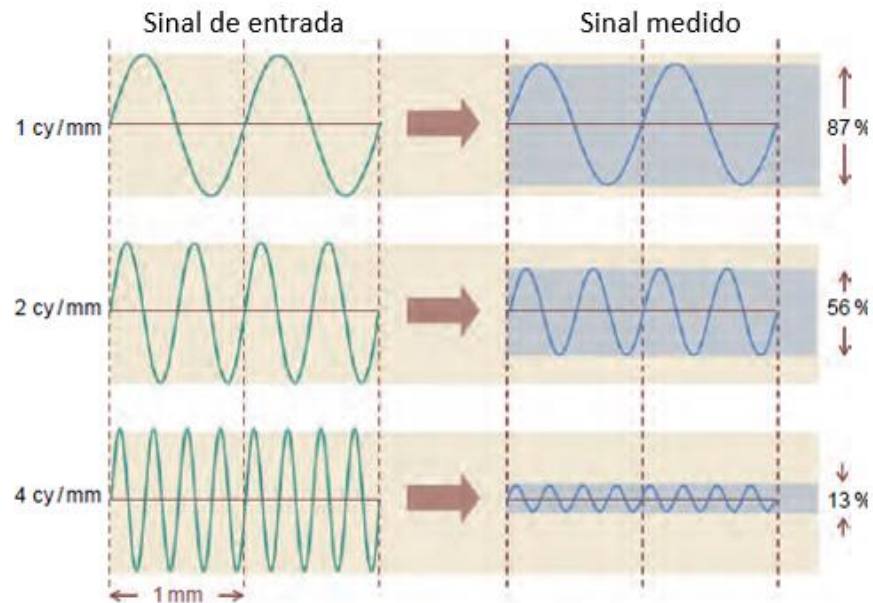


Figura 18 – Alteração do sinal incidente devido a limitações do detector.
Fonte: Bushberg, 2012.

O que dá para verificar nessa imagem é que há uma relação estrita entre a frequência da onda e a amplitude do sinal captado. Na medida em que a frequência do sinal de imagem aumenta, a amplitude da onda diminui sem que haja uma alteração no valor da frequência; essa diminuição da amplitude do sinal reflete na diminuição da função de transferência de contraste. A transformada de Fourier da PSF é chamada de função de transferência $STF(u)$, o MTF consiste em pegar o módulo dessa função em cada frequência e normalizar por uma constante, que é o valor na frequência zero $STF(0)$.

$$MTF(u) = \frac{|STF(u)|}{STF(0)} \quad (41)$$

Na Figura 19 pode ser observado o gráfico da MTF em função das frequências espaciais.

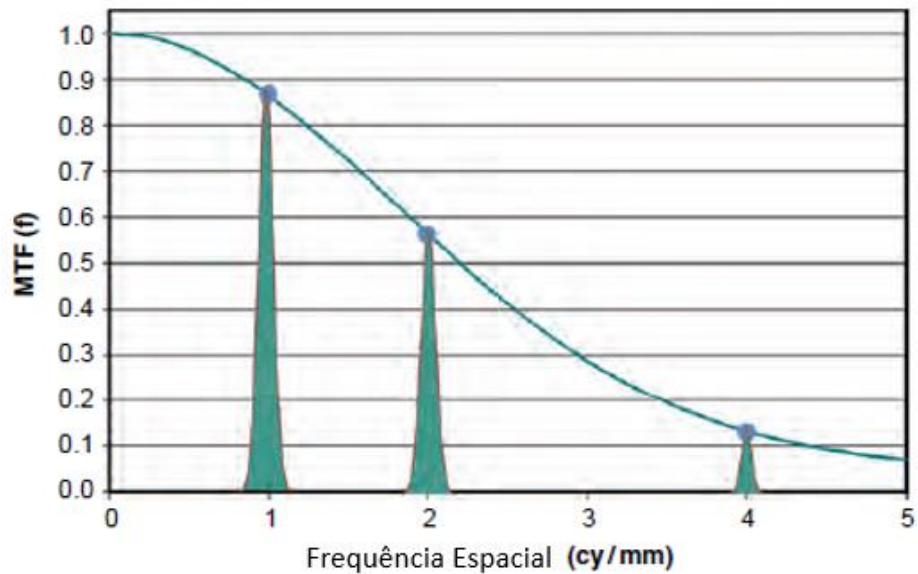


Figura 19 – MTF em função das frequências espaciais.
Fonte: Bushberg, 2012.

Quanto melhor for a transferência de contraste em frequência espaciais, melhor serão os detalhes observados em pequenas estruturas [25]; em geral o que é observado é a redução desse contraste de 100% até zero a medida em que se vai para as altas frequências [24].

2.9.1 MTF pré-amostal

O aliasing é um fator importante que deve ser considerado, pois ele pode trazer limitações na medição do LSF que é utilizado para calcular a MTF. Uma vez que os dexels possuem um tamanho Δ , a amostragem é limitada pela frequência de Nyquist, F_N , o que não necessariamente quer dizer que os valores do MTF vão a zero nessa frequência limitante, mas podem ocorrer variações dos valores da medida e que não caracterizam o detector de imagem. Uma forma de superar essa limitação imposta é através do método de angulação de fenda, onde através de uma ligeira angulação da borda, entre 3° a 6° [28], em relação a direção da linha dos pixels é possível obter uma amostragem com um tamanho menor que Δ até um fator de 5 a 10 vezes menor, gerando uma frequência de Nyquist 5 a 10 vezes maior. O aumento da amostragem é apresentado Figura 20.

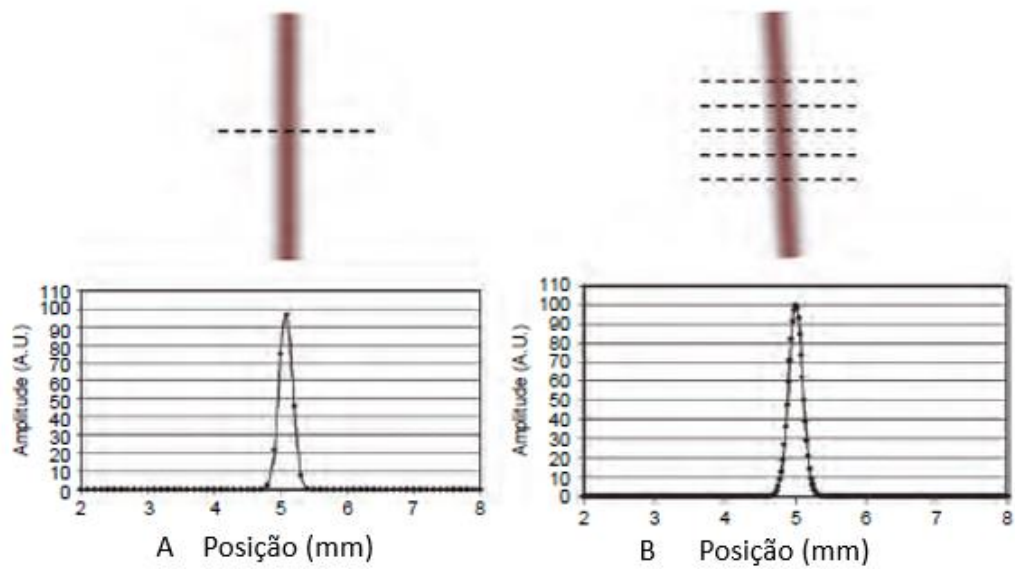


Figura 20 – Efeito da amostragem angular.

Fonte: Bushberg, 2012.

2.10 Espectro de Potência de Ruído Normalizado – NNPS

O ruído foi comentado brevemente nessa introdução e ele é um fator importante sobre a imagem, pois é capaz de mascarar estruturas que se deseja observar. O espectro de potência de ruído (NPS) ou espectro de Wiener [28] detalha a distribuição do sinal do ruído em função da frequência espacial, ele é obtido a partir da equação 42. A formação da imagem para a avaliação do NNPS é feita radiografando o detector diretamente, sem objetos no caminho do feixe.

$$NPS(f_x, f_y) = \left| \int_x \int_y [I(x, y) - \bar{I}] e^{-2\pi i(xf_x + yf_y)} dx dy \right|^2 \quad (42)$$

Duas imagens diferentes podem possuir o mesmo nível de ruído sem necessariamente ter a mesma distribuição desse sinal em função da frequência espacial, conforme a Figura 21.

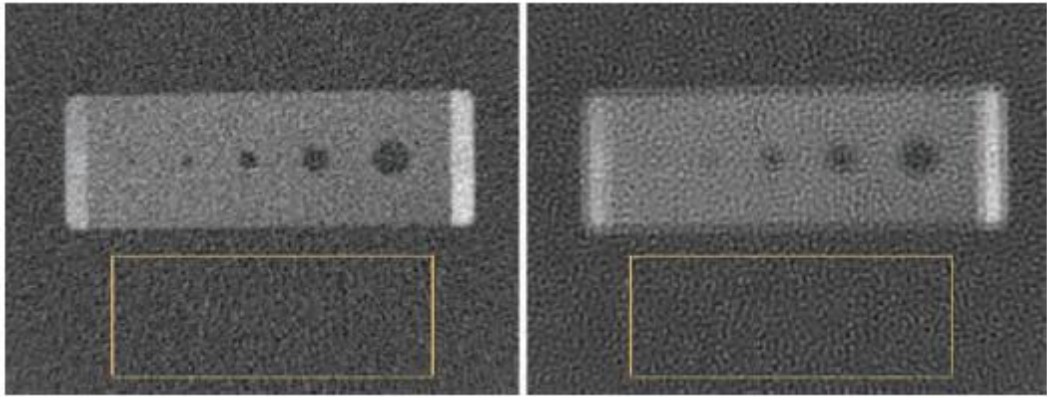


Figura 21 – Imagens de tomografia computadorizada com diferentes distribuições do ruído.
Fonte: Bushberg, 2012.

2.11 Eficiência Quântica de Detecção – DQE

A DQE é uma métrica obtida a partir da relação entre a MTF, o NNPS e do valor de exposição aplicado com uma determinada técnica radiográfica. Essa métrica descreve quão bem o detector consegue captar os fótons para a formação da imagem, através do processamento do sinal e do ruído [29]. O DQE é obtido pela equação 43.

$$DQE(v) = \frac{MTF^2(v)}{q * NNPS(v)} \quad (43)$$

Onde q é o número de fótons para a técnica aplicada.

3. MATERIAIS E MÉTODO

As exposições foram feitas no laboratório de radiodiagnóstico da Divisão de Física Médica do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (DIFME/IRD). Foram utilizados no estudo um mamógrafo da marca Siemens MAMMOMAT 1000, cassetes e placas de imagem (IP) AGFA modelo CR MM 3.0 e o sistema computadorizado AGFA CR 35-X. As imagens foram salvas no formato DICOM (raw data), sendo posteriormente exportadas para um *pendrive* e as análises feitas no *software ImageJ*.

3.1 Protocolo para obter a imagem para as medidas da MTF e do NNPS

As imagens para análise da MTF foram feitas seguindo o procedimento adotado pela AIEA, no seu documento N17 [15], e pelo artigo: uma ferramenta para treinamento em controle de qualidade em mamografia digital [30].

Para obter as imagens do MTF foi utilizada uma lâmina de aço com dimensão de: 12 cm x 5 cm; e espessura de 0,5 mm, colocada sobre um bloco de PMMA com 4,5 cm de espessura posicionado sobre o suporte de mama. A lâmina foi posicionada a 4 cm de distância da parede torácica com inclinação de até 3° [31,10], em relação a borda do suporte de mama. Inicialmente foram usados os parâmetros técnicos com 28 kV e combinação alvo filtro de Mo/Mo. O mAs considerado nesse estudo como padrão, foi estabelecido utilizando o CAE para a espessura de PMMA com 4,5 cm.

As imagens para análise do espectro de potência de ruído (NNPS) foram feitas aplicando os mesmos parâmetros físicos e técnicas da MTF, utilizando o bloco de PMMA com 4,5 cm de espessura e aplicando o protocolo sugerido por Marshall [31].

3.1.1 Curva de resposta do detector de imagem

A curva de resposta do detector, que corresponde a variação do nível de cinza, ou seja, do sinal, em função da dose, é um dos dados necessários para a determinação da MTF(f) e do NNPS(f). Portanto é necessário obter valores médios de pixel e Kerma (k_i) de entrada no detector de imagem para cada imagem formada com variadas doses.

Para obter as imagens da curva de resposta do detector foi aplicado o protocolo Europeu [32]. A combinação kV/alvo/filtro utilizada para a medida da resposta do

detector foi 28/Mo/Mo. Um bloco de PMMA com 4,5 cm de espessura foi posicionado na saída do feixe e o cassete posicionado sobre o suporte da mama, conforme visto na Figura 22a. Em seguida foi feita uma série de exposições variando, manualmente, o produto corrente-tempo (mAs) de 4 mAs até 200 mAs.

Após a aquisição das imagens, foram feitas novas exposições para medir o kerma de entrada no detector. Para isso, o detector da marca UNFORS foi posicionado à 6 cm da parede torácica e centralizado, lateralmente, sobre 1 cm de PMMA, substituindo o cassete sobre o suporte da mama, conforme visto na Figura 22b.



Figura 22 – (a) Obtenção da imagem para avaliar a curva de resposta do detector. (b) Medida do Ki no detector de imagem utilizando o UNFORS.

