

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE FILOSOFIA, CIÊNCIAS E LETRAS DE RIBEIRÃO PRETO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À MEDICINA E
BIOLOGIA

“Caracterização de sistemas de mamografia digital no domínio da frequência para diferentes condições de exposição”.

Alessandra Maia Marques Martinez Perez

Tese apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como parte das exigências para obtenção do título de Doutor em Ciências, obtido no Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia

Ribeirão Preto - SP

2023

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE FILOSOFIA, CIÊNCIAS E LETRAS DE RIBEIRÃO PRETO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À MEDICINA E
BIOLOGIA

“Caracterização de sistemas de mamografia digital no domínio da frequência para diferentes condições de exposição”.

Alessandra Maia Marques Martinez Perez

Tese apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como parte das exigências para obtenção do título de Doutor em Ciências, obtido no Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientador: Prof. Dr. Martin Eduardo Poletti

Versão corrigida

Ribeirão Preto - SP

2023

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Perez, Alessandra Maia Marques Martinez.

Caracterização de sistemas de mamografia digital no domínio da frequência para diferentes condições de exposição. Ribeirão Preto, 2023.

128 p. : il. ; 30 cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Física Aplicada a Medicina e Biologia.

Orientador: Poletti, Martin Eduardo.

1. Detectores digitais. 2. Curva de resposta. 3. Avaliação de ruído. 4. MTF. 5. NNPS. 6. DQE.

Nome: Perez, Alessandra Maia Marques Martinez
Título: Caracterização de sistemas de mamografia digital no domínio da frequência para diferentes condições de exposição

Tese apresentada à Faculdade de
Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto
da Universidade de São Paulo para obtenção
do título de Doutora em Ciências

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedico este trabalho a:

Meu esposo, Caio Frederico, por me incentivar
e se deslumbrar com o meu trabalho.

Helena, Luísa e Pedro, que enchem nossa vida
de alegria e amor.

Minha mãe, Artemisa, e meu pai, Alexandre,
cujo sacrifício me ensinou a importância da
educação.

AGRADECIMENTOS

Ao Pai Celestial, por preparar o caminho e me conduzir Sua mão onipotente. A Jesus Cristo, cuja graça aumenta minhas forças e capacidade.

Ao meu esposo e eterno companheiro, Caio Frederico, por acreditar no meu potencial, incentivar meu progresso e ser um porto seguro.

Aos preciosos filhos, Helena, Luísa e Pedro, por tornarem minha vida mais plena e feliz e encherem nosso lar de amor.

Aos amados pais, Alexandre e Artemisa, por seu exemplo de serviço, sacrifício e caridade e por nos socorrerem em todas as horas.

Aos queridos sogros, Dr. Augusto e dona Lucia, pelo apoio que dão à nossa família e por torcerem por mim.

Às minhas irmãs, Rosana e Daniella, por serem os maiores presentes que meus pais me deram. Aos cunhados, Murilo, Igor, Augusto Filho, Marília, Ana Carolina e Bruno, que fazem parte da minha vida. Aos queridos sobrinhos, Beatriz, Augusto Neto, Arthur, David, Miguel e Cecília (*in memoriam*), por enriquecerem nossa vida familiar.

Aos amigos, Ioura e Galia, pela amizade, incentivo e apoio.

Ao orientador, Prof Dr. Martin Eduardo Poletti, pela paciência e por tudo o que me ensinou, com palavras e exemplo, ao longo destes anos de convivência.

Ao técnico do Departamento de Física (DF), Eldereis de Paula, pela contribuição nas medidas experimentais.

Aos funcionários do HCFMRP/USP, Marco Aurélio Brochi, Tuany Christine Novato Ribeiro, Lucilene Fernandes Gouvea, Lucas, Concepta e Neusa, pela paciência e suporte nas medições.

A Renato F. Caron e Bruno B. Oliveira do Hospital do Amor, em Barretos, pela valiosa ajuda no trabalho que realizamos no hospital.

A Jordans, da Shimadzu, por ajudar com a operação do sistema Clarity.

A Laura, Sebastián, Gabriel Delgado e Flávia, por me acompanharem nas medidas no HCFMRP.

Aos demais colegas do Laboratório de Física Radiológica e Dosimetria, Michel, Júlio, Leonardo, João, Murilo, Guilherme Gambaro, Daniel, Beatriz, Jéssica, Alex, Pedro, Matheus,

Rodolfo, Carolina e Guilherme Martins, por fazerem agradável o convívio no ambiente de trabalho.

A Nilza Marina Leone Marino, secretária do programa de pós-graduação em Física Aplicada a Medicina e Biologia (FAMB), por nos atender com presteza e eficiência.

Aos professores do curso de pós-graduação FAMB, que contribuíram para minha formação.

À CAPES, pela concessão da bolsa de pós-graduação.

*“Ao cabo de escutar co’o mais ansioso
estudo*

*filosofia, e foro, e medicina, e tudo
até a teologia... encontro-me qual dantes;
em nada me risquei do rol dos ignorantes.*

(...)

*O que só liquidei depois de tanta lida,
foi que a humana insciência é lei nunca
infringida.”*

(Fausto, de Johann Wolfgang von Goethe)

RESUMO

PEREZ, A. M. M. M. **Caracterização de sistemas de mamografia digital no domínio da frequência para diferentes condições de exposição.** Tese (Doutorado - Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto - SP, 2023.

O forte avanço da mamografia digital no Brasil como ferramenta de rastreamento do câncer mamário requer que os novos sistemas digitais disponíveis sejam caracterizados. Os programas de garantia de qualidade de radiologia são projetados para garantir que certos níveis de qualidade de imagem sejam mantidos nos equipamentos de imagem. Medidas recentes introduzidas nos protocolos de mamografia digital indicam grandes variações nos parâmetros avaliados, apontando como principal fator os diversos detectores utilizados. Uma avaliação abrangente e quantitativa da resolução espacial de um sistema pode ser obtida a partir de sua função transferência de modulação (MTF). Medidas robustas de ruído podem ser feitas a partir do espectro de potência de ruído normalizado (NNPS) e eficiência quântica de detecção (DQE) como função da frequência espacial em vários níveis de exposição. O objetivo deste trabalho é caracterizar em termos de MTF, NNPS e DQE vários sistemas de mamografia, determinando suas características objetivas básicas de resolução e ruído em diferentes níveis de kerma no ar na superfície de entrada do detector (DAK). O detector CR Carestream EHR-M3, o sistema de biópsia Siemens Opdima, e os sistemas de mamografia digital de campo total Planmed Clarity, GE Essential, GE Pristina e GE Crystal Nova foram caracterizados. O desempenho básico dos sistemas testados foi avaliado em termos da função resposta, avaliação das componentes de ruído, MTF, NNPS e DQE usando protocolo de Diretrizes Europeias. As qualidades de feixe atenuadas (obtidas com filtração adicional de 2 mm Al) usadas foram 28 kV_P com combinação anodo/filtro Mo/Mo para EHR-M3, Opdima, Essential e Pristina; 28 kV_P com Mo/Rh para EHR-M3; 28 kV_P com W/Rh para o sistema Crystal Nova; 28 kV_P com W/Ag para o Clarity; e 34 kV_P Rh/Ag para o Pristina. Como esperado, o detector CR apresentou uma resposta logarítmica e os sistemas DR apresentaram resposta linear ($R^2 > 0.999$). O sistema Pristina apresentou maiores coeficientes angular e linear para o feixe de Rh/Ag. A avaliação de ruído mostrou que o EHR-M3 é limitado quanticamente até 650 μ Gy (Mo/Mo) e 380 μ Gy (Mo/Rh), enquanto o Opdima até 290 μ Gy. Para valores de DAK mais altos, o ruído estrutural é a fonte de ruído dominante. Para o sistema Opdima, o ruído estrutural está relacionado à presença de inhomogeneidades de baixa frequência nos dados, enquanto para detectores CR está relacionado ao tamanho dos grãos de fósforo. Os demais sistemas são quanticamente limitados no intervalo de DAK avaliado. Os sistemas avaliados apresentaram MTF razoavelmente isotrópica. MTF não apresentou dependência com a qualidade do feixe para os detectores EHR-M3 e Pristina. O sistema Clarity apresentou maiores valores de MTF, seguido pelos sistemas Opdima e Essential, Pristina, EHR-M3 e Crystal Nova. O NNPS aumentou com a diminuição do DAK. Para o sistema Pristina o NNPS diminuiu com o aumento da energia do feixe. O sistema Crystal Nova apresentou os menores valores de NNPS. A DQE aumentou, atingiu um máximo e depois decresceu com o aumento de DAK. O intervalo de DAK que maximiza a DQE foi dependente da composição do ruído de cada sistema. A DQE foi influenciada pela energia do feixe. O sistema Crystal Nova apresentou o melhor desempenho em termos de DQE para baixa frequência espacial. Os sistemas Opdima e Clarity exibiram maior DQE para frequências espaciais altas. A concordância com dados da literatura indica que os sistemas avaliados operam em condições típicas. Evidência de melhoria no desempenho dos detectores foi observada.

Palavras-chave: Detectores digitais. Curva de resposta. Avaliação de ruído. MTF. NNPS. DQE.

