UFRJ

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA
CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

Matheus da Silva Marques

Caracterização física de modalidades econômicas de detectores digitais de imagem em mamografia

Rio de Janeiro
2025

UFRJ

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA
CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

Matheus da Silva Marques

Caracterização física de modalidades econômicas de detectores digitais de imagem em mamografia

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como requisito para obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Dr. Claudio Domingues de Almeida

Rio de Janeiro
2025

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA
CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

Matheus da Silva Marques

Caracterização física de modalidades econômicas de detectores digitais de imagem em mamografia

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como requisito para obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Aprovado em: 04 de dezembro de 2025.

BANCA EXAMINADORA:

Dr. Claudio Domingues de Almeida – IRD/ANSN

Alessandra Maia Marques Martinez Perez

Dra. Alessandra Maia Marques Martinez Perez – IF/UFRJ

Documento assinado digitalmente
JOAO EMILIO PEIXOTO
Data: 23/12/2025 11:00:34-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Dr. João Emilio Peixoto – IRD/ANSN

" *The important thing is not to stop questioning.*
Curiosity has its own reason for existing."
(Albert Einstein)

AGRADECIMENTOS

Com profunda gratidão, dirijo meus primeiros agradecimentos aqueles que foram meu alicerce fundamental: minha família. Seu apoio incondicional foi essencial nos momentos mais desafiadores desta jornada acadêmica que, em diversos instantes, pareceu interminável. Gostaria de prestar uma homenagem especial àqueles que, hoje, não podem estar aqui fisicamente, minha avó Adelaide e meus pais, Marcos e Ana. Sei que, onde estiverem, acompanham felizes esta conquista.

À minha namorada Flavia, expresso meu profundo agradecimento por seu amor inesgotável e por ter acreditado em meu potencial mesmo quando eu próprio duvidava. Sua presença foi um pilar fundamental para superar os obstáculos e celebrar cada vitória ao longo dessa trajetória.

Ao Professor Claudio Domingues, meu orientador, dedico meus sinceros agradecimentos pela confiança depositada em meu trabalho, pela sabedoria compartilhada e pela orientação fundamental durante todo o desenvolvimento desta pesquisa.

Aos amigos que conquistei durante a graduação, especialmente Raoni Silva, Wesley Barbosa e Lucas Barbosa, que transformaram os anos de estudo em uma experiência enriquecedora e memorável.

Aos professores João Emilio Peixoto (IRD/ANSN), Eduardo Chaves Montenegro do IF/UFRJ, Roberto Macoto da COPPE/UFRJ e José Augusto do HUCFF, que me inspiraram com seu conhecimento exemplar e dedicação à ciência. Igualmente, manifesto meus agradecimentos às professoras Simone e Josilene, pelo incansável trabalho no curso de Física Médica e pela dedicação constante a todos os alunos. Aos físicos e profissionais Fernando Fernandes, Diego, Rhienne e Robson, pela valiosa oportunidade de estágio no setor de imagens do Hospital Universitário Antônio Pedro. Um agradecimento especial aos residentes João Marins, Rick Bruno, Paola e Ramon, pelo apoio profissional e pela amizade que muito contribuíram para meu crescimento.

Por fim, ao Programa de Bolsas de Iniciação Científica da CNEN, pelo indispensável suporte financeiro que viabilizou minhas pesquisas, e ao IRD, pelo acolhimento institucional e pela infraestrutura laboratorial que tornou possível o desenvolvimento deste trabalho.

RESUMO

A qualidade da imagem em mamografia é essencial para a detecção precoce do câncer de mama, dependendo de alta resolução espacial e baixo ruído para visualização de microcalcificações e lesões sutis. A Eficiência Quântica de Detecção (DQE) consolida-se como a métrica padrão para quantificar o desempenho dos detectores, integrando características de resolução (MTF) e ruído (NNPS). Neste trabalho foram caracterizados fisicamente dois detectores de imagem digital de modalidades econômicas adaptáveis a mamógrafos convencionais, o DR 18M Retrofit e o CR MM 3.0, seguindo protocolo das Diretrizes Europeias para qualidade em mamografia. Os resultados revelaram comportamento logarítmico na curva de resposta de ambos os detectores, com o DR 18M demonstrando sensibilidade superior. Na análise do ruído, o DR 18M apresentou faixa de limitação quântica mais restrita entre 75,6 e 293,5 μGy, enquanto o CR MM 3.0 operou em regime mais próximo do puramente quântico entre 18,4 e 485,1μGy. Quanto à resolução espacial, o DR 18M obteve desempenho superior na MTF com valor de 1,91 mm^{-1} comparado a 1,01 mm^{-1} do CR MM 3.0 para 50% da MTF. Na avaliação final da DQE, o DR 18M registrou valor de pico de 53% contra 33% do CR MM 3.0 para kerma de 54 μGy, indicando melhor preservação da relação sinal-ruído em baixas frequências, no entanto para altas frequências espaciais a placa DR retrofit apresentou desempenho similar a placa de imagem de fósforo granular devido ao incremento da componente aditiva do ruído. Para o valor de kerma mais elevado, a placa de imagem CR MM 3.0 se igualou ou superou o desempenho do DR 18M, demonstrando que a preservação da relação sinal-ruído pelo detector DR é mais sensível ao kerma incidente devido à contribuição do ruído estrutural.

Palavras-chave: Mamografia Digital; DQE; Caracterização Física de Detectores; DR Retrofit; CR

ABSTRACT

Image quality in mammography is essential for early breast cancer detection, relying on high spatial resolution and low noise for the visualization of microcalcifications and subtle lesions. Detective Quantum Efficiency (DQE) is established as the standard metric for quantifying detector performance, integrating resolution (MTF) and noise (NNPS) characteristics. In this study, two digital imaging detectors from cost-effective modalities adaptable to conventional mammography systems, the DR 18M Retrofit and the CR MM 3.0, were physically characterized, following the European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis protocol. Results revealed a logarithmic behavior in the response curve of both detectors, with the DR 18M demonstrating superior sensitivity. Regarding noise analysis, the DR 18M presented a more restricted quantum-limited range, between 75.6 and 293.5 μGy, whereas the CR MM 3.0 operated in a regime closer to purely quantum noise between 18.4 and 485.1 μGy. Regarding spatial resolution, the DR 18M achieved superior MTF performance with a value of 1.91 mm^{-1} compared to 1.01 mm^{-1} for the CR MM 3.0 at 50% MTF.In the final DQE evaluation, the DR 18M recorded a peak value of 53% versus 33% for the CR MM 3.0 at a kerma of 54 μGy, indicating better signal-to-noise ratio preservation at low frequencies; however, at high spatial frequencies, the DR retrofit panel showed performance similar to the granular phosphor imaging plate due to the increase in the additive noise component. At the highest kerma value, the CR MM 3.0 imaging plate matched or surpassed the performance of the DR 18M, demonstrating that the DR detector's signal-to-noise ratio preservation is more sensitive to incident kerma due to the structural noise contribution.

Keywords: Digital Mammography; DQE; Physical Characterization of Detectors; DR Retrofit; CR

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Coeficientes a e b da curva de resposta e coeficiente de determinação para as combinações alvo/filtro Molibdênio/Molibdênio e Molibdênio/Ródio.
Tabela 4.2 - Valores de MTF calculados para o detector de imagem DR 18M para a qualidade de feixe 28 kV Mo/Mo.
Tabela 4.3 - Coeficientes a e b da curva de resposta e coeficiente de determinação para as combinações alvo/filtro Molibdênio/Molibdênio e Molibdênio/Ródio.
Tabela 4.4 - Valores de MTF obtidos para o detector CR MM 3.0.
Tabela 4.5 - Coeficientes a e b do ajuste da curva de resposta dos detectores de imagem DR 18M e Cr MM 3.0, coeficientes de determinação obtidos e informações sobre os detectores.
Tabela 4.6 - Valores dos limites da região quântico-limitada dos detectores DR 18M e CR MM 3.0, coeficiente b, constantes de ruído obtidas, faixa avaliada para a análise do ruído e tecnologia dos detectores de imagem.
Tabela 4.7 - Valores calculados de MTF para os detectores de imagem DR 18M e CR MM 3.0.
Tabela 4.8 - Comparação dos valores de DQE com os valores obtidos na literatura para detectores de conversão indireta.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Anatomia da mama feminina em corte sagital.
Figura 2.2 – Imagens de mamas com diferentes proporções de tecido fibroglandular em sua composição.
Figura 2.3 – Componentes principais de um tubo de raios X.
Figura 2.4 – Coeficiente de atenuação linear dos tecidos mamários.
Figura 2.5 – Espectros de raios X obtidos com diferentes combinações Alvo/Filtro em mamografia com 30 kV aplicados ao tubo.
Figura 2.6 – Dependência da dominância dos efeitos de interação da radiação com a matéria em função do número atômico e energia do fóton.
Figura 2.7 – Representação do efeito fotoelétrico.
Figura 2.8 – Representação dos espalhamentos incoerente e coerente.
Figura 2.9 – Mamógrafo e seus principais componentes.
Figura 2.10 – Etapas da aquisição da imagem nos sistemas CR.
Figura 2.11 – Comportamento dos elétrons desde a irradiação da placa até sua leitura.
Figura 2.12 – Mecanismo de leitura da placa CR pela leitora.
Figura 2.13 – Matriz ativa de tela plana com TFTs e capacitores.
Figura 2.14 – Níveis de ruído para diferentes exposições e degradação do contraste.
Figura 2.15 – Exemplo de regiões de interesse em fundo homogêneo e objeto.
Figura 2.16 – Curva de resposta comparando detector digital e filme radiográfico.
Figura 2.17 – Sinal de entrada de 1 ciclo/mm e sinal medido correspondente.
Figura 2.18 – Representação das amplitudes e curva completa de MTF.
Figura 2.19 – Imagens de TC com mesma variância e diferentes texturas.
Figura 2.20 – Curvas de NPS do ruído branco e correlacionado.
Figura 3.1 – Placa de imagem CR MM 3.0 Agfa.
Figura 3.2 – Leitora AGFA CR35-X.
Figura 3.3 – Detector AGFA DR Retrofit adaptado ao mamógrafo convencional.
Figura 3.4 – Atenuador de 2 mm de alumínio posicionado na saída do tubo.
Figura 3.5 – Dosímetro utilizado para medição do kerma no ar.
Figura 3.6 – Análise da imagem no ImageJ com ROI e medições.
Figura 3.7 – Exemplo de curva de resposta de um detector digital.
Figura 3.8 – Setup para medição da MTF com objeto de teste no Bucky.
Figura 3.9 – ROIs criadas nas imagens brutas para cálculo da MTF no COQ.

Figura 3.10 – Esquema básico do cálculo da MTF pelo COQ.
Figura 3.11 – ROI criada na imagem plana para cálculo do NNPS.
Figura 3.12 – Divisão da ROI em regiões de 256×256 pixels com sobreposição parcial.
Figura 3.13 – Informações inseridas no COQ para cálculo do NNPS e DQE.
Figura 4.1 – Curva de resposta do detector DR 18M para 28 kV Mo/Mo.
Figura 4.2 – Curvas de resposta do detector DR 18M para diferentes combinações alvo/filtro.
Figura 4.3 – Decomposição do ruído relativo do detector DR 18M.
Figura 4.4 – Ajuste exponencial do desvio-padrão linearizado em função do kerma – DR 18M.
Figura 4.5 – Ajuste exponencial na faixa dominada pelo ruído quântico – DR 18M.
Figura 4.6 – Curva de MTF do detector DR 18M.
Figura 4.7 – Comparativo das MTFs do DR 18M para 28 kV Mo/Mo e Mo/Rh.
Figura 4.8 – Comparação entre a MTF medida do DR 18M e a curva típica fornecida pelo fabricante.
Figura 4.9 – Curvas de NNPS para diferentes kerma – DR 18M.
Figura 4.10 – Curva de DQE do DR 18M obtida com 54,56 μGy.
Figura 4.11 – Comparativo das curvas de DQE do DR 18M para diferentes níveis de kerma.
Figura 4.12 – Comparação da DQE medida (54,56 μGy) com valores típicos do fabricante.
Figura 4.13 – Curva de resposta do CR MM 3.0 para 28 kV Mo/Mo.
Figura 4.14 – Curvas de resposta do CR MM 3.0 para Mo/Mo e Mo/Rh.
Figura 4.15 – Curva de MTF do CR MM 3.0.
Figura 4.16 – Decomposição do ruído relativo total do CR MM 3.0.
Figura 4.17 – Ajuste exponencial do desvio-padrão linearizado para obtenção de b – CR MM 3.0.
Figura 4.18 – Curvas de NNPS do CR MM 3.0.
Figura 4.19 – Curva de DQE do CR MM 3.0 (54,56 μGy).
Figura 4.20 – Curvas de DQE do CR MM 3.0 para diferentes níveis de kerma.
Figura 4.21 – Comparativo das curvas de resposta entre CR MM 3.0 e DR 18M.
Figura 4.22 – Comparativo das curvas de MTF entre CR MM 3.0 e DR 18M.
Figura 4.23 – Espalhamento lateral do laser na camada de fósforo (blur).
Figura 4.24 – Comparativo das curvas de MTF para 28 kV Mo/Mo.
Figura 4.25 – Comparativo da LSF para diferentes espessuras de cintilador.
Figura 4.26 – Curvas de NNPS para CR MM 3.0 e DR 18M com ~54 μGy.

Figura 4.27 – Curvas de DQE para CR MM 3.0 e DR 18M com ~54 μGy.

Figura 4.28 – Curvas de DQE para CR MM 3.0 e DR 18M com ~116 μGy.

Figura 4.29 – Curvas de DQE de detectores digitais utilizando a mesma qualidade de feixe.

LISTA DE SIGLAS

CAE	Controle Automático de Exposição
MTF	*Modulation transfer function* (Função de transferência de modulação)
LSF	*Line Spread Function* (Função de espalhamento de linha)
ESF	*Edge Spread Funcion* (Função de espalhamento de borda)
DQE	*Detective quantum Eficiency* (Eficiência Quântica de Detecção)
NNPS	*Normalized Noise Power Spectrum* (Espectro de Potência de Ruído Normalizado)
FDA	*Food and Drug Administration*
DGM	Dose Glandular Media
ICRU	*International Comission on Radiation Units and Measurements* (Comissão Internacional de unidades de medidas de Radiação)
IEC	*International Electrotechnical Comission* (Comissão Internacional Eletrotécnica)
MS	Ministério da Saúde
INCA	Instituto Nacional de Câncer
ANVISA	Agencia Nacional de Vigilância Sanitária
CR	*Computed Radiography* (Radiografia Computadorizada)
DR	*Digital Radiography* (Radiografia Digital)
IP	*Image Plate* (Placa de imagem)
CSR	Camada Semirredutora
SNR	*Signal to Noise Ratio* (Razão Sinal-Ruído)
TFT	*Thin Film Transistor* (Transistor de Filme Fino)
Del	*Detector element*
ROI	*Region of Interesting*
VMP	Valor Médio de Pixel
FFT	*Fast Fourier Transform* (Transformada Rapida de Fourier)
PNQM	Programa Nacional de Qualidade em Mamografia

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 16

1.1 Objetivos 20

1.2 Objetivos específicos 20

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS 21

2.1 A mama 21

2.2 Física das radiações aplicada a mamografia 23

2.2.1 Interação da radiação com a mama 24

2.2.2 Grandezas Dosimétricas 26

2.3 O mamógrafo e seus componentes 28

2.4 Mamografia digital e suas tecnologias 30

2.4.1 Sistemas de mamografia computadorizada 30

2.4.2 Sistemas de mamografia DR de conversão indireta dos raios X 33

2.5 Qualidade da imagem 34

2.5.1 Ruído 34

2.5.3 Resolução espacial 36

2.5.4 Resolução de contraste 37

2.5.5 Razão sinal-ruído (SNR) 37

2.5.6 Resposta do receptor de imagem digital 39

2.6 Qualidade da imagem no domínio das frequências espaciais 40

2.6.1 Frequência espacial 40

2.6.2 Função de transferência de modulação (MTF) 41

2.6.3 Espectro de Potência de Ruído Normalizado (NNPS) 42

2.7 Desempenho dos sistemas digitais de imagem 44

2.7.1 Eficiência quântica de Detecção (DQE) 44

3 MATERIAIS E MÉTODOS 47

3.1 Detectores digitais estudados 47

3.1.1 Placa de imagem CR 47

3.1.2 Detector DR 18M Agfa 48

3.2 Caracterização física do sinal e do ruído 49

3.2.1 Função de resposta do detector 49

3.2.2 Análise do ruído 53
3.3 Caracterização física do sinal e do ruído no domínio das frequências espaciais 54
3.3.1 Função de transferência de modulação (MTF) 54
3.3.2 Espectro de potência de ruído normalizado (NNPS) 58
3.3.3 Eficiência Quântica de Detecção (DQE) 61
4 RESULTADOS 62
4.1 Detector DR 18M Agfa 62
4.1.1 Curva de resposta 62
4.1.2 Análise do ruído 64
4.1.3 Função de transferência de modulação 67
4.1.4 Espectro de Potência de Ruído Normalizado 70
4.1.5 Eficiência Quântica de Detecção 71
4.2 Detector de imagem MM 3.0 Agfa CR 73
4.2.1 Curva de resposta 73
4.2.2 Função de transferência de modulação 76
4.2.3 Analise do ruído 77
4.2.4 Espectro de Potência de ruído 78
4.2.5 Eficiência Quântica de Detecção 79
4.3 Comparativo dos detectores de imagem DR 18M e CR MM 3.0 81
4.3.1 Curva de resposta 81
4.3.2 Análise do ruído 82
4.3.3 Função de transferência de modulação 84
4.3.4 Espectro de Potência de Ruído Normalizado 88
4.3.5 Eficiência Quântica de detecção 89
5 CONCLUSÕES 94
6 PERSPECTIVAS FUTURAS 96
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 97

.....

1 INTRODUÇÃO

No início dos anos 2000, foi aprovado pela *Food and Drug Administration* (FDA) o primeiro sistema de imagem digital em mamografia (LAZZARO *et al.,* 2015). Em meio à busca por tecnologias que superassem as limitações dos filmes radiográficos, que apresentavam uma curta faixa dinâmica de exposição, os sistemas convencionais de mamografia vêm sendo substituídos pelas modalidades digitais de mamografia de campo total (FFDM, do inglês *full field digital mammography*) (ALMEIDA, 2014).

A qualidade da imagem em mamografia é indispensável no rastreamento do câncer de mama, uma vez que requer a visualização de estruturas pequenas, como microcalcificações, que podem ser indicativos de patologias, e estruturas de densidades semelhantes, como lesões de baixo contraste (ICRU, 2009; IAEA 2011). Com esse objetivo, se faz necessário sistemas de imagem capazes de produzir imagens de alta resolução espacial, elevada resolução de contraste e baixos níveis de ruído. Essas características estão diretamente relacionadas ao desempenho do detector de imagem, responsável por converter de maneira eficiente a radiação incidente sobre ele em um sinal útil (ALMEIDA, 2014; BUSHONG, 2010).

Com o avanço das tecnologias digitais aplicadas ao rastreamento do câncer de mama, surgiu a necessidade de estabelecer métricas capazes de caracterizá-las fisicamente, possibilitando uma melhor compreensão de seu desempenho, de suas limitações e, consequentemente, a otimização de sua aplicação clínica (PEREZ *et al.,* 2024). Para isso, a eficiência quântica de detecção (DQE, do inglês *detective quantum efficiency*) foi estabelecida como a métrica mais apropriada para quantificar o desempenho de um detector de imagem digital pela Comissão Internacional Eletrotécnica (IEC, 2007).

A eficiência quântica de detecção é uma métrica baseada na teoria dos sistemas lineares sensível a alterações do desempenho do detector que reúne em seu cálculo medidas sofisticadas de qualidade da imagem que quantificam a resolução espacial do sistema, a preservação do contraste e o ruído em função da frequência espacial. Quantitativamente, esses parâmetros podem ser descritos em função da frequência espacial através das métricas: Função de Transferência de Modulação (MTF, do inglês *Modulation Transfer Function*), que corresponde a métrica que melhor quantifica a resolução espacial do sistema de imagem (CBR, 2022), assim como descreve a preservação do contraste pelo sistema de imagem, e o espectro de potência de

ruído normalizado (NNPS, do inglês *normalized noise power spectrum*) que descreve a variância do ruído em diferentes frequências espaciais (KONSTANTINIDIS, 2011).

Com o passar dos anos, diversas metodologias foram estabelecidas para avaliar os receptores digitais de imagem a partir dessas métricas. A Comissão Internacional Eletrotécnica estabeleceu em sua norma IEC 62220-1-2 a metodologia para a medição e cálculo da eficiência quântica de detecção (IEC, 2007). No entanto, esta norma foi desenvolvida para utilização dos fabricantes, que possuem maior liberdade ao conseguir remover o receptor do sistema de raios X e realizar testes separadamente em uma bancada.

Em meio a isso, visando viabilizar a caracterização física dos detectores na prática clínica, a comissão europeia publicou o documento "*European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*" adaptando uma metodologia para calcular a função de transferência de modulação, espectro de potência de ruído normalizado e eficiência quântica de detecção, a realidade clínica dos testes de controle de qualidade realizados pelos físicos médicos (VAN ENGEN *et al.,* 2013a).

Na saúde, a precisão do diagnóstico e os níveis de dose glandular média no paciente estão diretamente associados à qualidade do serviço de mamografia (ARAUJO *et al.,* 2017). Em 2012, o ministério da saúde criou o Programa Nacional de Qualidade da Mamografia (PNQM/MS), exercido pelo Instituto Nacional do Câncer (INCA/MS) em conjunto com a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) a fim de garantir a qualidade dos serviços de mamografia em todo o Brasil.

Publicada pela ANVISA, a Instrução Normativa de número 92 de 2021 estabelece diversos parâmetros de operação do mamógrafo e do sistema de imagem que devem ser avaliados pelos físicos médicos responsáveis pelo serviço a fim de garantir que o desempenho do equipamento esteja dentro dos limites aceitáveis estabelecidos pela norma brasileira (BRASIL, 2021). No entanto, a legislação brasileira não exige a caracterização física do funcionamento dos detectores através das métricas quantitativas de funcionamento dos detectores digitais, que não substituem os parâmetros já previamente exigidos com seus níveis de referência, mas complementam a avaliação com informações relevantes para compreender o funcionamento desses detectores.

Na literatura, encontram-se diversas caracterizações físicas de diferentes receptores digitais de imagem a partir das métricas DQE, MTF e NNPS. Junto a essas métricas objetivas, alguns trabalhos realizam a avaliação quantitativa do sinal e do ruído em termos da curva de resposta do detector de imagem e o comportamento das diferentes componentes do ruído para uma dada faixa de kerma no ar de entrada no detector. A análise quantitativa do sinal e do ruído

é necessária para assegurar a linearização da resposta do detector, pré-requisito fundamental para a aplicação da teoria de sistemas lineares no cálculo da MTF e NNPS, e por consequência na determinação da DQE, assim como a análise do ruído permite identificar a faixa de exposição em que as componentes de ruído comprometem o desempenho do sistema de imagem.

Ghetti e colaboradores (2008) analisaram comparativamente os sistemas GE Senographe Essential e GE Senographe DS, ambos baseados em detectores de a-Si de conversão indireta acoplados a cintiladores de CsI(Tl). O Senographe Essential apresentou aperfeiçoamentos estruturais no painel plano e melhorias nos processos de deposição, favorecendo aplicações em tomossíntese mamária. As medições de MTF, NNPS e DQE indicaram que o Senographe DS oferece maior propriedade de resolução espacial, enquanto o Senographe Essential se destaca por apresentar menor ruído eletrônico e melhor desempenho em termos de DQE. A análise de contraste-detalhe com o simulador CDMAM 3.4 corroborou esses resultados, demonstrando desempenho superior do Senographe Essential na detecção de estruturas de baixo contraste.

Marshall e colaboradores (2011) caracterizaram fisicamente o desempenho de 11 diferentes detectores digitais de mamografia através dos parâmetros de curva de resposta, MTF, NNPS e DQE. Foi realizada a análise do ruído para observar o comportamento de suas diferentes componentes em função da exposição, e observou-se que a maioria dos sistemas era limitada por ruído quântico em uma faixa de kerma incidente no detector de 12,5 a 380 μGy, assim como observou que os detectores de imagem Carestream EHR-M3 CR, Fuji Amulet e Siemens Inspiration DR, que apresentaram a degradação da DQE devido a dominância da componente do ruído eletrônico em baixas exposições. Os resultados de MTF obtidos mostraram maior variação entre os detectores DR em comparação com os sistemas CR em pó. Já a DQE foi superior para os detectores DR e o sistema CR de agulha em relação aos sistemas CR de fósforo em pó, com valores obtidos de DQE para os receptores DR superiores aos valores obtidos para a placa de imagem de fósforo em agulha.

Oberhofer e colaboradores (2010) compararam a eficiência quântica de detecção (DQE) de sete unidades de mamografia digital, onde cinco são de radiografia direta (DR) e duas de radiografia computadorizada (CR), também foi avaliada qualidade de imagem e a dose glandular média (DGM) em ambiente clínico. No estudo foram realizadas medições de DQE conforme a norma IEC 62220-1-2 e a qualidade de imagem foi avaliada por meio da relação contraste-ruído (CNR) e do método contraste-detalhe (CD) com o fantoma CDMAM 3.4. Os sistemas DR apresentaram DQE e qualidade da imagem superior em comparação aos sistemas

CR avaliados. Foi observado que o melhor desempenho e relação qualidade de imagem/dose foi obtido em um sistema com detector de selênio amorfo (a-Se).

Marshall e colaboradores (2016) em seu estudo, avaliaram um detector de imagem da modalidade DR Retrofit adaptado em um mamógrafo convencional GE DMR+, e foi observado que seu desempenho em termos da função de transferência de modulação (MTF) e eficiência quântica de detecção (DQE) é superior aos detectores CR e comparáveis aos valores obtidos para os detectores DR de conversão direta e indireta. Observou-se também que a qualidade da imagem assim como os níveis de dose glandular média (DGM) foram aceitáveis de acordo com o protocolo da Comissão Europeia (VAN ENGEN *et al.,* 2013a).

Recentemente, Perez e colaboradores (2024) avaliaram o desempenho de seis sistemas de mamografia digital, incluindo um sistema de radiografia computadorizada (CR) e cinco unidades de radiografia digital (DR) de conversão indireta, em termos da MTF, NNPS e DQE seguindo a metodologia do protocolo das Diretrizes Europeias. Os resultados obtidos mostraram variações no desempenho dos sistemas, sendo o Crystal Nova o sistema de maior DQE para baixas frequências espaciais. No entanto os detectores de imagem Opdima e Clarity apresentaram maior desempenho para médias e altas frequências. Foi observado que existe uma concordância entre os resultados obtidos e os dados encontrados na literatura, assim como foi possível observar avanço tecnológico entre os detectores aumentando seu desempenho.

Os fabricantes, no comissionamento dos equipamentos de imagem em mamografia realizam a caracterização física dos detectores a partir das medidas de função de transferência de modulação, espectro de potência de ruído e DQE. Entretanto, esses dados raramente são disponibilizados, limitando o acesso à informação científica sobre o desempenho dos sistemas de imagem conforme relatado por Perez (2023).

O Centro Nacional de Coordenação de Física da Mamografia (NCCPM, do inglês *National Co-ordinating Centre for the Physics of Mammography*) do Reino Unido publicou uma série de relatórios de desempenho de equipamentos de mamografia como o Mammomat Inspiration, Selenia Dimensions e Mammomat Inspirations VB60. O objetivo dessas publicações é verificar a conformidade dos dispositivos com os requisitos do Programa de Rastreamento de Câncer de Mama do Reino Unido (NHSBSP) e disponibilizar publicamente os dados obtidos na avaliação. No entanto, a lista de equipamentos avaliados ainda é limitada (Perez, 2023).