3.1.2 Escolha dos parâmetros para a MTF

Para analisar o desempenho do detector de imagem, foram utilizadas algumas variáveis como: diferentes técnicas radiográficas e objetos (magnificação e grade antidifusora) que possuem uma finalidade específica em mamografia. Para obter as imagens para o estudo da MTF em função destas variáveis, foram utilizados os dois pontos focais disponíveis no mamógrafo, foco fino (0,1 mm) e foco grosso (0,3 mm), as duas possibilidades da magnificação da imagem, 1,1 e 1,8 sendo aplicado também

uma terceira ampliação de 1,5. Foram estabelecidas técnicas radiográficas que utilizou o CAE, para obter o valor do mAs padrão de cada foco. Foi também obtidas imagens com aproximadamente o dobro e a metade do valor de mAs padrão que correspondem a super-exposição e sub-exposição, respectivamente, com objetivo de verificar a influência da dose (mAs) na MTF. Os valores de mAs padrão obtidos no CAE em cada foco foram registrados. A Figura 23a mostra a configuração usada para simular a mamografia de contato na medida da MTF e a Figura 23b mostra a configuração para a mamografia com magnificação.



Figura 23 - Configuração para obter imagem da MTF simulando: (a) mamografia de contato (b) mamografia com magnificação.

3.1.3 Procedimento para obter a ampliação de 1,5

Uma terceira magnificação, de 1,5, foi empregada por ser uma das ampliações mais aplicadas [10] e para fornecer um valor intermediário entre as duas ampliações disponíveis; como no mamógrafo utilizado neste estudo, não há a disponibilidade de uma plataforma para esta ampliação, como a de 1,8, foi necessário adaptar um suporte que sustentasse o conjunto bloco-lâmina, como mostrado na Figura 24. Para obter as imagens usando o foco grosso, foi utilizado o próprio compressor de mama

do aparelho para elevar o conjunto bloco-lâmina a altura correspondente a magnificação de 1,5 e 1,8. Já para o foco fino foi necessário o uso de uma base de isopor nas bordas do bloco de PMMA para obter as imagens com a magnificação de 1,5, Figura 24. A exposição para cada magnificação foi feita com o valor de mAs padrão correspondente ao foco.



Figura 24 – Configuração do conjunto PMMA/lâmina para obter imagens de magnificação de 1.5 para o foco fino.

A Tabela 1 mostra as diferentes combinações de foco, condição de exposição (mAs) e magnificação aplicadas nesse estudo para obter as imagens da MTF.

Tabela 1 – Combinações aplicadas de exposição e magnificação para cada foco para avaliação da MTF.

Foco	Exposição	Magnificação		
Grosso	Sub-exposição	1,1	-	-
	Padrão	1,1	1,5	1,8
	Super-exposição	1,1	-	-
Fino	Sub-exposição	-	-	1,8
	Padrão	1,1	1,5	1,8
	Super-exposição	-	-	1,8

3.1.4 Espectro de Potência de Ruído Normalizado (NNPS)

Para avaliar o NNPS foram feitas imagens do PMMA utilizando o valor de mAs padrão de cada foco e variando os valores de magnificação aplicados nesse estudo. Após a obtenção das imagens, e utilizando a mesma configuração de irradiação, o detector Unfors foi colocado sobre o suporte de mama e exposto com as mesmas técnicas utilizadas com o objetivo de obter o K_i de cada imagem.

3.2 Análise das imagens

Para analisar as imagens formadas, foi utilizado o *software ImageJ* com o seu plugin, COQ, desenvolvido para analisar os parâmetros físicos MTF, NNPS e DQE. O *software* com este *plugin* foi validado [33] e encontra-se disponível para ser adquirido de forma gratuita no site da Universidade de Bolonha [34].

3.2.1 Uso do *software ImageJ* para avaliação das imagens

Ao abrir o *software ImageJ*, como pode ser observado na Figura 25, foram feitas as seguintes seleções: *Plugins* e COQ; e, em seguida nova janela é aberta, como mostrado na Figura 26. Nessa nova janela são apresentadas opções de ferramentas de avaliação dos detectores de imagens de diferentes sistemas radiográficos, como: radiografia geral, mamografia CR ou DR, fluoroscopia e angiografia. Para este estudo, foram selecionadas as opções mamografia e CR. A partir dessa seleção outras ferramentas como a curva de resposta do detector, DQE, *Bad Pixel*, *Uniformity* passam a ficar disponíveis para uso. Os dados obtidos da curva de resposta do

detetor, das diferentes MTF e NNPS e do DQE foram salvas no formato “.csv” para serem analisadas.

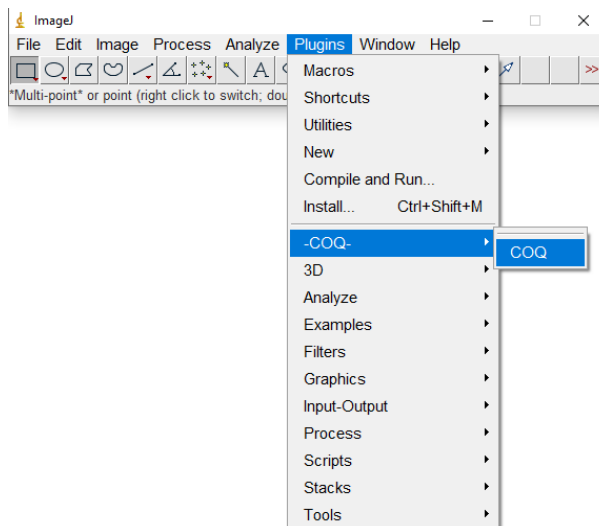


Figura 25 – Seleção do processo de apresentação do COQ.

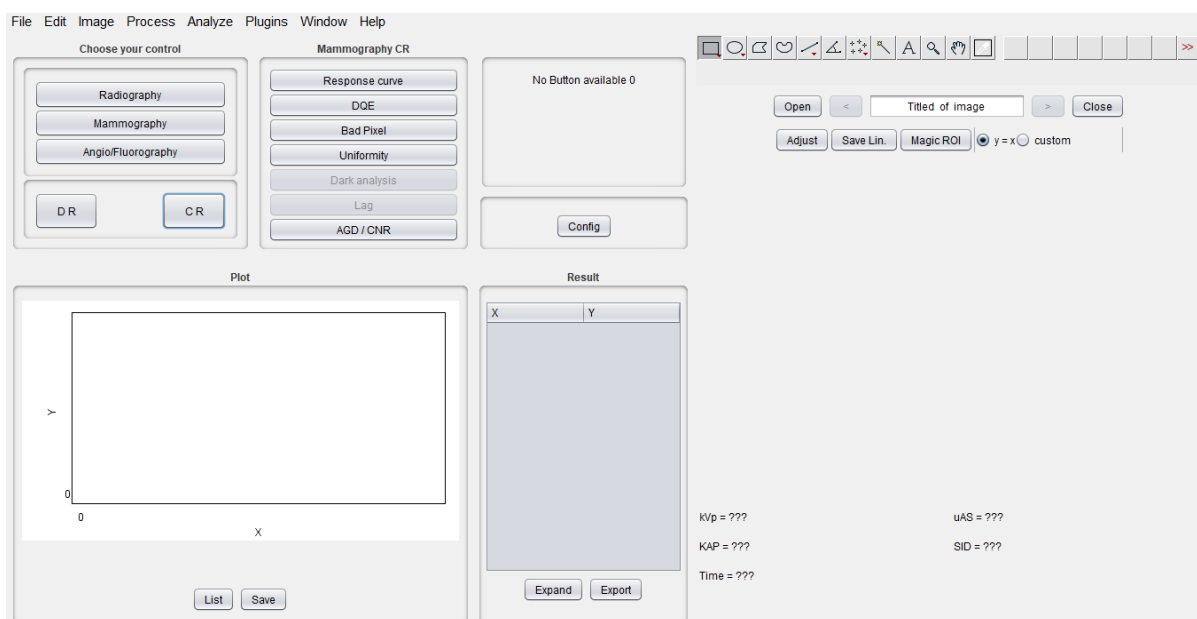


Figura 26 – Janela de abertura do COQ e as pré-seleções.

3.2.2 Obtenção dos dados da curva de resposta do detetctor

Para obter os dados da curva de resposta do detector com o objetivo de calcular a MTF e o NNPS, foi realizada uma série de configurações antes de importar as imagens dessa medida para o COQ.

Foi selecionada a opção *Config.* ao qual uma nova janela é aberta e as opções: *Open multiple file* e *Compute using external file;* foram selecionadas, em seguida foi

definido um tamanho de ROI de 400 mm x 400 mm e as alterações feitas foram salvas. Em seguida, foi escolhida a opção *custom* de forma a permitir, posteriormente, inserir os valores de k_i medidos durante a obtenção das imagens da curva de resposta do detector. Essas imagens foram abertas no COQ clicando em: *Open* e selecionando-as na pasta em que foram armazenadas no *pendrive*. Em seguida as imagens são exibidas na janela do COQ. A ROI pré-definida foi posicionada no centro das imagens escolhendo a opção *Magic ROI*, como mostrado na Figura 27. Em seguida, foi selecionado *Response curve* e *Calculate* e uma nova janela foi aberta onde foram inseridos os valores de K_i , como mostrado na Figura 28, e selecionada a função: *Logarithmic 2* [$y=a+b*\log(1+c*x)$]; e confirmado o procedimento clicando em OK. Em seguida, a curva de resposta do detector foi apresentada no formato de um gráfico e de uma tabela.

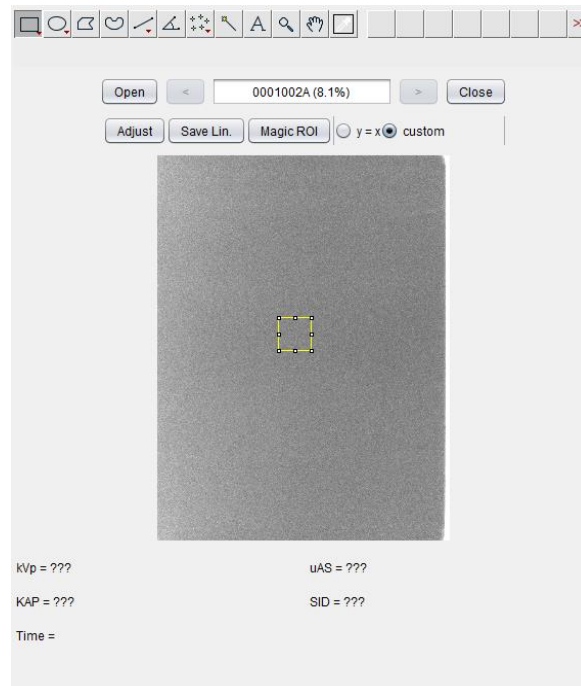


Figura 27 – Exemplo de uma imagem da medida da curva de resposta do detector mostrando a ROI para determinar o VMP.

Selected	ID	Label	Value
☒	0001002A	Air Kerma [μGy] -->	0.0
☒	0001004A	Air Kerma [μGy] -->	0.0
☒	0001005A	Air Kerma [μGy] -->	0.0
☒	0001006A	Air Kerma [μGy] -->	0.0
☒	0001007A	Air Kerma [μGy] -->	0.0
☒	0001008A	Air Kerma [μGy] -->	0.0
☒	0001009A	Air Kerma [μGy] -->	0.0
☒	0001011A	Air Kerma [μGy] -->	0.0

☐ Linear $[y=a+b*x]$
☒ Logarithmic 2 $[y=a+b*log(1+c*x)]$
☐ Logarithmic 3 $[y=a+b*log(x)]$
☐ Square Root $[y=a+b*sqrt(x)]$

OK

Figura 28 – Janela de entrada de dados com os valores de k_i e a seleção da opção *Logarithmic 2* para construção da curva de resposta do detector.

3.2.3 Obtenção dos dados da MTF

As imagens obtidas para determinar a MTF foram importadas para o COQ. Cada imagem foi aberta no COQ clicando em: *Open* e selecionando na pasta em que foi armazenada no *pendrive*. Na imagem apresentada no COQ uma ROI, de 400 mm x 400 mm, foi posicionada no lado horizontal da imagem da lâmina com a metade da sua dimensão dentro da lâmina, como mostrado na Figura 29. Em seguida, foram selecionadas as opções DQE e MTF que permitiram mostrar as opções: *Ver. Edge* e *Hor. Edge*; que correspondem ao lado da lâmina em que a ROI foi posicionada, ou seja, no lado vertical ou horizontal da lâmina, como mostrado na Figura 29. Neste estudo foi considerado somente os resultados da MTF obtidos escolhendo a opção *Hor. Edge*. Ao selecionar *Hor. Edge* aparece a pergunta: “deseja entrar com os dados da curva de resposta do detector?”, selecionando então a opção *Open* e importando os dados da curva de resposta do detector, que foram anteriormente armazenadas no computador, e digitando o tamanho de pixel do detector de imagem, que no caso do IP AGFA CR MM 3.0 é de 50 micrón [35]. Após essas etapas, o COQ fornece os resultados da MTF através de uma curva e de uma tabela. Os dados da tabela foram salvos em uma pasta com o respectivo nome de arquivo na extensão “.csv” para a avaliação final da MTF e da DQE.