ABSTRACT

PEREZ, A. M. M. M. **Characterization of digital mammography systems in the frequency domain for different exposure conditions.** Thesis (Doctorate – Graduate Program in Physics Applied to Medicine and Biology) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto - SP, 2023.

The strong advance of digital mammography in Brazil as a breast cancer screening tool requires that the new digital systems available be characterized. Radiology quality assurance programs are designed to ensure that certain levels of image quality are maintained in imaging equipment. Recent measurements introduced in digital mammography protocols indicate large variations in the evaluated parameters, pointing to the different detectors used as the main factor. A comprehensive and quantitative assessment of the spatial resolution of a system can be obtained from its modulation transfer function (MTF). Robust measurements of noise can be made from normalized noise power spectrum (NNPS) and quantum detection efficiency (DQE) as a function of spatial frequency at various exposure levels. The objective of this work is to characterize in terms of MTF, NNPS and DQE several mammography systems, determining their basic objective characteristics of resolution and noise at different levels of air kerma at the detector input plane (DAK). The CR Carestream EHR-M3 detector, the small field digital mammography system Siemens Opdima, and full field digital mammography systems Planmed Clarity, GE Essential, GE Pristina and GE Crystal Nova were characterized. The basic performance of the tested systems was evaluated in terms of response function, evaluation of noise components, MTF, NNPS and DQE using European Guidelines protocol. The attenuated beam qualities (obtained with additional 2 mm Al filtration) used were 28 kV_P with Mo/Mo anode/filter combination for EHR-M3, Opdima, Essential and Pristina; 28 kV_P with Mo/Rh for EHR-M3; 28 kV_P with W/Rh for the system Crystal Nova; 28 kV_P with W/Ag for the Clarity; and 34 kV_P Rh/Ag for the Pristina. As expected, the CR system showed a logarithmic response, and the DR systems showed a linear response ($R^2 > 0.999$). The Pristina system showed higher slope and intercept for the Rh/Ag beam. Noise evaluation showed that EHR-M3 is quantum limited up to 650 μGy (Mo/Mo) and 380 μGy (Mo/Rh), while Opdima is quantum limited up to 300 μGy . For higher DAK values, structural noise is the dominant noise source. For the Opdima detector, structural noise is related to the presence of low frequency inhomogeneities in the data, while for CR detectors it is related to the size of the phosphor grains. The other systems are quantum limited in the evaluated DAK range. The evaluated systems presented reasonably isotropic MTF. MTF showed no dependence with beam quality for EHR-M3 and Pristina detectors. The Clarity system had the highest MTF values, followed by the Opdima and Essential, Pristina, EHR-M3 and Crystal Nova systems. NNPS increased with decreasing DAK. For the Pristina system, the NNPS decreased with increasing beam energy. The Crystal Nova system showed the lowest NNPS values. DQE increased, reached a maximum and then decreased with increasing DAK. The DAK range which maximizes DQE depended on system noise composition. DQE was influenced by beam energy. The Crystal Nova system showed the best performance in terms of DQE for low spatial frequency. Opdima and Clarity systems exhibited higher DQE for high spatial frequencies. Agreement with data from literature indicates that the systems evaluated are operating under typical conditions. Evidence of improvement in detectors performance was found.

Keywords: Digital detectors. Response curve. Noise evaluation. MTF. NNPS. DQE.

LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1 - (a) Atenuação de tecidos mamários como função da energia. (b) Contraste percentual do carcinoma ductal decresce rapidamente com a energia. (Adaptado de Bushberg <i>et al.</i> , 2012.).....	9
Figura 3.2 - (a) Espectros representativos para mamografia com 28 kV _P e alvos de Mo e W. (b) Efeito de um filtro de Ag em espectros de mamografia de 28 kV _P W/Ag e 34 kV _P Rh/Ag. (Adaptado de Porzio e Konstantinidis, 2021.).....	12
Figura 3.3 – Processo típico de formação da imagem de raios X em mamografia. (Adaptado de Karellas, Vedantham, 2012.)	15
Figura 3.4 – Principais componentes de uma leitora CR incluem uma fonte de luz laser, uma coletora de luz e uma fotomultiplicadora. (Adaptado de Karellas, Vedantham, 2012.)	16
Figura 3.5 – Receptores de imagem DR de conversão indireta consistem em uma camada de CsI depositada sobre (a) um arranjo de fotodiodos (Adaptado de ICRU, 2009) ou (b) um detector CCD (visão superior e lateral) (Adaptado de Thunberg <i>et al.</i> , 1999.)	17
Figura 3.6 – Comparação da geometria e orientação das telas usadas em sistemas (a) CR e (b) DR indireto. (Adaptado de Rowlands, 2002.)	19
Figura 3.7 – A teoria de transferência descreve relações entre imagens de entrada e saída de um sistema de imagens. Nesta ilustração, uma imagem é transferida com degradação de contraste e aumento no ruído. (Adaptado de Cunningham, 2000.)	20
Figura 3.8 – (a) Três sinais de entrada com diferentes frequências espaciais incidem sobre um detector. Os sinais detectados têm amplitude inferior à do sinal incidente. (b) A MTF descreve a redução da amplitude do sinal detectado em função da frequência espacial. (Adaptado de Bushberg <i>et al.</i> , 2012.).....	24
Figura 4.1 – Imagens linearizadas da borda de aço inox para medida de MTF (a) vertical e (b) horizontal para o sistema Essencial.....	33
Figura 4.2 – Dados da imagem de uma borda bidimensional reprojatados em uma dimensão perpendicularmente à borda. (Adaptado de Samei <i>et al.</i> , 1998.).....	34
Figura 4.3 – Arranjo geométrico das sub-ROIs usadas para estimar NNPS. (Adaptado de IEC, 2007.).....	35

Figura 5.1 – Curvas de resposta do detector EHR-M3 para 28 kV _P usando Mo/Mo e Mo/Rh.	38
Figura 5.2 – Curva de resposta do sistema Siemens Opdima para 28 kV _P usando Mo/Mo....	39
Figura 5.3 – Curva de resposta do sistema Planmed Clarity para 28 kV _P usando W/Ag.....	39
Figura 5.4 – Curva de resposta do sistema GE Essential para 28 kV _P usando Mo/Mo.	40
Figura 5.5 – Curva de resposta do sistema GE Pristina para 28 kV _P usando Mo/Mo e 34 kV _P usando Rh/Ag.	40
Figura 5.6 – Curva de resposta do sistema GE Crystal Nova para 28 kV _P com W/Rh.....	41
Figura 5.7 – Ruído eletrônico, quântico e estrutural, expressos como uma fração da variância total para o sistema EHR-M3 para 28 kV _P usando Mo/Mo.....	44
Figura 5.8 – Ruído eletrônico, quântico e estrutural, expressos como uma fração da variância total para o sistema EHR-M3 para 28 kV _P usando Mo/Rh.	45
Figura 5.9 – Ruído eletrônico, quântico e estrutural, expressos como uma fração da variância total para o sistema Opdima para 28 kV _P usando Mo/Mo.....	45
Figura 5.10 – Ruído eletrônico, quântico e estrutural, expressos como uma fração da variância total para o sistema Clarity para 28 kV _P usando W/Ag.....	46
Figura 5.11 – Ruído eletrônico, quântico e estrutural, expressos como uma fração da variância total para o sistema Pristina para 28 kV _P usando Mo/Mo.	46
Figura 5.12 – Ruído eletrônico, quântico e estrutural, expressos como uma fração da variância total para o sistema Pristina para 34 kV _P usando Rh/Ag.....	47
Figura 5.13 – Ruído eletrônico, quântico e estrutural, expressos como uma fração da variância total para o sistema Crystal Nova para 28 kV _P com W/Rh.	47
Figura 5.14 – Curvas de MTF nas direções vertical e horizontal obtidas para o sistema EHR- M3 para 28 kV _P Mo/Mo.	49
Figura 5.15 – Curvas de MTF nas direções vertical e horizontal obtidas para o sistema EHR- M3 para 28 kV _P Mo/Rh.	49
Figura 5.16 – Curvas de MTF nas direções vertical e horizontal obtidas para o sistema Opdima para 28 kV _P Mo/Mo.....	50
Figura 5.17 – Curvas de MTF nas direções vertical e horizontal obtidas para o sistema Clarity 28 kV _P W/Ag.	50
Figura 5.18 – Curvas de MTF nas direções vertical e horizontal obtidas para o sistema Essential para 28 kV _P Mo/Mo.....	51