Embora diversos estudos tenham caracterizado detectores digitais de mamografia, a maioria deles se concentra em sistemas CR e DR de campo total, com detectores integrados de conversão direta ou indireta (MARSHALL *et al.,* 2011; GHETTI *et al.,* 2008; PEREZ *et al.,*

2024). Com isso, há escassez de informações na literatura científica sobre o desempenho físico de detectores da modalidade retrofit, adaptáveis a mamógrafos convencionais, como o DR 18M da AGFA *HealthCare*, que representa uma alternativa mais acessível de digitalização de sistemas analógicos ainda amplamente utilizados em serviços clínicos assim como os sistemas CR.

Segundo a ICRU (Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação), para a qualidade da imagem ser assegurada se faz necessário ajustar e manter o controle do desempenho do sistema de mamografia, sendo necessário realizar testes periódicos para acompanhar a deterioração do seu desempenho. Os testes devem medir fatores que afetam a qualidade da imagem, com frequência baseada no tempo e probabilidade que esse determinado fator pode variar. O foco deve ser direcionado aos parâmetros que fornecem informações detalhadas a respeito da qualidade da imagem ou que transparecem alterações no desempenho do sistema (ICRU, 2009). Essas diretrizes reforçam a importância da caracterização física contínua dos detectores, motivando a realização do presente estudo.

1.1 Objetivos

Caracterizar fisicamente o desempenho de dois detectores digitais de imagem do fabricante Agfa, CR MM 3.0 (CR) e DR 18M (Retrofit), utilizados em mamografia em modalidades econômicas adaptadas a mamógrafos convencionais.

1.2 Objetivos específicos

Avaliar quantitativamente o desempenho dos detectores digitais por meio da curva de resposta e da análise das componentes do ruído.

Determinar as métricas objetivas de Eficiência Quântica de Detecção (DQE), Função de Transferência de Modulação (MTF) e Espectro de Potência de Ruído Normalizado (NNPS).

Comparar os resultados experimentais obtidos para o detector de imagem DR Retrofit com os valores típicos fornecidos pelo fabricante, verificando a coerência entre os dados medidos e as especificações declaradas no manual.

Comparar os resultados obtidos para os dois detectores entre si e com dados disponíveis na literatura para sistemas de tecnologia similar avaliados segundo a mesma metodologia.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 A mama

A mama é uma glândula sudorípara modificada, composta por tecido adiposo, elementos fibrosos e uma rede vascular que sustenta suas estruturas internas (INCA, 2019), a representação de sua anatomia está ilustrada na Figura 2.1. O parênquima mamário, representado pelo tecido fibroglandular, formado por ductos, lobos e estroma associado, apresenta maior densidade e maior capacidade de atenuação do feixe de raios X quando comparado ao tecido adiposo, o que influencia diretamente o contraste mamográfico, conforme descrito por Hammerstein e colaboradores (1979) e Chevalier (2012).

Figura 2.1 - Anatomia da mama feminina em corte sagital.

Fonte: adaptado de Almeida, 2014

A composição da mama sofre modificações ao longo da vida. Na infância, predomina o tecido adiposo, enquanto o tecido glandular se desenvolve a partir da puberdade e evolui até a maturidade (CHEVALIER, 2012). A partir do envelhecimento ocorre a involução do parênquima, processo em que o tecido glandular é substituído por gordura. Essa substituição tende a se intensificar após a menopausa e pode ocorrer de forma simultânea ou no sentido póstero-anterior, alterando o padrão radiográfico observado (Almeida, 2014). Além disso, a composição mamária é influenciada por fatores hormonais, como estrogênio, progesterona e prolactina, que afetam o epitélio e o estroma ao longo do ciclo menstrual (INCA, 2019).

O tecido fibroglandular é o principal determinante da densidade mamaria. Nas imagens ilustradas na figura 2.2, regiões fibroglandulares aparecem mais claras devido à maior

atenuação dos raios X, enquanto o tecido adiposo surge em tons mais escuros (CHEVALIER, 2012).

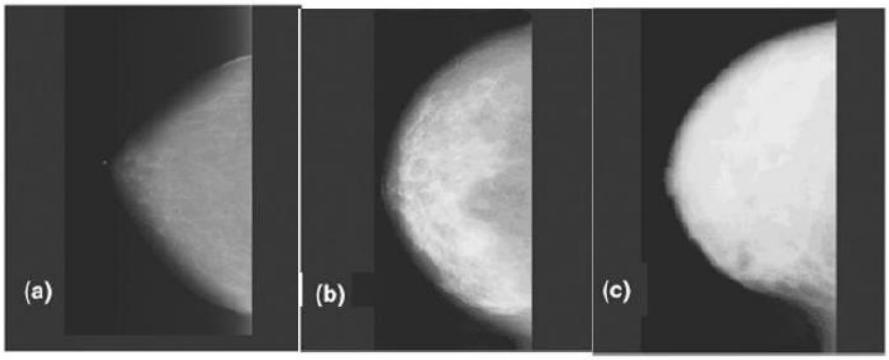

Figura 2.2 - Imagens de mamas com diferentes proporções de tecido fibroglandular em sua composição.

Fonte: CHEVALIER, 2012

Mamas densas reduzem a precisão diagnostica da mamografia, dificultando a detecção de lesões devido à semelhança entre os coeficientes de atenuação do tecido glandular e de certos carcinomas (CHEVALIER, 2012; INCA, 2019).

A figura 2.3 ilustra a diferenciação dos coeficientes de atenuação linear de diferentes tecidos da mama em função da energia do fóton incidente, destacando a importância das energias mais baixas empregadas em mamografia.

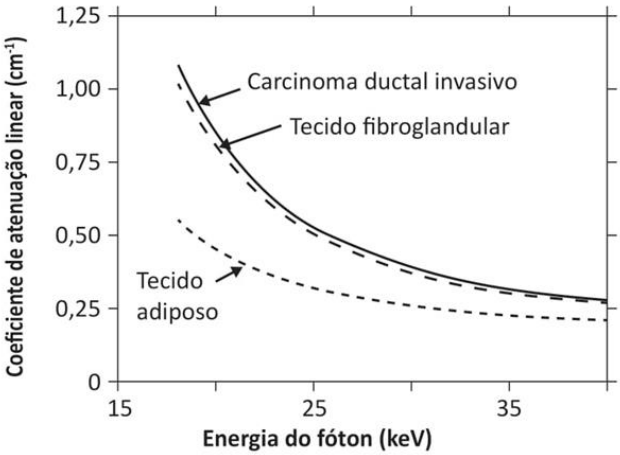

Figura 2.3 - Coeficiente de atenuação linear dos tecidos mamários.

Fonte: adaptado de BUSHBERG *et al.,* 2012

Observa-se que a operação com raios X de menor energia promove uma maior diferenciação do coeficiente de atenuação linear entre o carcinoma ductal invasivo e tecido

fibroglandular. Com isso, a medida que a energia aumenta, a diferenciação das curvas se torna cada vez menor, degradando a visualização dessas estruturas de coeficiente de atenuação linear similar.

2.2 Física das radiações aplicada a mamografia

A produção dos raios X utilizados na mamografia ocorre no interior do tubo de raios X conforme ilustrado na figura 2.4, onde elétrons liberados por emissão termiônica são acelerados em direção ao anodo devido a diferença de potencial (OKUNO *et al.,* 2010; BUSHBERG *et al.,* 2012). Ao atingirem o alvo, parte da energia cinética dos elétrons é convertida em radiação de freamento e radiação característica, enquanto a maior parcela é dissipada como calor, o que exige anodos compostos por material de alto ponto de fusão (BUSHBERG *et al.,* 2012; TAUHATA *et al.,* 2014).

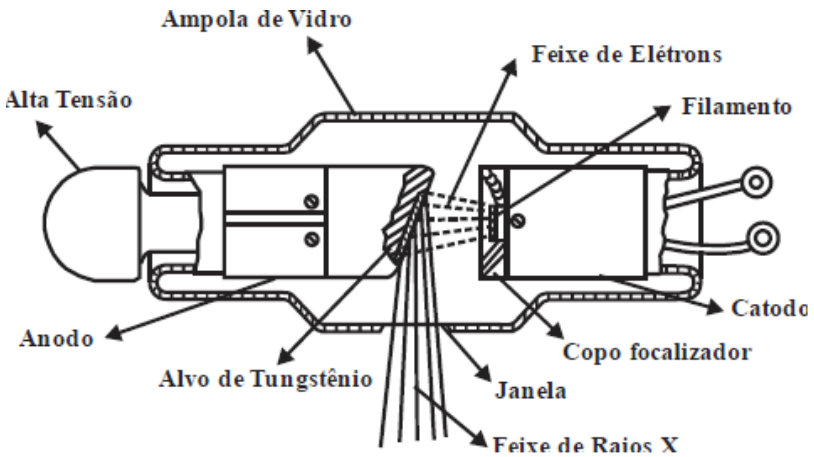

Figura 2.4 - Componentes principais de um tubo de raios X.

Fonte: TAUHATA *et al.,* 2014.

A mamografia utiliza diferenças de potencial relativamente baixas, entre 23 e 28 kV, adequadas para realçar diferenças sutis entre tecidos moles (BUSHBERG *et al.,* 2012).

Nessa faixa energética, a interação predominante é o efeito fotoelétrico, responsável pelo aumento da absorção diferencial, o que favorece o contraste da imagem (BUSHONG, 2010; Almeida, 2014). Energias próximas de 17 e 24 keV são consideradas ideais para maximizar o contraste radiográfico. Acima dessa faixa energética, a contribuição do espalhamento Compton se torna mais relevante, reduzindo o contraste e dificultando a

diferenciação entre tecidos de densidade semelhante, como o tecido fibroglandular e o carcinomas (BUSHBERG *et al.,* 2012).

A conformação espectral do feixe mamográfico de raios X depende diretamente do material do alvo e da filtragem empregada. Alvos de molibdênio e ródio produzem radiação característica tipicamente entre 17 e 23 keV, adequada para avaliação de tecidos moles (BUSHBERG *et al.,* 2012; IAEA, 2011). A filtragem remove fótons de baixa energia, que seriam absorvidos superficialmente e aumentariam a dose sem contribuir para a formação da imagem, bem como fótons de energia elevada, que reduziriam o contraste. A Figura 2.5 ilustra espectros obtidos com um mesmo alvo de molibdênio, porém submetidos a diferentes condições de filtragem.

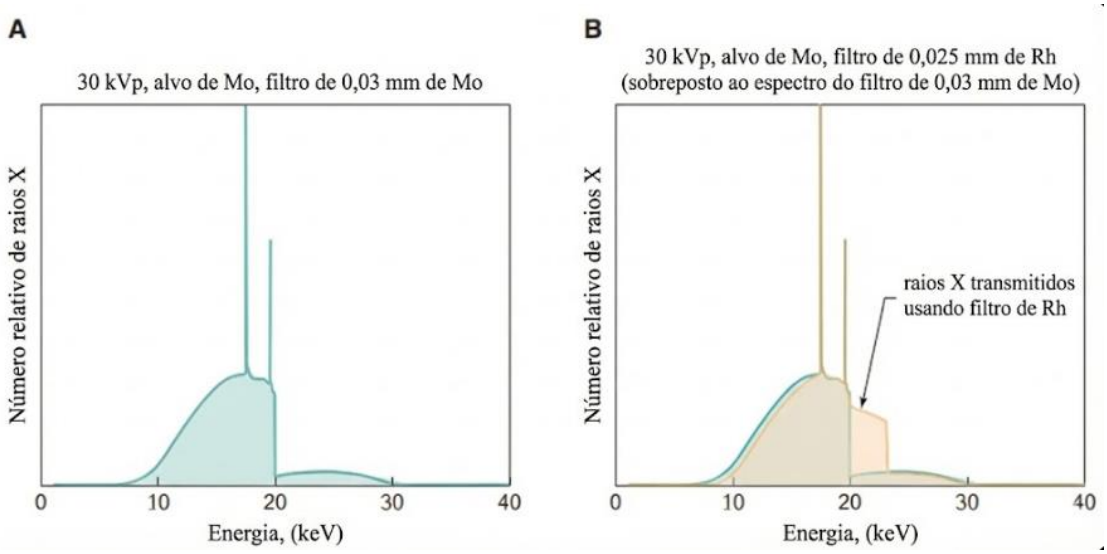

Figura 2.5 - Espectros de raios X obtidos com diferentes combinações Alvo/Filtro em mamografia com uma tensão de 30 keV aplicada no tubo de raios X.

Fonte: (BUSHBERG *et al.,* 2012)

A camada Semiredutora (CSR) corresponde a uma grandeza que descreve a qualidade do feixe de raios X, definida pela espessura de material em que a intensidade do feixe de raios X será reduzido à metade (BUSHBERG *et al.,* 2012). Em mamografia a medida da CSR deve ser realizada pelo físico médico responsável pelo serviço, anualmente para assegurar o desempenho do tubo de raios X. A escolha dos parâmetros da tensão aplicada no tubo, a combinação alvo/filtro e a filtração adicional definem a CSR.

2.2.1 Interação da radiação com a mama

Na faixa de 15 a 30 keV, as principais interações dos raios X com os tecidos mamários são o efeito fotoelétrico e o espalhamento incoerente (Compton), além do espalhamento coerente, que possui contribuição menor (CHEVALIER, 2012; BUSHBERG *et al.,* 2012; BUSHONG, 2010) conforme ilustrado na figura 2.6.

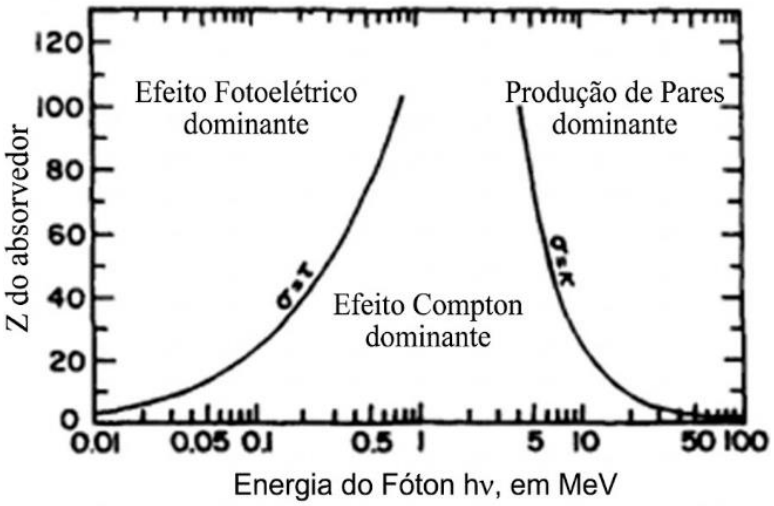

Figura 2.6 - Gráfico da dependência da dominância dos efeitos da interação da radiação com a matéria em função do número atômico (Z) e a energia do fóton incidente.

Fonte: Adaptado de ATTIX, 1986

O efeito fotoelétrico, dominante abaixo de 22 keV, é o principal responsável pela formação do contraste da imagem para materiais com número atômico efetivo baixo, especificamente em torno de 7, que corresponde aos tecidos moles da mama (tecido adiposo e glandular). Esse processo resulta na absorção completa do fóton e na ejeção de um fotoelétron com energia igual à diferença entre a energia do raio X incidente e a energia de ligação do elétron, conforme ilustrado na Figura 2.7 (BUSHONG, 2010). A probabilidade dessa interação é inversamente proporcional ao cubo da energia e aumenta fortemente com o número atômico dos tecidos (BUSHONG, 2010).

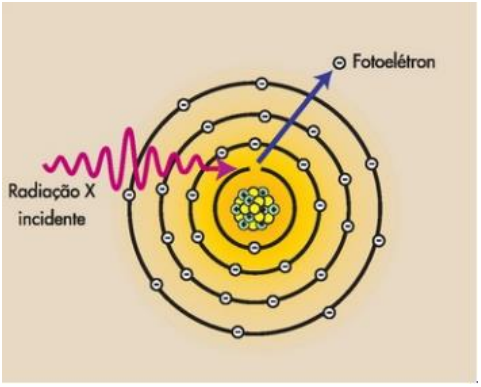

Figura 2.7 - Representação do efeito fotoelétrico.

Fonte: (BUSHONG, 2010)

O espalhamento Compton continua presente mesmo em baixas energias e reduz a qualidade da imagem ao introduzir ruído na mesma, diminuir o contraste comprometendo a distinção entre estruturas (BUSHONG, 2010). Já o espalhamento coerente ocorre em menor proporção e contribui discretamente para o ruído (BUSHBERG *et al.,* 2012; BUSHONG, 2010). A representação de ambos os efeitos está ilustrada na figura 2.8.

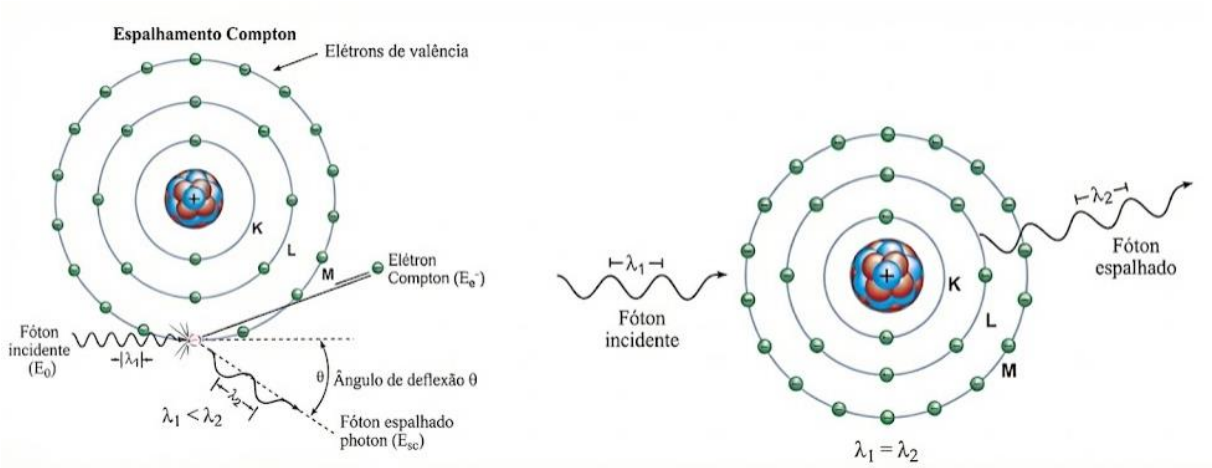

Figura 2.8 - Representação do espalhamento incoerente e o espalhamento coerente.

Fonte: (BUSHBERG *et al.,* 2012)

2.2.2 Grandezas Dosimétricas

As grandezas dosimétricas desempenham papel fundamental na caracterização dos detectores digitais de imagem por raios X utilizados em mamografia. Entre as grandezas mais utilizadas estão o kerma e a fluência de fótons, essenciais para o entendimento da interação da

radiação com o sistema de imagem e para o cálculo de métricas avançadas como a eficiência quântica de detecção (DQE).

2.2.2.1 Kerma

O kerma é o acrônimo para *kinetic energy released in matter* e corresponde a energia transferida a partículas carregadas por unidade de massa por uma radiação indiretamente ionizante como raios X ou raios Gama, descrevendo a primeira etapa de transferência da energia de uma radiação indiretamente ionizante para matéria e pode ser calculado pela equação 2.1 (TAUHATA *et al.,* 2014).

$$Kerma = \frac{dE_{tr}}{dm} \tag{2.1}$$

Onde E_{tr} corresponde à energia transferida no volume infinitesimal dv, e a massa desse volume, em um determinado ponto de interesse. A energia transferida as partículas carregadas na matéria incluem a energia resultante de perdas radiativas, no entanto não inclui energia passada de uma partícula carregada para uma outra secundaria (ATTIX, 1986).

De acordo com o sistema internacional de unidades (SI) a unidade do kerma é expressa em Gray (Gy) ou Joule por quilograma ($J.K^{-1}$).

Para um feixe monoenergético de fótons, o kerma pode ser calculado através do coeficiente mássico de transferência de energia $\left(\frac{\mu_{TR}}{\rho}\right)_{E,Z}$, característico da energia dos fótons e do número atômico do material, pela expressão 2.2 (ATTIX, 1896).

$$Kerma = \psi . \left(\frac{\mu_{TR}}{\rho}\right)_{E,Z} \tag{2.2}$$

Sendo ψ a fluência de energia do feixe, E a energia do feixe monoenergético de radiação indiretamente ionizante e Z o número atômico do material.

Em radiodiagnostico, a medida do kerma no ar é amplamente utilizada na rotina e corresponde a energia cinética inicial que é transferidas as partículas carregadas no meio ar, por unidade de massada (BUSHBERG *et al.,* 2012).

2.2.2.2 Fluência de fótons

O número de fótons ou partículas que atravessam uma determinada área de seção transversal corresponde a fluência de fótons (ϕ) medida em cm^{-2} (TAUHATA *et al.,* 2014). A fluência pode ser matematicamente calculada pela expressão 2.3.

$$\phi = \frac{dN}{dA} \tag{2.3}$$

Onde dN corresponde ao número de partículas incidentes sobre uma esfera de seção de área dA.

2.3 O mamógrafo e seus componentes

Uma vez compreendidas as interações da radiação com a matéria predominantes em mamografia e algumas das grandezas dosimétricas, é necessário descrever o equipamento responsável pela produção dos raios X e da imagem mamografica: o Mamógrafo.

O mamógrafo é um equipamento projetado exclusivamente para produzir imagens de alta resolução em tecidos moles, operando com feixes de baixa energia que realçam diferenças sutis entre as estruturas mamárias (BUSHBERG *et al.,* 2012; INCA, 2014). Em mamografia, é utilizado um anodo inclinado e geralmente giratório, que possibilita a utilização de um ponto focal efetivo pequeno e aumentar a dissipação do calor gerado de maneira eficiente (CBR, 2022). O mamógrafo e seus principais componentes estão representados na Figura 2.9.

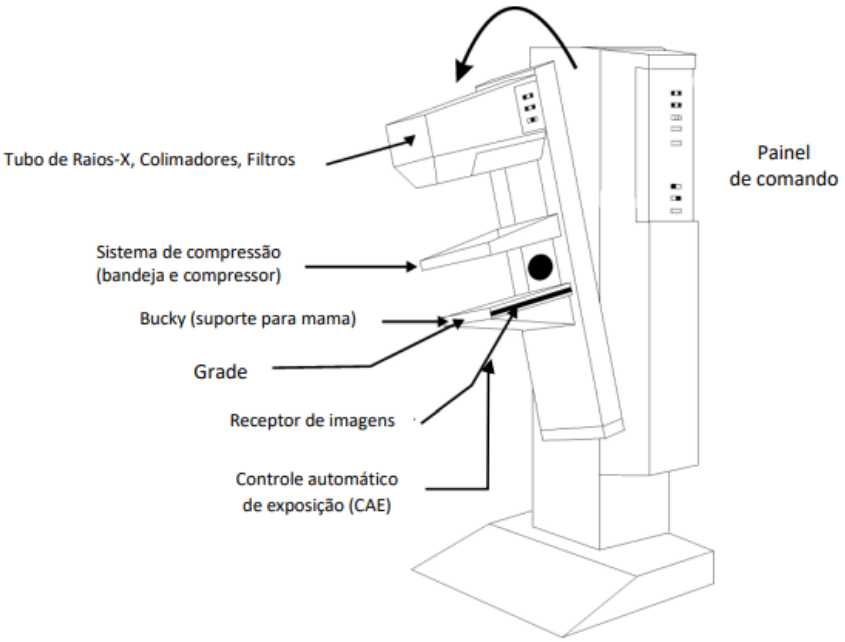

Figura 2.9 – Mamógrafo e seus principais componentes.

Fonte: CBR, 2023.

O alvo, constituído de molibdênio ou ródio, produz radiação característica nas faixas energéticas mais adequadas ao exame, enquanto a filtragem (Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh) remove fótons de baixa e alta energia, conformando o espectro para maximizar o contraste e controlar a dose como abordado anteriormente (BUSHBERG *et al.,* 2012; IAEA, 2011).

Entre a mama e o detector localiza-se a grade antiespalhamento, composta por tiras de chumbo intercaladas com material radiotransparente, cuja função é absorver a radiação espalhada e transmitir preferencialmente o feixe primário. A grade absorve uma grande parte de radiação espalhada de 75 a 85%, e uma parte significativa da radiação primária entre 30 a 40%. Com isso para manter a qualidade da imagem se faz necessário aumentar a carga produzida no tubo (mAs), o que eleva a dose depositada no paciente em 2 ou 3 vezes.

Já o sistema de compressão mamária, composto por uma bandeja de acrílico, é essencial para reduzir a espessura do tecido, diminuir o espalhamento, melhorar o contraste, uniformizar a mama e minimizar a superposição de estruturas, contribuindo diretamente para a qualidade da imagem e para a redução da dose glandular média (INCA, 2014; IAEA, 2009).

O receptor de imagem pode ser constituído por sistemas tela-filme, placas de fósforo fotoestimulável (CR) ou detectores digitais (DR), cada qual com características específicas de conversão e eficiência (INCA, 2014). Sistemas CR utilizam placas de fósforo que armazenam energia e liberam luminescência na digitalização; já os detectores DR podem operar por

conversão direta, com selênio amorfo, ou indireta, com cintiladores como iodeto de césio (CHEVALIER, 2010). Por fim, controle automático de exposição (CAE) responsável por ajustar a duração da exposição conforme a radiação transmitida.

2.4 Mamografia digital e suas tecnologias

Os primeiros detectores digitais dessa modalidade em mamografia foram aprovados pela *food and drug administration* (FDA) em meados da década de 2000, e são amplamente utilizados em mamografia proporcionando potencial melhor qualidade da imagem com maior faixa dinâmica de exposição em comparação aos detectores utilizados no sistema filme/ecrã. No Brasil, o primeiro mamógrafo digital foi instalado em agosto de 2003, no Hospital Israelita Albert Einstein, em São Paulo.

Os detectores dessa modalidade possuem diferentes tecnologias, no entanto no presente estudo teve foco nos detectores DR de tecnologia de conversão indireta de raios X e os detectores de mamografia computadorizada (CR).

2.4.1 Sistemas de mamografia computadorizada

O sistema de mamografia computadorizada é composto por um detector de fósforo fotoestimulável (IP) inserido em um cassete similar aos utilizados nos sistemas filme/ecrã, com dimensões padronizadas de 18x23 cm e 24x30 cm. Complementarmente, inclui uma leitora CR responsável por ler, digitalizar a imagem e realizar a limpeza da placa de imagem. Esse sistema, é adaptado no mamógrafo convencional utilizado nos sistemas tela/filme, onde o cassete CR é inserido no Bucky sendo necessário realizar a calibração adequada dos parâmetros de exposição

do equipamento de acordo com a modalidade instalada (AAPM, 2006). As etapas para a aquisição das imagens nos sistemas de imagem CR estão ilustradas na Figura 2.10.

Figura 2.10 - Etapas da aquisição da imagem dos sistemas CR.

Fonte: Adaptado de (LEBLANS *et al.,* 2011)

A formação da imagem dos sistemas CR consiste na irradiação da placa de imagem composta por Fluoreto de Bário halogenado (BaFBr) geralmente dopado com Európio, os fótons de raios X depositam energia na placa, onde parcela da energia depositada produz fótons de luz (cintilação) e outra parcela é armazenada na placa (BUSHONG, 2013), ao excitar os elétrons presentes no material e os armadilhando nos centros F produzidos a partir da alteração da rede cristalina devido a dopagem do material (LEBLANS *et al.,*2011). Os elétrons armadilhados nos estados metaestáveis compõem a imagem latente na placa de fósforo e o número de elétrons armadilhados depende da intensidade do feixe de irradiação (AAPM, 2006) conforme ilustrado no esquema presente na Figura 2.11.

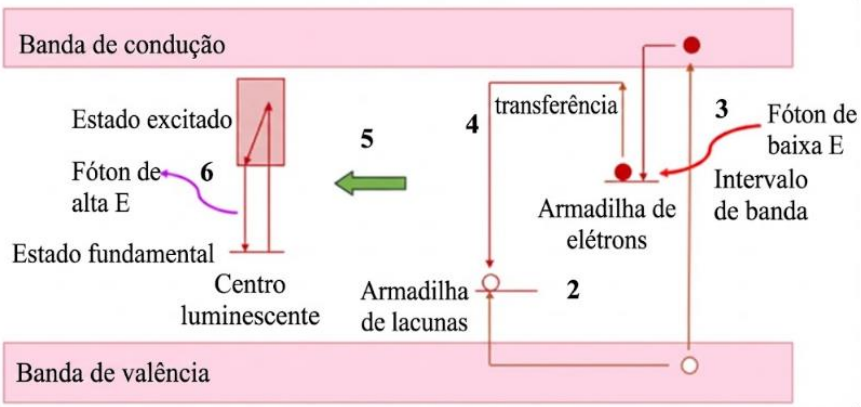

Figura 2.11 - Esquema com o comportamento dos elétrons desde a irradiação da placa até sua leitura.