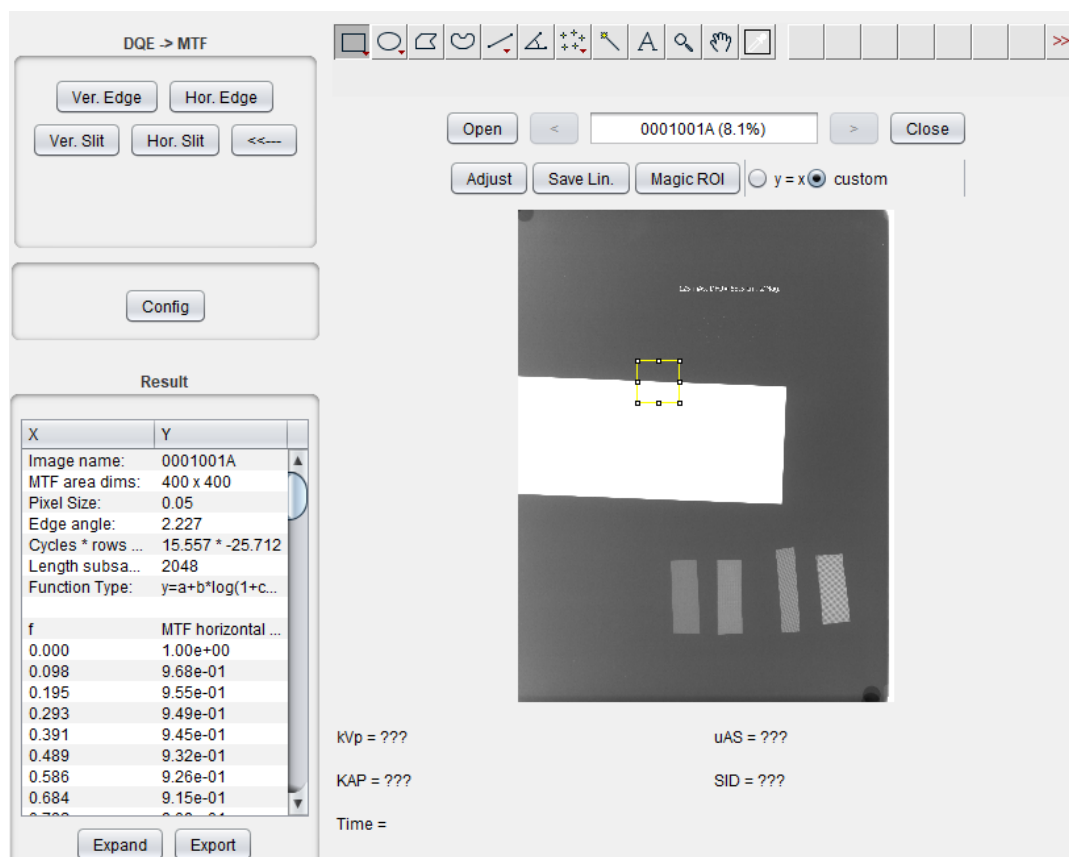


Figura 29 – Janela do COQ mostrando a imagem da lâmina com a ROI posicionada e os dados resultantes da avaliação da MTF.

3.2.4 Obtenção dos dados do NNPS

As imagens obtidas para determinar o NNPS foram importadas para o COQ. Cada imagem foi aberta no COQ clicando em *Open* e selecionando-as na pasta em que foi armazenada no *pendrive*. Na imagem apresentada no COQ, uma ROI de dimensões de 800 mm x 800 mm foi posicionada no centro da imagem conforme observado na Figura 30; em seguida foi selecionada as opções DQE e NNPS e inserido a curva de resposta do detector, que foram anteriormente armazenadas no *pendrive*, e digitando o tamanho de pixel do detector de imagem. O ki no detector usado para a imagem do NNPS também foi digitado. Após essas etapas, o COQ fornece os resultados da NNPS através de um gráfico e dados numéricos em uma tabela. Estes dados foram salvos em uma pasta com o respectivo nome de arquivo na extensão “.csv” para a avaliação final do NNPS e DQE.

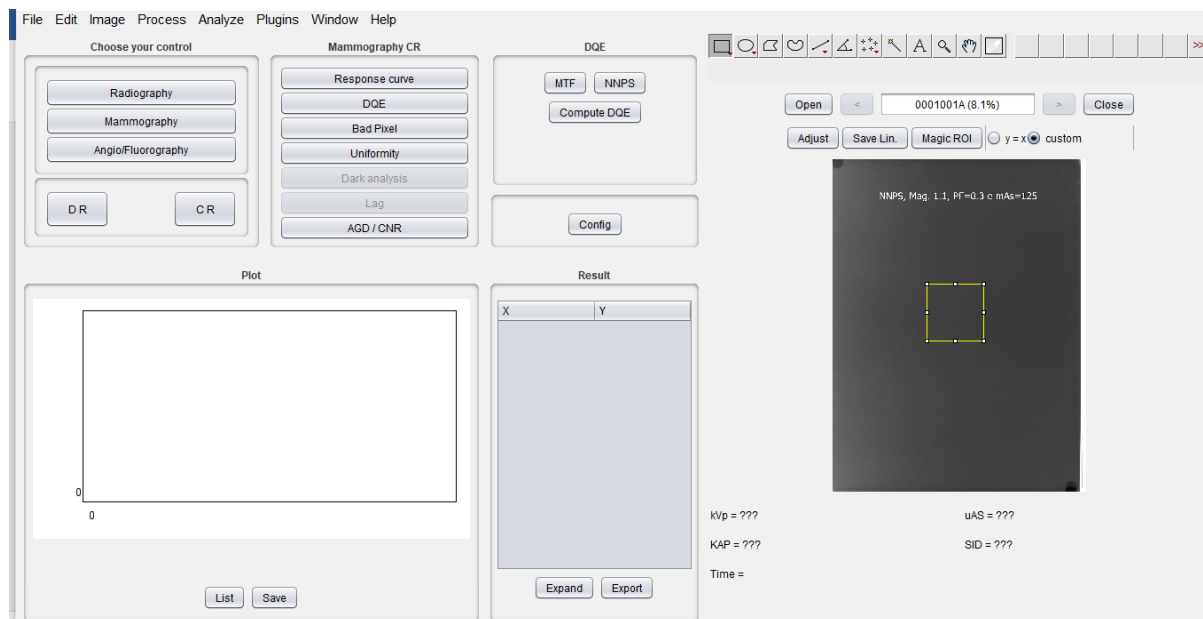


Figura 30 – Avaliação das imagens do parametro fisico NNPS.

3.2.5 Obtenção dos dados da DQE

Para obter os dados da DQE, é necessário entrar com a tabela do arquivo de dados da MTF e do NNPS obtidos pelo COQ, além do valor de k_i obtido para formar as imagens do NNPS. Os dados da DQE foram obtidos a partir dos mesmos parâmetros técnicos aplicados para a obtenção da MTF e do NNPS.

Como pode ser visto na Figura 25, o primeiro passo ao acessar o COQ é selecionar as opções DQE e *Compute DQE*. Em seguida os dados com as tabelas do MTF e do NNPS foram inseridos, através da seleção dos arquivos salvos na extensão “.csv” com os dados destes parâmetros, e o valor de k_i do NNPS foi digitado para obter o resultado do parâmetro DQE apresentado pelo COQ na forma gráfica e de dados numéricos em uma tabela. Estes dados foram salvos em uma pasta com o respectivo nome de arquivo na extensão “.csv” para a avaliação do DQE.

3.3 Análise dos dados obtidos

Os dados da MTF, NNPS e DQE foram analisados no Excel e os resultados, de parâmetro, foram comparados quando variado as técnicas radiográficas e de geometria de exposição.

Para o parâmetro MTF foram observadas as seguintes possibilidades de variação entre os parâmetros técnicos e de geometria:

- 1 – Mamografia de contato variando mAs;

- 2 – Foco grosso com o mAs padrão em três magnificações diferentes;
- 3 – Mamografia magnificada variando mAs;
- 4 – Foco fino com o mAs padrão em três magnificações diferentes;
- 5 – Mamografia de contato e magnificada com seus respectivos tamanhos focais de uso e dos valores de mAs padrão.

Para os parâmetros NNPS e DQE foram observadas as seguintes possibilidades de variação entre os parâmetros técnicos e de geometria:

- 1 – Foco grosso com o mAs padrão em três magnificações diferentes;
- 2 – Foco fino com o mAs padrão em três magnificações diferentes;
- 5 – Mamografia de contato e magnificada com seus respectivos tamanhos focais de uso e dos valores de mAs padrão.

Os valores da MTF, do NNPS e da DQE em função da frequência espacial, foram construídos graficamente no Excel e comparada a influência da variação das técnicas de exposição e da geometria, conforme citadas acima.

Os resultados dos valores da MTF e DQE foram comparados com os valores encontrados por Marshall et al [36] em seu estudo. E os valores de referência da MTF, disponível no documento N° 17 da AIEA [15] para mamografia de contato, são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 – Valores da MTF em 50% e 20% para o detector Agfa CR (MM3.0).

MTF	
50%	20%
2,0 pl/mm	3,5 pl/mm

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste trabalho, os parâmetros quantitativos: MTF, NNPS e DQE; do sistema de mamografia digital foram avaliados e comparados a partir das variações dos parâmetros técnicos de exposição (mAs, tamanho do foco e magnificação).

A Tabela 3 mostra os valores de mAs obtidos para medir a MTF nas condições de: padrão, de sub exposição e super exposição; para a mamografia de contato e magnificada, a partir da exposição do PMMA de espessura de 4,5 cm no controle automático de exposição (CAE).

Tabela 3—Valores de mAs usados nas condições de foco fino e foco grosso e radiografia padrão, sub exposição e super exposição para obter as imagens da MTF.

Ponto Focal (mm)	Magnificação	Mas		
		Sub exposição	Exposição padrão	Super exposição
0,3	1,1	32	63	125
0,1	1,8	70	140	280

A análise da resposta da MTF nas condições padrão de exposição (mamografia de contato e magnificada) foram feitas a partir da variação dos valores de mAs padrão para os dois focos utilizados.

Como visto na Tabela 3, neste estudo buscou-se observar o comportamento da MTF em relação a uma grande faixa de dose. A resposta da MTF em função dos valores de dose aplicados para o foco grosso, normalmente utilizado nas condições clínicas de um exame de mamografia de contato, pode ser observado na Figura 31.

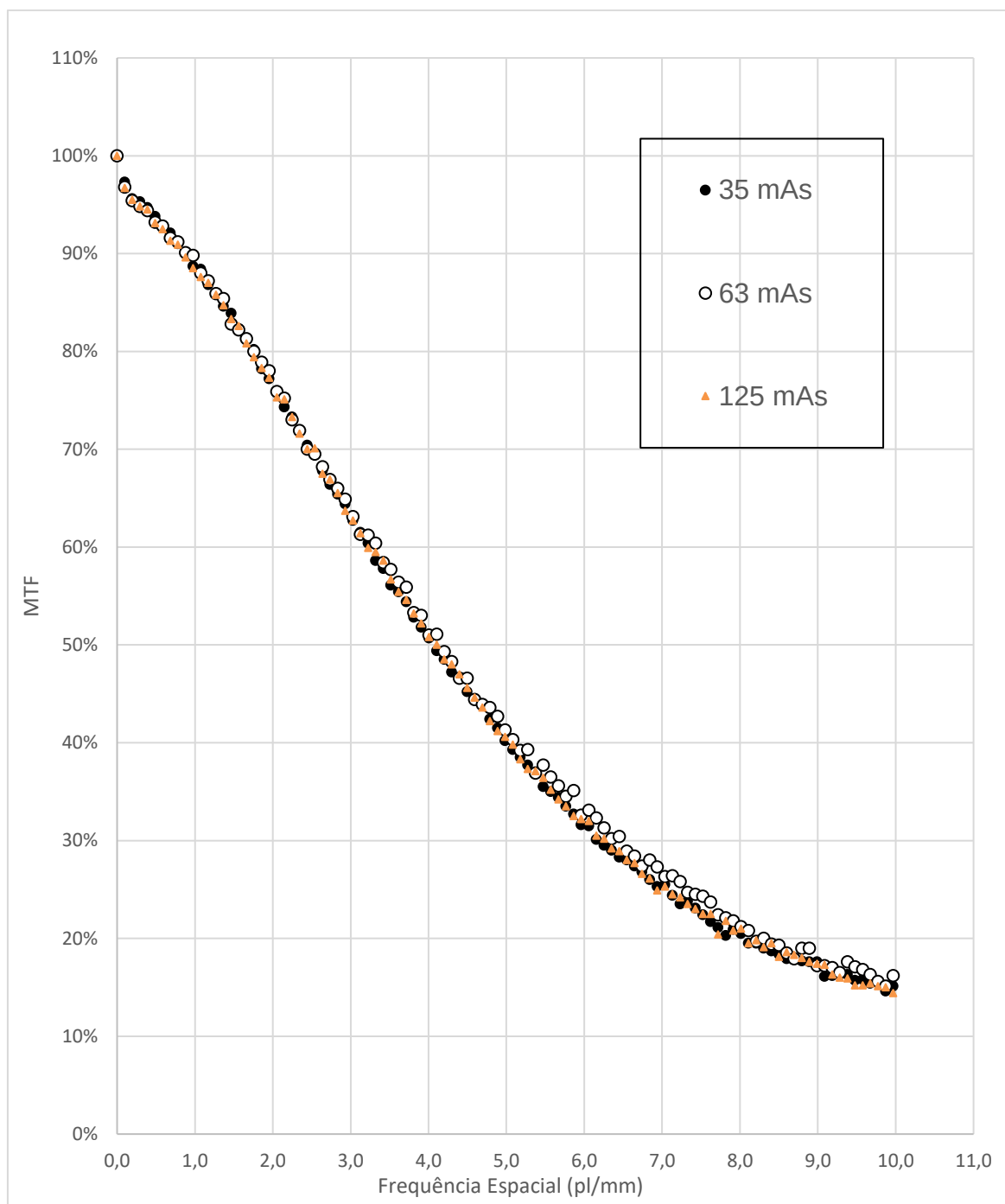


Figura 31 – MTF medida na condição padrão, de sub e super exposição de mamografia de contato.