Figura 5.19 – Curvas de MTF nas direções vertical e horizontal obtidas para o sistema Pristina para 28 kV _P Mo/Mo.....	51
Figura 5.20 – Curvas de MTF nas direções vertical e horizontal obtidas para o sistema Pristina para 34 kV _P Rh/Ag	52
Figura 5.21 – Curvas de MTF nas direções vertical e horizontal obtidas para o sistema Crystal Nova para 28 kV _P usando W/Rh.	52
Figura 5.22 – MTF do sistema EHR-M3 usando 28 kV _P Mo/Mo e Mo/Rh.	54
Figura 5.23 – MTF do sistema Pristina usando 28 kV _P Mo/Mo e 34 kV _P Rh/Ag.	54
Figura 5.24 – MTF dos sistemas avaliados.	55
Figura 5.25 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o sistema EHR-M3 usando 28 kV _P Mo/Mo.....	56
Figura 5.26 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o sistema EHR-M3 usando 28 kV _P Mo/Rh.....	57
Figura 5.27 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o sistema Opdima usando 28 kV _P Mo/Mo.....	58
Figura 5.28 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o sistema Clarity usando 28 kV _P W/Ag.	59
Figura 5.29 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o sistema Essential usando 28 kV _P Mo/Mo.....	60
Figura 5.30 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o sistema Pristina usando 28 kV _P Mo/Mo.....	61
Figura 5.31 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o sistema Pristina usando 34 kV _P Rh/Ag.	62
Figura 5.32 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o sistema Crystal Nova usando 28 kV _P W/Rh.	63
Figura 5.33 – Inclinação das curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para os sistemas avaliados.	64
Figura 5.34 – Curvas de NNPS × DAK para o detector EHR-M3 usando as combinações anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh para valores de DAK de 70 e 83 μGy, respectivamente.	66

Figura 5.35 – Curvas de NNPS \times DAK para o detector Pristina usando as combinações anodo/filtro Mo/Mo e Rh/Ag para valores de DAK de 92 e 141 μ Gy, respectivamente.	66
Figura 5.36 – Curvas de NNPS \times DAK para os sistemas avaliados.	68
Figura 5.37 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o sistema EHR-M3 usando 28 kV _P Mo/Mo.	70
Figura 5.38 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o sistema EHR-M3 usando 28 kV _P Mo/Rh.	71
Figura 5.39 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o sistema Opdimia usando 28 kV _P Mo/Mo.	72
Figura 5.40 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o sistema Clarity usando 28 kV _P W/Ag.	73
Figura 5.41 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o sistema Essencial usando 28 kV _P Mo/Mo.	74
Figura 5.42 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o sistema Pristina usando 28 kV _P Mo/Mo.	75
Figura 5.43 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o sistema Pristina usando 34 kV _P Rh/Ag.	76
Figura 5.44 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o sistema Crystal Nova usando 28 kV _P W/Rh.	77
Figura 5.45 – Curvas de DQE para o detector EHR-M3 usando as combinações anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh para valores de DAK de 70 e 83 μ Gy, respectivamente.	79
Figura 5.46 – Curvas de DQE para o detector Pristina usando as combinações anodo/filtro Mo/Mo e Rh/Ag para valores de DAK de 92 e 141 μ Gy, respectivamente.	79
Figura 5.47 – Curvas de DQE para os sistemas avaliados.	81
Figura 5.48 – Curvas de DQE para os sistemas GE.	82
Figura B1.1 – Representação da ESF superamostrada.	89
Figura B1.2 – ESF e LSF superamostradas.	89
Figura B1.3 – Comparação entre MTF calculada analiticamente com Origin e MTF obtida com o COQ.	90
Figura B2.1 – Estimativa de MTF usando COQ, DQEss e Mammo_QC.	91
Figura B2.2 – Estimativa de NNPS usando COQ, DQEss e Mammo_QC.	92

Figura C4.1 – Curvas de resposta do detector GP-2 para três qualidades de feixe.....	95
Figura C4.2 – Curva de resposta do detector GP-2 para 70 kV _P 21 mm Al.	95
Figura C4.3 – Ruído eletrônico, quântico e estrutural, expressos como uma fração da variância total do detector GP-2 para 70 kV _P 21 mm Al.	96
Figura C4.4 – Comparação entre as curvas experimentais de MTF obtidas neste trabalho para o detector GP-2 e os dados do fabricante (2016).....	97
Figura C4.5 – Curvas de NNPS para o detector GP-2 e diferentes doses para as qualidades de feixe: 50 kV _P com filtração adicional de 2,2 mm Al 0,6 mm Cu; 80 kV _P com filtração adicional de 2,2 mm Al 0,6 mm Cu; e 80 kV _P com filtração adicional de 2,5 mm Al.	98
Figura C4.6 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o detector GP-2 usando 70 kV _P 21 mm Al.....	99
Figura C4.7 – Curvas de DQE para diferentes energias de feixes para o detector GP-2.....	100
Figura C4.8 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o detector GP-2.....	101

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Características dos sistemas mamográficos e das qualidades de feixe usadas com o número de fótons $\text{mm}^{-2} \mu\text{Gy}^{-1}$	28
Tabela 5.1 – Rendimento dos tubos e primeira camada semirredutora (CSR_1)	37
Tabela 5.2 – Tipo de resposta e coeficientes do ajuste.....	42
Tabela 5.3 – Coeficientes dos ajustes polinomial e alométrico do ruído	43
Tabela 5.4 – Resultados de MTF: frequência espacial para o ponto em que MTF é 50%, anisotropia de resolução e MTF a 5 mm^{-1}	53
Tabela 5.5 – Resultados de NNPS: DAK para avaliação de NNPS, $\text{NNPS}(0,5\text{mm}^{-1})$, $\text{NNPS}(2,0\text{mm}^{-1})$ e $\text{NNPS}(0,5\text{mm}^{-1})/\text{NNPS}(2,0\text{mm}^{-1})$	64
Tabela 5.6 – Resultados de DQE: DQE de pico, DQE (5 mm^{-1}) e $\text{DQE}(5 \text{ mm}^{-1})/\text{DQE}$ de pico	77
Tabela C4.1 - Rendimento dos tubos e camada semirredutora	94
Tabela C4.2 – Tipo de resposta e coeficientes do ajuste	96

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária
- CCD – Charge-Coupled Device (Dispositivo de Carga Acoplada)
- CMOS – Complementary Metal-Oxide-Semiconductor (Semicondutor de Óxido Metálico Complementar)
- CR – Computed Radiography (Radiografia Computadorizada)
- CSR – Camada Semirredutora
- CSR₁ – Primeira Camada Semirredutora
- CSR₂ – Segunda Camada Semirredutora
- DAK – Detector Air Kerma (Kerma no Ar na Superfície de Entrada do Detector)
- DQE – Detective Quantum Efficiency (Eficiência Quântica de Detecção)
- DR – Digital Radiography (Radiografia Digital)
- ESF – Edge Spread Function (Função Espalhamento de Borda)
- EUREF – European Guidelines (Diretrizes Europeias)
- ICRU – International Commission on Radiation Units & Measurements (Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação)
- IEC – International Electrotechnical Commission (Comissão Eletrotécnica Internacional)
- IN – Instrução Normativa
- INCA – Instituto Nacional de Câncer
- LSF – Line Spread Function (Função Espalhamento de Linha)
- MTF – Modulation Transfer Function (Função Transferência de Modulação)
- NHS – National Health Service (Serviço Nacional de Saúde)
- NPS – Noise Power Spectrum (Espectro de Potência de Ruído)
- NNPS – Normalized Noise Power Spectrum (Espectro de Potência de Ruído Normalizado)
- PSF – Point Spread Function (Função Espalhamento de Ponto)
- SNR – Signal-to-Noise Ratio (Razão Sinal-Ruído)
- TFT – Thin Film Transistor (Transistor de Filme Fino)

Sumário

LISTA DE FIGURAS	viii
LISTA DE TABELAS	xiii
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	xiv
1 Introdução	1
2 Revisão bibliográfica	4
3 Fundamentos teóricos.....	9
3.1 <i>Imagem mamográfica: compromisso entre propriedades de atenuação e espectro</i>	9
3.1.1 Tubo de raios X	10
3.1.2 Espectro de raios X.....	10
3.1.3 Rendimento do tubo de raios X.....	12
3.1.4 Curvas de atenuação e camada semirredutora.....	13
3.2 <i>Kerma</i>	13
3.3 <i>Receptor de imagem</i>	14
3.3.1 Formação da imagem	14
3.3.2 Detectores digitais	15
3.4 <i>Teoria de transferência</i>	19
3.4.1 Sinais: função resposta	20
3.4.2 Ruído: transferência de variância	21
3.5 <i>Qualidade de imagem</i>	23
3.5.1 Função transferência de modulação (MTF)	23
3.5.2 Espectro de potência de ruído normalizado (NNPS).....	24
3.6 <i>Quantificação de desempenho de sistemas</i>	25
3.6.1 Eficiência quântica de detecção (DQE).....	25
4 Material e metodologia.....	27
4.1 <i>Sistemas digitais estudados</i>	27
4.2 <i>Equipamento de teste</i>	28