Fonte: Adaptado de LEBLANS *et al.,* 2011

Inicialmente, a radiação ionizante incidente excita elétrons da banda de valência para a banda de condução, criando pares elétron-buraco; alguns desses elétrons livres são capturados pelos centros f, estados metaestáveis, enquanto os buracos podem ser capturados em 'armadilhas de buracos' (2). Este estado de armadilhamento representa a imagem latente armazenada. Posteriormente, ao ocorrer a leitura da placa, um feixe de laser de baixa energia incide sobre o material (3), fornecendo energia suficiente para liberar o elétron da armadilha de volta para a banda de condução. O elétron livre então migra (4) e se recombina com o buraco, transicionando do estado excitado para o estado fundamental. Essa recombinação resulta na emissão de um fóton de alta energia (6), geralmente na frequência do azul.

Posteriormente, o cassete é levado a leitora CR, onde mecanicamente ele é aberto para a retirada da placa de imagem, em seguida um feixe laser de luz vermelha de comprimento de onda de aproximadamente 700nm escaneia a placa nas direções vertical e horizontal (AAPM, 2006; BUSHBERG *et al.,* 2012) (Figura 2.12). Com isso parcela dos elétrons excitados retornam ao seu estado fundamental emitindo luz na faixa do azul.

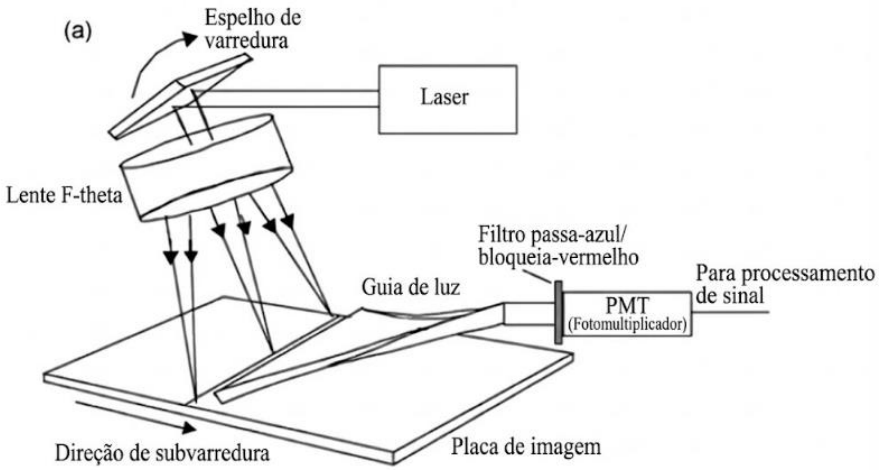

Figura 2.12 - Mecanismo de leitura da placa de imagem CR pela Leitora após a irradiação.

Fonte: Adaptado de IAEA, 2011

A partir da luminescência estimulada pelo laser, parcela da luz é coletada por uma guia de luz ótico e direcionada ao tubo fotomultiplicador (PMT), onde interage via efeito fotoelétrico com um fotocatodo (BUSHBERG *et al.,* 2012). A intensidade do feixe fotoelétrons produzido é amplificada para a corrente ser coletada e convertida em sinal eletrônico que posteriormente é digitalizado e armazenado como um determinado valor médio de pixel para cada localização espacial bidimensional da placa de imagem (AAPM, 2006). O valor de pixel obtido depende

diretamente da energia dos fótons de raios X absorvidos naquela determinada região da placa, assim formando e armazenado a imagem digitalizada na estação de trabalho para ser visualizada que pode ser processada ou não processada, a depender do interesse do operador (BUSHBERG *et al.,* 2012).

2.4.2 Sistemas de mamografia DR de conversão indireta dos raios X

Os detectores digitais DR em geral utilizam uma matriz ativa de transistores de filme fino (TFT) depositados em uma camada de silício amorfo (a-si) (YAFFE *et al.,* 2010). O receptor de imagem de conversão indireta possui uma camada de Iodeto de Césio (CsI(Tl)) que absorve a energia dos raios X incidentes e converte em luz visível (ICRU, 2009; BUSHBERG *et al.,* 2012). Geralmente essa camada de fosforo é cultivada em uma estrutura colunar, para atuar como um guia da cintilação e evitar o espalhamento lateral da luz e assim evitar a degradação da resolução espacial (BUSHBERG *et al.,* 2012). Essa cintilação posteriormente é detectada por uma matriz de fotodiodos, presente em cada elemento do detector (del, do inglês *detector element*), que converterá a mesma em carga elétrica que será coletada por um eletrodo e armazenada em um capacitor local em cada del (YAFFE *et al.,* 2010) como ilustrado na Figura 2.13.

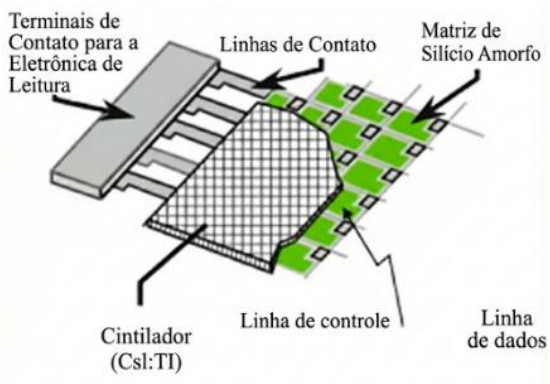

Figura 2.13 - Matriz ativa de tela plana com elementos detectores e seus dispositivos associados.

Fonte: SHAWN *et al.,* 2004.

O TFT presente em cada elemento do detector opera como um interruptor eletrônico que controla o acesso a carga armazenada no capacitor. Durante a leitura que ocorre quase de maneira imediata, as cargas armazenas são transferidas pelas linhas de drenagem para serem

amplificadas e digitalizadas para assim formar a imagem (BUSHBERG *et al.,* 2012; YAFFE *et al.,* 2004)

Apesar da rapidez da leitura dos detectores empregados nos sistemas DR, onde a imagem é adquirida quase simultaneamente, apresentando maior rapidez de aquisição em comparação com as imagens adquiridas nos sistemas CR, o que otimiza a rotina clínica (AAPM, 2006). Os sistemas DR, em sua grande maioria integrados, apresentam uma alternativa menos econômica em termos financeiros, devido a substituição completa do mamógrafo (PEREZ *et al.,* 2022; BUSHBERG *et al.,* 2012).

2.5 Qualidade da imagem

Quatro aspectos são fundamentais para a garantia da qualidade da imagem: resolução espacial, resolução de contraste, baixos níveis de ruído e artefatos (ICRU, 2009). Em mamografia, é essencial garantir alta resolução espacial e resolução de contraste, parâmetros que podem ser afetados pelo nível de ruído aumentando a imprecisão do diagnóstico e dificultando a identificação de pequenas lesões e estruturas como massas tumorais ou a distinção de tecidos anatômicos de densidades similares (BUSHBERG *et al.,* 2012).

A avaliação quantitativa e objetiva dessas características pode ser realizada por meio das métricas baseadas na Transformada de Fourier: a Função de Transferência de Modulação (MTF), o Espectro de Potência de Ruído Normalizado (NNPS) e a Eficiência Quântica de Detecção (DQE) (BUSHBERG *et al.,* 2012; MARSHALL *et al.,* 2017).

2.5.1 Ruído

O ruído em sistemas digitais de mamografia corresponde às flutuações estatísticas dos valores de pixel em imagens uniformes. Essas variações se manifestam visualmente como granulação e degradam a visualização de estruturas de baixo contraste, principalmente sob condições de baixa dose no detector (BOUWMAN *et al.,* 2009). A Figura 2.14 ilustra esse comportamento, apresentando imagens simuladas com diferentes níveis de ruído e evidenciando a perda de contraste entre o objeto e o fundo à medida que o ruído se intensifica.

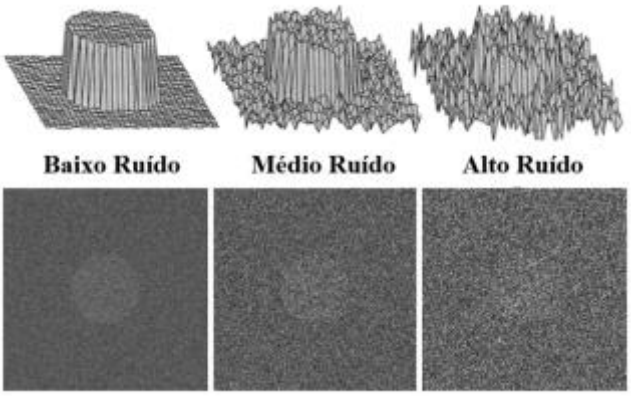

Figura 2.14 - Níveis de ruído para diferentes exposições e degradação da resolução de contraste dificultando a visualização de objeto de densidade semelhante.

Fonte: CBR, 2022.

Do ponto de vista físico, o ruído reflete a soma de três processos independentes, conforme descrito nos modelos consolidados de análise propostos por Young e colaboradores (2006), aprofundados por Bouwman e colaboradores (2009) e validados posteriormente por Ravaglia e colaboradores (2009) e Monnin e colaboradores (2014). Um desses processos é o ruído eletrônico que corresponde a componente do ruído aditiva e independente da exposição e se deve as propriedades da eletrônica do detector de imagem e do sistema de leitura, como a corrente escura e ruído de amplificador (MONNIN *et al.,* 2014). Por ser uma componente independente do número de raios X incidentes, essa componente se torna mais evidente em baixas exposições (MONNIN *et al.,* 2014).

Já o ruído quântico corresponde a componente fundamental e inevitável em qualquer imagem radiográfica. Essa componente é fruto das flutuações estatísticas intrínsecas relacionada ao processo Poissoniano de produção, interação e detecção dos fótons de raios X. Desse modo, sua variância é proporcional ao número de fótons incidentes no detector de imagem, aumentando com o kerma no ar de entrada no detector. Em um sistema ideal de imagem o ruído é puramente quântico e o desvio padrão segue a relação descrita na equação 2.4.

$$\sigma_{quantico} = \sqrt{N} \tag{2.4}$$

Onde N corresponde ao número médio de fótons detectados. É esperado que esta componente seja dominante na faixa de exposições utilizada clinicamente, pois representa ao

regime onde a qualidade da imagem é limitada apenas pela estatística dos fótons e não pelo incremento das fontes aditivas e multiplicativas do ruído.

O ruído estrutural (multiplicativo) possui dependência linear com a exposição e ocorre devido a não uniformidades fixas do sistema, assim como variações de sensibilidade entre os elementos do detector. Devido ao fato dessa componente do ruído apresentar um padrão fixo multiplicativo, se torna mais evidente em altas exposições à medida que as outras componentes do ruído se tornam proporcionalmente menores (RAVAGLIA *et al.,* 2009). A partir de dados sobre o ruído estrutural de um sistema de imagem, o padrão característico de ruído estrutural de um sistema pode ser tratado e amenizado pela correção de *flat-fielding* em sistemas DR de imagem (EVANS *et al.,* 2002).

Em conjunto essas três componentes podem expressar o ruído total através da seguinte expressão 2.5.

$$\sigma^2{}_{total} = k^2{}_{eletronico} + k^2{}_{quantico} \cdot Ki + k^2{}_{estrutural} \cdot Ki^2 \qquad (2.5)$$

Onde Ki corresponde ao kerma no ar de entrada no detector e $k_{eletronico}$, $k_{quantico}$ e $k_{estrutural}$, corresponde respectivamente as constantes de ruído eletrônico, quântico e estrutural. Essa expressão fundamenta o modelo polinomial utilizado para investigar a dependência das diferentes componentes do ruído em uma determinada faixa de kerma no ar incidente. Assim como possibilita a identificação da faixa limitada pelo ruído quântico. Segundo Monnin e colaboradores (2014), essa faixa pode ser definida por um limite inferior que corresponde a interseção entre a componente do ruído quântico e eletrônico e por um limite superior referente a interseção entre a componente do ruído estrutural.

Dessa forma, o conhecimento quantitativo das componentes do ruído é essencial para avaliar e otimizar o desempenho dos sistemas digitais de mamografia (BOUWMAN *et al.,* 2009).

2.5.3 Resolução espacial

A resolução espacial corresponde a capacidade de um sistema de imagem reproduzir e diferenciar pequenos objetos ou pequenos objetos próximos entre si e é expressa em par de linha por milímetro (lp/mm) (BUSHONG, 2010). Essa medida está atrelada ao grau de nitidez e detalhamento da imagem. Em mamografia, sua importância está na visualização de pequenas

estruturas anatômicas como microcalcificações, que são consideradas estruturas de alta frequência espacial, e podem ser um indicador precoce de uma patologia no rastreamento do câncer de mama (ICRU, 2009).

A função de transferência de modulação (MTF) é a medida que melhor descreve a resolução espacial de um sistema de imagem, descrevendo a preservação do contraste do sistema de imagem a partir de um sinal de entrada, em diferentes frequências espaciais (KONSTANTINIDIS, 2011; BUSHBERG *et al.,* 2012).

2.5.4 Resolução de contraste

A resolução de contraste descreve a capacidade do sistema de imagem de visualizar e diferenciar pequenas mudanças na escala de cinza (BUSHBERG *et al.,* 2012). O contraste da imagem está diretamente relacionado à diferença de atenuação do sinal dos raios X por diferentes estruturas anatômicas (CBR, 2022).

Em mamografia, a resolução de contraste é um parâmetro fundamental para a qualidade da imagem (CBR, 2022) garantindo um diagnóstico mais preciso, visto que a mesma é composta em sua maior parte por tecido mole de baixo contraste para a imagem (BUSHBERG *et al.,* 2012). Baixos níveis de exposição, apesar de reduzir a dose no paciente, podem promover o aumento de ruído na imagem, reduzindo a resolução de contraste e potencialmente comprometendo a visibilidade de tecidos moles (BUSHBERG *et al.,* 2012)

2.5.5 Razão sinal-ruído (SNR)

A Razão Sinal-Ruído corresponde a uma métrica utilizada para determinar o quão visível é um objeto em relação ao fundo da imagem, levando em consideração o ruído de fundo presente.

O cálculo da SNR despreza a homogeneidade do objeto de teste responsável por gerar o sinal, no entanto leva em consideração seu tamanho e a forma, assim como, assume que o fundo precisa ser homogêneo como demonstrado na Figura 2.15 (BUSHBERG *et al.,* 2012).

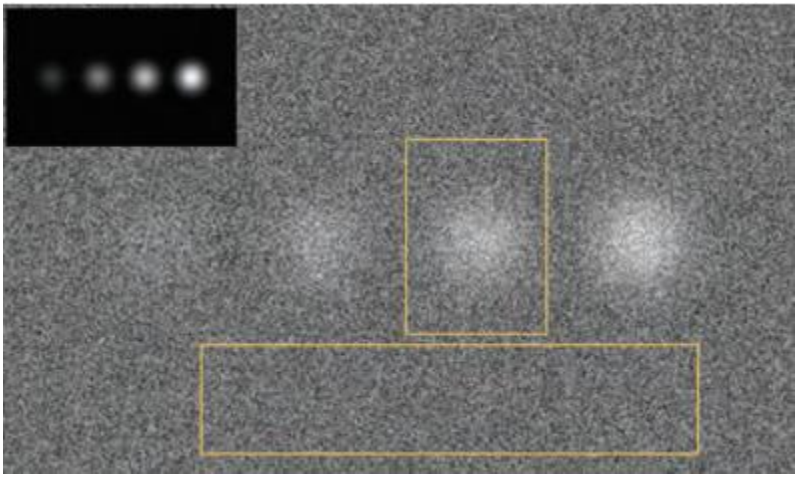

Figura 2.15 - Regiões de sinal com diferentes intensidades apresentadas com ROI criada no fundo homogêneo e no objeto de interesse.

Fonte: BUSHBERG *et al.,* 2012.

Seu cálculo é representado pela equação 2.6:

$$SNR = \frac{Sinal}{Ruído} = \frac{\sum(x_i - x_{fundo})}{\sigma_{fundo}} \tag{2.6}$$

Onde a amplitude do sinal de cada pixel i é a quantidade pela qual essa região da imagem está elevada em relação ao sinal médio de fundo (x_{fundo}), logo o sinal em cada pixel corresponde ao numerador da expressão, devido a isso o presente cálculo exige que a medição do sinal médio de fundo seja precisa, sendo necessário realizar essa medida numa região homogênea suficientemente ampla. Já o denominador, onde σ_{fundo} corresponde ao desvio padrão na região homogênea de fundo da imagem. Com isso, o cálculo da Razão sinal-Ruído representa o sinal integrado sobre uma determinada região de interesse (ROI) que engloba um determinado objeto de interesse, dividido pelo ruído de fundo da imagem (BUSHBERG *et al.,* 2012).

Segundo o critério de Rose, demonstrado por Albert Rose, um objeto só pode ser detectado de forma confiável quando a Razão Sinal-Ruído (SNR) é igual ou superior a 5 (BUSHBERG *et al.,* 2012). Com isso medida que a SNR diminui e se aproxima de zero, o desempenho de detecção do sistema é progressivamente comprometido. O modelo proposto por Albert Rose foi fundamental para demonstrar que a qualidade da imagem é limitada pela natureza estatística dos fótons de raios X, trazendo a abordagem quântica do ruído e servindo

como base para métricas sofisticadas do domínio das frequências espaciais (CUNNINGHAM *et al.,* 1999).

2.5.6 Resposta do receptor de imagem digital

A função de resposta de um receptor de imagem digital, a qual substitui a curva característica dos sistemas convencionais, está atrelada às propriedades de transferência de sinal. Esta função relaciona parâmetros físicos de entrada, como o kerma no ar incidente no detector, com o sinal de saída na imagem, representado pelos valores de pixel (ICRU, 2009; MARSHALL *et al.,* 2011).

Diferente dos sistemas filme/ecrã que possuem resposta não linear, a função de resposta dos sistemas de mamografia digital é geralmente linear, onde o sinal de saída (valor de pixel) na imagem é diretamente proporcional a exposição (BUSHBERG *et al.,* 2012) como representado na Figura 2.16. Essa resposta fornece a vantagem em relação aos sistemas tela/filme, como uma maior latitude de exposição, garantindo um contraste da imagem constante, com pouca dependência da exposição aos raios X no receptor (ALMEIDA, 2014).

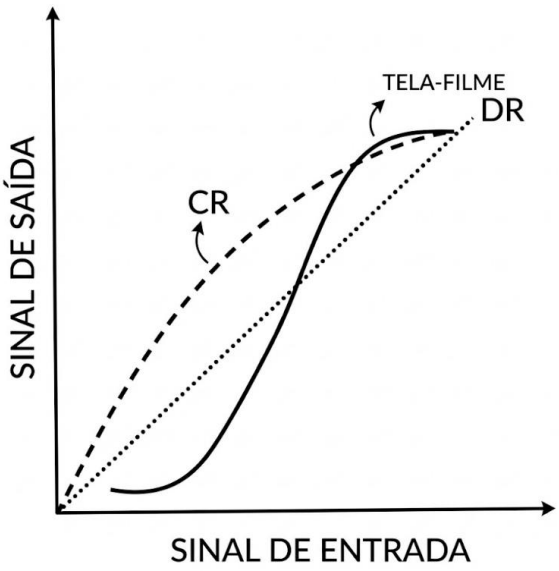

Figura 2.16 - Curva de resposta dos detectores digitais CR e DR em comparação com a curva de resposta de um filme radiográfico

Fonte: Autor, 2025

A forma e o comportamento da curva de resposta do detector dependem geralmente da tecnologia empregada e do processamento do sinal utilizado (ICRU, 2009). A maioria dos

detectores de imagem digital DR possuem resposta linear a partir do sinal de entrada (GHETTI *et al.,* 2008; PEREZ *et al.,* 2024; MARSHALL *et al.,* 2011). No entanto, existem detectores de imagem digital que possuem resposta não linear, como por exemplo, a maior parte das placas de fosforo fotoestimulável empregadas nos sistemas CR que possuem comportamento semelhante a resposta do filme radiográfico devido a amplificação logarítmica pelo tubo fotomultiplicador da leitora (LEBLANS *et al.,* 2011), no entanto seus parâmetros da imagem podem ser linearizados tornando sua resposta linear (ALMEIDA, 2014).

A linearização é um requisito para a aplicação da teoria dos sistemas lineares e da análise baseada em Fourier, sendo essencial para a determinação precisa de métricas como a Função de Transferência de Modulação (MTF), o Espectro de Potência de Ruído (NPS) e a Eficiência Quântica de Detecção (DQE), pressupõe que o sistema opere de forma linear e invariante ao deslocamento (IAEA, 2011).

2.6 Qualidade da imagem no domínio das frequências espaciais

O progresso na teoria dos sistemas lineares aplicados a imagem possibilitou observar de uma maneira mais detalhada a relação de entrada e saída de informação dos sistemas, antes limitada a visão do domínio espacial (CUNNINGHAM *et al.,* 1999). A análise de parâmetros descritos no domínio das frequências baseados em Fourier como: Função de transferência de modulação, Espectro de potência de ruído e Eficiência quântica de detecção possibilitou interpretar de maneira mais detalhada o desempenho dos sistemas digitais de imagem (CUNNINGHAM *et al.,* 1999; PEREZ, 2023).

2.6.1 Frequência espacial

A frequência espacial descreve a taxa de variação do sinal da imagem por unidade de distância, sendo geralmente expressa em ciclos por milímetro ou mm^{-1} (LEBLANS, 2011). Esse conceito é amplamente abordado na caracterização física de sistemas de imagem porque diversos parâmetros, como MTF, NNPS e DQE, são definidos em função da frequência espacial (MARSHALL *et al.,* 2007, 2011, 2016, 2017; PEREZ *et al.,* 2022, 2024; BUSHBERG *et al.,* 2012). A importância da frequência espacial se deve a sua relação direta com o tamanho dos objetos representados na imagem, onde estruturas pequenas, como microcalcificações, estão

associadas a altas frequências espaciais, enquanto estruturas maiores correspondem a baixas frequências espaciais (YAFFE *et al.,* 2004).

2.6.2 Função de transferência de modulação (MTF)

Quando um sistema digital é estimulado por ondas senoidais de diferentes frequências espaciais, ele reproduz essas mesmas frequências na imagem. Entretanto, essa reprodução ocorre com redução da amplitude do sinal de saída em relação ao sinal de entrada. Esta característica está diretamente relacionada às limitações de resolução do sistema (BUSHBERG *et al.,* 2012). Assim, um sinal de 1 ciclo/mm, por exemplo, é registrado com aproximadamente 87% de sua amplitude original como ilustrado na figura 2.17, o que representa a fração de contraste efetivamente preservada naquela frequência (BUSHBERG *et al.,* 2012).

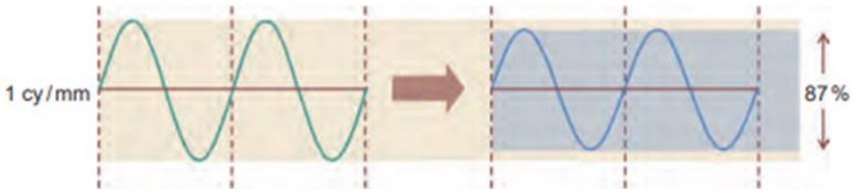

Figura 2.17 - Representação do sinal de entrada que estimulará o sistema de imagem espacialmente com uma frequência espacial de 1 ciclos/mm e a direita está representado o sinal medido de mesma frequência e menor amplitude.

Fonte BUSHBERG *et al.,* 2012

Ao aplicar a Transformada de Fourier no sinal registrado, obtêm-se um pico cuja amplitude corresponde ao percentual de contraste retido pelo sistema em cada frequência espacial (BUSHBERG *et al.,* 2012; ICRU, 2009). A partir de múltiplos sinais de diferentes frequências espaciais, constrói-se a Função de Transferência de Modulação (MTF), expressa em função da frequência espacial (BUSHBERG *et al.,* 2012; IAEA, 2011) conforme ilustrada na figura 2.18. A MTF é normalizada para o valor unitário na frequência zero (MTF (0) =1) e, por assumir valores entre 0 e 1, indica a fração do contraste espacial que o sistema é capaz de preservar para cada frequência (CUNNINGHAM *et al.,* 1999; ICRU, 2009). Essa função constitui o padrão aceito para a caracterização rigorosa da resolução espacial, pois descreve de forma completa como o sistema reproduz estruturas de diferentes tamanhos.

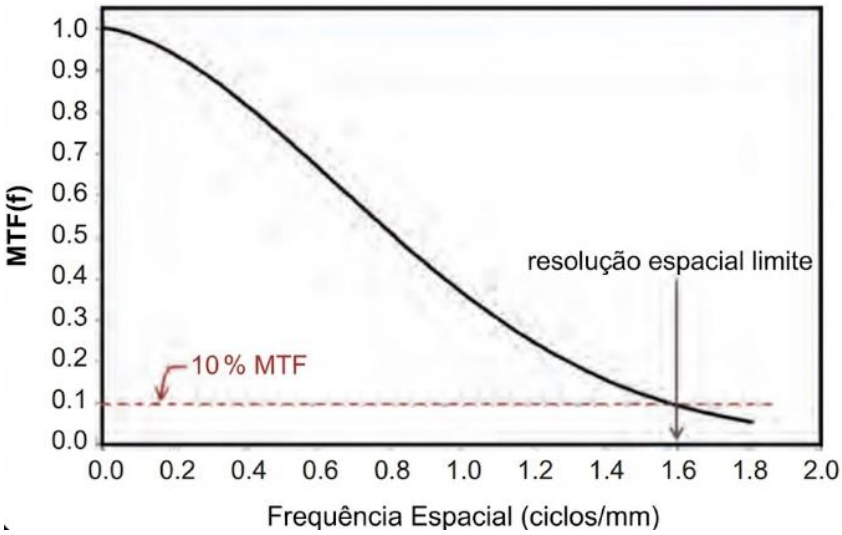

Figura 2.18 - Representação da curva completa de MTF em função da frequência espacial.

Fonte: Adaptado de BUSHBERG *et al.,* 2012

Em mamografia, a preservação do contraste em altas frequências espaciais é essencial para a visualização de microcalcificações, espículas e demais estruturas finas que servem como potenciais marcadores radiológicos do câncer de mama (ALMEIDA, 2014; ICRU, 2009). Dessa forma, a curva de MTF se torna relevante para avaliar se o detector mantém níveis adequados de nitidez para pequenas estruturas de interesse.

2.6.3 Espectro de Potência de Ruído Normalizado (NNPS)

O Espectro de Potência de Ruído (NPS) corresponde a uma métrica objetiva e quantitativa que descreve a variância de ruído em uma imagem, expressa em função da frequência espacial do sistema no domínio das frequências em unidades de mm² (BUSHBERG *et al.,* 2012). Com isso, fornece informações sobre como o sistema de imagem opera a partir de um determinado ruído de entrada, assim como define a textura do ruído. Com isso, descreve como as flutuações aleatórias na imagem são distribuídas para diferentes frequências espaciais (BUSHBERG *et al.,* 2012).

A variância do ruído (σ^2) é uma métrica que pode quantificar o ruído na imagem, no entanto não quantifica a textura do ruído (BUSHBERG *et al.,* 2012). Essa limitação da variância, que não leva em consideração a distribuição espacial do ruído, permite que imagens com a mesma variância apresentem texturas de ruído perceptivelmente distintas como

representado na figura 2.19 (BUSHBERG *et al.,* 2012). Desse modo, essa dependência da variância com a frequência espacial é caracterizada pelo NPS (LEBLANS *et al.,* 2011).