A partir do gráfico apresentado na Figura 31, podemos perceber que a MTF aparentemente não apresenta dependência com o valor de exposição aplicado. Esta baixa dependência da MTF com a aplicação de diferentes valores de dose é mencionada no protocolo espanhol [37]. A Tabela 4 apresenta os valores da frequência espacial para as MTF de 50% e 20% na faixa de dose usada (mAs) para a condição de mamografia de contato.

Tabela 4 – Valores da frequência espacial para MTF de 50% e 20% para o foco grosso nas três condições de exposição.

Condição de exposição	MTF	
	50%	20%
	Frequência Espacial (pl/mm)	
Sub-exposição	4,00	8,11
Padrão	4,00	8,11
Super-exposição	4,00	8,11

Na Tabela 4 observa-se que os valores da frequência espacial não apresentaram nenhuma diferença para as MTF de 50% e 20% devido a variação da técnica de exposição utilizada. Diante desse resultado, podemos destacar que o detector de imagem de mamografia apresentou o mesmo desempenho ao registrar o sinal da imagem quando aplicado diferentes valores de dose. O uso de um valor de exposição maior não trouxe nenhuma melhoria significativa para a formação da imagem e, portanto, uma exposição mais elevada contribuiria somente para aumentar a dose na paciente, com isso podemos sugerir uma redução no valor de exposição aplicado [11].

O Protocolo da AIEA N17 [15] apresenta valores de referência mínima das frequências espaciais (pl/mm) para aceitação do sistema Agfa CR e placa de imagem MM3.0 de 2,0 pl/mm e 3,5 pl/mm para a MTF em 50% e 20%, respectivamente, quando medido na borda horizontal da placa da MTF, como mostrado na Tabela 2.

A análise da resposta da MTF para as imagens mamográficas magnificadas também foi feita a partir da variação dos valores de mAs. A Figura 32 apresenta o gráfico da MTF em função da frequência espacial para os três valores de mAs obtidos a partir do CAE e utilizando o foco fino.

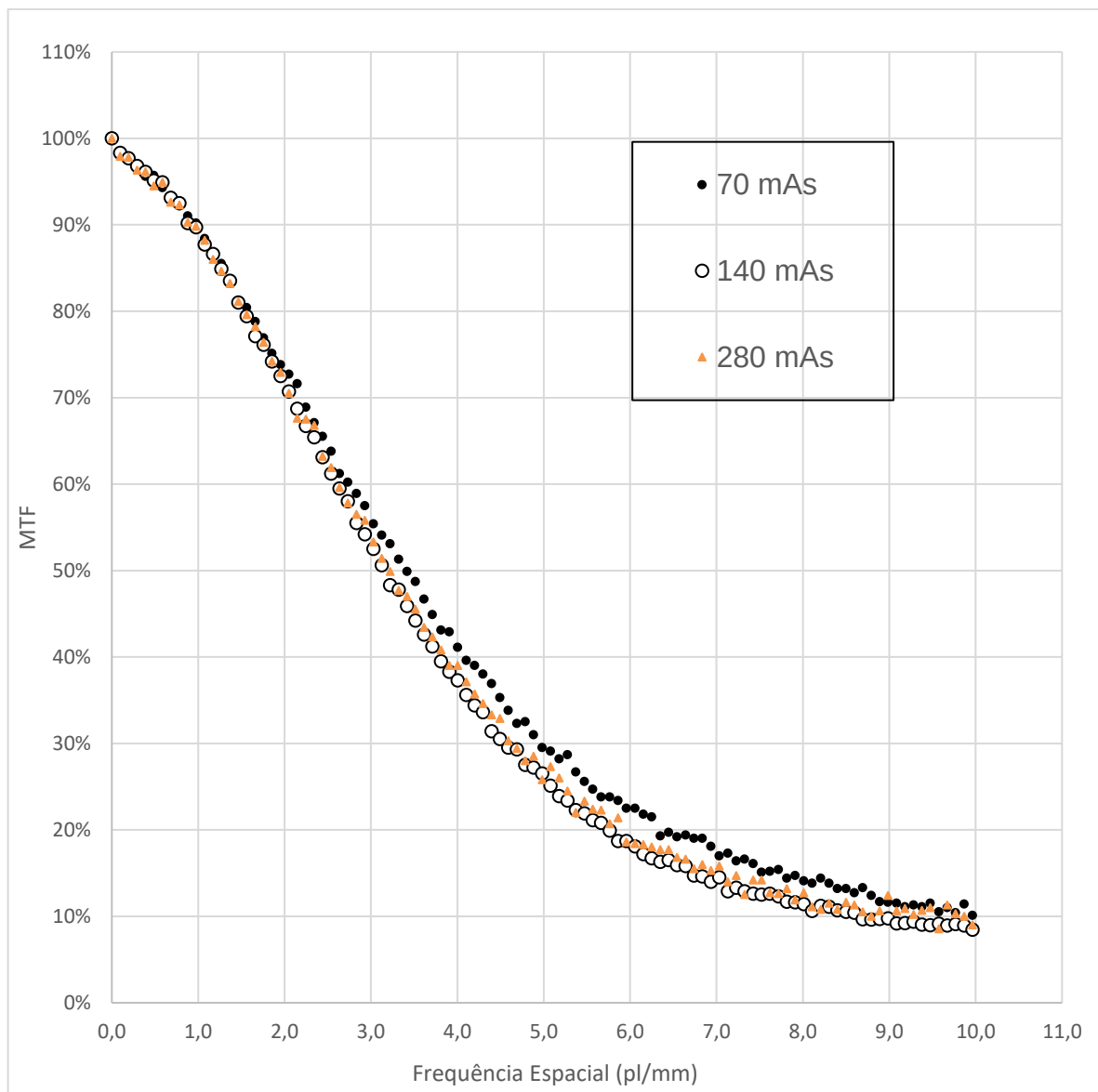


Figura 32 – MTF medidas com exposição padrão, de sub e super exposição na condição clínica de magnificação.

No gráfico da Figura 32 podemos observar que, assim como foi visualizado na curva da MTF para o foco grosso, a MTF, aparentemente, não apresenta uma dependência com a variação do valor de exposição aplicado quando utilizado o foco fino.

A Tabela 5 mostra os valores de frequência espacial para a MTF de 50% e 20% em função da variação da dose usada (mAs) para a condição clínica de magnificação.

Tabela 5 – Valores da frequência espacial para a MTF com 50% e 20% na condição clínica de magnificação.

Condição de exposição	MTF	
	50%	20%
	Frequência Espacial (pl/mm)	
Sub-exposição	3,42	6,35
Padrão	3,13	5,76
Super-exposição	3,22	5,76

Na Tabela 5, observa-se que há uma variação da frequência espacial para um dado valor da MTF devido a variação da dose (mAs) que é aplicada sobre o detector. Podemos destacar que, tanto para a MTF de 50% quanto para a de 20%, os valores mais altos de frequência espacial se mantiveram na condição de sub-exposição, o que possibilita o uso de um valor menor de exposição no exame de mamografia, da mesma forma como foi observado para a mamografia de contato.

Pode ainda ser destacado que, essa pequena diferença entre as frequências espaciais pode ser decorrente de variações na geometria de irradiação, como o posicionamento da lâmina de MTF em relação a matriz de pixels [10]. A obtenção de mais dados desse parâmetro físico poderia contribuir para a redução dos valores aleatórios gerados devido a geometria de irradiação [38].

Conforme foi visto, para a MTF de 20%, na condição de mamografia de contato, foi encontrado 8 pl/mm para a frequência espacial e 4 pl/mm para a MTF de 50%. Para o foco fino, nas condições padrão de mamografia magnificada, foram encontrados aproximadamente 6 pl/mm e 3 pl/mm de frequência espacial nas MTF de 20% e 50%, respectivamente. Portanto, observa-se uma tendência da MTF de 50% corresponder a metade da MTF de 20% em ambas as condições de irradiação na mamografia.

Os resultados obtidos, tanto para o foco grosso quanto para o fino, representam uma alta performance de conservação do sinal detectado, garantindo uma maior nitidez em frequências espaciais mais elevadas e possibilitando uma visualização melhor de pequenas estruturas anatômicas.

Outra forma de avaliar o comportamento da MTF(f) foi a partir da variação da magnificação para cada tamanho de foco e aplicando o mAs padrão correspondente de cada foco.

A Figura 33 mostra a influência da magnificação 1,1, 1,5 e 1,8 sobre a curva da MTF para o foco grosso (0,3 mm) e utilizando a mesma técnica radiográfica.

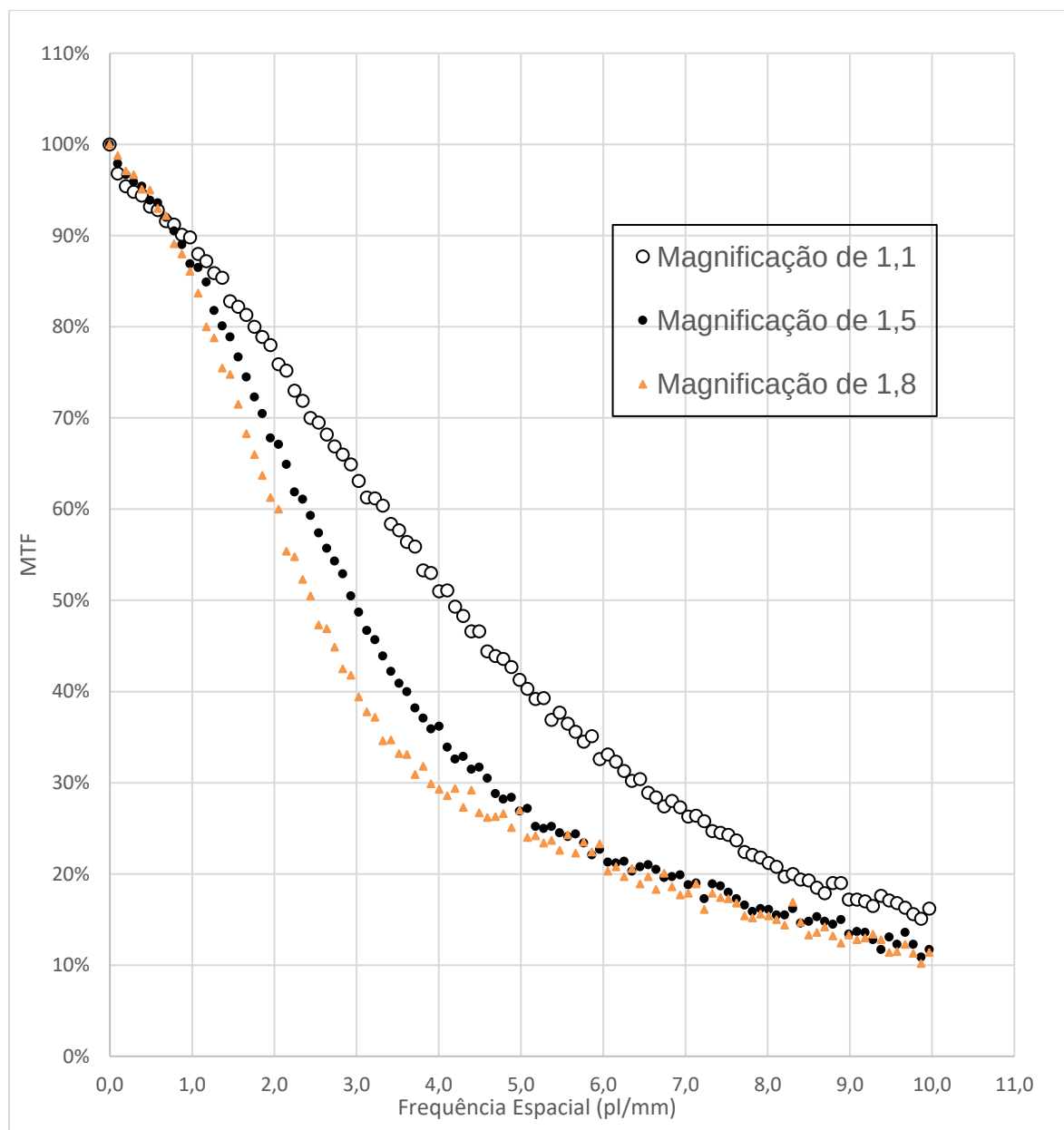


Figura 33 – MTF medidas nas três condições de magnificação com foco grosso.