4.3	<i>Geração de raios X</i>	29
4.3.1	Rendimento do tubo de raios X.....	29
4.3.2	Camada semirredutora.....	29
4.4	<i>Medidas de Kerma no ar</i>	30
4.5	<i>Receptor de imagem</i>	31
4.5.1	Função resposta	31
4.5.2	Avaliação de ruído.....	31
4.6	<i>Qualidade de imagem</i>	32
4.6.1	Função transferência de modulação pré-amostrada (MTF).....	32
4.6.2	Espectro de potência de ruído normalizado (NNPS).....	34
4.7	<i>Quantificação de desempenho de sistemas</i>	36
4.7.1	Eficiência quântica de detecção (DQE).....	36
5	Resultados e discussão	37
5.1	<i>Geração de raios X e medidas de kerma no ar</i>	37
5.2	<i>Receptor de imagem</i>	38
5.2.1	Função resposta	38
5.2.2	Avaliação de ruído.....	42
5.3	<i>Qualidade de imagem</i>	48
5.3.1	Função transferência de modulação pré-amostrada (MTF).....	48
5.3.2	Espectro de potência de ruído normalizado (NNPS).....	56
5.4	<i>Quantificação de desempenho de sistemas</i>	68
5.4.1	Eficiência quântica de detecção (DQE).....	68
6	Conclusão e perspectivas	83
6.1	<i>Conclusão</i>	83
6.2	<i>Perspectivas</i>	85
	Apêndice A – Produção Bibliográfica	87
A.1	<i>Artigo publicado em periódico</i>	87
A.2	<i>Resumos publicados em anais de congressos</i>	87
	Apêndice B – Validação do plugin COQ	88
B.1	<i>Cálculo de MTF usando OriginPro 2021</i>	88

<i>B.2 Comparação entre estimativas de MTF e NNPS usando diferentes softwares...</i>	<i>90</i>
Apêndice C – Caracterização de detector de radiografia geral CR (GP-2)	93
<i>C.1 Detector digital CR estudado</i>	<i>93</i>
<i>C.2 Equipamento de teste</i>	<i>93</i>
<i>C.3 Metodologia.....</i>	<i>94</i>
<i>C.4 Resultados.....</i>	<i>94</i>
C.4.1 Função resposta	94
C.4.2 Avaliação de ruído.....	96
C.4.3 Função transferência de modulação pré-amostrada (MTF).....	97
C.4.4 Espectro de potência de ruído normalizado (NNPS).....	98
C.4.5 Eficiência quântica de detecção (DQE).....	99
<i>C.5 Conclusões.....</i>	<i>101</i>
Referências	103

1 Introdução

O câncer de mama é o tipo que possui a maior incidência e a maior mortalidade na população feminina em todo o mundo, tanto em países em desenvolvimento quanto em países desenvolvidos (INCA, 2022). A detecção precoce da doença tem um papel central na redução da mortalidade e no aumento da sobrevivência dos pacientes, sendo a mamografia a técnica mais utilizada para esse fim (Traino *et al.*, 2020).

Por muitos anos, as mamografias foram realizadas com sistemas de imagem de tela-filme, usando equipamento de raios X dedicado. Nos últimos anos, houve uma transição dos sistemas de imagem tela-filme para sistemas baseados em detectores digitais (Ou *et al.*, 2021). Segundo dados da Secretaria de Atenção à Saúde (2023), no Brasil há 4226 mamógrafos com comando simples, 957 com estereotaxia e 1306 mamógrafos computadorizados.

Os sistemas digitais mamográficos estão em constante evolução. Novos equipamentos disponibilizam combinações alvo e filtro adicionais, o que possibilita a geração de diversos espectros, com implicações na qualidade de imagem e na dose. Os detectores têm aprimorado suas características de resolução espacial e eficiência em dose (Tanaka e Morishita, 2017; Siewerdsen, 2018; Mackenzie *et al.*, 2020; Ou *et al.*, 2021). As agências internacionais têm acompanhado o desenvolvimento tecnológico dos sistemas de imagem e desenvolveram protocolos de controle de qualidade adequados aos sistemas digitais (EUREF, 2006; IEC, 2007; ICRU, 2009; van Engen *et al.*, 2013; IEC, 2015). Em 2021, o Ministério da Saúde publicou a Instrução Normativa nº 92, que contém normas de testes em equipamentos digitais (ANVISA, 2021).

Os programas de garantia de qualidade de radiologia são elaborados de modo a garantir que certos níveis de qualidade de imagem sejam mantidos nos equipamentos de imagem (Wigati *et al.*, 2021). A caracterização física em termos da resolução espacial tem sido quantificada pela função transferência de modulação (MTF, do inglês *modulation transfer function*) e o ruído descrito pelo espectro de potência do ruído normalizado (NNPS, do inglês *normalized noise power spectrum*) (ICRU, 2009; Marshall *et al.*, 2017; Wigati *et al.*, 2021). A eficiência quântica de detecção (DQE, do inglês *detective quantum efficiency*), expressa em função da frequência espacial, é uma medida direta do desempenho e da "eficiência em dose"

de um sistema, sendo objetiva, quantitativa e amplamente aceita pela comunidade científica (IEC, 2015; Marshall *et al.*, 2017; Day e Tanguay, 2021).

Para padronizar a determinação de MTF, NNPS e DQE foram desenvolvidos procedimentos (van Engen *et al.*, 2013) e softwares (Donini *et al.*, 2014; Samei *et al.*, 2018; Porzio e Konstantinidis, 2021).

A caracterização de sistemas de imagem usando MTF, NNPS e DQE requer o uso da abordagem de transformada de Fourier de sistemas lineares na descrição da transferência de sinal e ruído da entrada para a saída do sistema (Cunningham, 2000). O desempenho dos detectores usados em mamografia digital em termos desses parâmetros tem sido extensamente estudado (Thunberg *et al.*, 1999; Evans *et al.*, 2002; Samei *et al.*, 2005; Samei *et al.*, 2006; Dobbins *et al.*, 2006; Ranger *et al.*, 2007; Marshall, 2007; Ghetti *et al.*, 2008; Monnin e Verdun, 2009; Marshall, 2009; Marshall *et al.*, 2011; Bloomquist *et al.*, 2014; Monnin *et al.*, 2014; Michail *et al.*, 2015; Marshall *et al.*, 2016; Monnin *et al.*, 2016; Makeev *et al.*, 2019; NHS, 2019a, 2019b, 2019c, 2019d, 2019e; Wigati *et al.*, 2021; Frederico e Banguero, 2023).

Embora os fabricantes realizem medições de MTF, NNPS e DQE para aferir o desempenho dos equipamentos antes de comercializá-los, esses dados nem sempre são disponibilizados. Além disso, alguns sistemas tiveram sua comercialização descontinuada, entretanto ainda estão em uso clínico a fim de atender à alta demanda por exames de mamografia. Para esses sistemas os dados da literatura são muito antigos. Por outro lado, devido a rápida evolução das tecnologias de detecção disponíveis, novos sistemas foram introduzidos no mercado, tais como Planmed Clarity, GE Pristina e GE Crystal Nova. Dados para esses sistemas são escassos. Ademais, a literatura carece de uma avaliação da evolução tecnológica dos detectores usados em mamografia digital.

Sistemas mais modernos nem sempre dispõem do feixe tradicionalmente usado como referência em mamografia (28 kV_P Mo/Mo). Desse modo, faz-se necessário um estudo da influência da qualidade de feixe nesses parâmetros. Além disso, NNPS e DQE dependem do kerma no ar na superfície de entrada do detector (DAK). A maioria dos trabalhos avalia as características físicas dos detectores num intervalo de 10 a 800 μ Gy.

Existem diferentes protocolos para a caracterização de sistemas usando métricas baseadas em Fourier. O protocolo da IEC, por exemplo, é usado pelos fabricantes, que podem remover o detector de raio-X do sistema a fim de realizar as medições. Isso não seria possível para detectores em uso clínico, de modo que o protocolo europeu oferece uma abordagem mais prática, adequada ao controle de qualidade de rotina.

A técnica de medida tem um impacto notável na estimativa de MTF, o que pode resultar em um efeito muito mais pronunciado em DQE, uma vez que a DQE é proporcional ao quadrado da MTF (Samei *et al.*, 2006). Alguns dos resultados apresentados na literatura são diferentes, devido às metodologias adotadas. A fim de obter medidas acuradas é necessário estabelecer a metodologia cuidadosamente. Ademais, o método de análise de MTF e NNPS afeta a DQE (Ranger *et al.*, 2007). Portanto, os parâmetros de entrada utilizados para computar MTF e NNPS devem ser cuidadosamente selecionados.

Há cinco tecnologias de detector principais usadas em sistemas mamográficos. Neste estudo, três delas foram avaliadas: radiografia computadorizada (CR), radiografia direta (DR) usando cintilador e arranjos de leitura de CCD e TFT. O objetivo deste trabalho é caracterizar em termos de MTF, NNPS e DQE seis sistemas digitais de imagem, num intervalo de DAK estendido, usando o protocolo europeu. Seu desempenho será comparado e sua evolução avaliada. Além disso, será considerada a influência das condições de exposição. Dados deste estudo podem ser usados como referência para o desempenho típico de detectores em uso clínico, bem como permitir comparações com outros sistemas de mamografia digital. Adicionalmente, podem oferecer um panorama da evolução tecnológica dos detectores.

O trabalho está organizado da seguinte forma: no capítulo 2 é apresentada uma revisão bibliográfica; no capítulo 3 são introduzidos os fundamentos teóricos que envolvem a produção de espectros em mamografia, a formação da imagem radiográfica, a dosimetria, o receptor de imagem, a qualidade de imagem e a quantificação de desempenho de sistemas; o capítulo 4 descreve os materiais e a metodologia utilizada em cada etapa do trabalho; no capítulo 5 são apresentados e discutidos os resultados; o capítulo 6 refere-se às conclusões obtidas e às perspectivas do trabalho.