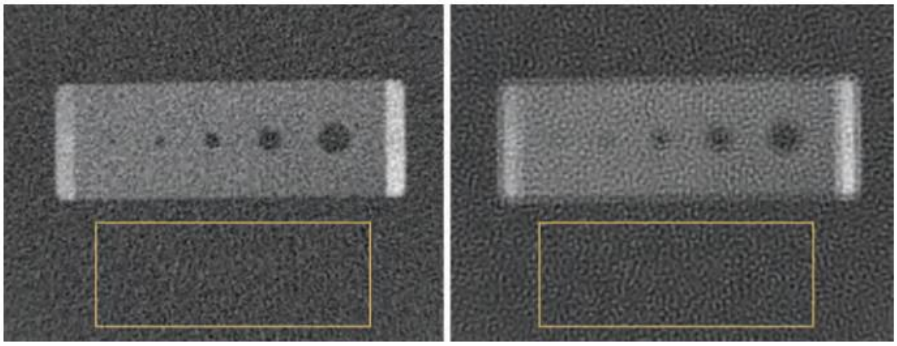

Figura 2.19 - Imagens bidimensionais de tomografia computadorizada com mesma variância de ruído com texturas diferentes.

Fonte: BUSHBERG *et al.,* 2012.

Em uma imagem bidimensional, se o ruído em cada pixel não é dependente do nível de ruído dos pixels adjacentes, não há correlação de ruído desse modo o NPS (f) seria uma linha plana e horizontal constante, onde esse tipo de ruído não correlacionado com seus valores dos pixels vizinhos, corresponde ao ruído branco (IAEA, 2011).

No entanto, os sistemas imagem possuem o fenômeno de desfoque que limita a largura das funções de propagação (ICRU, 2009): PSF(x) e LSF(x) devido ao ruído não ser mais considerado como branco. Esse desfoque, significa que o ruído nos elementos do detector pode extravasar para os adjacentes, levando a correlação de ruído entre os pixels adjacentes em uma imagem bidimensional fazendo com que a curva de NPS não seja uma linha plana conforme ilustrado na figura 2.20 (BUSHBERG *et al.,* 2012).

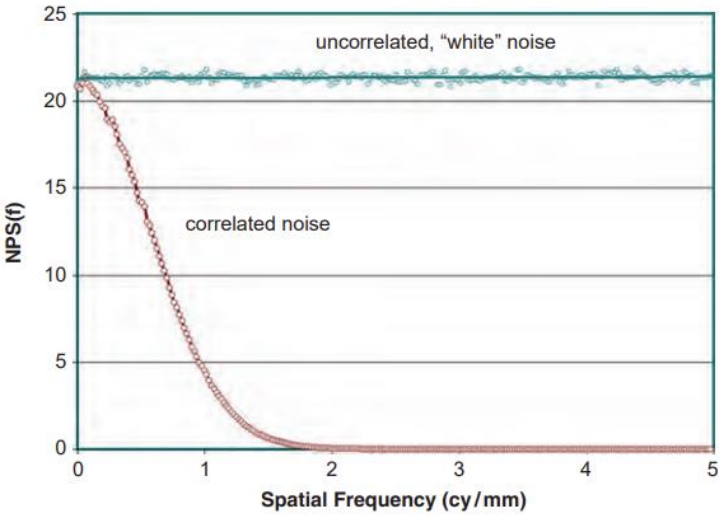

Figura 2.20 - Curvas de NPS do ruído branco e ruído correlacionado.

Fonte: BUSHBERG *et al.,* 2012

A função de autocorrelação (ACF) é uma ferramenta estatística responsável por medir a correlação entre os níveis de ruído em pixels em diferentes distâncias, descrevendo a similaridade entre a distribuição aleatória em um pixel e seus adjacentes. Os pixels vizinhos tendem a possuir valores próximos, ou seja, uma correlação mais alta. Já os pixels mais distantes possuem menor correlação, pois as flutuações do ruído se tornam menos influentes (IAEA, 2011).

O espectro de potência de ruído quantifica a dependência do ruído com a frequência espacial (BUSHBERG *et al.,* 2012). Matematicamente, o espectro de potência de ruído (NPS) pode ser calculado por meio da transformada de Fourier da Função de Autocorrelação desse processo aleatório estacionário, descrevendo como essas flutuações na imagem são distribuídas para diferentes frequências espaciais em ciclos por milímetro, sendo uma métrica amplamente utilizada por cientistas para avaliar a qualidade da imagem reproduzida pelo detector de imagem em mamografia (BUSHBERG *et al.,* 2012).

2.7 Desempenho dos sistemas digitais de imagem

2.7.1 Eficiência quântica de Detecção (DQE)

O conceito de eficiência quântica de detecção foi introduzido em 1960 (CUNNINGHAM *et al.,* 1999) e tornou-se uma métrica padrão para avaliar o desempenho dos sistemas digitais de imagem em mamografia digital.

A DQE caracteriza o sistema de imagem de raios X, descrevendo de maneira quantitativa a preservação da Razão Sinal-Ruído (SNR) em função da frequência espacial no domínio das frequências, ou seja, a capacidade do detector de imagem de transferir a informação de entrada para uma imagem digital.

Assumindo que o sistema de imagem apresenta a resposta linear e invariante ao deslocamento espacial e que o ruído quântico dos raios X é branco, consequentemente não correlacionado no espaço e tempo, a DQE pode ser calculada pela equação 2.7 (BUSHBERG *et al.,* 2012).

$$DQE(f) = \frac{SNR^2_{saída}}{SNR^2_{entrada}} \tag{2.7}$$

A DQE pode ser reescrita matematicamente unindo os termos de qualidade da imagem no domínio das frequências em uma única métrica, com isso a DQE pode assumir valores entre 0 e 1 e ser reescrita em função da frequência espacial (f) através da equação 2.8.

$$DQE(f) = \frac{MTF^2(f)}{Ki.SNR^2_{in}.NNPS(f)} \tag{2.8}$$

SNR^2_{in} corresponde a fluência de fótons por unidade de kerma no ar, dependente da qualidade do feixe utilizada para a aquisição da imagem plana necessária para o cálculo do espectro de potência de ruído normalizado. Esse parâmetro pode ser calculado pela seguinte expressão 2.9.

$$SNR^2_{in} = \frac{Q}{Ki} \tag{2.9}$$

Onde Q corresponde ao número médio de fótons incidentes por unidade de área, dependente do kerma no ar incidente no detector. Desse modo, parâmetro Q é independente da energia do fóton, mas depende da intensidade do feixe e pode ser calculado pela expressão 2.10.

$$Q = Ki \,.\int \left(\frac{\phi(E,V)}{K}\right).dE \tag{2.10}$$

Ki corresponde ao kerma de entrada no detector em μGy e $\phi(E,V)$ corresponde a fluência de fótons de raios X com energia E e tensão V utilizada no tubo de raios.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi realizado no laboratório de radiodiagnóstico/mamografia da Divisão de Física Médica do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (DIFME/IRD). E esta Divisão no segundo semestre de 2025 passou ser denominada Serviço de Radioproteção na Saúde (SERAS/IRD) após o início das atividades com a criação da Autoridade Nacional de Segurança Nuclear (ANSN).

Os detectores avaliados operam em um mesmo mamógrafo convencional do modelo MAMMOMAT 1000 da fabricante SIEMENS. Este equipamento opera com alvo de Molibdênio, dispondo de filtros de Molibdênio e Ródio.

Previamente ao início do trabalho, sob supervisão do físico médico do IRD e professor Claudio Domingues de Almeida, foram realizados os testes de controle de qualidade cabíveis presentes na Instrução Normativa n° 92/2021 publicada pela ANVISA (BRASIL, 2021) para verificar se os parâmetros de desempenho do mamógrafo e dos detectores de imagem utilizados estão dentro dos limites aceitáveis estabelecidos.

3.1 Detectores digitais estudados

3.1.1 Placa de imagem CR

A placa de imagem utilizada neste estudo é do modelo CR MM 3.0 do fabricante Agfa, aplicada em sistemas de mamografia computadorizada ilustrada na Figura 3.1. Esse detector de imagem de fósforo granular fotoestimulável (IP) possui dimensões de 18 × 24 cm.

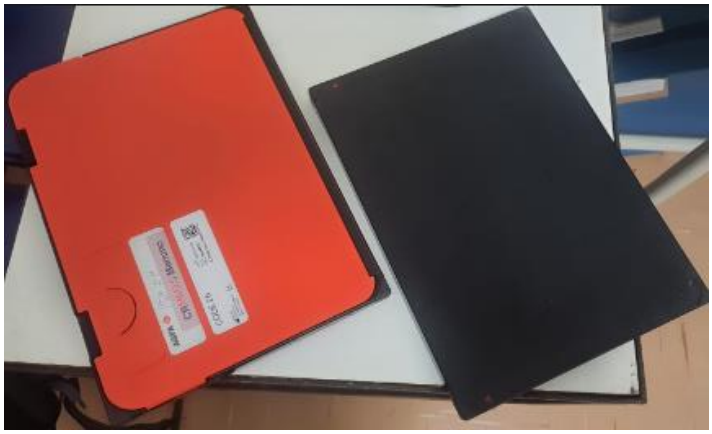

Figura 3.1 - Placas de imagem CR MM 3.0 Agfa.

A placa de imagem foi utilizada pela primeira vez no início do presente trabalho no Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD). Em conjunto, o sistema de mamografia computadorizada possui um digitalizador CR 35-X do fabricante Agfa, empregada para a digitalização das imagens adquiridas com espaçamento de pixel de 50 μm.

Figura 3.2 - Leitora do sistema CR AGFA CR35-X.

3.1.2 Detector DR 18M Agfa

O detector de imagem DR 18M (Figura 3.3) é um painel plano de silício amorfo (a-Si) com camada cintiladora de Iodeto de Césio (CsI), operando por conversão indireta dos raios X no qual o cintilador converte a radiação incidente em luz visível, posteriormente detectada pelos fotodiodos do painel. O dispositivo pertence a modalidade Retrofit e possui área ativa de 174,4 × 232,0 mm, tamanho de pixel de 75 μm, matriz de 2295 × 3054 pixels e conversão A/D de 16 bits (AGFA HEALTHCARE, 2018).

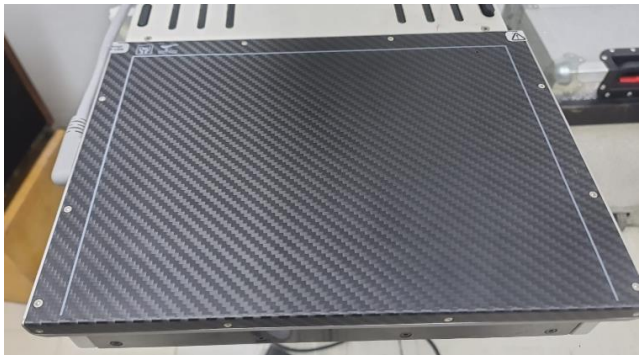

Figura 3.3 - Detector AGFA DR Retrofit adaptado para o mamógrafo convencional.

3.2 Caracterização física do sinal e do ruído

A avaliação quantitativa do desempenho dos detectores digitais foi realizada seguindo a quarta edição do protocolo das diretrizes europeias *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis* (VAN ENGEN *et al.,* 2013a). Esse protocolo foi utilizado por descrever uma abordagem condizente com a realidade da rotina clínica na realização da avaliação das métricas quantitativas de qualidade da imagem e de desempenho do detector, facilitando sua aplicação na rotina hospitalar para caracterizar fisicamente diferentes detectores.

3.2.1 Função de resposta do detector

Como abordado anteriormente, a função de resposta do detector expressa, através da curva característica, como o detector digital responde com um determinado valor médio de pixel para diferentes valores de exposição. Essa avaliação deve ser uma das primeiras etapas na caracterização física do receptor de imagem, pois além de descrever como o sistema responde a partir de um sinal de entrada, fornece coeficientes necessários para a linearização de parâmetros de sistemas não lineares (VAN ENGEN *et al.,* 2013a; IEC, 2007; ICRU, 2009). A linearização se faz necessária para a realização posterior da análise a partir das métricas baseadas na teoria dos sistemas lineares, garantindo o requisito de linearidade do sistema de imagem.

Para a realização dessa medida foi utilizado próximo a saída do tubo de raios X um filtro de alumínio de dois milímetros de espessura (Figura 3.4) visando simular a atenuação dos raios X que ocorre quando o feixe atravessa uma mama média (VAN ENGEN *et al.,* 2013a). A

bandeja de compressão foi removida como sugere o protocolo das Diretrizes Europeias, visando minimizar sua atenuação adicional.

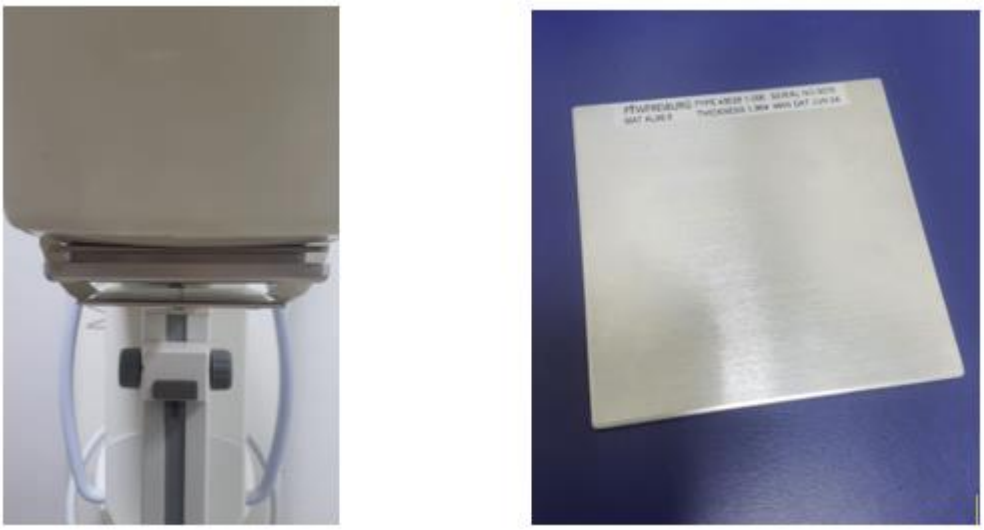

Figura 3.4 - Atenuador de 2 mm de alumínio posicionado na saída do tubo de raios X.

Os detectores de imagem foram posicionados acima do Bucky de modo a retirar a ação da grade antidifusora na aquisição das imagens planas. Para os detectores de imagem integrados ao mamógrafo (detectores nativos), a avaliação pode ser conduzida da mesma forma. No entanto, é necessário aplicar posteriormente a correção dos dados para considerar o fator de atenuação da grade antidifusora.

A exposição dos receptores de imagem foi realizada no modo manual utilizando a qualidade do feixe de raios X referente a calibração do controle automático de exposição para a irradiação de uma mama média. A qualidade de feixe utilizada foi 28 kV (Mo/Mo) com os seguintes valores de carga, em mAs: 8, 16, 32, 50, 80, 100, 125. Para cada valor de produto corrente x tempo empregado, foi adquirida uma imagem plana (*flood image*), dentro da faixa operacional de cada detector.

Para a medição do kerma no ar de entrada no detector de imagem, utilizou-se o dosímetro Piranha Black, do fabricante RTI, conforme ilustrado na figura 3.5.

Figura 3.5 - Dosímetro utilizado para a medição do kerma no ar incidente no receptor de imagem.

O dosímetro calibrado de fábrica, foi posicionado sobre uma placa de PMMA de espessura equivalente à do detector de imagem. A área sensível do dosímetro foi centralizada lateralmente no Bucky e posicionada a 6 cm da borda da parede torácica. As medições do kerma no ar de entrada foram realizadas utilizando as mesmas qualidades de feixe (kV/alvo/filtro/CSR) e os mesmos valores de produto corrente–tempo (mAs) empregados nas aquisições das imagens planas.

As imagens foram salvas no formato DICOM e analisadas com os dados brutos ("*Raw Data*"), pois as mesmas possuem ganho fixo de sinal de saída do detector em relação ao kerma no ar incidente no detector. Essas imagens planas foram utilizadas posteriormente no cálculo do espectro de potência de ruído normalizado (NNPS).

Utilizando o software ImageJ, as imagens foram analisadas com uma região de interesse (ROI) de dimensões 10x10 mm na imagem, posicionada a 6 centímetros da parede torácica e centrada lateralmente como representado na Figura 3.6. Para cada ROI, foram medidos o valor médio de pixel (VMP), o desvio padrão (DP) e o número de pixels (N) contidos ROI.

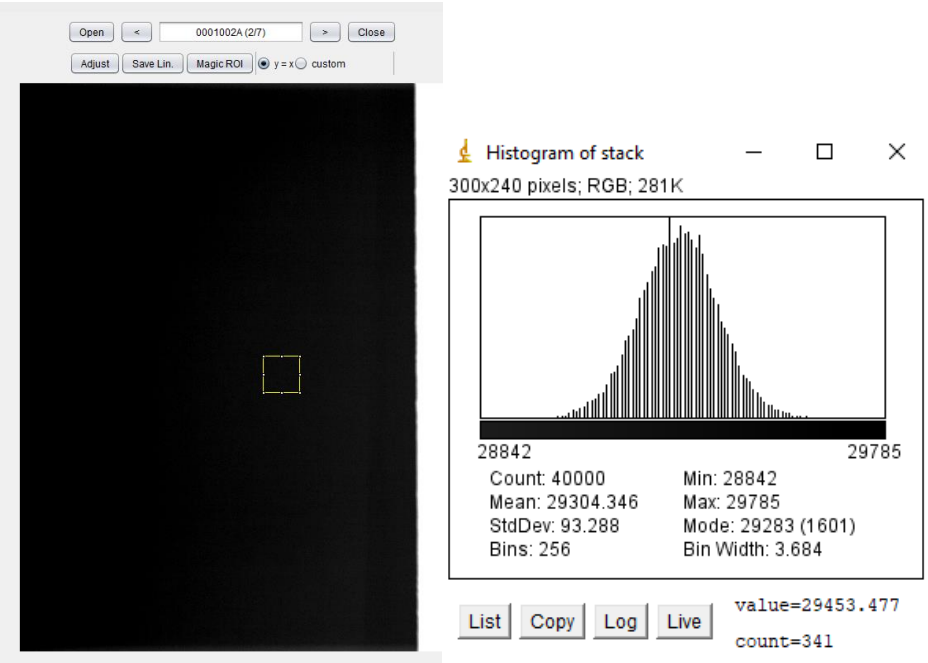

Figura 3.6 - Análise da imagem com o software ImageJ e dados de valor médio de pixel e desvio padrão medidos em uma ROI.

As incertezas associadas às medições foram calculadas conforme as equações 3.1 e 3.2:

$$Incerteza_{VMP} = \frac{DP}{\sqrt{N}} \tag{3.1}$$

$$Incerteza_{\sigma} = \frac{DP}{\sqrt{(2N-2)}} \tag{3.2}$$

Com o valor médio de pixel em cada uma das imagens, foi possível realizar o gráfico do valor médio de pixel em função kerma incidente no receptor de imagem medido com o dosímetro Piranha como o representado na figura 3.7.

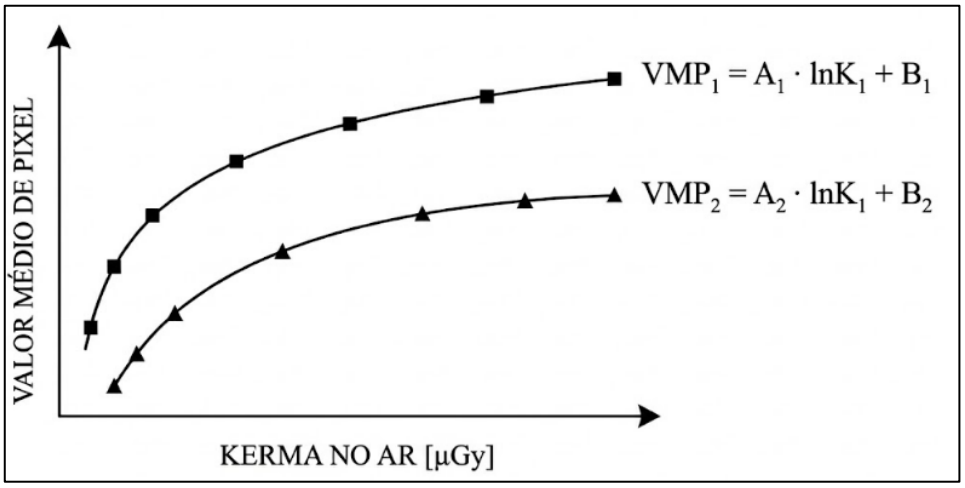

Figura 3.7 - Exemplo da curva de resposta de dois detectores de imagem digital com resposta logarítmica.

A partir do gráfico obtido, realiza-se o ajuste que melhor representa os pontos experimentais, de modo a extrair os coeficientes angular e linear da curva de resposta, os quais serão utilizados posteriormente na análise das componentes de ruído. Além disso, é determinado o coeficiente de determinação R^2, que deve ser avaliado para verificar a linearidade entre as variáveis, sendo recomendável que seu valor seja superior ou igual a 95% (IAEA, 2011).

3.2.2 Análise do ruído

Foram utilizadas as imagens uniformes obtidas para o cálculo da curva de resposta dos detectores. As aquisições foram realizadas em modo manual, mantendo a mesma combinação alvo/filtro e tensão para uma feixa de kerma no ar de entrada no detector de aproximadamente 54 a 1000 µGy.

Para sistemas com resposta não linear, os valores médios de pixel (VMP) e o desvio padrão (DP) medidos previamente foram linearizados a partir dos coeficientes da função de resposta obtida previamente a partir das equações 3.3 e 3.4:

$$VMP' = \exp\left(\frac{(VMP-b)}{a}\right) \tag{3.3}$$

$$DP' = \frac{DP.K_i}{a} \tag{3.4}$$

onde a e b correspondem aos coeficientes angular e linear do ajuste da curva de resposta. Após a linearização, VMP' é proporcional ao kerma incidente no detector.

Os coeficientes de ruído eletrônico (k_e), quântico (k_q) e estrutural (k_s) foram determinados utilizando o plugin Mammo_QC do *software* ImageJ, que ajusta o modelo polinomial de segundo grau a partir da linearização dos dados.

Posteriormente, os coeficientes fornecidos pelo plugin foram ajustados ao modelo polinomial da variância relativa do ruído descrito por (BOUWMAN *et al.,* 2009) apresentado na equação 3.5.

$$\left(\frac{DP}{K_i}\right)^2 = \left(\frac{k_e}{K_i}\right)^2 + \frac{k_q^2}{K_i} + k_s^2 \tag{3.5}$$

E por meio de um código em Python foi plotada em um gráfico a contribuição individual de cada uma das componentes de ruído para a faixa de kerma no ar incidente avaliada. Os gráficos foram gerados em escala logarítmica, seguindo a abordagem de Ravaglia e colaboradores. (2009), permitindo evidenciar de forma clara a região de dominância de cada componente.

Para identificar a faixa de limitação quântica do detector, foram determinados os pontos de interseção entre as componentes por meio das equações 3.6 e 3.7.

$$limite_{inferior} = \left(\frac{k_e}{k_q}\right)^2 \tag{3.6}$$

$$limite_{superior} = \left(\frac{k_q}{k_s}\right)^2 \tag{3.7}$$

3.3 Caracterização física do sinal e do ruído no domínio das frequências espaciais

3.3.1 Função de transferência de modulação (MTF)

A função de transferência de modulação (MTF) foi determinada pelo método da borda inclinada, amplamente utilizado na literatura para avaliação da resolução espacial em sistemas digitais de mamografia (VAN ENGEN *et al.,* 2013a; ICRU, 2009; SAMEI *et al.,* 2006).

O objeto de teste foi inclinado em aproximadamente 3° em relação à matriz de pixels, garantindo uma transição gradual entre tons de cinza e reduzindo artefatos de *aliasing*. Essa configuração permite que múltiplas amostras da borda cruzem diferentes posições do detector, possibilitando o cálculo preciso da Edge Spread Function (ESF) e, posteriormente, da Line Spread Function (LSF), a partir da qual a MTF é derivada por transformada de Fourier (ICRU, 2009).

O setup experimental consistiu no posicionamento de uma placa radiopaca de aço inoxidável sobre o Bucky (Figura 3.8), de forma a produzir uma transição nítida entre regiões claras e escuras da imagem. O material do objeto de teste foi escolhido por ser suficientemente radiopaco, minimizando a radiação espalhada e evitando a emissão de radiação característica significativa, conforme recomendado pelo protocolo europeu (VAN ENGEN *et al.,* 2013a, 2013).

A aquisição da imagem da borda foi realizada no modo manual, utilizando a mesma combinação alvo/filtro e tensão do tubo empregadas nas imagens planas da curva de resposta e da análise do ruído, conforme sugerido pelas diretrizes europeias. O produto corrente x tempo (mAs) foi ajustado para gerar um Kerma de entrada no detector cerca de três vezes superior ao obtido sob controle automático de exposição para a espessura utilizada, garantindo boa relação sinal-ruído na borda (VAN ENGEN *et al.,* 2013a, 2013). Adicionalmente foi utilizado na saída do feixe um filtro de alumínio de 2 mm de espessura com 99% de pureza conforme apresentado na figura 3.4.

Figura 3.8 - Setup para a medição da função de transferência de modulação com o objeto de teste posicionado sobre o Bucky.

Foram adquiridas duas imagens de borda com diferentes orientações do objeto de teste: uma aproximadamente paralela à borda da parede torácica, e outra perpendicular. Essas imagens foram utilizadas, respectivamente, para o cálculo da MTF nas direções vertical e horizontal.

A determinação da MTF foi realizada com o *plugin* COQ do *software* ImageJ a partir de regiões de interesse (ROI) quadradas de pelo menos 40 × 40 mm representado na figura 3.9, conforme recomendado por Samei e colaboradores (2006) e pelo protocolo europeu (VAN ENGEN *et al.,* 2013a), visando incluir adequadamente os processos de espalhamento de sinal de longo alcance na análise, garantindo assim uma melhor definição da queda de baixa frequência na MTF e que a MTF estimada reflita o desempenho geral do sistema de imagem.

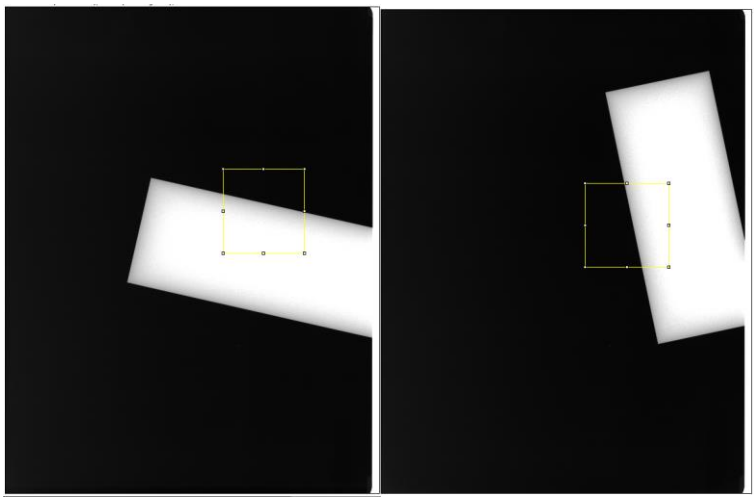

Figura 3.9 - Região de interesse criadas nas imagens não processadas no software ImageJ para o cálculo da MTF no *plugin* COQ.

Matematicamente, a MTF pode ser determinada a partir da Função Espalhamento de Borda (ESF) ou da Função Espalhamento de Linha (LSF), obtidas no domínio espacial e que fornecem medidas diretas de resolução (ICRU, 2009). A LSF corresponde à derivada da ESF (YAFFE *et al.,* 2004) e, após ser normalizada, sua Transformada de Fourier resulta na MTF. A expressão geral é dada pela equação 2.6.

$$MTF(f) = \left| \int_{-\infty}^{\infty} LSF(x)\ e^{-2\pi i f x}\, dx \right| \tag{2.6}$$

Onde f representa a frequência espacial. Dessa forma, a curva de MTF obtida representa, de maneira contínua e completa, como o contraste é preservado pelo sistema de imagem em diferentes frequências espaciais, sendo uma das métricas centrais para a caracterização física dos detectores (ICRU, 2009). Na pratica, o cálculo da MTF no plugin segue o esquema ilustrado na Figura 3.10.