É possível perceber a diferença na curva da MTF, em função das magnificações utilizadas, apresentando uma redução cada vez maior à medida em que a imagem é ampliada. Essa diferença é visualmente maior do que a apresentada ao variar somente os valores de dose, evidenciando que a geometria de irradiação possui uma maior influência sobre a medida da MTF. A Tabela 6 apresenta os valores de frequência espacial, para a MTF de 50% e 20%, em função da variação da magnificação quando utilizado o foco grosso.

Tabela 6 – Valores da frequência espacial para a MTF de 50% e 20% quando utilizado foco grosso e ampliação da imagem.

Magnificação	MTF	
	50%	20%
	Frequência Espacial (pl/mm)	
1,1	4,20	8,30
1,5	2,93	6,74
1,8	2,44	6,25

Conforme foi observado no gráfico da Figura 33, os valores de frequência espacial diminuem com a ampliação da imagem, podendo chegar à metade com valores próximos a 4 pl/mm na mamografia de contato e 2 pl/mm na mamografia magnificada para a MTF de 50%. Na MTF de 20% esta relação variou de aproximadamente 8 pl/mm a 6 p/mm. Entretanto, não é comum utilizar o foco grosso quando é aplicado um sistema de ampliação da imagem, portanto, essa observação da redução da MTF não corresponderia a uma aplicação na rotina clínica de um exame de mamografia.

A Figura 34 mostra a influência da magnificação 1,1, 1,5 e 1,8 sobre a curva da MTF para o foco fino (0,1 mm) e utilizando a mesma técnica radiográfica.

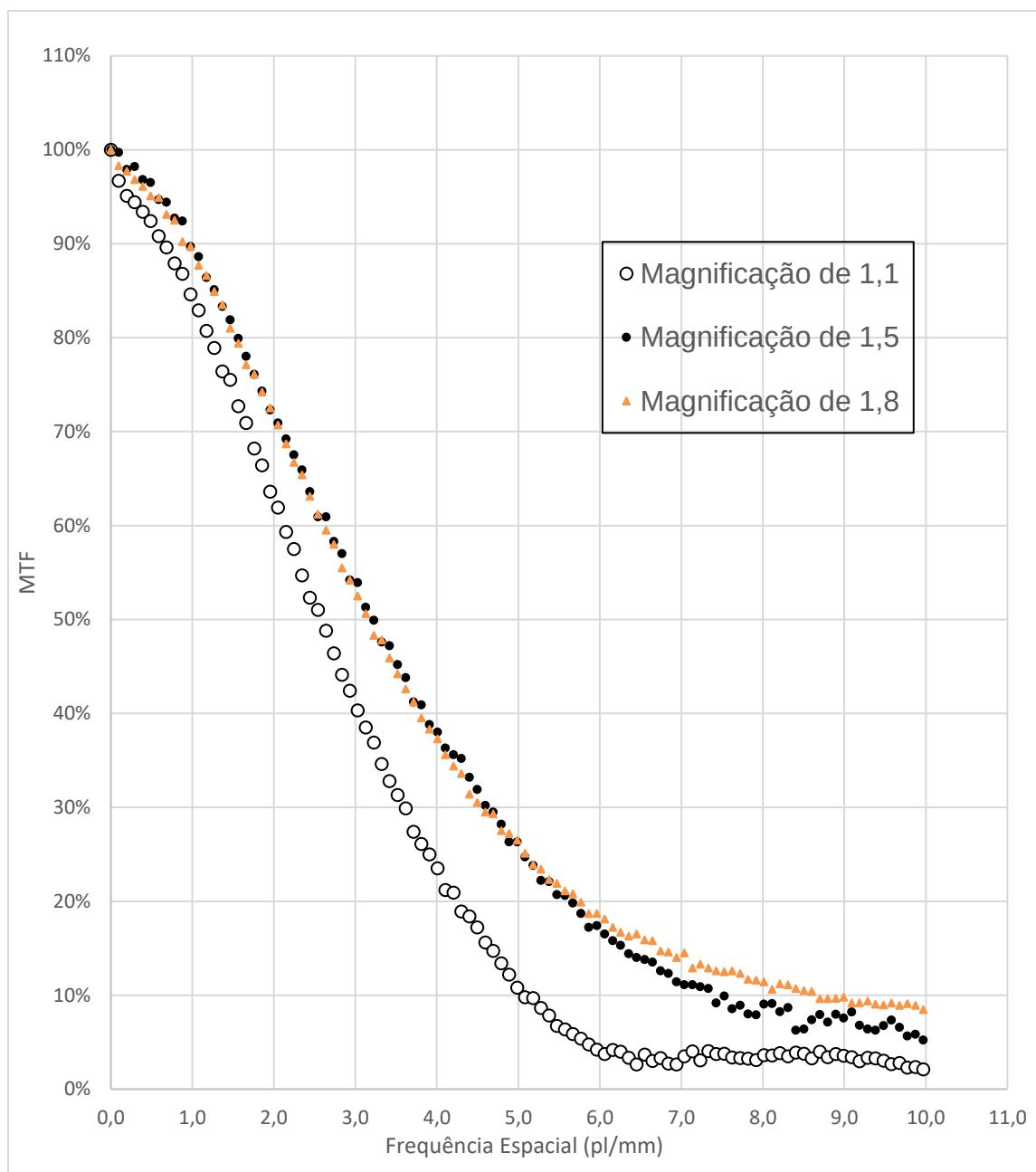


Figura 34 – MTF medidas nas três condições de magnificação com foco fino.

No gráfico da Figura 34 é possível perceber uma redução mais severa da MTF para a magnificação de 1,1, mamografia de contato, em relação as outras duas magnificações utilizadas. Essa melhor conservação do sinal em função da frequência espacial, para valores maiores de magnificação, era esperada devido ao desenvolvimento de um tamanho de foco menor para quando a imagem é ampliada, de forma a garantir uma melhor qualidade na imagem.

A Tabela 7 mostra os valores das frequências espaciais, para a MTF de 50% e 20%, em função das magnificações para o foco fino.

Tabela 7– Valores da frequência espacial para a MTF de 50% e 20% quando utilizado foco fino e ampliação da imagem.

Magnificação	MTF	
	50%	20%
	Frequência Espacial (pl/mm)	
1,1	2,54	4,20
1,5	3,23	5,67
1,8	3,33	5,76

É possível observar na Tabela 7 que, para o foco fino, a frequência espacial aumenta, em cada valor da MTF, a medida em que é feita a ampliação da imagem, diferente do que foi observado para o foco grosso. Para o foco fino, a frequência espacial se manteve, aproximadamente, em 3 pl/mm para a MTF de 50% e variou de 4 pl/mm até 6 pl/mm, aproximadamente, a medida em que a imagem era magnificada. Para as ampliações de 1,5 e 1,8 não houve uma grande diferença entre as frequências.

Um ponto que deve ser destacado é que, o tubo de raios X acaba sendo super utilizado nos serviços de mamografia e sofrendo danos em suas estruturas, como por exemplo no foco grosso. Quando isso ocorre, para que o serviço continue funcionando, o responsável pelo serviço opta em utilizar o foco fino enquanto não ocorre a troca do tubo. Neste estudo fica claro o quanto se perde em resolução da imagem quando é utilizado este recurso para mamografia de contato. Diminuindo a resolução espacial de 4,2 para 2,5 pl/mm para MTF de 50% e de 8 pl/mm para 4 pl/mm na MTF de 20%. Ainda assim, estes valores foram superiores ao valor de referência estabelecido pelo protocolo da AIEA.

A Figura 35 mostra os resultados da comparação das MTF(f) para a mamografia de contato e a magnificada quando utilizado o CAE em ambas as projeções.

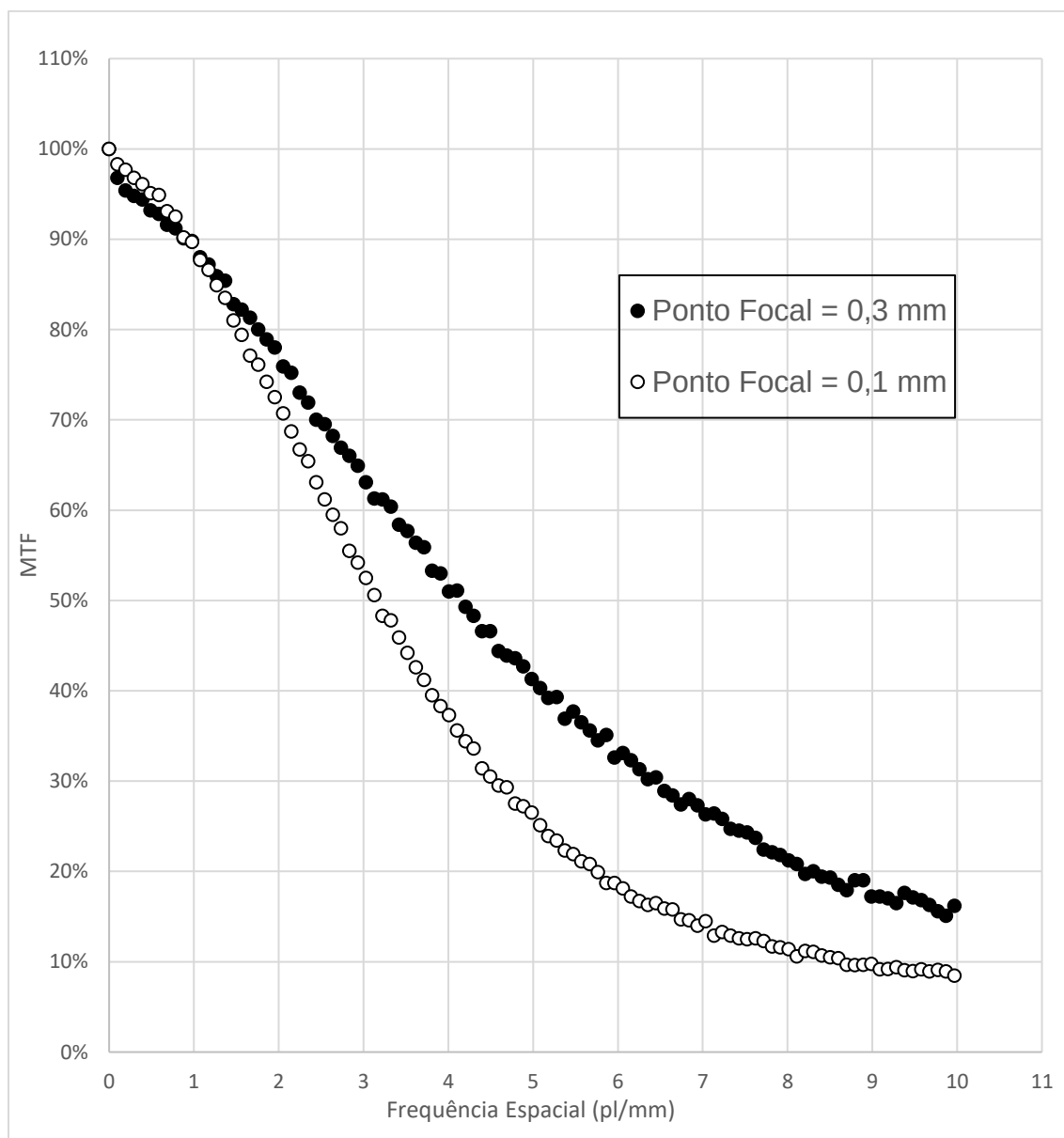


Figura 35 – MTF para o foco grosso e fino nas magnificações usuais.

No gráfico da Figura 35 pode ser observado que, a curva da MTF para a mamografia de contato tem uma melhor conservação do sinal na imagem do que a magnificada. Para a MTF de 50% e 20%, respectivamente, foram obtidos 3pl/mm e 6 pl/mm no foco fino e 4pl/mm e 8 pl/mm no foco grosso.

A avaliação do parâmetro físico NNPS foi feita considerando os diferentes valores de magnificação, aplicados também para a MTF, e utilizando os dois tamanhos de foco disponíveis. Na Figura 36 podemos ver o comportamento do espectro de potência de ruído normalizado (NNPS) com relação a variação da frequência espacial (pl/mm) para o foco grosso.