2 Revisão bibliográfica

MTF, NNPS e DQE, expressos no domínio da frequência espacial, constituem métricas objetivas, quantitativas e amplamente aceitas pela comunidade científica na caracterização física de sistemas de imagem por raios X. O desempenho de detectores usados em mamografia digital em termos desses parâmetros tem sido extensamente estudado.

Thunberg *et al.* (1999) desenvolveram um detector de tela plana para biópsia, que consiste em um cintilador de CsI(Tl), uma placa de fibra óptica e um dispositivo de carga acoplada (CCD, do inglês *charge-coupled device*). O sistema de imagem apresentou DQE para baixas frequências espaciais próxima a 60%, o que é um pré-requisito para se obter boa qualidade de imagem na prática clínica.

Evans *et al.* (2002) compararam três equipamentos de biópsia que utilizam detectores baseados em CCD, IGE Senovision, LoRad DSM e Siemens Opdim. Embora esses sistemas tenham sido desenvolvidos para desempenhar as mesmas tarefas, apresentaram características físicas significativamente diferentes.

Samei *et al.* (2005) estudaram a influência da técnica de análise na estimativa de MTF usando o método de borda. Foram avaliados seis diferentes algoritmos usando 14 diferentes imagens de borda. Seus resultados mostraram uma variação de 1 a 5% da MTF, o que resultaria em incertezas de 2 a 10% em DQE. Entretanto, seu estudo não considerou outros parâmetros experimentais importantes, como as propriedades da borda e as condições de aquisição da imagem da borda.

Posteriormente, foi feito um estudo em série com o objetivo de comparar diferentes técnicas usadas para medir MTF e NNPS e seu efeito na acurácia dos resultados. Na primeira parte do estudo, Samei *et al.* (2006) avaliaram a influência de parâmetros como qualidade do feixe, colimação e dispositivo de teste sobre a MTF. Seus resultados indicaram que a técnica de medida tem impacto notável na estimativa de MTF resultante. Na segunda parte do estudo, Dobbins *et al.* (2006) avaliaram a influência da dependência direcional, do uso de limitação do feixe, do espectro do feixe e de métodos computacionais para análise sobre o NNPS. Destes fatores, nenhum demonstrou impacto substancial na amplitude das estimativas de NNPS.

Ranger *et al.* (2007) realizaram uma comparação entre estimativas de DQE usando diferentes metodologias. Seus resultados mostraram que o método de medida pode afetar a estimativa de DQE em até 12%. Verificou-se que os fatores que mais influenciaram a DQE foram o método de análise da MTF, a limitação do feixe, a qualidade do feixe e o método de análise de NNPS.

Marshall (2007) obteve resultados de qualidade de imagem na forma de MTF, NNPS e DQE para nove sistemas digitais de mamografia: quatro GE Senographe DS, três Hologic Selenia, um Agfa Embrace DM1000 e um Konica CR. Esses parâmetros foram medidos rotineiramente como parte do programa de controle de qualidade e sua estabilidade ao longo do tempo foi avaliada. Dados de NNPS adquiridos com a grade mostraram um aumento no ruído em frequência espacial baixa; esse efeito foi mais severo com o aumento do kerma no ar na superfície de entrada do detector (DAK). Alguns dos sistemas apresentaram redução da DQE com DAK, outros apresentaram aumento da DQE com DAK.

Ghetti *et al.* (2008) investigaram as características físicas de dois sistemas de mamografia digital (GE Senographe Essential e DS). Ambos os sistemas são tela plana de conversão indireta acoplados a um cintilador de CsI(Tl). Foram implementadas melhorias no design do GE Senographe Essential. Isso se refletiu num melhor NNPS, devido ao ruído eletrônico mais baixo, e numa DQE até 60% maior.

Monnin e Verdun (2009) estudaram o desempenho do detector CR Carestream EHR-M3 em comparação sua versão anterior, Carestream EHR-M2. Ambos os detectores foram usados com uma leitora CR 975. O detector EHR-M3 apresentou maior sensibilidade, MTF ligeiramente menor, redução significativa do ruído e DQE mais elevada em comparação com o EHR-M2.

Marshall (2009) apresentou dados de DQE medidos para dois sistemas de mamografia digital de radiografia direta (DR), um GE Senographe e um Lorad Selenia. Foram estudadas quatro qualidades de feixe para cada sistema. Considerando a função resposta, foi notada alguma dependência energética para o valor de pixel em função de DAK. Foi observada uma redução de DQE com o aumento da camada semirredutora.

Em um estudo posterior, Marshall *et al.* (2011) caracterizaram onze sistemas de mamografia digital: quatro sistemas de radiografia computadorizada (CR) e um grupo de sete sistemas DR. Os sistemas CR caracterizados foram Agfa MM 3.0R, Agfa HM 5.0, Fuji Profect e Carestream EHR-M3. As propriedades desses detectores são determinadas pela leitora, cujo modelo não foi especificado pelos autores. Os detectores DR avaliados foram Fuji Amulet, GE Senographe 2000D, GE Senographe DS, GE Essential, Hologic Selenia, Sectra MDM e Siemens Inspiration. Foi observada uma grande variação na MTF dos sistemas DR em comparação aos sistemas CR. Os detectores DR exibiram melhor desempenho em termos de DQE do que os detectores CR de fósforo granular.

Num estudo comparativo, Yaffe *et al.* (2013) apresentaram dados de MTF para o detector CR Carestream EHR-M3 e o sistema DR indireto GE Essential. Eles relacionaram medidas físicas de qualidade de imagem a diferenças nas taxas de detecção de câncer. Seus resultados mostraram que sistemas CR têm taxas de detecção de câncer inferiores às de DR.

Bloomquist *et al.* (2014) estabeleceram uma métrica baseada em MTF e NNPS para o controle de qualidade em mamografia digital. Essa métrica permite avaliar objetivamente a qualidade de imagem e comparar sistemas e espectros de raios X. O método de medida desenvolvido é prático e apresentou boa reprodutibilidade. É uma maneira promissora de avaliar qualidade de imagem no controle de qualidade de rotina de sistemas mamográficos digitais.

Monnin *et al.* (2014) compararam dois métodos para determinação das componentes de ruído: o modelo polinomial, usado no protocolo europeu, e um método explícito de decomposição de ruído. Ambos os métodos foram aplicados a dados de variância e espectro de potência de ruído (NPS, do inglês *noise power spectrum*) de seis unidades de mamografia digital, a saber, Carestream SNP-M1, Fuji Amulet, GE Essential, Hologic Selenia Dimensions, IMS Giotto e Siemens Inspiration. A ponderação dos dados melhorou o modelo de ruído, especialmente para valores mais baixos de kerma no ar na superfície de entrada do detector. As decomposições polinomial e explícita apresentaram boa concordância para os ruídos quântico e eletrônico, entretanto o modelo polinomial subestimou o ruído estrutural. A decomposição do

ruído em função da posição mostrou limitada estacionariedade do ruído, especialmente para o ruído estrutural.

Medidas experimentais com um detector DR indireto com telas de CsI:Tl estruturado com espessuras de 130, 140 e 170 μm foram conduzidas num estudo de Michail *et al.* (2015). A partir de medidas experimentais de MTF e NNPS, foi determinada a capacidade de informação da imagem. A capacidade de informação desse detector se mostrou otimizada para aplicações em sistemas de mamografia digital.

Marshall *et al.* (2016) caracterizaram em termos de DQE um detector de tela plana integrado ao sistema de mamografia analógico GE DMR. O desempenho da unidade foi notavelmente superior ao de sistemas CR de fósforo granular e comparável ao de outros sistemas de tela plana.

A fim de estudar a propagação do ruído quântico em detectores de raios X, Monnin *et al.* (2016) desenvolveram um modelo de propagação de sinal e ruído quântico para quatro tipos de detectores usados em mamografia digital. A MTF bidimensional, o NPS e a DQE de seis sistemas de mamografia digital foram medidos e usados como dados de entrada deste modelo. Os detectores usados foram Carestream SNP-M1, GE Essential, Hologic Selenia Dimensions, IMS Giotto, Philips MicroDose L30 e Siemens Inspiration. A influência do *aliasing*, da decorrelação de sinal e ruído, da eficiência de captura de raios X e do ganho secundário global em NPS e DQE do detector foi analisada em detalhes. A influência da estatística do ruído, fator de preenchimento do pixel e ruídos eletrônico e estrutural na DQE também foi estudada. O modelo e as decomposições utilizadas nas imagens adquiridas ajudaram a explicar a anisotropia observada no NPS quântico e na DQE.

Num estudo de desempenho de detecção por observador humano, Makeev *et al.* (2019) avaliaram e compararam dois detectores digitais usados em sistemas de mamografia digital comerciais. Os detectores caracterizados foram um DR direto Analogic Anrad AXS-2430 (aSe) e um DR indireto Teledyne Dalsa Xineos-2329 (CsI/CMOS). A DQE dos sistemas foi similar, bem como o desempenho na tarefa de detectar microcalcificações e massas.