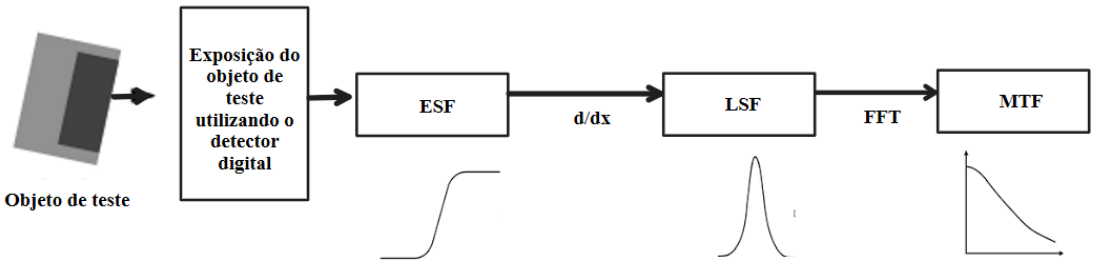

Figura 3.10 - Esquema básico para o cálculo da MTF pelo plugin.

A partir dos valores de MTF calculados pelo plugin, foi realizada a média aritmética dos valores obtidos de MTF na direção vertical e horizontal para estabelecer a função de transferência de modulação media em função da frequência espacial que posteriormente será utilizada no cálculo da eficiência quântica de detecção.

3.3.2 Espectro de potência de ruído normalizado (NNPS)

A análise de ruído baseada no desvio padrão permite visualizar o comportamento geral do ruído e suas componentes. Contudo, essa abordagem não fornece informações sobre a distribuição espacial do ruído em diferentes frequências. Nesse contexto, o Espectro de Potência de Ruído Normalizado (NNPS), conforme discutido na fundamentação teórica, descreve como a variância do sinal está distribuída em função da frequência espacial, sendo uma das principais métricas para a caracterização física dos detectores digitais (IEC, 2007; VAN ENGEN *et al.,* 2013a; ICRU, 2009).

O cálculo do NNPS foi realizado com o plugin COQ do software ImageJ, utilizando a partir da ROI em uma imagem plana não processada adquirida com a mesma qualidade de feixe empregada na aquisição das imagens para o cálculo da curva de resposta do receptor, a figura 3.11 apresenta a interface do software com a imagem plana importada. Durante a aquisição, foi utilizado um filtro de alumínio com 99% de pureza na saída do tubo, e selecionado, no console do mamógrafo, o produto corrente x tempo (mAs) que resultou em um Kerma incidente na entrada do detector entre 50 e 100 μGy, faixa sugerida pelo protocolo europeu (VAN ENGEN *et al.,* 2013b). O receptor de imagem foi posicionado acima do Bucky, sem o uso da grade antidifusora, uma vez que esta pode introduzir ruído estrutural adicional em baixas frequências espaciais (IEC, 2007).

Figura 3.11 - Região de interesse criada na imagem plana para o cálculo do espectro de potência de ruído normalizado pelo plugin COQ.

A análise foi realizada em uma área de 50 × 50 mm, selecionada manualmente, que foi subdividida automaticamente pelo plugin em regiões de interesse de 256 × 256 pixels com sobreposição parcial, conforme especificado nas diretrizes europeias e representado na Figura 3.12 (VAN ENGEN *et al.,* 2013a).

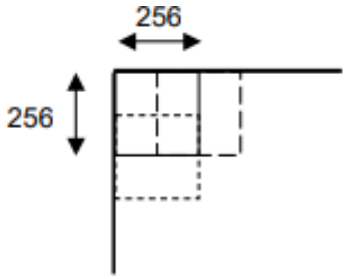

Figura 3.12 - Divisão da região de interesse em regiões de 256x256 pixels com sobreposição parcial.

O espectro de potência de ruído é calculado e normalizado de maneira automatizada pelo plugin COQ a partir de algumas informações que devem ser inseridas pelo usuário no próprio programa tais como o Kerma de entrada no detector utilizado para a aquisição da imagem plana e a combinação alvo/filtro utilizada na exposição como ilustra a figura 3.13.

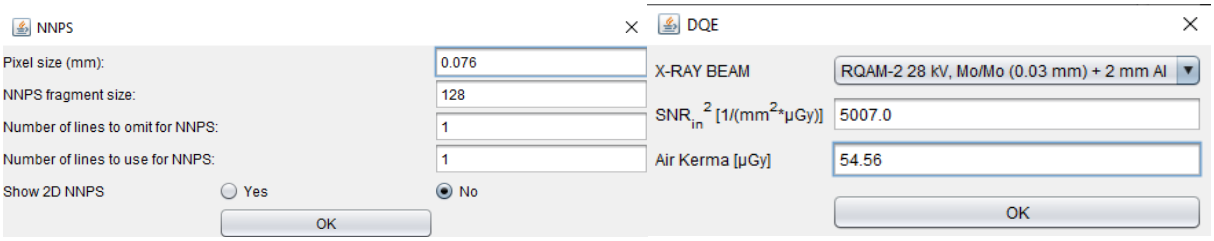

Figura 3.13 - Informações a serem inseridas no plugin COQ necessárias para o cálculo do espectro de potência de ruído normalizado (NNPS) e eficiência quântica de detecção (DQE).

O espectro de potência de ruído (NPS) foi calculado conforme a equação 3.8:

$$NPS(u,v) = \frac{\Delta x\, \Delta y}{M \cdot 256 \cdot 256} \sum_{m=1}^{M} \left| \sum_{i=1}^{256} \sum_{j=1}^{256} \left[I(x_i, y_j) - S(x,y) \right] e^{-2\pi i (u_n x_i + v_k y_j)} \right|^2 \qquad (3.8)$$

Onde Δ_x e Δ_y correspondem aos tamanhos de pixel nas direções x e y, respectivamente, expressos em milímetros. O termo M representa o número total de regiões de interesse (ROIs) consideradas no cálculo, enquanto $I(x_i, y_j)$ indica os valores linearizados de valor de pixel obtidos na imagem. A função $S(x_i, y_j)$ corresponde a um ajuste polinomial bidimensional de segunda ordem aplicado a cada ROI, utilizado para remover gradientes de fundo e variações de não uniformidade na imagem. Já u_n e v_k representam as frequências espaciais nas direções x e y, expressas em mm^{-1}. A subtração da função $S(x,y)$ de cada ROI tem como objetivo eliminar variações lentas no sinal de fundo, de modo que o NPS represente apenas as componentes aleatórias de ruído. O termo exponencial, por sua vez, corresponde à transformada de Fourier bidimensional, responsável por converter os dados do domínio espacial para o domínio da frequência, possibilitando avaliar como a energia do ruído se distribui ao longo das diferentes frequências espaciais.

O espectro foi então normalizado pelo Kerma de entrada no detector, resultando no NNPS, segundo a Equação 3.9.

$$NNPS(u,v) = \frac{NPS(u,v)}{{K_i}^2} \qquad (3.9)$$

onde K_i é o kerma no ar de entrada no detector (µGy).

Por fim o NNPS radial é obtido pela média do espectro nas direções vertical e horizontal, expressando a magnitude do ruído em função das diferentes frequências espaciais (mm^{-1}) e será posteriormente utilizado para o cálculo da DQE (KONSTANDINIS, 2011).

3.3.3 Eficiência Quântica de Detecção (DQE)

A eficiência quântica de detecção (DQE) dos detectores avaliados foi calculada no plugin COQ a partir dos dados previamente obtidos da curva de resposta, do espectro de potência de ruído normalizado (NNPS) e da função de transferência de modulação (MTF). O software realiza o cálculo presente na equação 2.8, fornecendo a curva de DQE em função da frequência espacial.

$$DQE(f) = \frac{MTF^2(f)}{Ki.SNR_{in}^2.NNPS(f)} \tag{2.8}$$

O kerma utilizado para o cálculo da DQE corresponde ao kerma de entrada no detector, medido a partir da imagem plana homogênea empregada na obtenção do NNPS. A norma IEC 62220-1, as diretrizes europeias e o próprio plugin COQ fornecem valores típicos de SNR_{in}^2 determinados experimentalmente para feixes padronizados com filtro adicional de alumínio na saída do tubo de raios X (IEC, 2007; VAN ENGEN *et al.,* 2013a). Com isso, o presente estudo adotou o valor de $SNR_{in}^2 = 5007\ \mu Gy^{-1} \cdot mm^{-2}$.

4 RESULTADOS

4.1 Detector DR 18M Agfa

4.1.1 Curva de resposta

A curva de resposta do detector DR 18M Agfa foi determinada a partir da aquisição de sete imagens com diferentes valores de kerma de entrada no ar, conforme descrito na seção de Materiais e Métodos. Na determinação da curva para a combinação alvo/filtro Molibdênio/Molibdênio (Mo/Mo), observou-se que o detector apresenta ajuste logarítmico, indicando que a relação entre o valor médio de pixel (VMP) e o kerma incidente (Ki) segue uma função compressiva, conforme ilustrado na figura 4.1. Esse comportamento sugere que o sistema não apresenta uma resposta não linear.

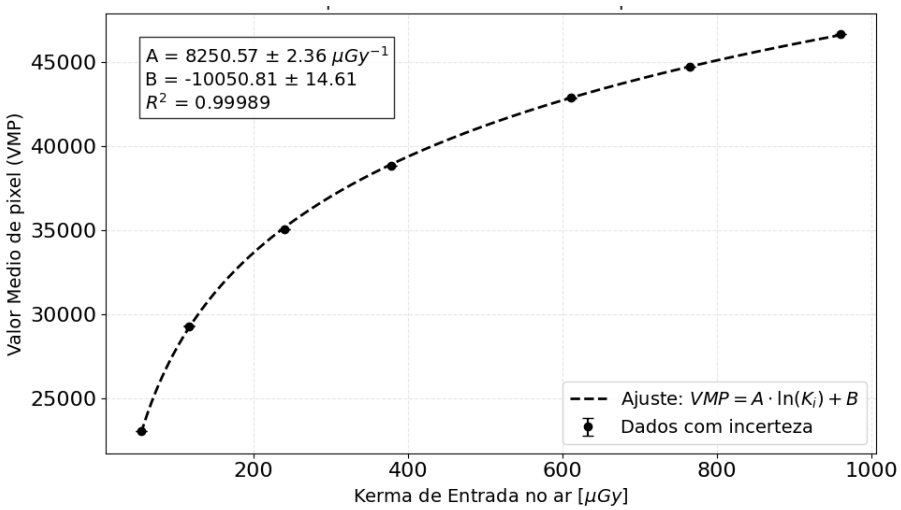

Figura 4.1 - Curva de resposta do detector de imagem DR 18M para a combinação 28 kV MoMo.

No entanto, tal característica não é comum em detectores DR de conversão indireta, nos quais se espera uma resposta linear com o Kerma incidente. Respostas logarítmicas são mais frequentemente observadas em sistemas CR, devido a amplificação do sinal logarítmico pelo tubo fotomultiplicador (MARSHALL *et al.,* 2011; CHEVALIER, 2012).

Em comparação com os resultados reportados por Marshall e colaboradores (2016), que avaliou um detector DR Retrofit instalado em mamógrafo convencional, o comportamento

obtido neste estudo difere do observado por aquele autor, que encontrou resposta linear (VMP = A·Ki ± B) para feixes equivalentes.

Segundo a literatura, a curva de resposta dos detectores pode ser influenciada pela combinação alvo/filtro utilizada, dependendo da tecnologia empregada no detector. Para sistemas DR de conversão indireta, como o DR 18M, é esperado que feixes mais duros resultem em maior sinal para uma mesma faixa de Kerma incidente no detector fazendo com que o sinal de saída (VMP) seja mais alto (PEREZ *et al.,* 2022).

Mediante a isso foi investigada a dependência da curva de resposta do detector DR 18M com a combinação alvo filtro utilizada, aplicando uma mesma tensão no tubo de 28 kV. Foi observado uma diferença na curva de resposta do detector ao comparar as duas qualidades de feixe. A curva de resposta obtida com a combinação Mo/Mo apresentou um menor valor de pixel médio (VMP) em comparação à obtida com Mo/Rh, para a mesma faixa de Kerma de entrada como apresentado na figura 4.2.

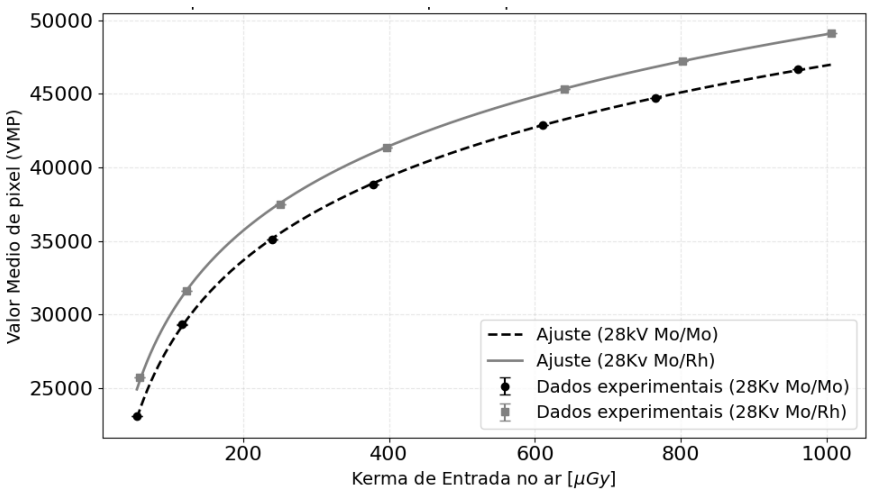

Figura 4.2 - Curvas de resposta do detector de imagem DR 18M para diferentes combinações alvo/filtro.

Essa diferença pode ser atribuída à maior energia média dos fótons no feixe Mo/Rh, que favorece interações mais profundas no volume do cintilador do detector (BUSHBERG *et al.,* 2011). Nos detectores de conversão indireta, como o DR 18M, que utiliza cintilador de CsI:Tl, esse aumento na penetração dos raios X intensifica a produção de luz de cintilação em regiões mais próximas às matrizes de leitura e ampliando o número de cargas geradas nos fotodiodos (FLYNN *et al.,* 2003). Dessa forma, o sinal de saída tende a ser superior, ou seja, são obtidos valores médios de pixel (VMP) mais elevados para as imagens adquiridas com feixes mais duros.

Os parâmetros *a* e *b* do ajuste obtidos para cada combinação alvo/filtro encontra-se resumidos na Tabela 4.1, onde se observa elevado coeficiente de determinação, sugerindo concordância entre o modelo logarítmico e os dados experimentais.

Tabela 4.1 - Coeficientes a e b da curva de resposta e coeficiente de determinação para as combinações alvo/filtro Molibdênio/Molibdênio e Molibdênio/Ródio.

Parâmetros do ajuste da curva	**Molibdênio/ Molibdênio**	**Molibdênio/ Ródio**
a (μGy^{-1})	(8250,57 ± 2,36)	(8304,33 ± 1,87)
b	(-10050,81 ± 14,60)	(-8303,54 ± 11.79)
R^2	0,99	0,99

4.1.2 Análise do ruído

A partir dos valores dos coeficientes de ruído obtidos pelo plugin Mammo_QC do software ImageJ, foi realizada a decomposição do ruído relativo total em suas diferentes componentes, quântica, eletrônica e estrutural, em função dos valores de Kerma de entrada no detector (Ki), conforme ilustrado na Figura 4.3.

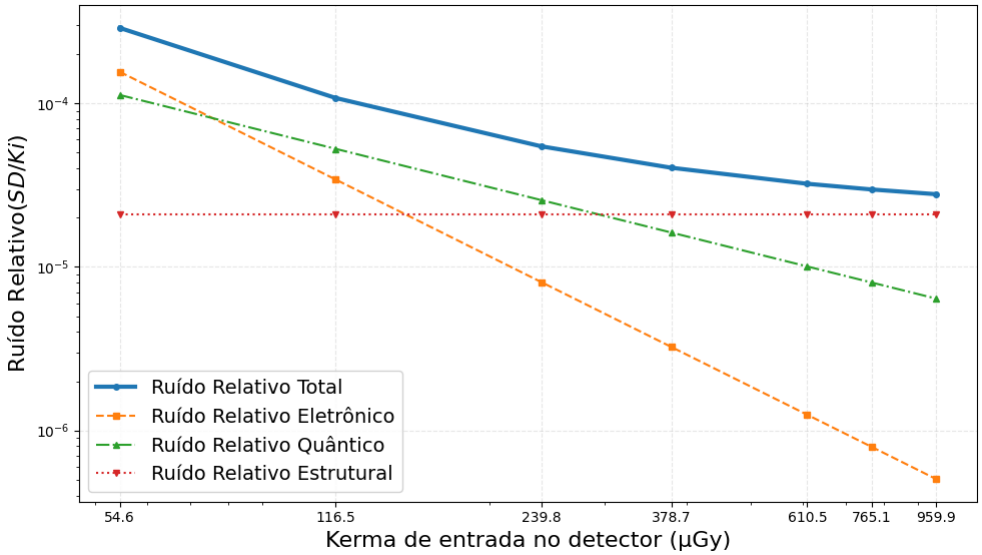

Figura 4.3 - Decomposição do ruído relativo do detector de imagem DR 18 M.

Com base na curva apresentada, observa-se que o detector DR 18M é limitado quanticamente em uma faixa de aproximadamente 75,6 a 293,5 µGy. Embora essa faixa seja

relativamente curta, o ruído quântico permanece como a componente dominante dentro desse intervalo, comportamento esse que está em conformidade com o relatado na literatura para detectores de tecnologia semelhante. Marshall e colaboradores (2016), ao decompor a variância do ruído total de um sistema DR Retrofit sob condições semelhantes, identificaram faixa de limitação quântica entre 5,2 e 253 μGy, valor próximo ao encontrado neste estudo.

Nas exposições mais baixas, nota-se que a componente eletrônica do ruído se torna predominante. Essa contribuição é particularmente relevante para valores de kerma inferiores a 75,6 μGy, nos quais o ruído eletrônico pode superar o ruído quântico em até 10%. Esse comportamento sugere que para baixos valores de dose, o desempenho do sistema pode ser limitado pelo próprio ruído eletrônico intrínseco do detector, comprometendo a relação sinal-ruído e, consequentemente, a qualidade da imagem. Fenômeno semelhante foi observado por Marshall e colaboradores (2011) ao avaliar os sistemas de conversão indireta: Fuji Amulet e Siemens Inspiration, que também apresentaram redução da DQE em níveis de exposição baixos devido à predominância do ruído eletrônico.

Ultrapassando os limites superiores da limitação quântica, observa-se a dominância da componente estrutural do ruído, que passa a ser a principal fonte de degradação da imagem. Esse comportamento pode estar relacionado à presença de padrões fixos e não uniformidades nos elementos do detector, como variações no ganho, diferenças entre elementos de leitura ou efeitos da estrutura física do painel. Tais fatores tornam o ruído estrutural mais evidente com o aumento do Kerma no ar incidente, se sobressaindo quando o ruído quântico se torna relativamente menor.

Adicionalmente, foi realizado o ajuste $DP' = a.K^b$ com valores do desvio padrão linearizado em função do kerma de entrada (Ki) em μGy e obtido o gráfico representado na Figura 4.4.

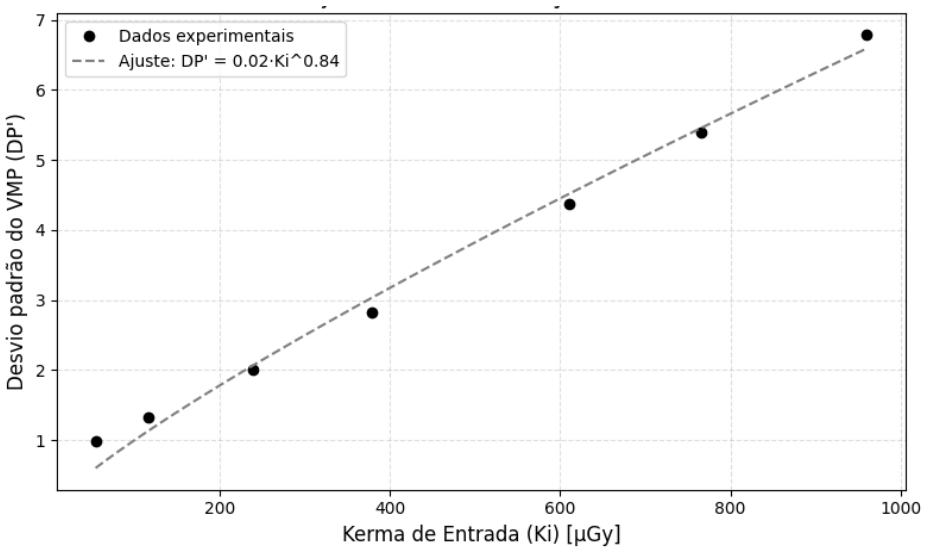

Figura 4.4 - Ajuste exponencial do desvio padrão linearizado em função do Kerma no ar incidente no detector DR 18M.

O valor obtido para o expoente b foi de 0,84, indicando que, na faixa de Kerma analisada, o ruído não é puramente quântico (para o qual b deveria ser igual a 0,5), e sugere incremento da componente estrutural do ruído.

Para fins comparativos, o ajuste foi novamente realizado considerando apenas os pontos pertencentes à faixa em que o detector é quanticamente limitado como ilustra a figura 4.5.

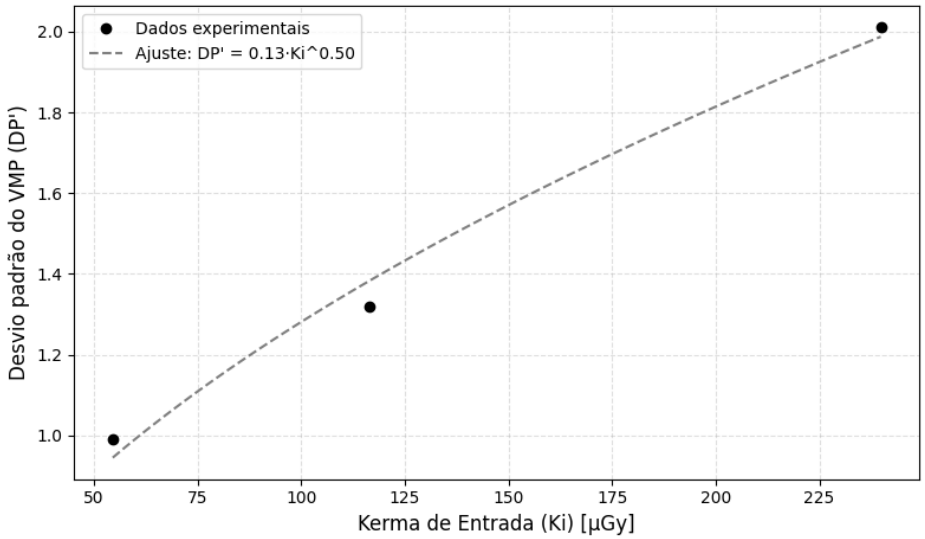

Figura 4.5 - Ajuste exponencial do desvio padrão linearizado em função do Kerma no ar incidente no detector realizado na faixa onde o ruído quântico é aproximadamente dominante.

O valor do expoente obtido nesse caso foi b = 0,50, coerente com o esperado teoricamente para ruído puramente quântico. Esse resultado confirma que, dentro da região de

limitação quântica, o ruído quântico é a componente dominante e que as outras fontes de ruído (eletrônica e estrutural) tem menor contribuição.

4.1.3 Função de transferência de modulação

A função de transferência de modulação (MTF) do detector DR 18M Agfa foi obtida pelo método da borda inclinada, conforme recomendado pelas Diretrizes Europeias, utilizando um feixe de energia de 28 kV com a combinação alvo/filtro molibdênio/molibdênio (Mo/Mo). A curva obtida está apresentada na figura 4.6, descreve a capacidade do sistema reproduzir detalhes finos na imagem, através da transferência de modulação do sinal em função da frequência espacial.

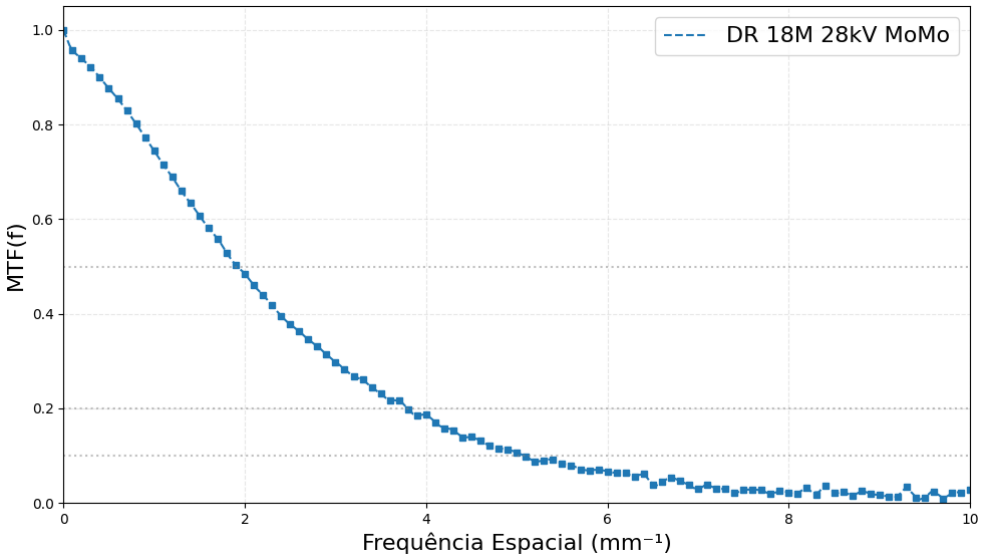

Figura 4.6 - Curva calculada de MTF do Detector DR 18M

Os resultados mostram que a MTF do detector DR 18M apresentou valores de 50%, 20% e 10% para as frequências espaciais de 1,91 mm^{-1}, 3,78 mm^{-1} e 5,07 mm^{-1}, respectivamente. O ponto correspondente à MTF de 10%, localizado em torno de 5 mm^{-1}, é frequentemente utilizado para definir a resolução espacial limite do sistema. Além desses valores característicos, foi também determinado o valor da MTF em 5 mm^{-1}, que apresentou magnitude de 0,11. Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 4.2, contendo as frequências espaciais correspondentes às MTF de 50%, 20% e 10%, bem como o valor específico da MTF em 5 mm^{-1}.

s

Tabela 4.2 - Valores de MTF calculados para o detector de imagem DR 18M para a qualidade de feixe 28 kV MoMo

MTF(f) (%)	Frequência espacial (mm^{-1})
50	1,91
20	3,78
10	5,07
11	5

A dependência da MTF com a combinação alvo/filtro foi investigada mantendo-se a mesma tensão de 28 kV e variando-se apenas a qualidade do feixe para as combinações Mo/Mo e Mo/Rh, conforme ilustrado na Figura 4.7.