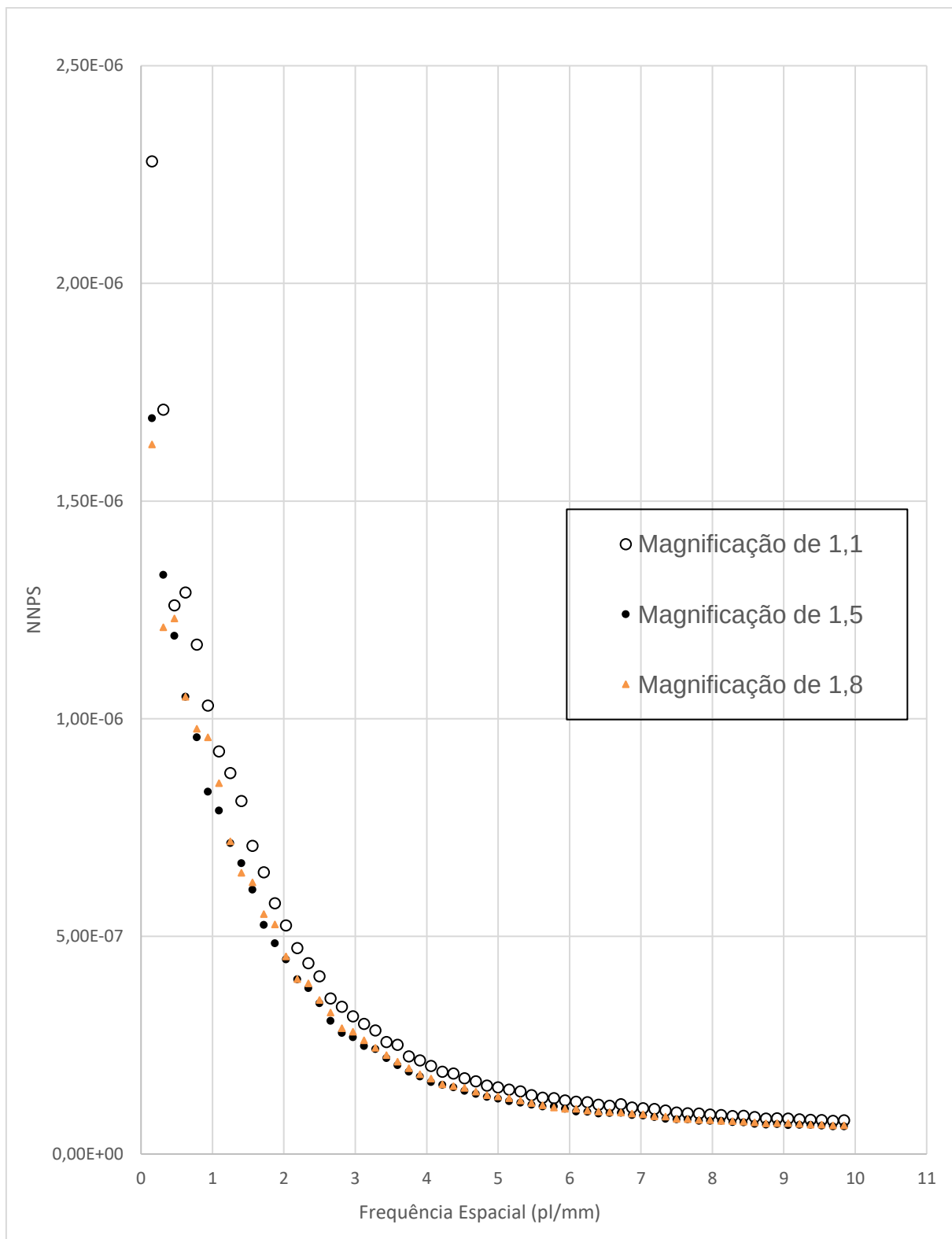


Figura 36 – NNPS para as diferentes magnificações das imagens.

Observa-se que, para as magnificações maiores, o NNPS apresentou valores menores para a região de baixa frequência espacial. Na região de alta frequência espacial não foi observada diferenças nos valores do NNPS para as diferentes

magnificações. Esta redução do NNPS observada com o aumento da magnificação, pode ser explicado pelo número menor de fótons espalhados devido a aplicação da técnica *air gap* que chegam no detector de imagem. Este fato também foi observado por [Marshall 2009 [39] e Boyce 2006 [40]].

A Figura 37 mostra a variação da curva do parâmetro NNPS quando usado o foco fino e variado os valores de magnificação.

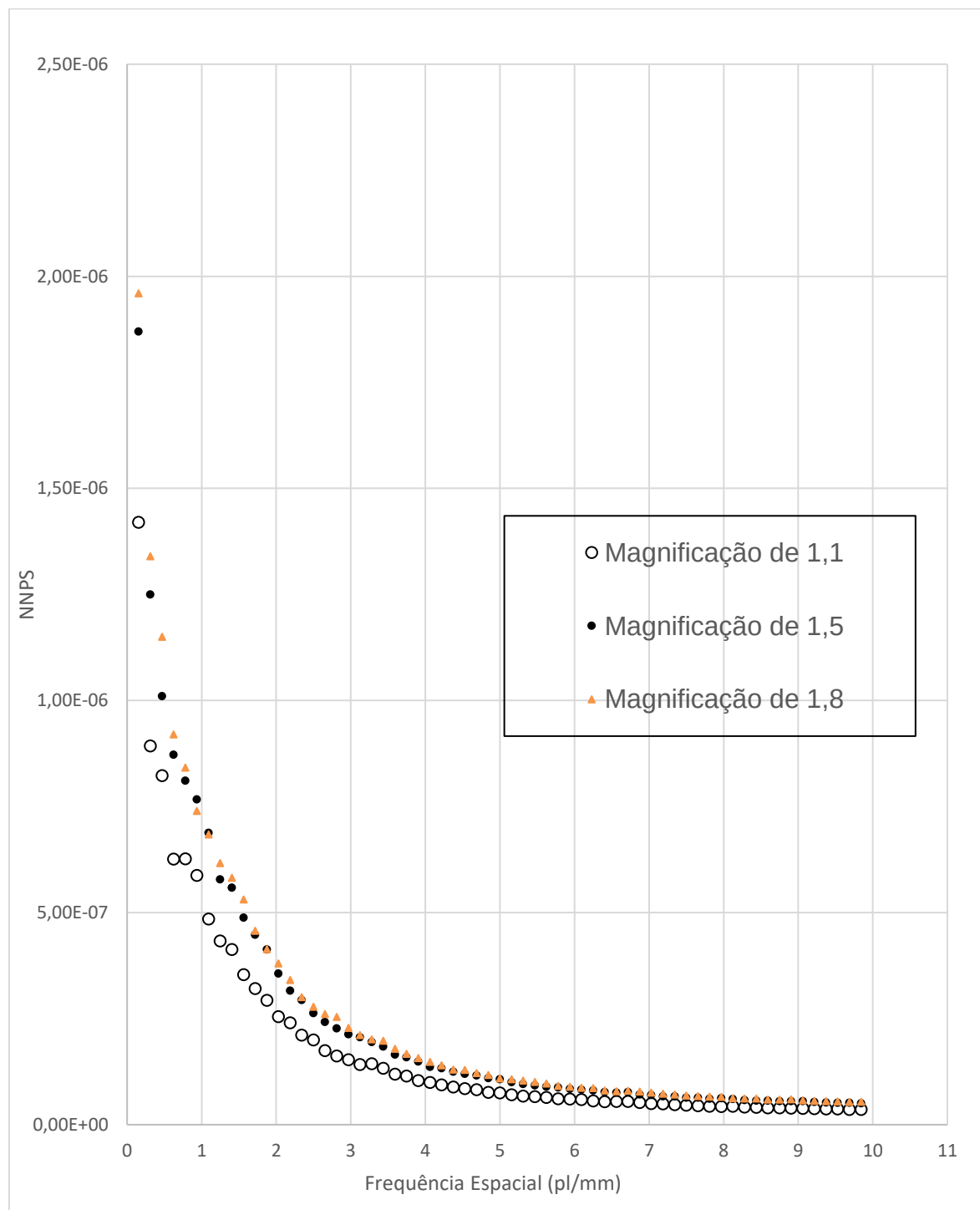


Figura 37 – NNPS para as diferentes magnificações das imagens quando usado o foco fino.

No gráfico da Figura 37 é observado que, ao não se fazer uso da grade antidifusora e aplicando somente a técnica de *air gap*, o Espectro de Potência de Ruído Normalizado é maior, nas baixas frequências, quando a imagem é ampliada. Esse efeito pode ser explicado pelo fato que, ao ampliarmos a imagem os fótons espalhados que chegam no detetor acabaram incidindo numa região mais afastada da sua incidência inicial, provocando um maior borramento na imagem.

No gráfico da Figura 38 é comparado a variação da curva do NNPS quando usado os tamanhos focais e as magnificações definidas pelo fabricante do aparelho de mamografia para as condições clínicas.

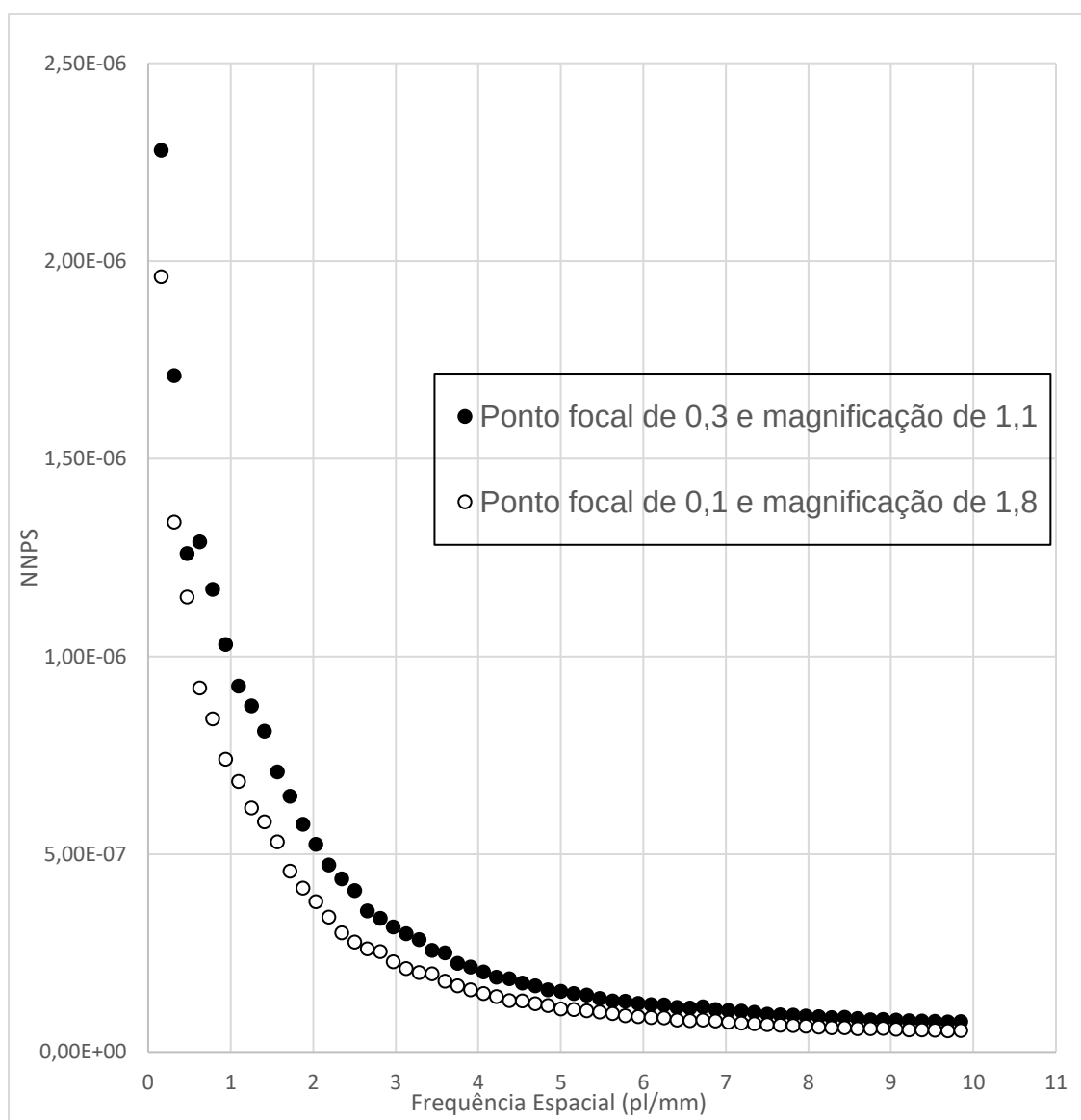


Figura 38 – NNPS para os dois focos nas magnificações clínicas usuais.

No gráfico da Figura 38 observamos que, o espectro de potência de ruído normalizado é maior para a mamografia de contato (foco grosso, magnificação 1.1). Esse fato sugere que, mesmo utilizando a grade antidifusora (mamografia de contato) a contribuição para a redução do NNPS foi menor do que utilizando a técnica do *air gap* (mamografia magnificada, foco fino, magnificação 1.8). Outro fator que pode explicar essa redução do NNPS é a presença de um número maior de fótons para o foco fino comparado ao foco grosso.

O último parâmetro de análise da imagem avaliado neste estudo foi a Eficiência Quântica de Detecção (DQE) utilizando os valores obtidos da MTF e do NNPS. O parâmetro DQE foi analisado a partir da variação das magnificações quando usado os dois pontos focais e comparado com a exposição padrão de mamografia de contato e a magnificada.

A Figura 39 mostra as curvas da DQE em função da frequência espacial, para o foco grosso (0,3 mm) e técnica radiográfica padrão (28 kV, 63 mAs, Mo/Mo) obtidas nas três magnificações estudadas.