Em 2019, o Serviço Nacional de Saúde da Inglaterra (NHS, do inglês *National Health Service*) publicou avaliações técnicas de diversos sistemas mamográficos digitais em uso clínico atualmente (NHS, 2019a, 2019b, 2019c, 2019d, 2019e). Nesses documentos foram publicados dados de MTF, NNPS e DQE para os sistemas Planmed Clarity e GE Pristina. A qualidade de feixe usada na avaliação do Pristina (26 kV_P Mo/Mo) é a selecionada pelo AEC para aquisições de imagens de mamas menos espessas. Entretanto, não foram disponibilizados dados de MTF, NNPS e DQE para a qualidade de feixe selecionada pelo AEC para mamas mais espessas (34 kV_P Rh/Ag). Além disso, não foram disponibilizados detalhes sobre a metodologia empregada.

Wigati *et al.* (2021) avaliaram a relevância de medidas de MTF no controle de qualidade em mamografia. Para isso estudaram o impacto da redução da MTF na qualidade de imagem técnica e analisaram a robustez das medidas de MTF no controle de qualidade de rotina. Foram usadas na avaliação duas placas de imagem CR de fósforo colunar usadas com uma leitora Agfa DX-M. Seus resultados mostraram que medidas de MTF são reprodutíveis, sensíveis e fáceis de aplicar como forma de rastrear a resolução espacial e devem ser incluídas em protocolos de controle de qualidade.

Frederico e Banguero (2023) caracterizaram um detector GE Pristina nos modos de aquisição 2D e 3D. Foram utilizados feixes de 26 kV_P Mo/Mo e 34 kV_P Rh/Ag. Para um kerma no ar na superfície de entrada do detector de 100 μGy, o NNPS e a DQE foram maiores para o feixe de 26 kV_P Mo/Mo. Entretanto, não foram apresentados dados de NNPS e DQE para outros valores de DAK.

3 Fundamentos teóricos

3.1 Imagem mamográfica: compromisso entre propriedades de atenuação e espectro

A pequena diferença na atenuação de raios X entre tecidos normais e cancerosos na mama requer o uso de um equipamento de raios X especialmente desenvolvido para otimizar a detecção de câncer de mama. A figura 3.1(a) mostra que a diferença entre a atenuação de tecidos normal e canceroso é maior para energias de raios X muito baixas e é menor para energias mais altas (maiores que 35 keV) (Bushberg *et al.*, 2012).

O contraste numa imagem de mamografia relaciona-se à diferença entre as propriedades de atenuação entre tecidos normal e maligno e é representado na figura 3.1(b). Baixas energias de raios X fornecem a melhor atenuação diferencial entre os tecidos, logo um melhor contraste. Por outro lado, como para baixas energias o coeficiente de atenuação linear é mais elevado, raios X nessa faixa de energia são menos penetrantes e de alta absorção, o que resulta no aumento da dose depositada no tecido e dos tempos de exposição (Bushberg *et al.*, 2012).

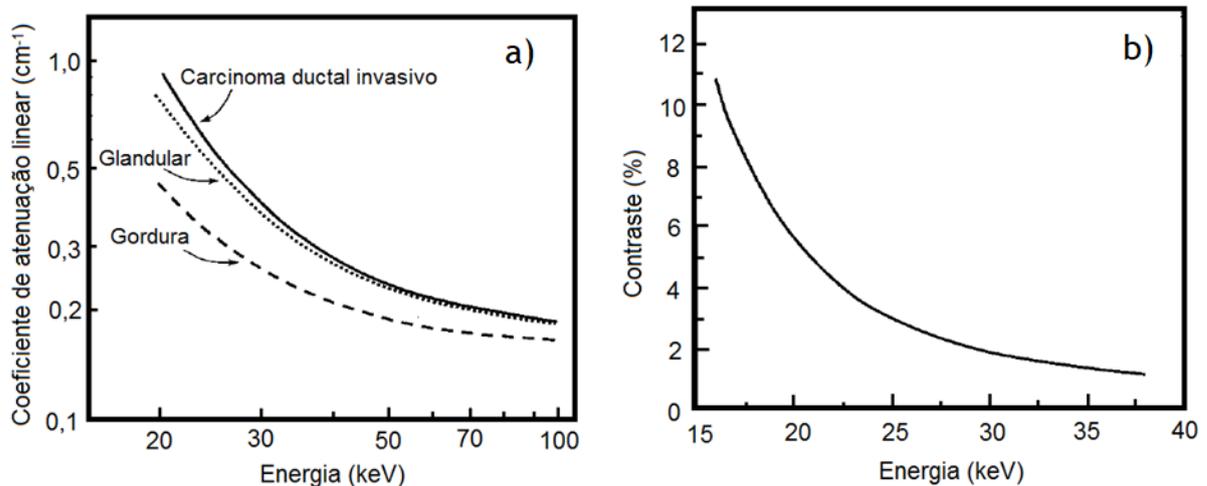


Figura 3.1 - (a) Atenuação de tecidos mamários como função da energia. (b) Contraste percentual do carcinoma ductal decresce rapidamente com a energia. (Adaptado de Bushberg *et al.*, 2012.)

Sistemas mamográficos devem ainda possibilitar a detecção de microcalcificações, que podem estar relacionadas a doenças. A fim de garantir alta qualidade de imagem e baixa dose

em exames de mamografia, desenvolveram-se equipamentos com tubos de raios X especializados, dedicados a essa modalidade de imagem (Bushberg *et al.*, 2012).

3.1.1 Tubo de raios X

O tubo de raios X mamográfico é tipicamente configurado com tamanhos de ponto focal de 0,3 e 0,1 mm. Um ponto focal pequeno minimiza o borramento geométrico e mantém a resolução espacial necessária para detectar microcalcificações. Uma diferença importante na operação do tubo mamográfico quando comparado ao tubo convencional é a baixa voltagem de operação, inferior a 35 kV_P (Bushberg *et al.*, 2012).

O campo de radiação produzido pelo tubo não é espacialmente uniforme. A intensidade dos raios X é mais baixa no lado do anodo (efeito anódico). O posicionamento do catodo na direção da parede torácica do paciente e do anodo na direção do mamilo proporciona melhor uniformidade dos raios X transmitidos através da mama (Bushberg *et al.*, 2012; ICRU, 2009).

3.1.2 Espectro de raios X

Estudos de modelagem computacional mostram que a energia de raios X ótima para obter maior contraste à menor dose seria um feixe monoenergético de 15 a 25 keV, dependendo da espessura e da composição da mama (Cunha *et al.*, 2012). Raios X policromáticos produzidos no tubo de raios X mamográfico diferem desse intervalo, pois os raios X de baixa energia do espectro de bremsstrahlung contribuem significativamente na dose na mama e têm pouca contribuição na imagem, enquanto raios X de alta energia diminuem o contraste (Bushberg *et al.*, 2012).

A energia ótima dos raios X é obtida com o uso de materiais de anodo do tubo específicos, que geram raios X característicos de energia desejada (de 17 a 23 keV), e de filtros de atenuação de raios X, que removem os raios X indesejados de baixa e alta energia do espectro de bremsstrahlung. Molibdênio (Mo), rutênio (Ru), ródio (Rh), paládio (Pd), prata (Ag) e

cádmio (Cd) geram raios X característicos no intervalo de energia desejado para mamografia. Desses elementos, Mo e Rh são usados como anodo em tubos de mamografia, produzindo picos principais de radiação característica em 17,5 (K_α) e 19,6 keV (K_β) e 20,2 (K_α) e 22,7 keV (K_β), respectivamente. Por outro lado, anodos de tungstênio (W) com filtros específicos de Mo, Rh, Pd, Ag e Cd podem oferecer espectros com características similares. Como seu espectro não é dominado por raios X característicos, o W oferece flexibilidade considerável no controle da energia do feixe pela escolha da tensão de pico e da filtração do feixe (ICRU, 2009). A figura 3.2(a) apresenta espectros gerados usando 28 kV_P e alvos de Mo e W.

A janela do tubo e os filtros adicionais têm um papel importante na forma do espectro de mamografia. A filtração inerente do tubo deve ser extremamente baixa a fim de permitir a transmissão de todas as energias de raios X, o que é realizado com uma espessura aproximada de 1 mm de berílio (Be, $Z = 4$) como janela do tubo. O berílio oferece tanto baixa atenuação, principalmente devido ao seu baixo número atômico, quanto boa integridade estrutural (Bushberg *et al.*, 2012).

Filtros adicionais do mesmo elemento que o anodo reduzem os fótons de baixa e alta energia do espectro e permitem a transmissão da radiação característica. Filtros comuns usados em mamografia incluem 0,03 mm de Mo com um anodo de Mo (Mo/Mo). Os filtros adicionais absorvem os raios X de baixa energia, que não são úteis na formação da imagem (Bushberg *et al.*, 2012).

A atenuação pelo filtro diminui com o aumento da energia dos raios X logo abaixo do pico de absorção da camada K, proporcionando uma janela de transmissão para raios X característicos e fótons de bremsstrahlung. Um crescimento abrupto do coeficiente de atenuação ocorre logo acima da energia da camada K, o que reduz significativamente os fótons de bremsstrahlung de maior energia no espectro (Bushberg *et al.*, 2012). Rh ($Z = 45$) e Ag ($Z = 47$) são filtros bastante utilizados em equipamentos mais modernos e têm pico de absorção da camada K em 23,2 keV e 25,5 keV, respectivamente. A figura 3.2(b) mostra a influência da filtração por Ag para espectros de 28 kV_P W/Ag e 34 kV_P Rh/Ag.