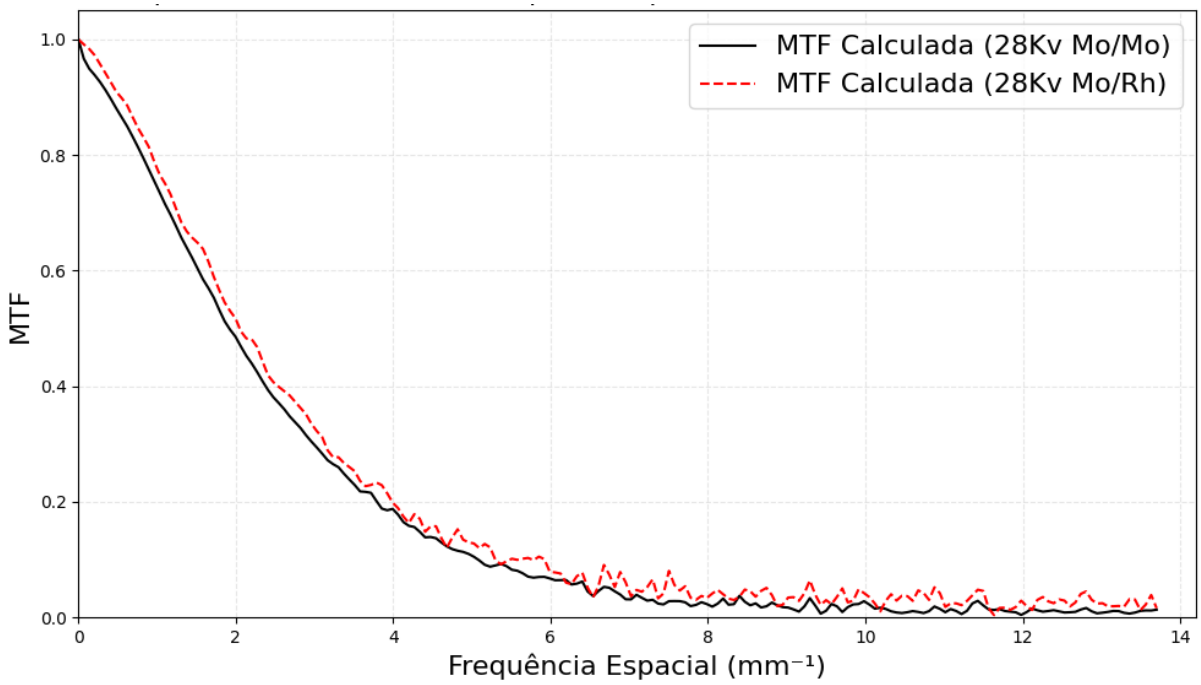

Figura 4.7 - Comparativo das curvas de MTF do detector DR 18M obtidas com adas com 28 kV e as combinações alvo/filtro de Molibdênio/Molibdênio e Molibdênio/Ródio.

Não foram observadas diferenças entre as curvas obtidas para ambas as combinações, sugerindo que a combinação alvo/filtro utilizada não exerce influência relevante na preservação do contraste pelo sistema de imagem. Esse resultado está em conformidade com os achados de Marshall e colaboradores (2007; 2016), que também relataram independência da MTF em

relação ao anodo/filtro em detectores de conversão indireta para mais de um material de anodo utilizado.

Os resultados obtidos experimentalmente foram posteriormente utilizados na comparação entre as curvas de MTF calculadas neste estudo e os valores típicos fornecidos pelo fabricante Agfa, disponíveis no manual técnico do detector DR 18M. A Figura 4.8 apresenta o comparativo entre a curva calculada e a curva típica do fabricante.

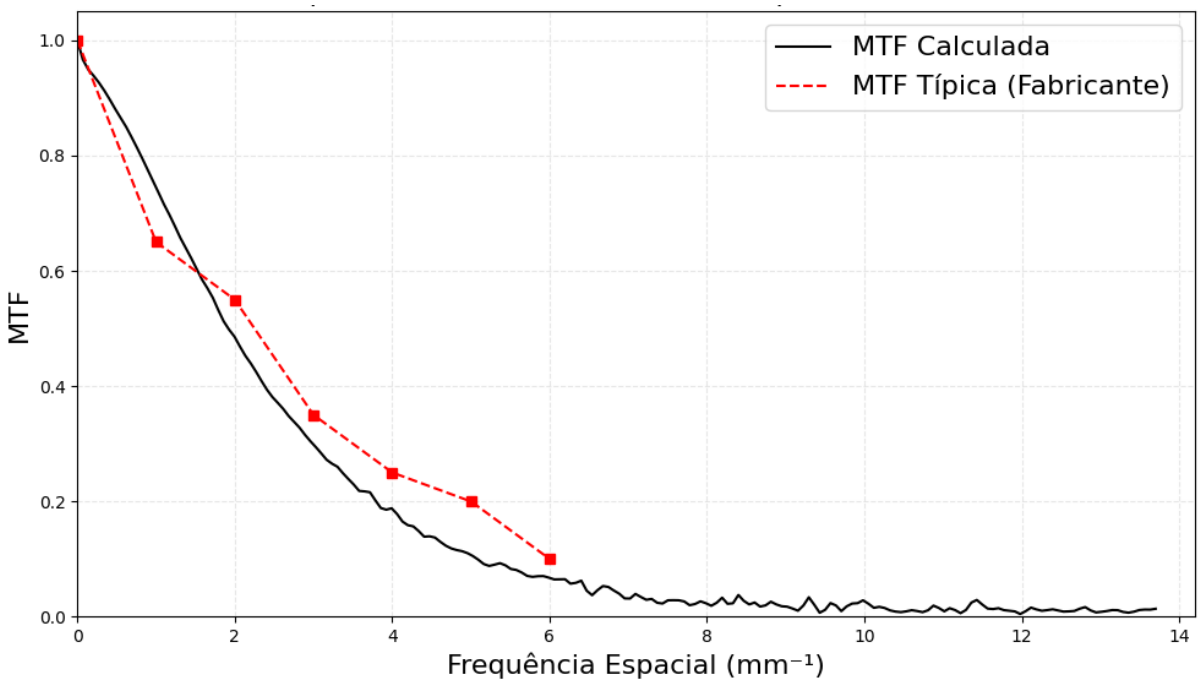

Figura 4.8 – Comparativo das curvas de MTF calculada para o detector DR 18M para a qualidade de feixe 28 MoMo e a curva extrapolada com os valores de MTF fornecidos pelo fabricante.

Observou-se uma concordância entre as curvas, com pequenas diferenças nas baixas frequências espaciais, inferiores a 2 mm^{-1}, onde os valores medidos apresentaram-se 10% superiores aos fornecidos pelo fabricante. Já para frequências espaciais superiores a 2 mm^{-1}, foi observado que os valores medidos se mostraram até 10% abaixo dos valores típicos. Esse comportamento é semelhante ao descrito por Perez e colaboradores (2022), que ao comparar valores de MTF medidos experimentalmente com os dados de fábrica para um detector de radiografia geral, também identificou diferenças que foram atribuídas a variações metodológicas no cálculo da MTF. O manual do fabricante do DR 18M não especifica detalhadamente o método utilizado para a medição da MTF, o que pode justificar pequenas diferenças entre os valores calculados e os valores típicos. Desse modo, é plausível que

diferenças metodológicas na aquisição e cálculo da MTF tenham contribuído para as variações observadas, sem representar discrepâncias significativas no desempenho do detector.

4.1.4 Espectro de Potência de Ruído Normalizado

O cálculo do espectro de potência de ruído normalizado (NNPS) foi realizado para detector DR 18M por meio do plugin COQ do ImageJ, utilizando um kerma de entrada no ar de 54,56 µGy. Com o objetivo de investigar a dependência do NNPS com o kerma incidente, foram calculadas curvas adicionais para diferentes valores de exposição, conforme apresentado na Figura 4.9.

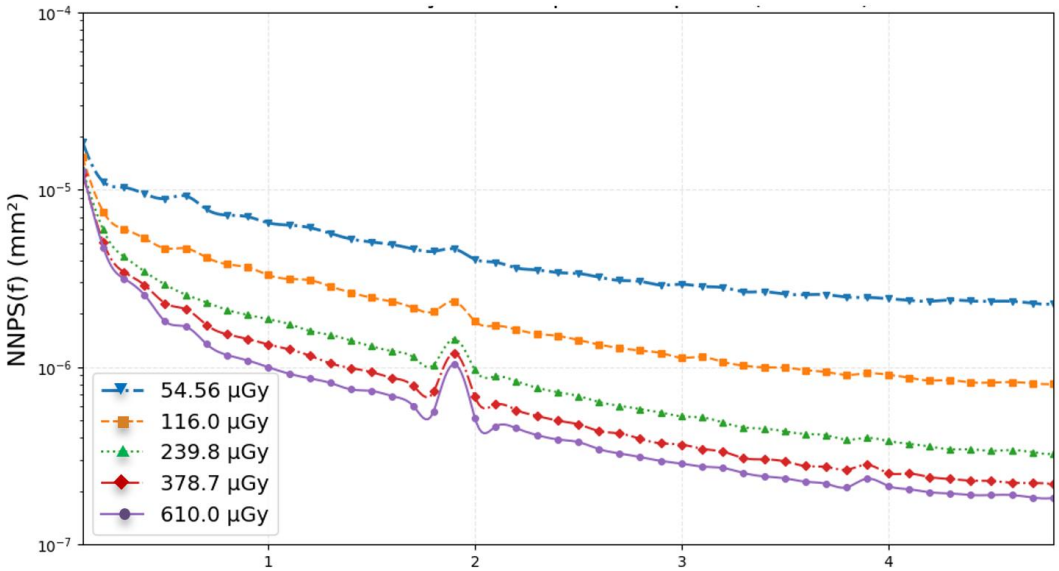

Figura 4.9 - Curvas de NNPS para diferentes valores de Kerma no ar de entrada no detector DR 18M.

Observa-se que o comportamento geral das curvas apresenta uma redução do NNPS com o aumento do kerma, resultado esperado devido à relação matemática inversamente proporcional entre o NNPS e o Kerma de entrada.

Para frequências espaciais mais baixas, foi observado um declive acentuado no NNPS, acompanhado por dois picos distintos localizados aproximadamente em 0,5 mm^{-1} e 2 mm^{-1}.

Em frequências espaciais mais baixas, nota-se a presença de um aumento acentuado no NNPS, acompanhado de picos localizados em torno de 0,5 mm^{-1} e 2 mm^{-1}. Esses picos tornam-se mais evidentes à medida que o kerma aumenta e a curva de NNPS diminui, o que sugere possível origem estrutural associada ao sistema de detecção. Essa hipótese é consistente com os resultados da decomposição de ruído apresentada anteriormente, na qual se verificou que o

ruído estrutural passa a ser predominante acima do limite superior da faixa de limitação quântica.

Segundo Marshall e colaboradores (2016), o aparecimento de picos de frequência espacial fixa está relacionado à presença de padrões periódicos na estrutura física do detector ou à interferência de elementos da grade antiespalhamento. Outros autores, como Borasi e colaboradores (2003) e Perez e colaboradores (2022), também relataram comportamento semelhante, atribuindo o aumento do NNPS em baixas frequências espaciais à contribuição do ruído estrutural inerente ao detector de imagem.

4.1.5 Eficiência Quântica de Detecção

A Eficiência Quântica de Detecção (DQE) do detector DR 18M Agfa foi calculada utilizando o plugin COQ do ImageJ, para a combinação alvo/filtro molibdênio/molibdênio (Mo/Mo), com um kerma de entrada no receptor de imagem de 54,56 µGy. Nessa condição, o sistema apresentou uma DQE de pico de aproximadamente 0,53 e uma DQE de 0,06 para a frequência espacial de 5 mm^{-1}, conforme ilustrado na Figura 4.10.

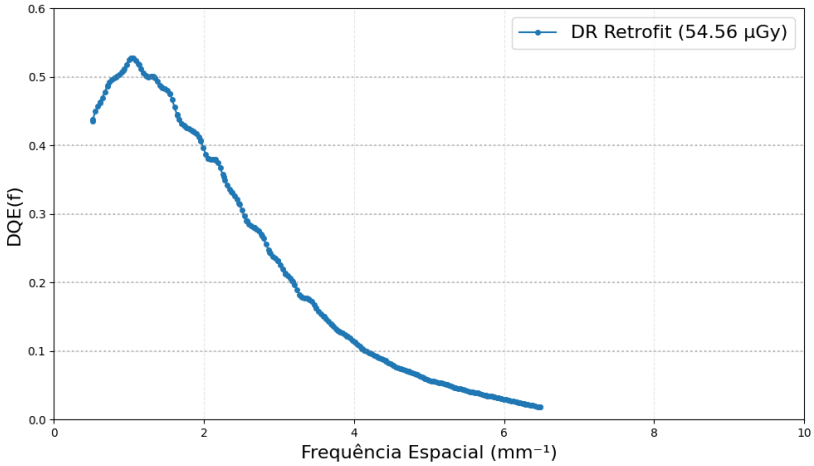

Figura 4.10 - Curva de DQE obtida para o detector DR 18M com 54,56 µGy.

Com o intuito de avaliar a dependência da DQE com o kerma de entrada, foram calculadas curvas adicionais para diferentes níveis de exposição, conforme apresentado na Figura 4.11.

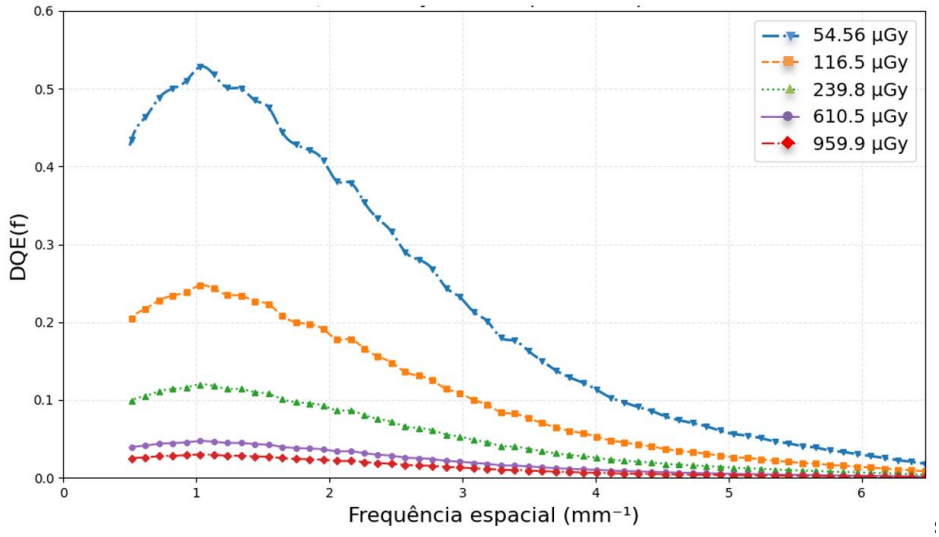

Figura 4.11 - Comparativo das curvas de DQE do detector de imagem DR 18M para diferentes valores de Kerma no ar de entrada no detector.

Observa-se que, à medida que o kerma aumenta, ocorre uma redução progressiva da DQE, o que indica que a capacidade do detector em preservar a razão sinal-ruído (SNR) diminui com o aumento do kerma incidente. Esse comportamento é esperado do ponto de vista matemático, conforme previsto pela equação 2.8.

A expressão mostra que a DQE é inversamente proporcional ao kerma incidente, de modo que aumentos de dose reduzem preservação da SNR pelo sistema de imagem.

Para valores de kerma superiores ao limite da região quântico-limitada (293,5 µGy), observa-se o aumento significativo da contribuição do ruído estrutural, que chegou a representar até 70% do ruído relativo total na faixa avaliada. Esse aumento pode promover degradação da eficiência quântica de detecção do receptor de imagem justificando o declínio da curva com o aumento do kerma à medida que a componente multiplicativa se torna dominante (IAEA, 2011).

Junto a isso, os valores típicos de DQE fornecidos pelo fabricante foram comparados aos calculados neste estudo. A partir desses dados típicos, foi elaborada uma curva extrapolada, permitindo a comparação direta entre a DQE calculada com 54,56 µGy e a DQE típica do fabricante, como mostrado na Figura 4.12.

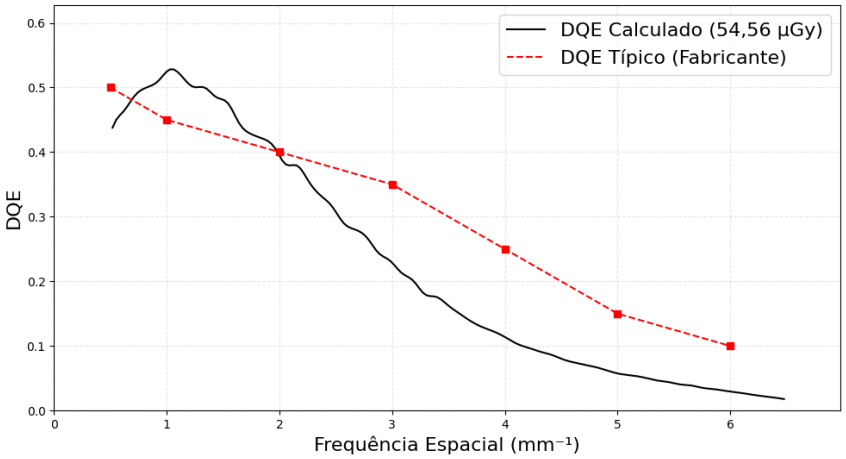

Figura 4.12 - Comparativo da curva de DQE calculada com 54,56 µGy com os valores típicos de DQE fornecidos no manual do fabricante extrapolados em uma curva.

Como discutido anteriormente, a diferença entre os valores típicos de MTF fornecidos pelo fabricante e os valores de MTF calculados neste estudo pode estar relacionada a variações nos métodos de cálculo e medição empregados, conforme também observado por Perez e colaboradores (2024). Considerando que a DQE depende diretamente da MTF, é esperado que essas diferenças influenciem nos resultados obtidos, tornando os valores de DQE calculados superiores na faixa de frequência espacial entre 0,5 e 2 mm^{-1}. Outro ponto relevante é que o fabricante não especifica no manual técnico o kerma de entrada utilizado na medição da DQE típica, nem a qualidade do feixe empregada. Como a DQE é uma métrica altamente sensível à dose incidente e à qualidade espectral do feixe, a ausência dessas informações pode ter contribuído para as diferenças observadas entre os valores calculados e os fornecidos pelo fabricante.

4.2 Detector de imagem MM 3.0 Agfa CR

4.2.1 Curva de resposta

A curva de resposta da placa de imagem CR do fabricante Agfa apresentou uma resposta logarítmica com o sinal de entrada para uma tensão aplicada no tubo de 28kV e uma combinação alvo/filtro de molibdênio/molibdênio como ilustra a figura 4.13.

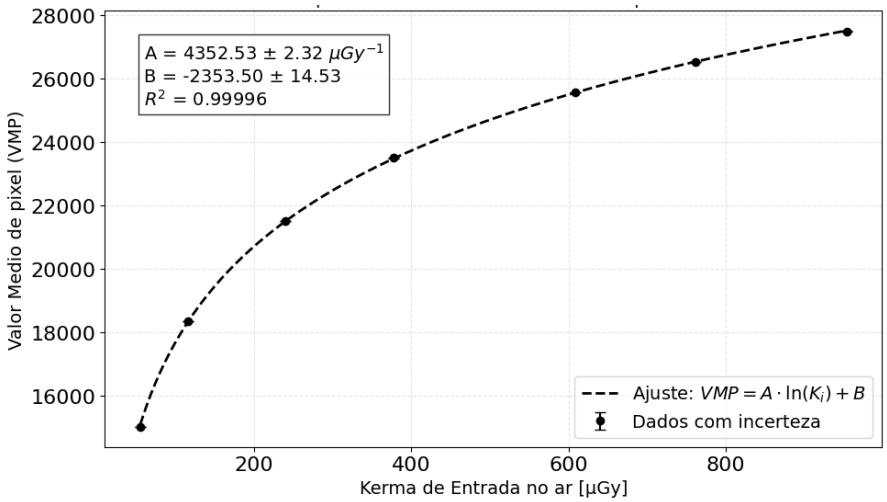

Figura 4.13 - Curva de Resposta do detector de imagem CR MM 3.0 para combinação 28 kV MoMo.

Esse tipo de resposta é amplamente documentado na literatura para detectores de fósforo fotoestimulável de leitura única, como o Carestream EHR-M3, e para detectores de dupla leitura, como o Fuji Profect, ambos caracterizados por Marshall e colaboradores (2011). Tal comportamento se deve à amplificação não linear do sinal de saída pelo fotomultiplicador, que aplica uma função logarítmica para comprimir a faixa dinâmica e otimizar a visualização da imagem (CHEVALIER, 2012).

Os coeficientes do ajuste logarítmico, assim como o coeficiente de determinação R^2 estão dispostos na tabela 4.3. O coeficiente de determinação superior a 99% sugere uma boa concordância entre os valores medidos na curva e o ajuste logarítmico utilizado para descrever a resposta do detector de imagem, sendo superior ao limite de referência estabelecido de 95% (IAEA, 2011). Os coeficientes a e b serão posteriormente, utilizados para linearizar a imagem plana para o cálculo do NNPS e a imagem de borda para o cálculo da MTF.

Para efeito de comparação, também foi determinada a curva de resposta para a mesma tensão de 28 kV, porém com a combinação alvo/filtro Molibdênio/Ródio (Mo/Rh) a fim de investigar a dependência da curva de resposta do detector com a combinação alvo/filtro. O gráfico com as curvas para as duas qualidades de feixe está representado na figura 4.14.

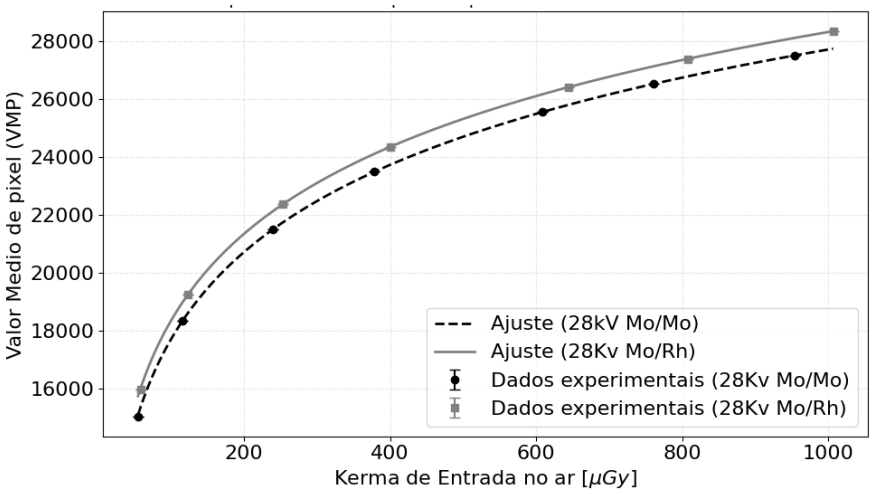

Figura 4.14 - Curvas de Resposta do detector de imagem CR MM3.0 com as combinações MoMo e MoRh.

Observa-se que, para essa configuração com alvo/filtro Mo/Rh houve um maior valor médio de pixel na faixa de kerma analisada. Esse resultado sugere a utilização de um feixe mais duro, com maior energia média dos fótons, favorece uma penetração mais profunda dos raios X no fósforo fotoestimulável, justificando o aumento do sinal registrado para a combinação Mo/Rh.

Tabela 4.3 – Coeficientes *a* e *b* da curva de resposta e coeficiente de determinação para as combinações alvo/filtro Molibdênio/Molibdênio e Molibdênio/Ródio.

Parâmetros do ajuste da curva	**Molibdênio/ Molibdênio**	**Molibdênio/ Ródio**
a (μGy^{-1})	4352 ± 2	4335,9 ± 0,2
b	-2353,5 ± 14,5	-1633 ± 1
R^2	0,99	0,99

No entanto, para detectores de imagem CR de leitura de apenas uma face da placa, esse comportamento não é esperado, conforme discutido por Perez e colaboradores (2024) e Marshall e colaboradores (2017). Ainda que um feixe com fótons de maior energia pudesse, em princípio, aumentar o sinal de saída, isso não se verifica nesses sistemas. À medida que fótons mais energéticos penetram camadas mais profundas do fósforo, a luz de cintilação gerada pelo desarmadilhamento dos elétrons excitados sofre maior atenuação dentro do próprio material. Parte dessa luz é absorvida antes de alcançar a superfície de leitura, o que reduz o ganho efetivo

de sinal. Como consequência, as curvas de resposta obtidas para feixes de maior energia média tornam-se semelhantes às obtidas para feixes de menor energia.

Com isso, o aumento de sinal observado para o feixe Mo/Rh pode sugerir um comportamento atípico do detector.

4.2.2 Função de transferência de modulação

A curva de transferência de modulação para o detector de imagem CR MM3.0 para a qualidade do feixe 28 kV Molibdênio/Molibdênio foi obtida através do método de borda (Figura 4.15).

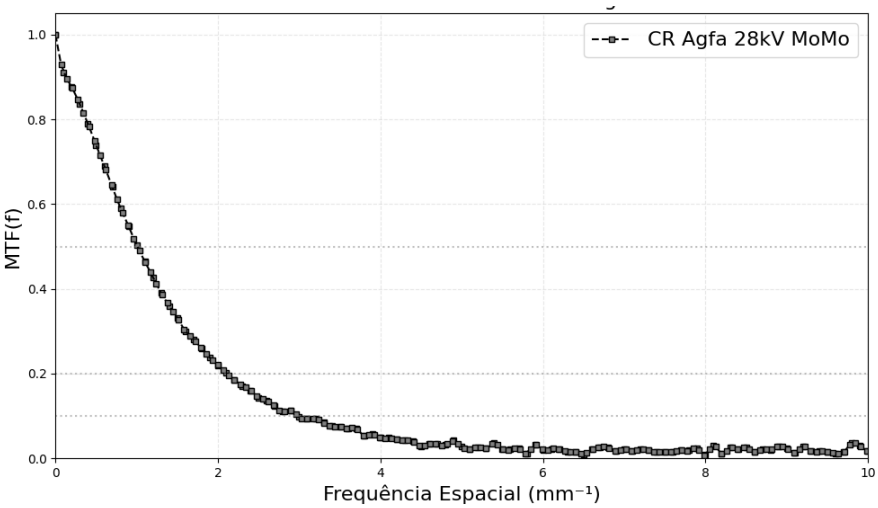

Figura 4.15 - Curva de MTF obtida para o detector de imagem CR MM 3.0.

Os valores de frequência espacial encontrados para a MTF de 50, 20 e 10%, assim como o valor de MTF referente a frequência espacial de 5mm⁻¹ estão dispostos na tabela 4.4.

Tabela 4.4 - Valores de MTF obtidos para o detector CR MM 3.0.

MTF(f) (%)	**Frequência espacial (mm^{-1})**
50	1,01
20	2,11
10	2,99
2,7	5

Os valores de MTF(f) serão posteriormente utilizados para o cálculo da DQE e comparar com o receptor de imagem DR18M avaliado previamente, e detectores avaliados na literatura seguindo metodologia similar.

4.2.3 Analise do ruído

A partir dos coeficientes de ruído extraídos do plugin Mammo_QC do software ImageJ a decomposição das componentes do ruído relativo total foi realizada de acordo com o modelo proposto por Young e colaboradores (2006) e realizado por Ravaglia e colaboradores (2009). O gráfico com a decomposição do ruído relativo está ilustrado na Figura 4.16.

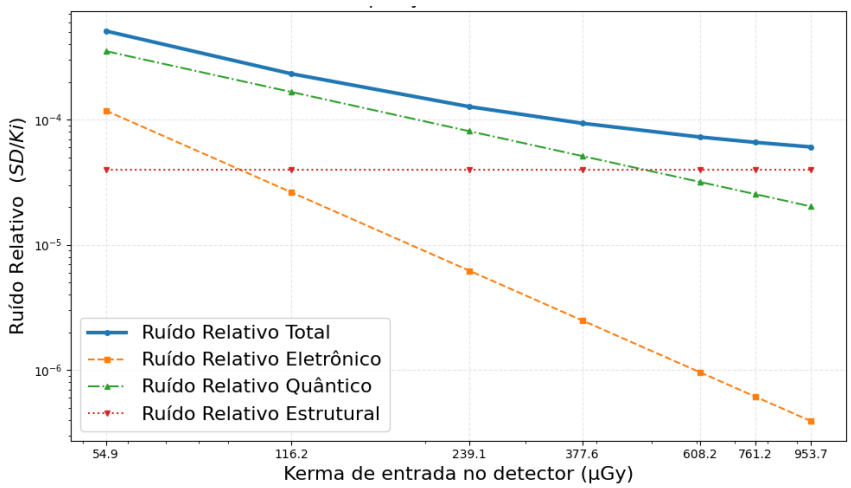

Figura 4.16 - Decomposição do ruído relativo total em suas 3 componentes.

A partir do gráfico das componentes do ruído relativo total, conseguimos observar a faixa de limitação quântica, definida como o intervalo em que o ruído quântico é a principal componente do ruído total. Para o detector Agfa CR MM 3.0, a faixa de limitação quântica obtida foi de 18,4 a 485,1 µGy, indicando que, dentro desse intervalo, o ruído quântico domina sobre os demais componentes.