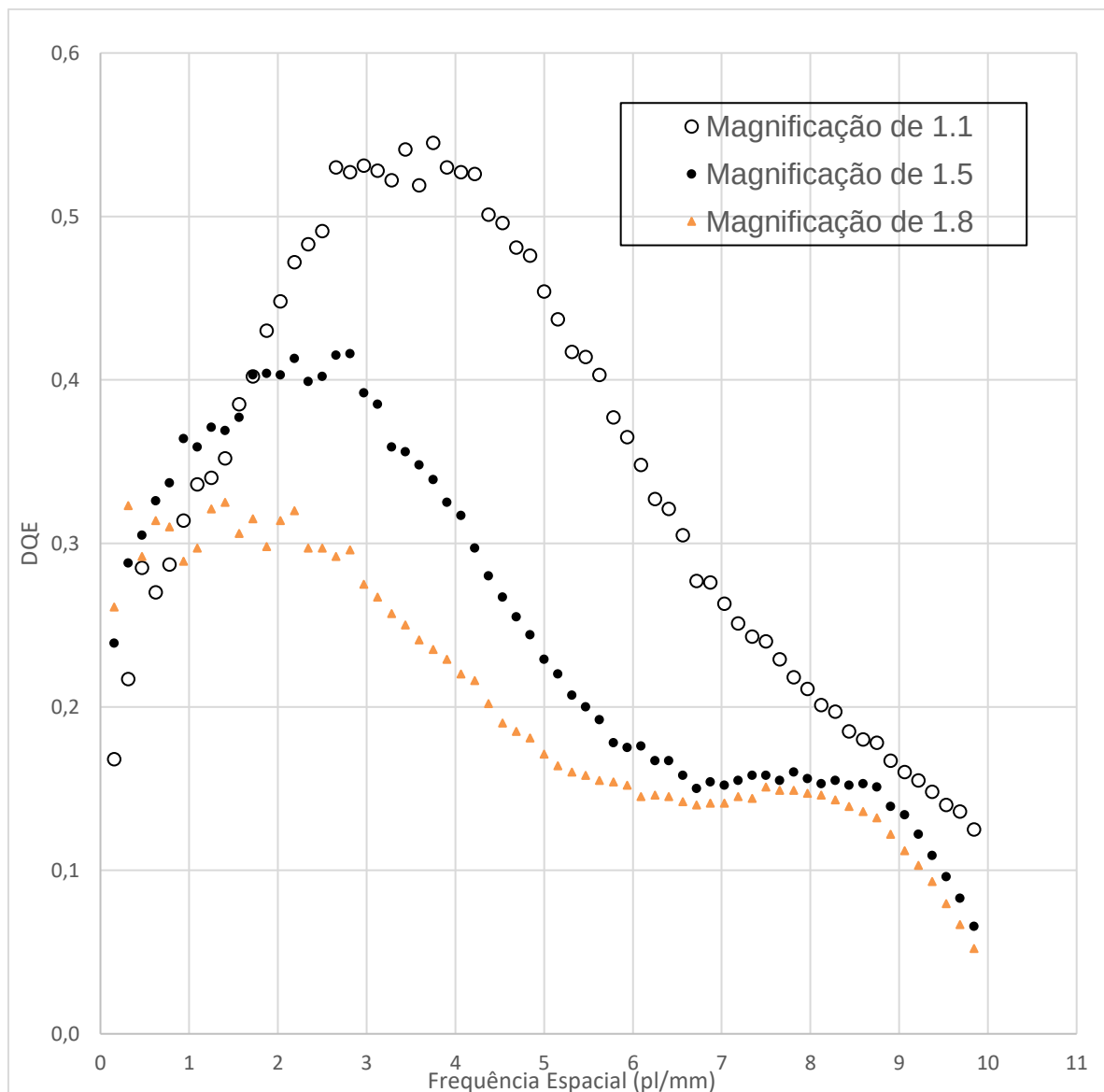


Figura 39 – Curva da DQE nas três magnificações para a mamografia de contato.

No gráfico da Figura 39 observamos que as curvas de DQE têm uma região de maior eficiência quântica de detecção (região de pico), para cada uma das três magnificações. As regiões de pico de DQE diminuem, bem como os valores de frequência espacial da DQE_{pico} , a medida em que as magnificações são aumentadas.

Também pode ser observado no gráfico na curva da magnificação de 1,1 que o valor máximo obtido de DQE foi de 55%, para a magnificação de 1,5 foi de 42% e para a magnificação 1,8 foi de 33%. Marshall et al em seu artigo [32], apresenta duas formas de avaliar a Eficiência de Detecção Quântica. A primeira é baseada no valor máximo de DQE (DQE_{pico}) e a outra é observando o valor da DQE ao atingir a frequência espacial de 5 pl/mm, na Tabela 8 são apresentados os valores para esses dois métodos de avaliação e da frequência espacial da DQE_{pico} de cada magnificação.

Tabela 8 – Valor máximo do DQE e de sua frequência e o valor de DQE na frequência de 5 pl/mm para diferentes magnificações quando usado o foco grosso.

Magnificação	DQE _{pico}	Frequência da DQE _{pico} (pl/mm)	DQE (em 5 pl/mm)
1,1	55%	3,75	45%
1,5	42%	2,81	23%
1,8	33%	1,41	17%

Na Tabela 8 observa-se que o valor da DQE_{pico}, bem como de sua frequência espacial, diminui quando a imagem é ampliada conforme foi observado também pelo gráfico. Também é possível perceber que, para a frequência espacial de 5 pl/mm, a diferença entre os valores da DQE nessa frequência para a DQE_{pico}, quando a imagem é ampliada, torna-se maior do que para o caso clínico.

No gráfico da Figura 40 observa-se que as curvas de DQE também apresentam uma região de maior eficiência quântica de detecção (região de pico), para cada uma das três magnificações.

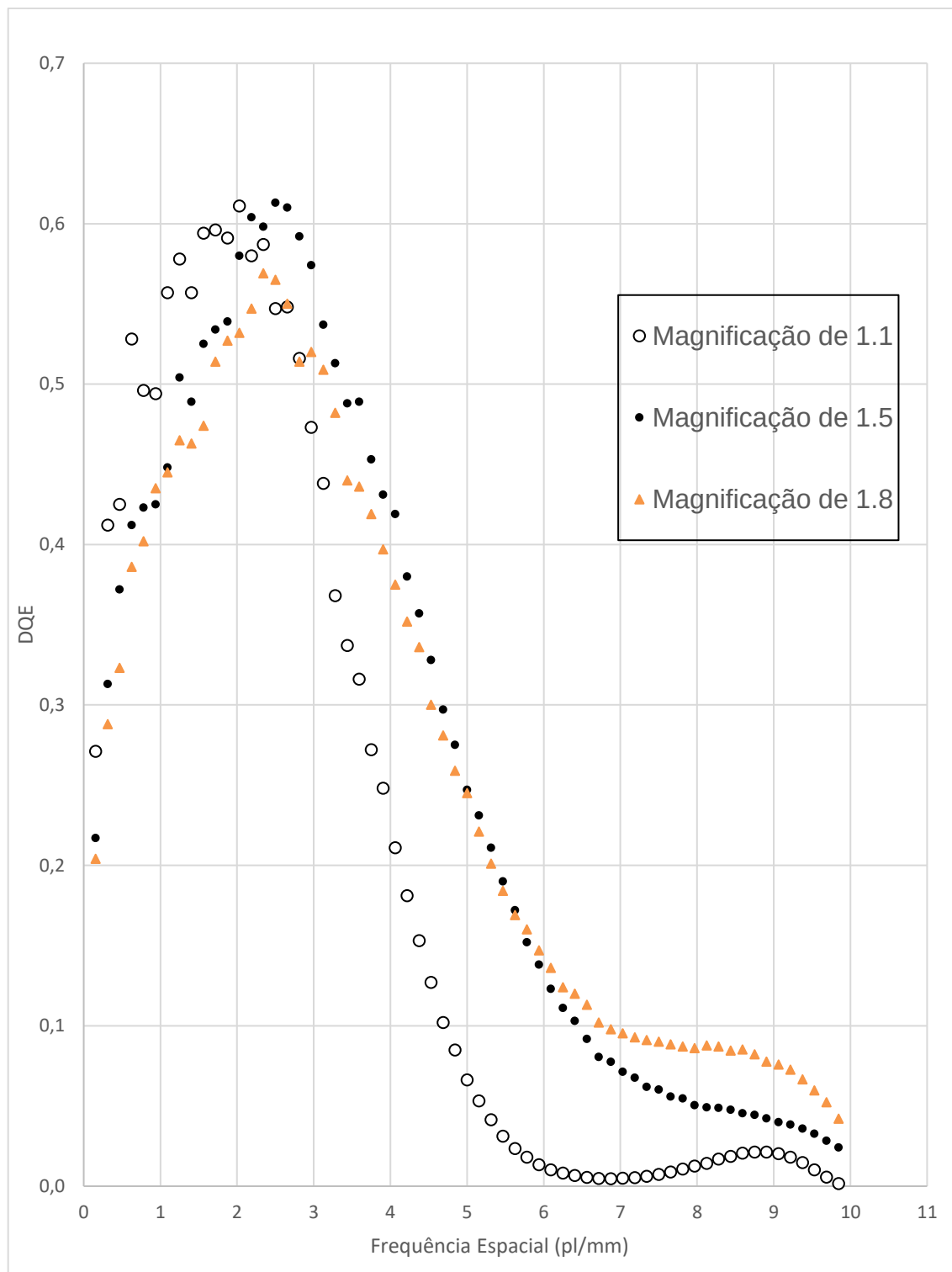


Figura 40 – Curva da DQE quando aplicado diferentes magnificações e foco fino.

No gráfico da Figura 40 é observado que a frequência espacial em que ocorre a DQE_{pico} não diferiu muito uma da outra devido a ampliação da imagem. E que na condição de mamografia de contato essa eficiência cai rapidamente em relação a mamografia magnificada, para o caso em que o foco grosso do sistema mamográfico

apresenta algum problema e deixa de ser utilizado até a troca do tubo e o foco fino para a ser utilizado para a mamografia de contato, a imagem pede uma alta performance devido a essa substituição no uso do foco. O que podemos destacar e que, para todas as magnificações houve valores da DQE que ficaram acima de 50% de eficiência em diferentes frequências espaciais.

Também pode ser observado a semelhança do DQE_{pico} entre as curvas das três das magnificações. Nas curvas das magnificações de 1,1 e 1,5 foi obtido DQE_{pico} de 61%, na da magnificação 1,8 o DQE_{pico} foi 57%.

Na Tabela 9 são apresentados os valores máximos de DQE, a frequência espacial desse valor e o valor de DQE para a frequência espacial de 5 pl/mm quando utilizado o foco fino e diferentes magnificações.

Tabela 9 – Valor máximo da DQE, sua frequência espacial e o valor de DQE na frequência de 5 pl/mm para diferentes magnificações quando usado o foco fino.

Magnificação	DQE_{pico}	Frequência da DQE_{pico} (pl/mm)	DQE (em 5 pl/mm)
1,1	61%	2,03	7%
1,5	61%	2,50	25%
1,8	57%	2,34	25%

Na Tabela 9, podemos perceber que o da DQE_{pico} , quando usado o foco fino, apresentou uma semelhança entre as três magnificações. Da mesma forma se observa uma semelhança em relação aos valores das frequências espaciais encontrados no DQE_{pico} . O que mais chamou atenção nestes resultados foram os valores de DQE para a frequência espacial de 5 pl/mm. Na magnificação de 1,1, na qual é normalmente utilizado o foco grosso, o DQE_{pico} foi de 7%. Já na magnificação de 1,8, na qual é normalmente utilizado o foco fino, o DQE_{pico} foi de 25%. Este resultado demonstra que o objetivo de alcançar melhor resolução no projeto de construção do equipamento de mamografia, foi alcançado ao utilizar um foco menor para realizar as mamografias magnificadas.

No gráfico da Figura 41 observa-se as curvas da DQE nas condições clínicas de mamografia de contato e magnificada.