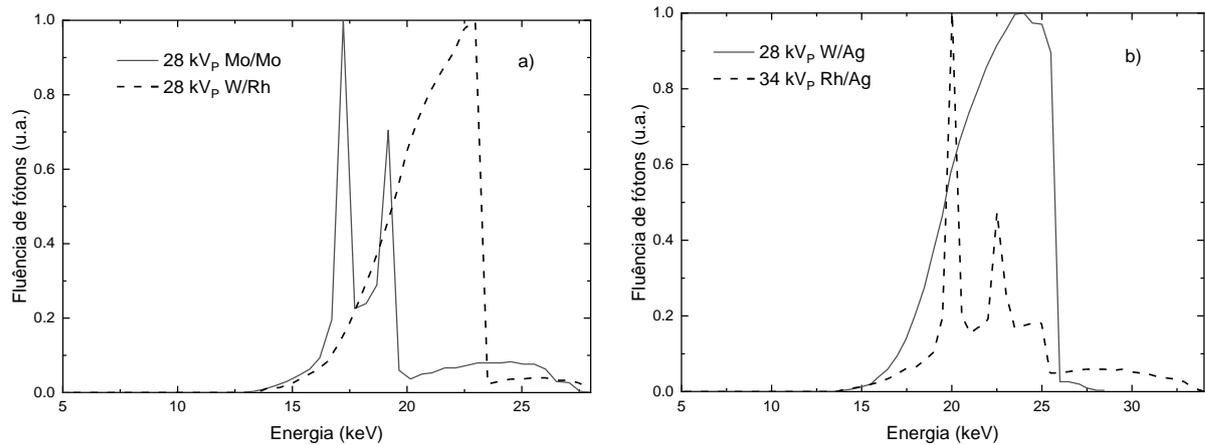


Figura 3.2 - (a) Espectros representativos para mamografia com 28 kV_P e alvos de Mo e W. (b) Efeito de um filtro de Ag em espectros de mamografia de 28 kV_P W/Ag e 34 kV_P Rh/Ag. (Adaptado de Porzio e Konstantinidis, 2021.)

Elementos de maior número atômico costumam ser usados como combinação anodo/filtro na obtenção de imagens de mamas mais espessas e densas, pois produzem energia efetiva mais elevada do que a da combinação Mo/Mo (Bushberg *et al.*, 2012). Isso permite a transmissão de fótons de raios X com energia entre 20 e 25 keV, como mostrado na figura 3.2.

A partir do espectro de raios X é possível calcular o número de fótons incidentes por unidade de área, \bar{q} , independente da energia do fóton (Cunningham, 2000). Ele pode ser estimado a partir de uma medida de kerma no ar (ver seção 3.2) usando a expressão

$$\bar{q} = DAK \int \left(\frac{\Phi(E,V)}{K} \right) dE \quad (3.1)$$

em que DAK é o kerma no ar na superfície de entrada do detector (em μGy) e $\Phi(E,V)$ é a fluência de fótons de energia E quando uma voltagem no tubo V é aplicada.

3.1.3 Rendimento do tubo de raios X

O rendimento de um tubo de raios X pode ser medido e expresso como kerma no ar (μGy) por unidade de corrente vezes a duração da exposição (mAs) sob condições de operação específicas, dadas em função da tensão de pico, do material do anodo, da filtração, da posição no campo de radiação e da distância à fonte. Para as energias usadas em mamografia, o aumento

do rendimento do tubo é aproximadamente proporcional a terceira potência da tensão de pico. Para fins de controle de qualidade, em sistemas mamográficos, o rendimento é definido no eixo central do feixe de raios X, usando 50 cm de distância à fonte (Bushberg *et al.*, 2012).

3.1.4 Curvas de atenuação e camada semirredutora

A qualidade de um feixe de raios X pode ser especificada tanto em termos de seu espectro como de suas características de atenuação num meio de referência. Para as energias usadas em mamografia, o alumínio (Al) é o meio de referência mais indicado. A primeira camada semirredutora (CSR_1) é definida como a espessura necessária para reduzir o kerma no ar pela metade. A segunda camada semirredutora (CSR_2) é a espessura necessária para reduzi-la à metade novamente sob as mesmas condições (Attix, 2004).

Em geral, a camada semirredutora (CSR) aumenta com o aumento da tensão de pico e do número atômico do anodo e do filtro (Bushberg *et al.*, 2012). A Instrução Normativa nº 92 (ANVISA, 2021) estabeleceu limites mínimos para os valores de CSR_1 , de acordo com a combinação anodo/filtro. O limite inferior da CSR_1 assegura que as energias mais baixas do espectro foram removidas. Raios X de baixa energia não são capazes de atravessar a espessura total da mama, portanto sua remoção reduz a dose no paciente sem afetar a qualidade diagnóstica do exame.

O coeficiente de homogeneidade é definido como a razão CSR_1/CSR_2 . Esse coeficiente se aproxima da unidade à medida que o espectro se torna mais estreito devido à filtração e se aproxima de um feixe monocromático (Attix, 2004).

3.2 Kerma

Um campo de radiação ionizante pode ser descrito não estocasticamente em termos do valor esperado do número de fótons ou da energia que transportam incidente numa esfera infinitesimal em torno de um ponto de interesse. O kerma é uma grandeza não estocástica, que

descreve o primeiro passo na dissipação de energia por partículas não carregadas (Johns *et al.*, 1983). Para fótons monoenergéticos de energia E , o kerma pode ser calculado por

$$K = \psi \cdot \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,Z} \quad (3.2)$$

onde ψ é a fluência de energia do campo de radiação e $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,Z}$ é o coeficiente de transferência de energia de massa, que depende da energia (E) e do número atômico do material (Z). A unidade de medida de kerma no SI é J/kg, também conhecida como *Gray* (Gy) (Johns *et al.*, 1983).

3.3 Receptor de imagem

3.3.1 Formação da imagem

Praticamente todas as imagens de raios X são baseadas na transmissão de fótons através do corpo, sendo que o contraste se deve a variações na espessura, composição e anatomia interna. O padrão de transmissão de raios X no plano do sistema de imagem pode ser considerado como uma variação contínua da fluência de raios X com a posição (Yaffe, 2010). Um diagrama esquemático de um sistema de mamografia genérico é dado na Figura 3.3.

O processo de formação da imagem mamográfica envolve a exposição da mama a raios X seguida pela transmissão e espalhamento dos raios X pelo tecido mamário. Os fótons de raios X atenuados que passam através da grade interagem com o receptor e são absorvidos, possibilitando a obtenção de uma imagem que é exibida e arquivada (Karellas, Vedantham, 2012).

Para fins de controle de qualidade, pode-se utilizar um material atenuador para simular a atenuação do feixe ao atravessar uma mama. A espessura de material varia de acordo com a energia do feixe. Em geral, usam-se filtros de 45 mm de polimetilmetacrilato (PMMA) ou 2 mm de Al (van Engen *et al.*, 2013).

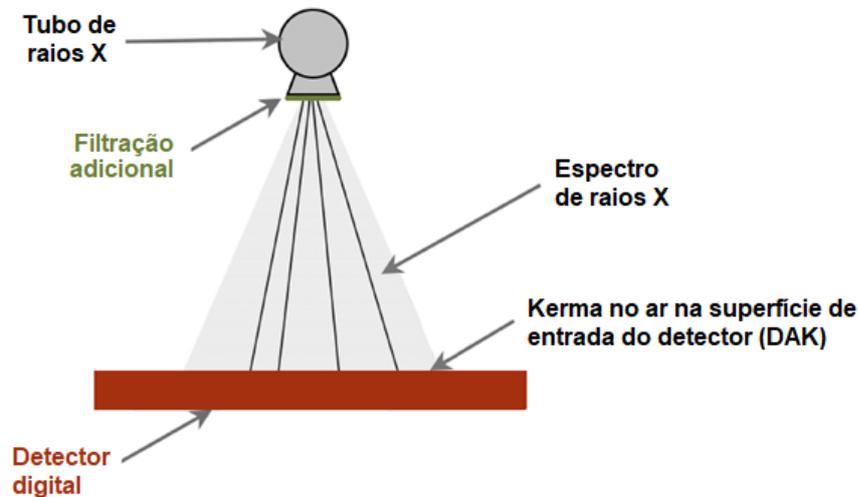


Figura 3.3 – Processo típico de formação da imagem de raios X em mamografia. (Adaptado de Karellas, Vedantham, 2012.)

3.3.2 Detectores digitais

Em mamografia convencional (tela filme), o processo de captura, exibição e arquivamento da imagem se dá num único meio: o filme. Entretanto, na década passada, sistemas de radiografia digital ganharam uma vasta aceitação para uso clínico. A radiografia digital oferece vantagens clínicas quando comparada com a radiografia convencional. Algumas das vantagens são a disponibilidade de imagens no formato eletrônico; a separação dos estágios de aquisição, exibição e arquivamento da imagem; a maior sensibilidade, menor ruído intrínseco e maior intervalo dinâmico dos detectores (ICRU, 2009).