Esse resultado de acordo com o comportamento esperado para detectores CR de fósforo foto estimulável, como o Agfa MM 3.0R, de modelo similar ao detector avaliado no presente estudo, caracterizado por Marshall e colaboradores (2011), que apresentou baixa contribuição de ruído eletrônico em baixas doses, devido à baixa corrente escura do tubo fotomultiplicador e forte presença do ruído estrutural em exposições mais altas, aproximando-se do ruído quântico apresentando uma faixa de limitação quântica de 18 a 450 µGy.

De modo semelhante, Perez e colaboradores (2022; 2024) reportaram comportamento semalhante para o detector Carestream EHR-M3, cuja faixa de limitação quântica situou-se entre 4 e 635 µGy utilizando a combinação alvo filtro MoMo, demonstrando que para esses sistemas CR, o ruído quântico é predominante na maior parte da faixa avaliada.

Com isso, o detector CR MM3.0 avaliado no estudo apresentou região de limitação quântica, para a qualidade do feixe 28kV MoMo, similar aos detectores de mesma tecnologia, assim como operou com o ruído quântico sendo a componente dominante para além da faixa típica utilizada clinicamente para os detectores CR em mamografia.

Adicionalmente, foi realizado o ajuste da relação $DP' = a \cdot Ki^b$, utilizando os valores do desvio padrão linearizado em função do kerma de entrada (Ki) em µGy, conforme ilustrado na Figura 4.17.

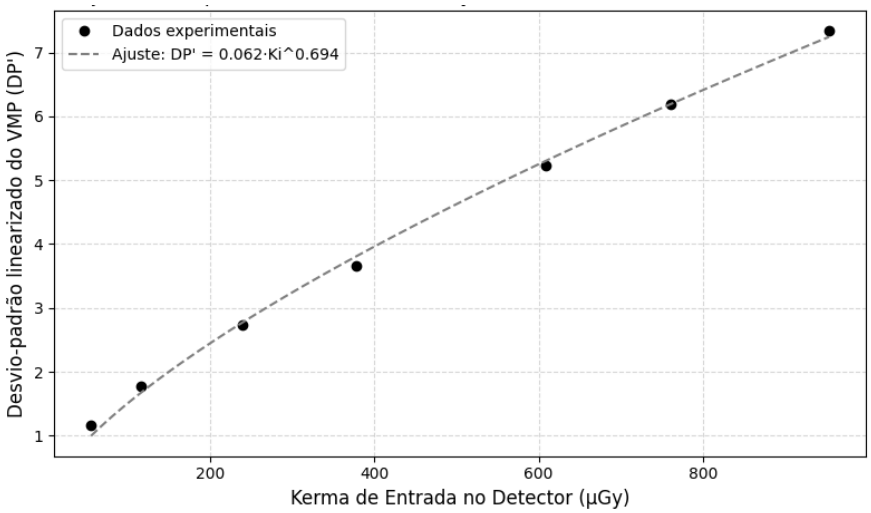

Figura 4.17 - Ajuste exponencial do desvio padrão linearizado (DP') para adquirir o coeficiente b.

Para o detector CR MM 3.0, o valor obtido para o expoente b foi de 0,69, indicando que, na faixa de kerma analisada, o detector de imagem não opera no regime puramente quântico. Esse resultado para o expoente b superior a 0,5 evidencia que o ruído do sistema possui o incremento da componente multiplicativa do ruído na faixa de kerma no ar avaliada.

4.2.4 Espectro de Potência de ruído

O espectro de potência de ruído normalizado foi calculado a partir da imagem *"flood",* adquirida com um kerma no ar de entrada no detector de 54,85 µGy para calcular a DQE seguindo as sugestões do protocolo das Diretrizes Europeias (VAN ENGEN *et al.,* 2013a).

Adicionalmente a curva para esse determinado valor de exposição, foram adquiridas outras curvas para observar a dependência do NNPS do detector CR MM 3.0 com diferentes valores de kerma, como apresentado na Figura 4.18.

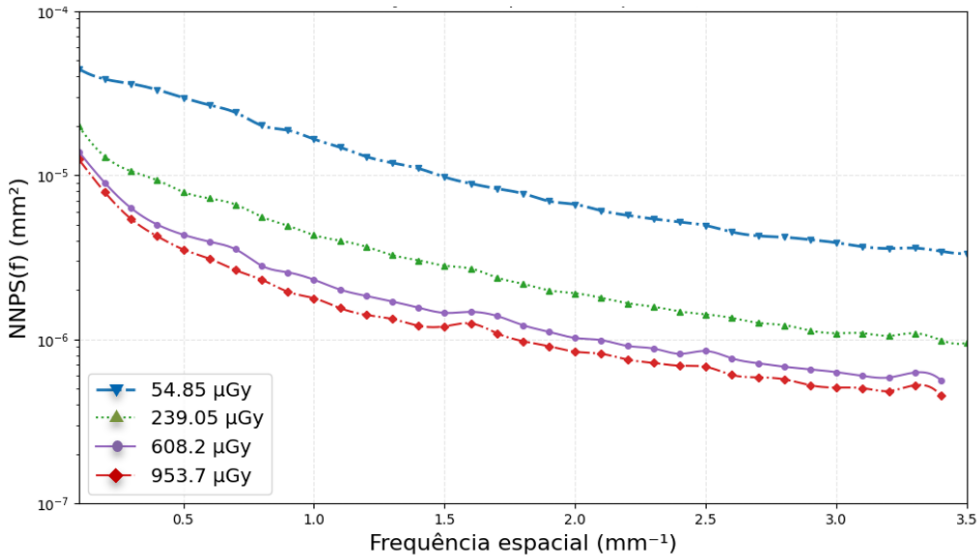

Figura 4.18 - Curvas de NNPS para o detector de imagem CR MM 3.0.

Matematicamente, é esperado que o espectro de potência de ruído normalizado decresça com o aumento do kerma, visto que o NNPS é inversamente proporcional ao kerma incidente. Com aumento do kerma e a consequente redução do NNPS é possível observar um declive mais evidente para as frequências espaciais mais baixas. Esse aumento do NNPS pode ser atribuído ao ruído estrutural do sistema (MARSHALL *et al.,* 2011; 2016; PEREZ *et al.,* 2022; 2024), visto que para valores que superam o limite superior da região quântico-limitada, onde o ruído estrutural se torna a componente do ruído dominante, esse aumento se torna mais evidente.

4.2.5 Eficiência Quântica de Detecção

A Figura 4.19 apresenta a curva da DQE obtida para o detector de imagem CR MM 3.0, adquirida com qualidade de feixe de 28 kV (Mo/Mo) e kerma de entrada de 54,85 µGy. Observa-se um comportamento típico de sistemas de radiografia computadorizada (CR), com

DQE máxima de 33% aproximadamente, ocorrendo em torno de 0,94 mm^{-1}, e uma queda gradual em altas frequências espaciais, atingindo 4 % em 5 mm^{-1}.

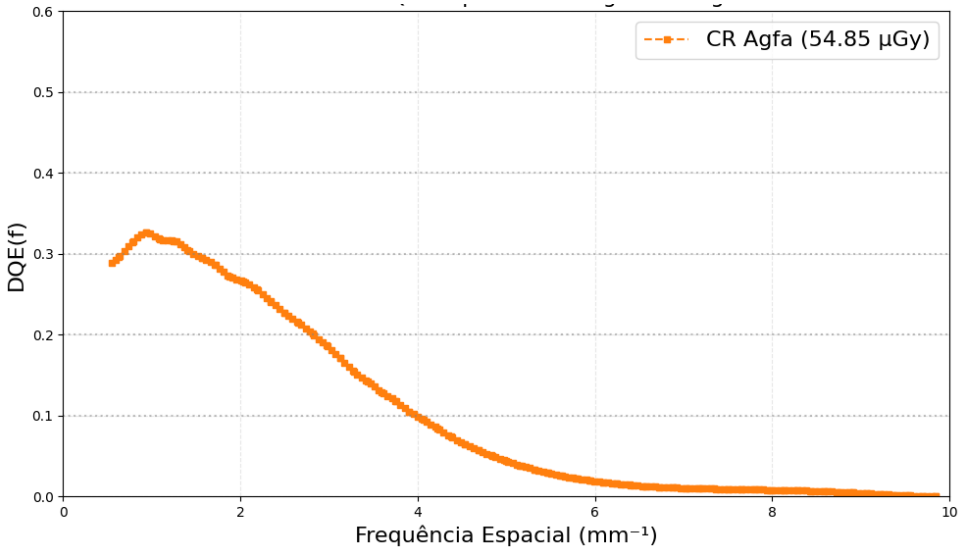

Figura 4.19 - Curva de DQE do detector de imagem CR MM 3.0 obtida com 54,56 µGy.

Para observar a dependência da DQE do detector CR MM3.0 com o kerma de entrada foi realizada 3 curvas de DQE para 3 diferentes valores de exposição como ilustra a Figura 4.20.

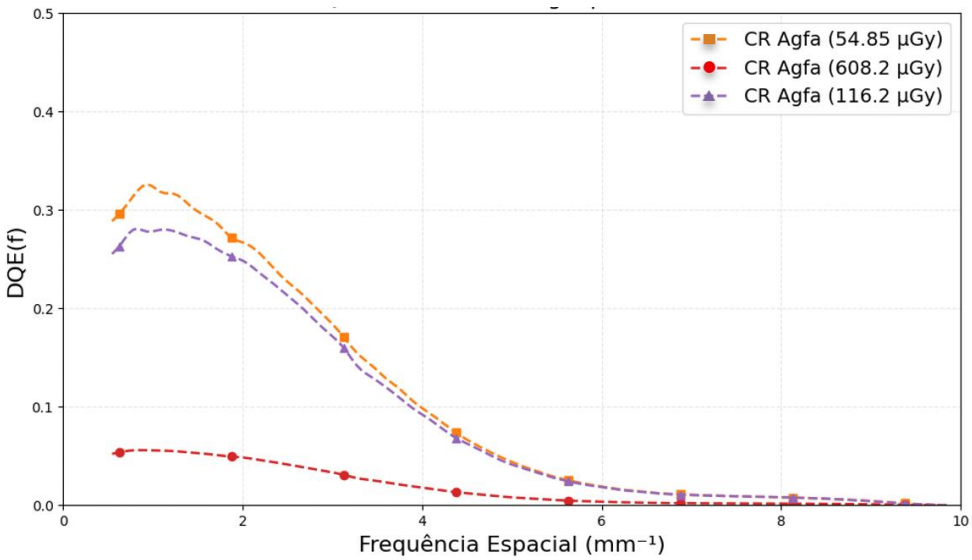

Figura 4.20 - Curvas de DQE do detector de imagem CR 3.0 M para diferentes valores de kerma.

É observado que para a faixa de kerma avaliada, a DQE decresceu com o aumento do kerma. Matematicamente, esse comportamento é esperado visto que a DQE é inversamente proporcional ao Ki.

Por outro lado, a partir da análise do ruído observamos que o detector apresenta regime de limitação quântica entre 18,4 e 485,1 µGy. As curvas referentes aos valores de kerma de 54,56 e 116,5 µGy se encontram no nesse regime de operação do detector onde o ruído quântico é a principal contribuição para o ruído total. É observado que para frequências espaciais mais altas, o detector apresentou uma preservação da razão sinal-ruído similar para ambas as curvas, assim como para curva de 54,56 e 116,2 µGy a DQE de pico apresentou, respectivamente, valores de 32 e 28%.

Esse decréscimo evidente da curva obtida para o kerma de 608,2 µGy pode ser atribuído ao aumento da influência relativa do ruído estrutural por estar operando na faixa limitada pelo ruído estrutural que se torna a componente mais evidente do ruído o que pode degradar a preservação da razão sinal ruído (KONSTANTIDINIS, 2011).

4.3 Comparativo dos detectores de imagem DR 18M e CR MM 3.0

4.3.1 Curva de resposta

A comparação das curvas de resposta entre os detectores de imagem DR 18M Agfa e CR MM 3.0 Agfa está ilustrada na Figura 4.21.

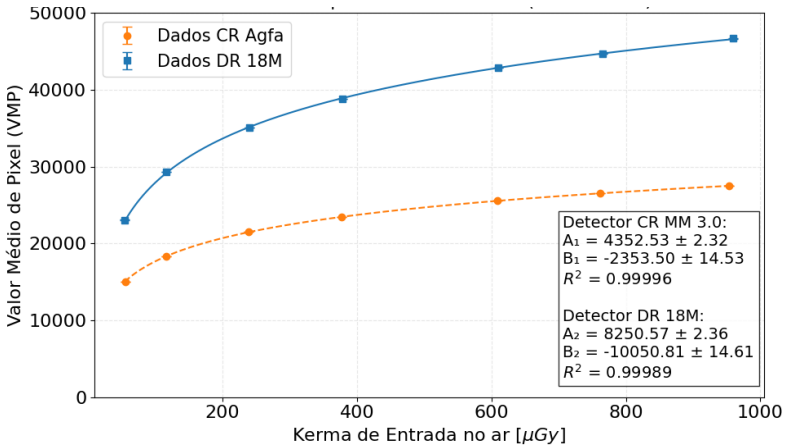

Figura 4.21 - Comparativo das curvas de resposta dos detectores de imagem CR MM 3.0 e DR 18M para a qualidade do feixe de 28 kV MoMo.

Ambos os detectores apresentaram comportamento logarítmico, com elevado coeficiente de determinação R^2, superior a 0,99, o que indica boa concordância entre os ajustes e os dados experimentais.

As principais características de cada detector, assim como os parâmetros obtidos nos ajustes, estão apresentadas na Tabela 4.5.

Tabela 4.5 - Coeficientes *a* e *b* do ajuste da curva de resposta dos detectores de imagem DR 18M e Cr MM 3.0, coeficientes de determinação obtidos e informações sobre os detectores.

Nome do Detector	**Tecnologia**	**Tipo de Resposta**	***a* (μGy⁻¹)**	***b***	**R^2**
CR MM 3.0	CR (fósforo fotoestimulável)	Logarítmica	4352± 2	–2353 ± 14	0,99
DR 18M	CsI (conversão indireta)	Logarítmica	8250 ± 2	–10050 ± 14	0,99

O valor médio de pixel (VMP) superior observado para o detector DR 18M em relação ao CR MM 3.0, sob a mesma qualidade de feixe (28 kV Mo/Mo), está diretamente associado às diferenças tecnológicas entre os dois sistemas e é refletido nos coeficientes do ajuste logarítmico. Nota-se que o coeficiente *a* do detector DR 18M (8250,57 μGy^{-1}) é quase o dobro do valor obtido para o CR MM 3.0 (4352,53 μGy^{-1}), indicando maior ganho de sinal e sensibilidade do sistema de conversão indireta com cintilador de CsI:Tl.

4.3.2 Análise do ruído

A análise comparativa das componentes de ruído para os detectores DR 18M e CR MM 3.0 revelou diferenças no comportamento das componentes de ruído em função do kerma de entrada no detector. Os dados extraídos das curvas das componentes do ruído relativo assim como o coeficiente b estão dispostos na Tabela 4.6.

Tabela 4.6 – Valores dos limites da região quântico-limitada dos detectores DR 18M e CR MM 3.0, coeficiente *b*, constantes de ruído obtidas, faixa avaliada para a análise do ruído e tecnologia dos detectores de imagem.

Detector	**Tecnologia**	**Faixa de Kerma avaliada (µGy)**	**Faixa de limitação quântica (µGy)**	**Expoente (b)**	$(k_q{}^2)$	$(k_e{}^2)$	$(k_s{}^2)$
DR 18M	DR (CsI)	54,56 – 959,9	75,6 – 293,5	0,84	0,006142	0,4644	0,0000209
CR MM 3.0	CR	54,85 – 953,7	18,4 – 485,1	0,69	0,01933	0,3553	0,0000398

Ao avaliar as faixas de limitação quântica, observou-se que o detector DR 18M manteve o domínio do ruído quântico apenas entre 75,6 e 293,5 µGy, enquanto o CR MM 3.0 apresentou uma faixa mais ampla, de 18,4 a 485,1 µGy. Esses resultados sugerem que o DR 18M é propenso a degradações na DQE nas baixas e altas exposições devido ao predomínio de ruído eletrônico e estrutural, respectivamente, enquanto o CR MM 3.0 mantém o ruído quântico como a componente dominante sobre uma faixa mais extensa.

A decomposição das componentes de ruído relativo (Figura 4.3 e Figura 4.16) deixa evidente que o DR 18M apresenta coeficiente eletrônico (k_e^2) mais elevado (0,4644) e ruído estrutural (k_s^2) de 0,0000209, enquanto o CR MM 3.0 apresenta valores menores de ruído eletrônico (0,3553 e 0,0000398, respectivamente), além de um coeficiente quântico ($k_q^2 = 0{,}01933$) superior, coerente com seu maior domínio do ruído quântico.

O ajuste exponencial do desvio padrão linearizado apresentou expoentes b de 0,84 para o DR 18M e 0,69 para o CR MM 3.0, indicando que ambos os detectores não possuem o ruído puramente quântico ($b = 0{,}5$), porém com diferentes níveis de influência das componentes eletrônica e estrutural. O valor mais elevado de b no detector DR 18M demonstra maior contribuição de ruído eletrônico e estrutural, especialmente em baixos valores de kerma como observado na decomposição do ruído relativo. Já o valor do coeficiente b obtido para o detector CR MM 3.0 está de acordo com o encontrado por Marshall e colaboradores (2011) para os detectores de mesmo fabricante Agfa, MM 3.0R e HM 5.0, que apresentaram coefiente b de respectivamente 0,65 e 0,60, no entanto a qualidade do feixe empregada para o cálculo do coeficiente b desses equipamentos foi diferente o que pode ter provocado diferença entre os valores.

4.3.3 Função de transferência de modulação

Foi realizada a comparação das curvas de MTF obtidas para a qualidade de feixe 28 kV MoMo, dos detectores DR 18M e CR MM 3.0 como ilustrado na figura 4.22.

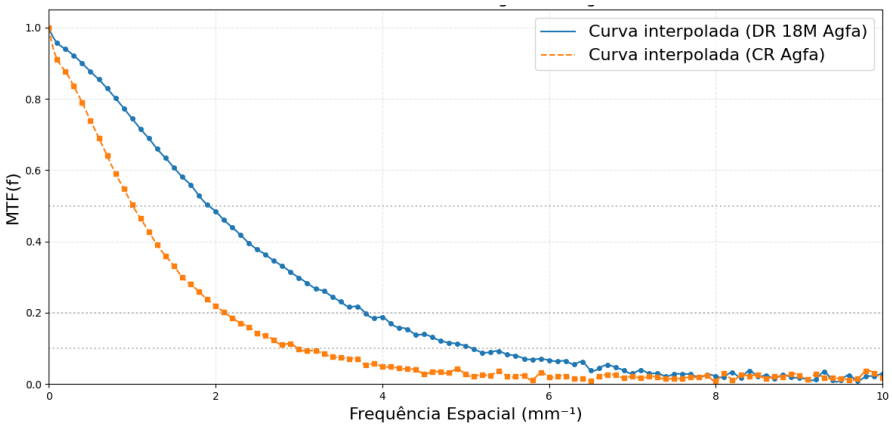

Figura 4.22 - Curvas de MTF obtidas para os detectores de imagem CR MM 3.0 e DR 18M.

Os valores obtidos de frequencia espacial para a MTF de 10, 20 e 50% na qualidade do feixe de 28 kV Mo/Mo, estão listados na tabela 4.7, juntamente aos valores de MTF referentes a frequencia espacial de 5 mm^{-1}.

Tabela 4.7 - Valores calculados de MTF para os detectores de imagem DR 18M e CR MM 3.0.

Detector	**Frequência espacial para MTF 50% (mm^{-1})**	**Frequência espacial para MTF 20% (mm^{-1})**	**Frequência espacial para MTF 10% (mm^{-1})**	**MTF para 5 mm^{-1}**
DR 18M	1,91	3,78	5,07	0,10
CR MM 3.0	1,01	2,11	2,99	0,02

A análise da função de transferência de modulação (MTF) sugere um desempenho superior do detector DR 18M em relação ao CR MM 3.0, especialmente nas altas frequências espaciais. O detector DR, de conversão indireta com cintilador de iodeto de césio (CsI), apresentou frequência espacial correspondente ao ponto de 50% da MTF igual a 1,91 mm^{-1},

praticamente o dobro do observado para o sistema CR de fósforo granular (1,01 mm^{-1}). Além disso, a MTF a 5 mm^{-1} obtida para o DR (10%) foi cerca de 8% maior que a do CR (2%), reforçando a superioridade do detector de CsI preservar o contraste de detalhes finos da imagem.

Essa superioridade entre os detectores DR de conversão indireta em relação aos detectores empregados nos sistemas CR é amplamente relatada na literatura (MARSHALL *et al.,* 2007; PEREZ *et al.,* 2024). A inferioridade observada nos valores de MTF do detector CR MM 3.0 pode ser justificada devido ao fenonemo de dispersão lateral da luz estimulante vermelha, durante o processo de leitura da placa de fósforo representado na Figura 4.23 (LEBLANS *et al.,* 2011; IAEA, 2014).

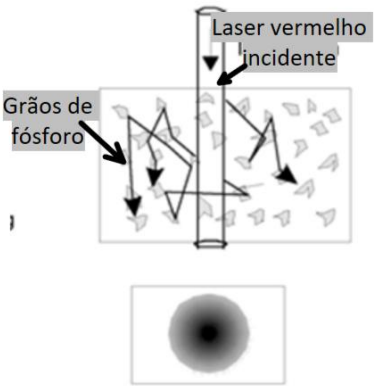

Figura 4.23 - Representação do espalhamento lateral do laser na camada de fosforo e fenômeno de "*blur*".

Fonte: IAEA, 2011

Quando o laser vermelho incide sobre a placa para liberar os eletrons armadilhados, o laser é espalhado lateralmente dentro da camada de fosforo, o que promove um borramento optico "*blur*" e consequentemente a degração da resolução espacial do sistema (LEBLANS *et al.,* 2011). Esse espalhamento causa a superposição das informações adjacentes da imagem, degradando a MTF dos detectores CR e assim reduzindo a capacidade do sistema de imagem reproduzir pequenos detalhes, ou seja, detalhes de alta frequencia espacial (IAEA, 2011).

Adicionalmente, as curvas de MTF foram comparadas com três detectores de conversão indireta de raios X avaliados na literatura, selecionados pela semelhança tecnológica com o DR 18M e pela aplicação da mesma metodologia sob a mesma qualidade de feixe. Foram incluídos nessa comparação os detectores GE Pristina e GE Essential, ambos analisados por Perez e

colaboradores (2024), além de um detector da modalidade retrofit avaliado por Marshall e colaboradores (2016). As curvas comparativas de MTF estão apresentadas na Figura 4.24.

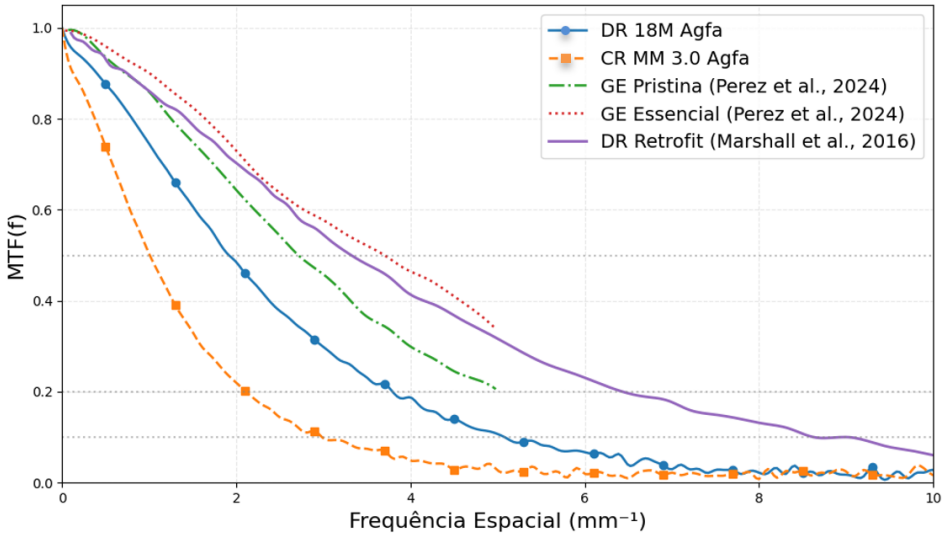

Figura 4.24 - Comparativo das curvas de MTF para a qualidade de feixe 28 kV MoMo.

O detector DR 18M apresentou frequência espacial de 1,91 mm^{-1} para a MTF de 50% e 5 mm^{-1} para a MTF de aproximadamente 10%, valores inferiores aos obtidos para os detectores GE Essential (3,70 mm^{-1} e 34%) e GE Pristina (2,73 mm^{-1} e 20%) avaliados por Perez e colaboradores (2024), ambos sistemas nativos de conversão indireta dos raios X. O desempenho do DR 18M, em termos da função de transferência de modulação, mostrou-se inferior ao do DR retrofit *Smartbucky* analisado por Marshall e colaboradores (2016), que apresentou frequência espacial de 3,32 mm^{-1} para a MTF de 50% e valor de 31% para a MTF na frequência espacial de 5 mm^{-1}. Essa diferença pode ser atribuída à configuração do *Smartbucky*, em que todo o bucky do mamógrafo foi substituído pelo smartbucky, próprio do novo sistema de imagem.

Tal configuração difere dos sistemas retrofit, como o DR 18M e a placa RoseM da fabricante Shimadzu, avaliada por Almeida e colaboradores (2025), nos quais apenas o detector é acoplado ao mamógrafo convencional por meio de um sistema de cabeamento apropriado. O DR 18M apresentou propriedades de resolução espacial similares às do RoseM, cujas frequências espaciais para as MTF de 50%, 20% e 10% foram de 2,07, 3,66 e 5,56 mm^{-1}, respectivamente. Com isso, observa-se que as placas de imagem DR 18M e RoseM, da modalidade Retrofit para a qualidade de feixe avaliada, apresentou desempenho de MTF

intermediário entre os detectores integrados de conversão indireta e os sistemas baseados em fósforo estimulável.

Os valores de MTF obtidos para o detector DR 18M, inferiores aos relatados para outros detectores de conversão indireta, podem estar relacionados a possíveis variações na espessura da camada cintiladora. Segundo Miller e colaboradores (2005), a MTF tende a se degradar com o aumento da espessura do cintilador, em virtude da maior dispersão lateral da cintilação gerada no interior do material, fenômeno conhecido como *veiling glare*. Assim, camadas de CsI mais finas favorecem uma melhor resolução espacial, ainda que impliquem em menor eficiência quântica de detecção, pois reduzem a absorção dos fótons de raios X e elevam o nível de ruído do sistema. Em camadas cintiladoras mais espessas, o percurso da luz dentro do cintilador é maior, resultando em maior dispersão lateral e, consequentemente, em uma LSF mais larga. Essa distribuição da luz sobre uma área maior do que o ponto de incidência original resulta no alargamento da LSF. A Figura 4.25 ilustra a diferença entre as LSF's de detectores com camadas cintiladoras de menor e maior espessura, respectivamente.

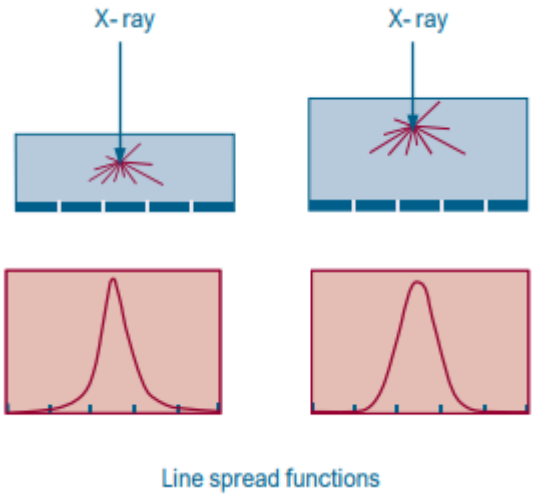

Figura 4.25 - Comparativo da Função de Propagação de Linha (LSF) para diferentes espessuras de material cintilador.