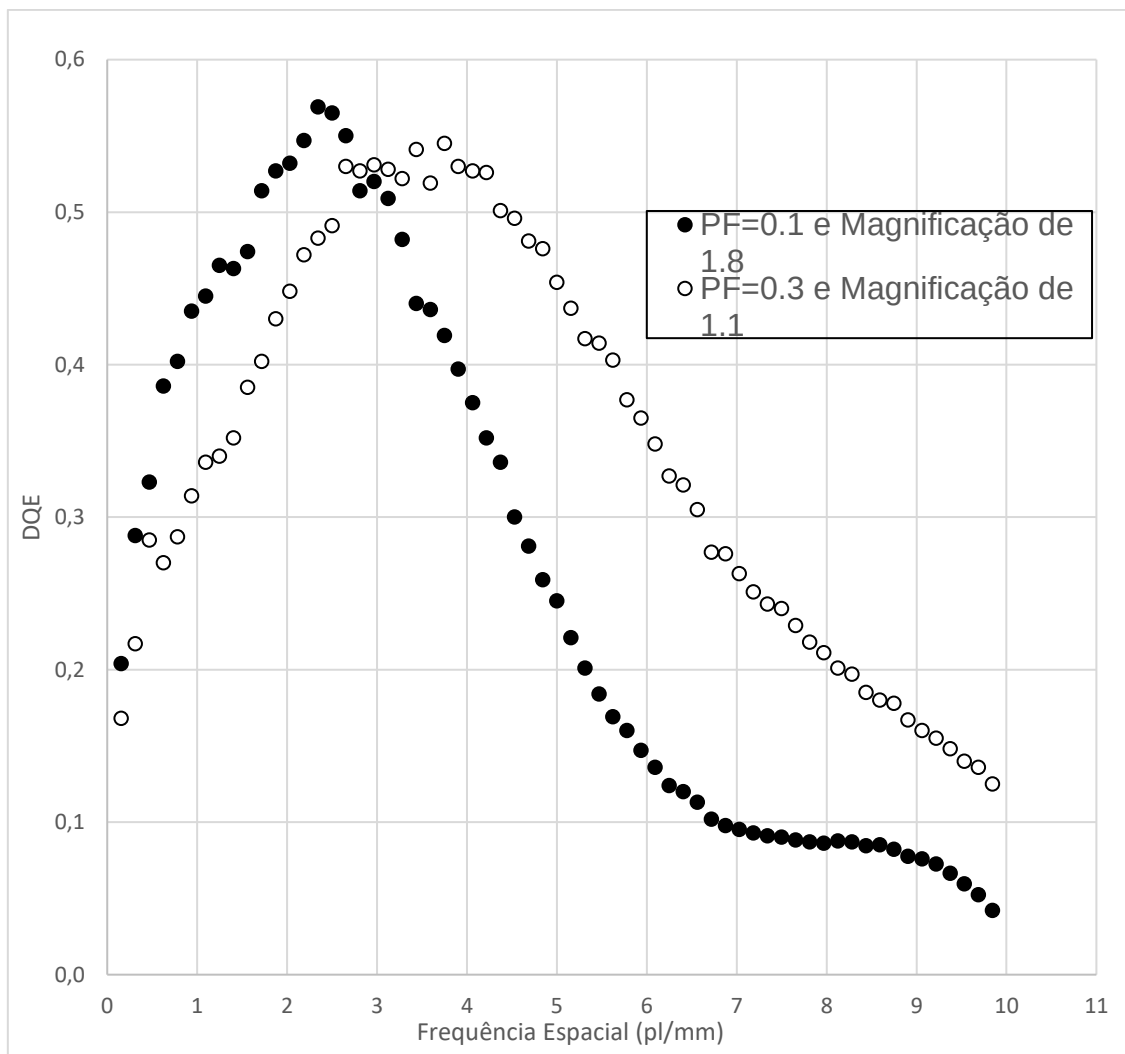


Figura 41 – Comparação das curvas da DQE quando aplicado as condições clínicas de exposição.

Na Figura 41 podemos ver que a DQE apresentou um desempenho melhor para a mamografia magnificada (foco fino, 1.8) na região de baixa frequência espacial e a partir da frequência de 3 pl/mm as curvas da DQE foram invertidas. Também se observa uma semelhança da DQE_{pico} quando avaliada nas duas condições clínicas de mamografia. Logo, as frequências espaciais obtidas nestas condições foi 2,3 pl/mm na magnificada e 3,7 pl/mm na mamografia de contato, demonstrando um desempenho melhor para a mamografia de contato.

Os valores de DQE para a frequência espacial de 5 pl/mm na mamografia de contato foi 45% e na mamografia magnificada foi 25%, o que mostra a eficiência do detector diminui mais rápido quando aplicado a ampliação da imagem.

5. CONCLUSÃO

As métricas MTF, NNPS e DQE foram estudadas a partir de trabalhos científicos, livros didáticos e medidas realizadas nas condições clínicas em um laboratório de mamografia.

Apesar de utilizar uma amostra com pequeno número de medidas realizadas, o entendimento a partir do estudo conduzido mostrou que a geometria de irradiação afeta o desempenho dos detectores de imagens.

A partir das imagens do parâmetro MTF obtidas variando a dose, foi possível perceber que o detector de imagem não é dependente da dose (mAs) em qualquer variação geométrica de exposição. As curvas obtidas deste parâmetro são semelhantes as encontradas na literatura, entretanto, os valores de frequência espacial obtidos foram superiores. Também foi observado que o valor da MTF não teve diferença quando utilizado as magnificações para o foco fino. Esses resultados preliminares sugerem que, tanto um valor de exposição menor, quanto a utilização de uma menor magnificação pode ser aplicada afim de reduzir a dose sobre a mama.

O parâmetro NNPS medido neste estudo apresentou comportamento semelhante ao descrito na literatura. Foi observado que o ruído gerado, apesar de relativamente baixo é maior nas baixas frequências, o que contribui para melhorar a visualização de estruturas pequenas, como por exemplo, microcalcificações.

O DQE apresentou melhor desempenho nas condições clínicas, tanto de mamografia de contato quanto na magnificada. Entretanto, o detector é mais eficaz na transferência da relação sinal-ruído do fóton incidente na condição de mamografia de contato. Confirmando que esta condição é mais apropriada para realizar as medidas de rotina para avaliar o detector de imagem.

Esses três parâmetros de avaliação dos detectores de imagem demonstram uma boa relação entre os parâmetros básicos (frequência espacial, contraste e ruído) e de fácil obtenção, sendo necessário uma atenção na angulação da borda da lâmina em relação a matriz de pixel, para a obtenção das imagens de forma a não provocar uma leitura incorreta da MTF.

A análise desses três parâmetros pode contribuir para a rotina de acompanhamento do desempenho do detector de imagem, auxiliando o físico médico no programa de controle de qualidade do serviço de mamografia.

Com o número de medidas realizadas neste estudo, não foi possível estabelecer valores que contribuam como referência para os parâmetros avaliados.

As medidas dos parâmetros físicos avaliados neste estudo devem ser amplamente reproduzidas neste e em outros sistemas de mamografia com objetivo de obter dados para contribuir com as normais nacionais fornecendo valores de referência para a conformidade dos detectores de imagem utilizados em mamografia.

5.1 Perspectivas Futuras

Obter mais dados das métricas MTF, NNPS e DQE, nas condições de exposição utilizadas neste trabalho, afim de confirmar o que foi observado e relatado neste estudo;

Avaliar essas métricas físicas a partir da variação de outras condições de exposições como: combinação kV/alvo/filtro; e em diferentes sistemas de imagem mamográfico, de forma a poder realizar uma comparação entre os sistemas de imagem;

Avaliar os parâmetros MTF, NNPS e DQE em diferentes regiões do detector e observar possíveis flutuações desses parâmetros devido a perda de eficiência do sistema de detecção.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] PODGORSK, Ervin B. **Radiation Physics for Medical Physicists**. 2.ed. **Montréal, Québec ou Berlin**: Springer, 2010.
- [2] SPRAWLS Jr., Perry. **Physycal Principles of Medical Imaging**. 2.ed. Madison: Aspen, 1993.
- [3] ALLISY-ROBERTS, Penelope; WILLIAMS, Jerry. **Farr's Physics for Medical Imaging**. 2.ed. **Philadelphia**: Elsevier, 2008.
- [4] OLIVEIRA JR., Paulo D.; VIEIRA, Marcelo A. C.; SCHIABEL, Homero. **Avaliação do ponto focal e da função de transferência de modulação de equipamentos mamográficos sem necessidade de alinhamento com o feixe central**. Revista Brasileira de Física Médica, 2010.
- [5] LANCASTER, Jack L., HASEGAWA, Bruce. **Fundamental Mathematics and Physics of Medical Imaging**. 1.ed. **BrokenSoundParkway**: Taylor & Francis Group, 2017.
- [6] PROETTI, Sidney. **As pesquisas qualitativa e quantitativa como métodos de investigação científica: um estudo comparativo e objetivo**.
- [7] DANCE, D.R., CHRISTOFIDES, S., MAIDMENT, A.D.A., NG, K.H. **Diagnostic Radiology Physics: A handbook for teachers and students**. Vienna: IAEA, 2014.
- [8] MARTINS, L.A.L., BARRA, A.A., DE LUCENA, C.Ê.M. **Microcalcificações Mamárias Suspeitas de Malignidade**. Revista Brasileira de Cancerologia. 2010. Disponível em:
http://www1.inca.gov.br/rbc/n_56/v02/pdf/11_revisao_de_literatura_microcalcifica%E7%F5es_mamarias.pdf. Acesso em: 02 de julho de 2020.

- [9] FRANCISCO, M.F.F., SOUZA, D.L.M., MEDEIROS, R.B., FREITAS, M.B., PIRES, S.R. **Método de avaliação da resolução espacial em sistemas digitais de mamografia através do uso da MTF.** Revista Brasileira de Física Médica. 2018.
- [10] BUSHBERG, J.T., SEIBERT, J.A., LEIDHOLDT JR, E.M., BOONE, J.M. **The Essential Physics of Medical Imaging.** 3.ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [11] SILVA, G.L. **Métodos quantitativos para a avaliação da qualidade da imagem: MTF, NPS e DQE.** Monografia (Residência em Física Médica, área de concentração: Diagnóstico por Imagem) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2019.
- [12] TANAKA, N., NAKA, K., KUMAZAWA, S., MORISHITA, J. ARIMURA, H. TOYOFUKU, F., OHKI, M., HIGASHIDA, Y. **Imaging Properties of Digital Magnification Mammography,** 2009.
- [13] Instituto Nacional de Câncer; informação retirada da página: <https://www.inca.gov.br/tipos-de-cancer/cancer-de-mama>. Acesso em: 27 de julho de 2020.
- [14] Journal of the ICRU, Vol. 9, No. 2, Report 82. Oxford University Press, 2009.
- [15] IAEA HUMAN HEALTH SERIES No. 17. **Quality Assurance Programme for Digital Mammography.** Vienna: 2011.
- [16] MINISTÉRIO DA SAÚDE/AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA/DIRETORIA COLEGIADA. Resolução – **RDC N° 330, de 20 de dezembro de 2019.** Diário Oficial da União Edição: 249| Seção:1| Página:92.
- [17] PORTARIA SVS/MS nº 453, de 1 de junho de 1998.

- [18] MINISTÉRIO DA SAÚDE/AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA/DIRETORIA COLEGIADA. **Instrução Normativa Nº 54, de 20 de dezembro de 2019.** Diário Oficial da União Edição: 249| Seção: 1| Página: 128.
- [19] ALMEIDA, C.D., **Otimização da dose Glandular Média na mama e da qualidade da imagem nos sistemas de mamografia digital.** Rio de Janeiro, 2014.
- [20] PODGORSK, E.B., **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students.** Vienna, 2005.
- [21] BAILEY, A.L., HUMM, J.L., TODD-POKROPECK, A., VAN ASWEGEN, A., **Nuclear Medicine Physics: A Handbook for Teachers and Students.** Vienna, Austria, 2014.
- [22] BUSHONG, S.C., **Ciência Radiológica para tecnólogos – física, biologia e proteção.** 9º ed., Mosby Elsevier, Houston, Texas, 2008.
- [23] CHEVALIER, M. **Curso Mamografía Digital: Fundamentos y Control de Calidad.** Sociedad Espanola de Fisica Medica, Madrid, 2012.
- [24] GOPAL, A., SAMANT, S.S. **Validity of the line-pair bar-pattern method in the measurement of the modulation transfer function (MTF) in megavoltage imaging.** Medical Physics, Vol. 35, 2007.FARPHY
- [25] AICHINGER, H., DIERKER, J., JOITE-BARFU, S., SABEL, M., **Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology Physical Principles and Clinical Applications.** 2º ed, Springer, Berlin, Heidelberg, 2012.
- [26] BOHÓRQUEZ, L.J.R., **Otimização dos parâmetros físicos de aquisição da imagem em mamografia digital.** Ilhéus, Bahia, 2016.
- [27] FRANCISCO, M.F.F., SOUZA, D.L.M., MEDEIROS, R.B., FREITAS, M.B., PIRES, S.R., **Método de avaliação da resolução espacial em sistemas digitais de**

mamografia através do uso da MTF. Publicado em: Revista Brasileira de Física Médica, 2018.

[28] SAMEI, E., FLYNN, M.J., **A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device.** 1997.

[29] CUNNINGHAM, I.A., SHAW, R., **Signal-to-noise optimization of medical imaging systems.** California, Vol. 16, No. 3, 1999.

[30] PEIXOTO, J.E., ALMEIDA, C.D., NEVES, E.R., **Uma ferramenta para treinamento em controle de qualidade em mamografia digital.** Simposio Internacional sobre Educación, Capacitación y Gestión del Conocimiento em Energia Nuclear y sus Aplicaciones, Cusco, Perú, 2015.

[31] MARSHALL, N.W., **A comparison between objective and subjective image quality measurements for a full field digital mammography system.** London, Reino Unido, 2006.

[32] VAN ENGEN, R. et al, **European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening.** 4º ed. 2003.

[33] DONINI, B. et al. **Free software for performing physical analysis of systems for digital radiography and mammography.** Medical Physics, 2014.

[34] Site com o plugin COQ, disponível no link: http://www.medphys.it/down_dqe.htm

[35] Documento do fabricante do detector: **Does the pixel size of a full-field digital mammography detector* matter for early detection of breast cancer?**

[36] MARSHALL, N.W. et al. **Image quality assessment in digital mammography part I. Technical characterization of the systems.** IOP Science, Phys. Med. Biol. 56, 2011.

[37] **Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, REVISIÓN, 2011.**

[38] MOLLÁ, R. G., AYALA, R.L.R, **Study of DQE dependence with beam quality on GE Essential mammography flat panel.** Medical Physics, 2010.

[39] MARSHALL, N.W. **Detective quantum efficiency measured as a function of energy for two full-field digital mammography systems.** IOP Science, Phys. Med. Biol. 54, 2009.

[40] BOYCE, S.J., SAMEI, E. **Imaging properties of digital magnification radiography.** Medical Physics, 2006.