Fonte: LORAD, 2001

Diante disso, é desejável que a espessura da camada cintiladora seja suficiente para absorver cerca de 80% da radiação incidente, equilibrando o desempenho em termos de MTF e DQE. Embora o manual do fabricante do detector DR 18M não informe a espessura de seu cintilador, as propriedades inferiores de resolução espacial observadas nas curvas comparativas

de MTF sugerem que esse sistema possua uma camada de CsI mais fina em relação aos demais detectores de conversão indireta analisados.

Junto a isso, o CR MM 3.0 apresentou frequência de 1,01 mm^{-1} para a MTF de 50% e 2% para a MTF em 5 mm^{-1}, valores inferiores aos detectores digitais de conversão indireta, condizentes com as limitações intrínsecas de resolução dos sistemas de fósforo estimulável, nos quais a dispersão lateral do laser estimulante promove a degradação da MTF como esperado pela literatura (LEBLANS *et al.,*2011; IAEA, 2014).

4.3.4 Espectro de Potência de Ruído Normalizado

A Figura 4.26 apresenta a comparação das curvas do espectro de potência de ruído normalizado (NNPS) para os detectores CR MM 3.0 e DR 18M, obtidas com um kerma no ar de entrada no detector de aproximadamente 54,5 µGy.

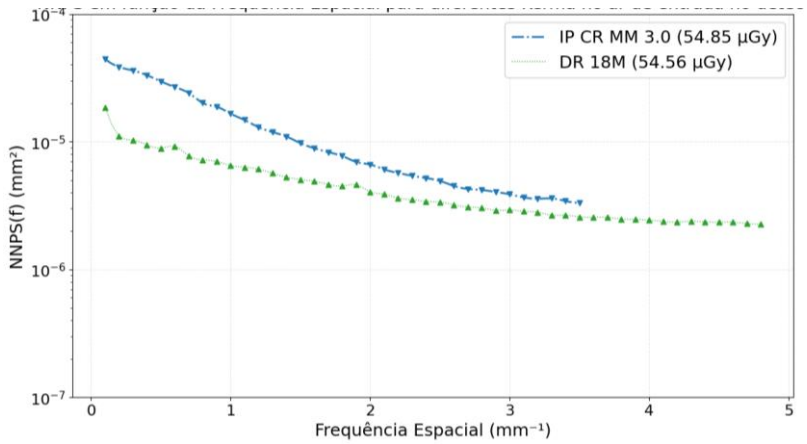

Figura 4.26 - Curvas de NNPS dos detectores de imagem DR 18M e CR MM 3.0 para um kerma de aproximadamente 54 µGy.

Observa-se que em toda a faixa de frequências, o CR MM 3.0 exibe valores de NNPS mais elevados do que o DR 18M, com diferença de ordem de grandeza visível nas baixas e médias frequências. A forma das curvas também difere onde o receptor de imagem CR apresenta declínio mais acentuado do NNPS com a frequência espacial, e o DR 18M mantém curva mais plana e de menor amplitude apresentando somente um aumento evidente nas baixas frequências espaciais. A ampla faixa de limitação quântica identificada (18,4 a 485,1 µGy) para a placa de imagem CR indica que, nas condições avaliadas, o ruído quântico é a principal componente do ruído total, enquanto o ruído estrutural torna-se mais relevante em exposições elevadas.

Nos dados individuais do DR 18M discutidos anteriormente, foi observado para o detector DR 18M picos de frequências espaciais fixas atrelados a presença de estruturas de linhas relacionadas a grade nas imagens planas utilizadas (MARSHALL *et al.,* 2016), que se tornaram mais evidentes à medida que o kerma aumentava. Junto a isso foi notório para ambos os detectores de imagem o aumento do NNPS para baixas frequências espaciais, se tornando mais evidente em altos valores de kerma, comportamento esse que foi observado na literatura e atribuído ao ruído estrutural (PEREZ *et al.,* 2024; MONNIN *et al.,* 2014).

4.3.5 Eficiência Quântica de detecção

A eficiência quântica de detecção dos detectores CR MM 3.0 e DR 18M foram calculadas para o kerma de aproximadamente 54µGy utilizando a mesma qualidade do feixe, e o gráfico está representado na Figura 4.27.

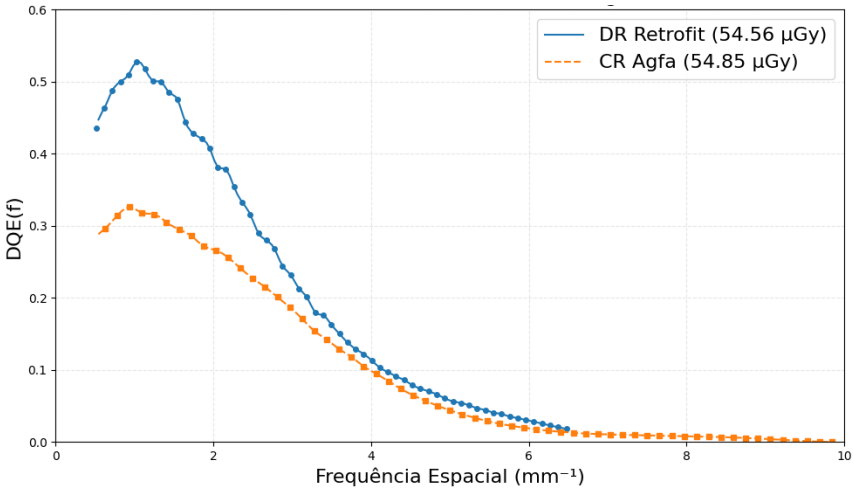

Figura 4.27- Curvas de DQE dos detectores de imagem DR 18M e CR MM 3.0 para um kerma de aproximadamente 54 µGy.

O detector DR 18M apresentou um DQE de pico de aproximadamente 53%, e uma DQE de aproximadamente 6% para a frequência espacial de 5 mm^{-1}. Enquanto o receptor de imagem CR apresentou uma DQE de pico de aproximadamente 33% e uma DQE 4% para a frequência espacial de 5 mm^{-1}.

Observa-se que o detector DR 18M apresentou desempenho superior na preservação da razão sinal-ruído (SNR) em baixas frequências espaciais para a DQE calculada com 54 µGy, exibindo um valor de DQE de pico aproximadamente 20% maior. Esse resultado era esperado com base nas análises anteriores, pois o DR 18M demonstrou melhor desempenho em baixas e

médias frequências espaciais, especialmente em termos de MTF. Além disso, mesmo sob dominância da componente de ruído eletrônico, o detector apresentou menores valores de NNPS, contribuindo para a maior eficiência quântica de detecção.

No entanto, para altas frequências espaciais, os detectores de imagem apresentaram desempenho similar como uma diferença de 2% no valor de DQE para a frequência espacial de 5 mm^{-1}. A degradação da DQE do detector DR 18M para estruturas finas, podendo ser atribuída ao forte incremento da componente do ruído eletrônico que chegou a superar em 10% a componente do ruído quântico, comportamento esse reportado por Marshall e colaboradores (2011) para alguns detectores digitais avaliados.

Para fins comparativos, foram avaliadas novamente as curvas de DQE com a mesma qualidade do feixe, utilizando um kerma de aproximadamente 116 µGy, e o gráfico está ilustrado na Figura 4.28.

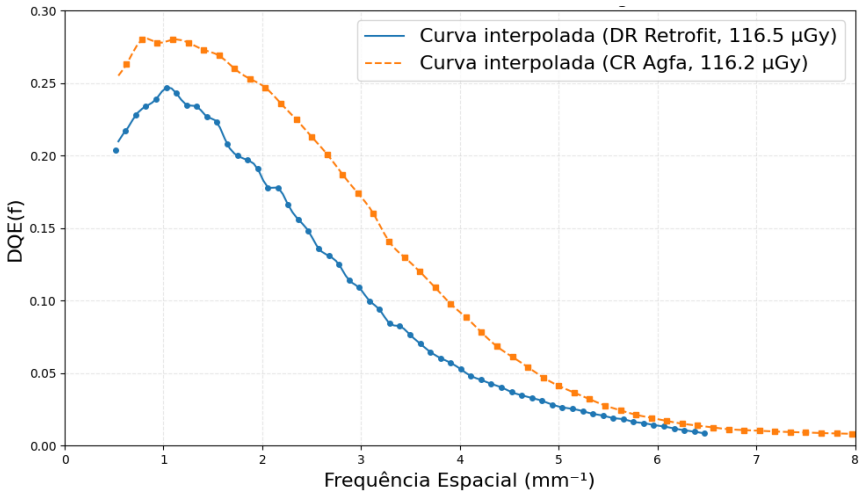

Figura 4.28 – Curvas de DQE dos detectores de imagem DR 18M e CR MM 3.0 para um kerma de aproximadamente 116 µGy.

Nota-se que, para esse valor de kerma, o detector de conversão indireta DR 18M apresentou valores de DQE inferiores aos obtidos para o detector CR MM 3.0. Para o DR 18M, foram obtidos valores de DQE de pico e de DQE na frequência espacial de 5 mm^{-1} de 25% e 2%, respectivamente. Já para o detector CR MM 3.0, esses valores foram de 28% e 4%.

Esse resultado indica que a preservação da SNR pelo detector DR 18M é mais sensível ao kerma utilizado quando comparada ao comportamento do detector CR MM 3.0. Essa maior sensibilidade pode estar associada a dominancia da fração da componente de ruído estrutural em relação ao ruído total à medida que o kerma no ar se aproxima do limite superior de sua faixa de limitação quântica (IAEA, 2011; MARSHALL *et al.,* 2007; ILLERS *et al.,* 2004b).

Tal interpretação é coerente com o fato de o DR 18M apresentar uma faixa de domínio do ruído quântico mais curta que a do CR MM 3.0, tornando-o mais suscetível à influência das componentes aditivas e multiplicativas do ruído.

Junto a isso os valores de DQE obtidos com aproximadamente 54 µGy, foram comparados com os obtidos para os detectores de conversão indireta na literatura com valores de kerma de entrada no detector mais próximo o possível, devido dependência da DQE com o valor de kerma o que poderia causar uma comparação injusta dos resultados. O gráfico com as curvas de DQE calculadas no presente estudo e as presentes na literatura utilizadas para comparação estão ilustradas na 4.29.

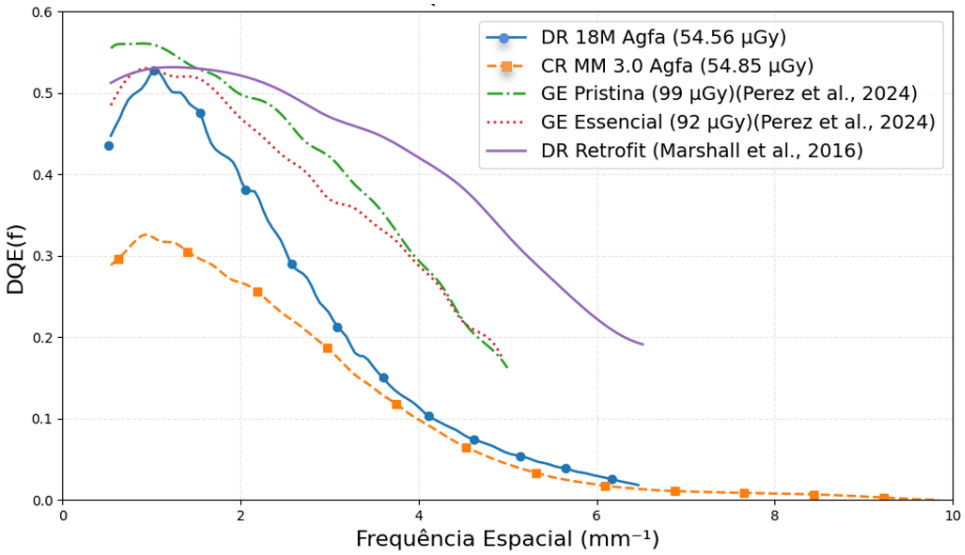

Figura 4.29 - Curvas de DQE de detectores digitais utilizando a mesma qualidade de feixe.

Os valores extraídos das curvas de DQE de pico, assim como os valores de DQE para frequência espacial de 5 mm^{-1} e o kerma utilizado para o cálculo da DQE estão dispostos na Tabela 4.8.

Tabela 4.8 - Comparação dos valores de DQE com os valores obtidos na literatura para detectores de conversão indireta.

Parâmetro Avaliado	Detector DR 18M	CR MM 3.0	GE Essencial (PEREZ *et al.*, 2024)	GE Pristina (PEREZ *et al.*, 2024)	Retrofit (MARSHALL *et al.*, 2016)
Pico de DQE (eficiência em baixa frequência)	0,53	0,32	0,53	0,56	0,53
DQE a 5 mm^{-1}	0,06	0,04	0,16	0,16	0,32
Ki utilizado para calcular a DQE (µGy)	54,56	54,85	99	92	50

A comparação entre os dados de eficiência quântica de detecção (DQE) evidencia que o DR 18M apresentou desempenho equivalente aos detectores de conversão indireta reportados na literatura em termos da DQE em baixas frequências espaciais, mas com menor preservação da razão sinal-ruído (SNR) nas altas frequências.

O pico de DQE obtido para o DR 18M foi de 53%, valor semelhante aos registrados para os detectores nativos GE Essential e GE Pristina, avaliados por Perez e colaboradores (2024), e para o *Smartbucky*, caracterizado por Marshall e colaboradores (2016), todos com picos de DQE com valores entre 53 e 56%. Esse resultado sugere que os detectores, DR nativos e os detectores da modalidade Retrofit, de conversão indireta dos raios X possuem desempenho comparável para as frequências espaciais mais baixas utilizando 54,56 µGy.

Contudo, para a frequência espacial de 5 mm^{-1}, o DR 18M apresentou DQE de 10%, inferior aos valores observados para os detectores GE Essential e GE Pristina, e 26% inferior ao valor obtido para o *Smartbucky*. Essa inferioridade de desempenho para altas frequências espaciais sugere que a dominância do ruído eletrônico em baixos níveis de kerma no ar de entrada no detector, para esse valor de kerma possa degradar a preservação da SNR pelo detector assim como Marshall e colaboradores (2011) relataram para o sistema CR Carestream EHR-M3, o Fuji Amulet e o Siemens Inspiration.

Já o sistema CR MM 3.0 apresentou pico de DQE de 32% e DQE de 4% em 5 mm^{-1}, valores inferiores aos observados na literatura para os detectores de conversão indireta. Esses resultados estão em conformidade com os reportados por Marshall e colaboradores (2011) e

Perez e colaboradores (2022), que descrevem a inferioridade da DQE em sistemas baseados em fósforo fotoestimulável devido ao espalhamento do laser vermelho lateralmente, fator que limita a preservação do contraste em altas frequências e por consequência limita a preservação da SNR. Dessa forma, os resultados obtidos neste estudo confirmam que, embora o DR 18M Retrofit apresente DQE similar aos sistemas integrados de conversão indireta, sua resposta em altas frequências espaciais aproxima-se do comportamento observado para o CR MM 3.0, evidenciando as restrições intrínsecas do detector Retrofit em relação aos sistemas digitais totalmente integrados e ao sistema Retrofit onde o Bucky é completamente alterado para o *Smartbucky*.

Embora o estudo tenha buscado aproximar ao máximo as condições experimentais das descritas por Perez e colaboradores (2024) e Marshall e colaboradores (2016), a comparação ideal do desempenho dos detectores DR 18M e CR MM3.0, em termos de DQE, requereria a análise desse parâmetro em valores de kerma mais similares, uma vez que a DQE é diretamente influenciada pelo kerma no ar incidente.

5 CONCLUSÕES

O desempenho dos detectores digitais CR MM 3.0 e DR 18M, utilizados em modalidades econômicas de mamografia adaptadas a mamógrafos convencionais, foi caracterizado fisicamente neste estudo. Os resultados obtidos atenderam aos objetivos propostos, pois permitiram quantificar o comportamento da resposta ao sinal, analisar a contribuição das diferentes componentes do ruído e determinar as métricas objetivas de qualidade de imagem, incluindo MTF, NNPS e DQE, conforme as diretrizes do protocolo europeu (VAN ENGEN *et al.,* 2013a).

A avaliação da curva de resposta e da análise de ruído demonstrou que ambos os detectores apresentam comportamento logarítmico, indicando uma relação não linear com o kerma incidente. O detector DR 18M apresentou maior sensibilidade ao sinal quando comparado ao receptor CR MM 3.0. A decomposição do ruído evidenciou que o DR 18M opera em uma faixa de limitação quântica mais estreita e, por isso, torna-se mais suscetível ao incremento das componentes eletrônica e estrutural em valores mais baixos ou mais altos de kerma, respectivamente. O CR MM 3.0 apresentou uma faixa de limitação quântica mais ampla e menor influência do ruído aditivo para baixos valores de kerma no ar incidente no detector, aproximando-se mais do regime puramente quântico.

Na determinação da MTF, NNPS e DQE, os resultados comprovaram a superioridade geral do detector de imagem DR 18M em comparação com o CR MM 3.0. Onde a frequência espacial para a MTF de 50% foi aproximadamente o dobro e apresentou valor de MTF 8% superior a 5 mm^{-1}, demonstrando melhor resolução espacial na preservação do contraste de estruturas finas, atribuída à tecnologia de cintilador de CsI com menor dispersão lateral de luz. Em contrapartida, o CR MM 3.0 apresentou valores de NNPS mais elevados, especialmente em baixas e médias frequências, o que pode ter impactado sua DQE. A DQE de pico do DR 18M mostrou-se cerca de 20% superior para um kerma no ar de aproximadamente 54 µGy, indicando uma melhor preservação da SNR para objetos de baixa frequência espacial. No entanto, em altas frequências espaciais, o desempenho de ambos se equiparou, sugerindo limitações do sistema retrofit DR 18M frente ao incremento das fontes de ruído, aditiva e multiplicativa (eletrônico e estrutural). Para os valores de DQE calculados com aproximadamente 116 µGy, o detector CR MM 3.0 apresentou valores de DQE de pico e a 5 mm^{-1} superiores aos do DR 18M em 3% e 2% respectivamente, evidenciando que a preservação da SNR pelo detector DR

18M pode ser comprometida em exposições mais altas à medida que que a faixa limitada pelo ruído estrutural se torna mais próxima.

Os valores de MTF obtidos experimentalmente para o DR 18M mostraram-se coerentes com as especificações típicas fornecidas pelo fabricante, com diferenças atribuídas as diferentes metodologias de medição e cálculo como sugerido por Perez e colaboradores (2022). Essas diferenças refletiram na comparação dos valores típicos de DQE fornecidos pelo fabricante e os calculados nesse estudo, visto a dependência direta dos parâmetros de DQE e MTF. A diferença entre os valores pode também ser atribuída ao fato do fabricante não fornecer o valor de kerma no ar utilizado para o cálculo dos valores típicos de DQE, métrica dependente do kerma no ar como observado no estudo.

A comparação com outros detectores de conversão indireta avaliados na literatura mostrou que o DR 18M apresenta desempenho intermediário, pois é superior ao CR MM 3.0 em praticamente todas as métricas quantitativas e se aproxima de sistemas integrados de conversão indireta em baixas frequências em termos de DQE. Entretanto, o desempenho do DR 18M em altas frequências espaciais se mostrou mais sensível à contribuição da componente de ruído eletrônico, com valores de DQE abaixo de sistemas de imagem de conversão indireta: Retrofit *Smartbucky* e de detectores DR totalmente integrados. Ainda assim, é importante destacar que, embora o presente estudo tenha buscado reproduzir condições experimentais próximas às utilizadas nas avaliações da literatura, as diferenças de kerma no ar incidente entre os estudos podem ter influenciado as comparações realizadas, tornando necessária uma análise em condições equivalentes para uma avaliação mais justa do desempenho dos detectores.

De forma geral, os detectores digitais de imagem, CR MM 3.0 e DR 18M, do fabricante Agfa instalados em mamógrafos convencionais apresentaram propriedades de desempenho distintas. Para a maior parte dos parâmetros avaliados, os resultados obtidos para o detector DR 18M foram superiores aos observados para a placa de imagem de fósforo granular CR MM 3.0. Nas condições experimentais analisadas, o DR 18M demonstrou potencial para ser uma opção intermediária entre os detectores integrados comparados na literatura e a placa de imagem avaliada CR no estudo. No entanto, para classificá-lo como uma opção viável para substituir o detector CR MM 3.0, seria necessário realizar uma avaliação mais abrangente dos detectores sob as mesmas condições, incluindo uma maior variedade de qualidades de feixe, especialmente aquelas empregadas na prática clínica. Idealmente, também seria importante conduzir uma análise qualitativa da imagem, de modo a confrontar esses resultados com os achados quantitativos obtidos na caracterização do desempenho dos detectores.

6 PERSPECTIVAS FUTURAS

O estudo tem caráter preliminar, com isso para classificar o detector DR 18M como uma solução viável para substituir o detector empregado no sistema CR, seria necessário avaliar outros parâmetros, assim como verificar as métricas avaliadas no estudo para as técnicas radiográficas utilizadas clinicamente.

Dessa forma, como perspectivas de pesquisas futuras sugere-se que sejam realizadas as medidas para outras qualidades de feixe utilizadas clinicamente para caracterizar de maneira mais robusta o detector DR 18M e por fim comparar com os outros detectores digitais de imagem disponíveis no mercado.

Visando confrontar os resultados quantitativos de desempenho e qualidade da imagem obtidos no estudo com uma análise quantitativa, se sugere:

- Realizar medidas com o simulador de contraste-detalhe CDMAM;
- Investigar as propriedades dosimétricas de Dose Glandular Media (DGM) obtidas com o detector DR 18M na prática clínica em relação as outras tecnologias.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGFA HEALTHCARE. *DR 18M / DR 24M – User Manual*. 2018.

ALMEIDA, C. D. *Otimização de sistemas digitais de mamografia*. 2014. Tese (Doutorado) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro, 2014.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. *AAPM Report No. 93: Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems*. 2006.

ATTIX, F. H. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. 1 ed. WILEY-VCH, 1986.

Borasi G, Nitrosi A, Ferrari P, Tassoni D. On site evaluation of three flat panel detectors for digital radiography. Med. Phys. 2003;30;1719–31.

BOUWMAN, R. *et al* An alternative method for noise analysis using pixel variance as part of quality control procedures on digital mammography systems. *Physics in Medicine and Biology*, v. 54, p. 6809-6822, 2009. DOI: 10.1088/0031-9155/54/22/004.

BRASIL. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. Instrução Normativa nº 92, de 27 de maio de 2021. *Diretrizes brasileiras para garantia da qualidade em mamografia*. Brasília, 2021.

BUSHBERG, J. T. *et al The essential physics of medical imaging*. 3. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

CHEVALIER, M. *La física de la mamografía*. Madrid: SEFM – Sociedad Española de Física Médica, 2010.

CHEVALIER, M.; TORRES, R. Mamografia digital. *Revista de Física Médica*, v. 11, n. 1, p. 11–26, 2012.

COLÉGIO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA E DIAGNÓSTICO POR IMAGEM. *Bases físicas e tecnológicas em diagnóstico por imagem: física médica para residentes.* Coordenação: Comissão de Proteção Radiológica. São Paulo: CBR, 2022.

CUNNINGHAM, I. A.; SHAW, R. *Signal-to-noise optimization of medical imaging systems*. Journal of the Optical Society of America A, v. 16, n. 3, p. 621-632, 1999.

EVANS, K. *et al Digital mammography: flat-fielding correction and image uniformity*. 2002.
GENERAL ELECTRIC. *Digital Mammography: Fundamentals of Physics, Technology & Practical Considerations*. Technical Review Document 9877-37003.

GHETTI, C.; RAVAGLIA, R.; MELO, J.; VILLANUEVA, A.; DEL VECCHIO, A. *Performance evaluation of six digital mammography systems*. 2008.

ILLERS, H.; VANDENBROUCKE, D.; BUHR, E. Measurement of correlated noise in images of computed radiography systems and its influence on the detective quantum efficiency. In: *Medical Imaging 2004: Physics of Medical Imaging*. Proceedings of SPIE, v. 5368, p. 639-651, 2004.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Digital Imaging – Chapter 16*. In: Handbook of Medical Physics. Vienna: IAEA, 2012.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Handbook of Mammography Physics and Techniques*. Vienna: IAEA, 2011.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. *IEC 62220-1-2: Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency – Detectors used in mammography*. Geneva: IEC, 2007

KONSTANTINIDIS, A. C. **Development and characterisation of a CMOS active pixel sensor for digital mammography**. 2011. 224 p. Tese (Doutorado em Física Médica) – Department of Medical Physics and Bioengineering, University College London, Londres, 2011.

LEBLANS, P.; VANDENBROUCKE, D.; WILLEMS, P. Storage phosphors for medical imaging. *Materials*, v. 4, p. 1034–1086, 2011.

LORAD. Digital mammography: fundamentals of physics, technology & practical considerations. Women's Health Review. 2001

MARSHALL, N. W. Early experience in the use of quantitative image quality measurements for the quality assurance of full field digital mammography x-ray systems. *Physics in Medicine and Biology*, v. 52, n. 18, p. 5545–5568, 2007.

MARSHALL, N. W. *et al* Image quality assessment in digital mammography: part I. Technical characterization of the systems. *Physics in Medicine and Biology*, v. 56, n. 14, p. 4201–4220, 2011.

MARSHALL, N. W.; LEMMENS, K.; BOSMANS, H. Physical evaluation of a needle photostimulable phosphor based CR mammography system. *Medical Physics*, v. 39, n. 2, p. 1046–1058, 2012.

MARSHALL, N. W.; VAN ONGEVAL, C.; BOSMANS, H. Performance evaluation of a retrofit digital detector-based mammography system. *Physica Medica*, v. 32, n. 4, p. 553–560, 2016.

MILLER, S. *et al Recent advances in columnar CsI(Tl) scintillator screens*. Proceedings of SPIE – The International Society for Optical Engineering, 2005.

MONNIN, P. *et al* Comparison of the polynomial model against explicit measurements of noise components for different mammography systems. *Physics in Medicine and Biology*, v. 59, n. 19, p. 5741–5758, 2014.

Parecer: Mamografia digital utilizando tecnologia DR, placa CR e placa DR. São Paulo, 2021.

PEREZ, A. M. M. M. *et al Performance evaluation of six digital mammography systems*. Radiation Physics and Chemistry, v. 218, p. 111635, 2024.

PEREZ, A. M. M. M. *et al Quantitative assessment of signal and noise properties of mammography digital detectors*. Radiation Measurements, v. 174, p. 107108, 2024.

PEREZ, A. M. M. M.; POLETTI, M. E. *Characterization of digital systems used in medical X-ray imaging*. Radiation Physics and Chemistry, v. 200, p. 110307, 2022

PEREZ, A. M. M. M. Caracterização de sistemas de mamografia digital no domínio da frequência para diferentes condições de exposição. 2023. 128 p. Tese (Doutorado em Ciências) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2023.

PHILLIPS MEDICAL SYSTEMS. *Fundamentals of Physics, Technology & Practical Considerations*. Women's Health Series, 2004.

RAVAGLIA, V. *et al* Noise analysis of full field digital mammography systems. *Medical Imaging 2009: Physics of Medical Imaging*, Proceedings of SPIE, v. 7258, p. 72581B, 2009.

TAUHATA, L. *et al* Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos. 9° revisão. Instituto de Radioproteção e Dosimetria - Comissão Nacional De Energia Nuclear, 2013.

VAN ENGEN, R. E. *et al Digital mammography update. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening*. In: PERRY, N. *et al* (eds.). *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*. 4. ed. Luxembourg: European Commission, 2013. p. 1–54.

YAFFE, M. J. *Detectors for digital mammography*. In: Fundamentals of Physics, Technology & Practical Considerations – Women's Health. Cap. 2, p. 13-31, 2013.

YAFFE, M. J.; MAINPRIZE, J. G. *Detectors for digital mammography*. Technology in Cancer Research & Treatment, v. 3, n. 4, p. 309-324, 2004.

YOUNG, K. C. *et al* Optimal beam quality selection in digital mammography. *British Journal of Radiology*, v. 79, n. 948, p. 981-990, 2006. DOI: 10.1259/bjr/55334425