A maioria dos sistemas de radiografia digital se baseia em dois tipos genéricos de detectores: placas de imagem baseadas em fósforo fotoestimulável (radiografia computadorizada, CR) e detectores de tela plana (radiografia direta, DR). Existem dois tipos de detectores de tela plana, o tipo de conversão direta, que converte a energia dos raios X diretamente em cargas elétricas, e o tipo indireto, que tem um estágio óptico intermediário (ICRU, 2009).

Há uma extensa bibliografia que descreve os diferentes tipos de receptores de raios X usados em mamografia (Rowlands, 2002; Yaffe, 2010; Bushberg et al, 2012; Seco *et al.*, 2014;

Ou *et al.*, 2021). Nas próximas subseções, será apresentado o princípio de funcionamento dos dois tipos de receptores digitais usados neste trabalho, o CR e o DR de conversão indireta.

3.3.2.1 Radiografia computadorizada (CR)

Este tipo de detector consiste em uma placa que de fósforo estimulável por raios X, tipicamente BaFBr. A absorção de raios X no material produz fótons energéticos e fotoelétrons no cristal. Esses *quanta* perdem parte de sua energia ao excitar elétrons fracamente ligados na estrutura cristalina. Alguns destes elétrons ficam “armadilhados” no poço de potencial do material do fósforo cristalino, onde permanecem estáveis por algum tempo. O número de elétrons armadilhados é proporcional à quantidade de radiação incidente no fósforo. Após a exposição, a placa de fósforo é posicionada numa leitora, onde é escaneada por um feixe laser fino de hélio-neônio, como mostra a figura 3.4. A luz vermelha do laser “descarrega” as armadilhas e faz com que os elétrons retornem ao estado fundamental com liberação de energia pela emissão estimulada de luz azul. A luz azul é coletada por uma guia de luz e medida com fotomultiplicadoras (ICRU, 2009). O sinal analógico é amplificado logaritmicamente a fim de comprimir o intervalo dinâmico e preservar a acurácia de digitalização em um número finito de níveis digitais discretos resultantes dos conversores analógico-digitais (ADC) de 12 a 14 bits usados para formar a imagem digital (Williams *et al.*, 2007; Kim *et al.*, 2008). O estágio de apagamento por luz remove o sinal residual e a placa de imagem é devolvida ao cassete.

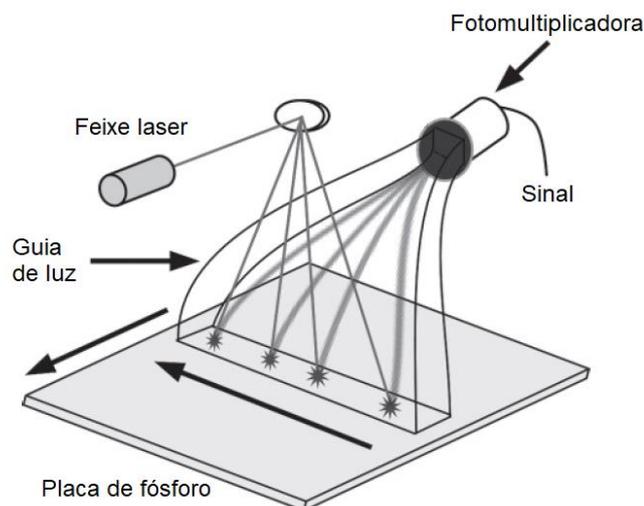


Figura 3.4 – Principais componentes de uma leitora CR incluem uma fonte de luz laser, uma coletora de luz e uma fotomultiplicadora. (Adaptado de Karellas, Vedantham, 2012.)

Um problema do CR é a perda de resolução espacial devido ao espalhamento do feixe laser no material do fósforo. Além disso, seu sistema de leitura mecanicamente complexo pode não transferir portadores de informação suficientes (por exemplo, fótons de luz acoplados por lentes) e gerar uma queda no número de *quanta* secundários, devido à falta de ganho em algum dos estágios de conversão. (Yaffe, 2010).

3.3.2.2 Detectores de tela plana (DR) de conversão indireta

Uma camada de fósforo CsI é acoplada a detectores de *quanta* secundários compreendidos por TFT de silício amorfo hidrogenado (a-Si:H) ou dispositivos de carga acoplada (CCD, do inglês *charge-coupled devices*), apresentados na figura 3.5.

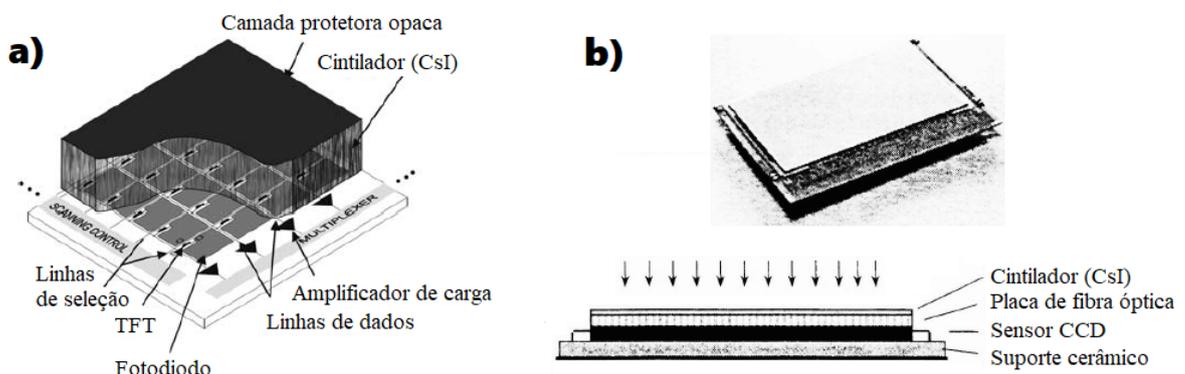


Figura 3.5 – Receptores de imagem DR de conversão indireta consistem em uma camada de CsI depositada sobre (a) um arranjo de fotodiodos (Adaptado de ICRU, 2009) ou (b) um detector CCD (visão superior e lateral) (Adaptado de Thunberg *et al.*, 1999.)

Os detectores a-Si:H TFT incluem uma junção P-I-N num fotodiodo a-Si:H dentro de cada pixel, que converte os fótons ópticos do cintilador em carga elétrica e armazena essa carga no capacitor do fotodiodo. Então o transistor TFT dentro de cada pixel permite que a carga seja lida para cada linha da área ativa. Portanto, uma linha inteira do arranjo é lida simultaneamente e o sinal é lido em linhas para cada coluna por um amplificador de carga. Então os sinais amplificados da coluna são multiplexados e digitalizados. Esse método permite uma leitura rápida (Yaffe, 2010). Além disso, detectores de tela plana são resistentes à radiação e podem ter áreas grandes. Entretanto, esses detectores têm alto ruído de leitura.

Detectores CCD consistem em um arranjo de capacitores de óxido metálico semicondutor (MOS), que são formados a partir da deposição de uma série de eletrodos (“*gates*”) num substrato semicondutor. Ao aplicar uma voltagem aos *gates*, o material sob eles sofre depleção e forma poços de armazenamento de carga. Cada poço corresponde a um pixel. A carga armazenada é criada a partir da absorção fotoelétrica de fótons ópticos. Quando diferenças de voltagem apropriadas são aplicadas aos *gates*, a carga é transferida de um poço para outro. A carga se desloca no arranjo por acoplamento vertical e horizontal da carga, é convertida em voltagem por um simples seguidor de tensão, é lida serialmente e convertida em número digital por um ADC (Yaffe, 2010).

A tecnologia CCD tem alta sensibilidade, devido ao elevado fator de preenchimento (razão entre a área sensível à luz e a área total do pixel) e eficiência quântica (número de elétrons gerados por fóton óptico incidente), o que leva a tamanhos de pixel muito pequenos. Para aplicações médicas o tamanho de pixel do CCD varia entre 25-100 μm . A principal desvantagem dos CCDs é que seu custo de produção é elevado, o que limita sua área ativa a 2-5 cm^2 . Para cobrir completamente o tamanho do campo de raios X no paciente é necessário diminuir a imagem do cintilador. Isso pode ser feito com acoplamento de lente ou fibra óptica (Thunberg *et al.*, 1999; Yaffe, 2010; Feng *et al.*, 2020). Esse estágio de demagnificação pode reduzir o número de quanta secundários (Alikunju *et al.*, 2023). Sistemas de mamografia digital de pequeno campo de visão, usados para visualizações de compressão focal e posicionamento em estereotaxia, bem como as primeiras gerações de sistemas de mamografia DR usavam CCDs para leitura (Karellas, Vedantham, 2012).

Uma tecnologia de fotodetector alternativa são os semicondutores de óxido metálico complementar (CMOS, do inglês *complementary metal-oxide-semiconductor*). As principais vantagens dos sensores CMOS são o baixo ruído de leitura, alta taxa de quadros, alta resolução espacial, baixo consumo de energia e capacidade de produção em massa a baixo custo. É possível criar sensores CMOS com áreas suficientemente grandes, adequadas para aplicações médicas (Alikunju *et al.*, 2023).

A figura 3.6 apresenta uma comparação da geometria e da orientação das telas usadas em sistemas CR e DR indireto. Em 3.6(a) a orientação da tela para o CR é mostrada, com os raios X incidentes na superfície emissora de luz. A curva de atenuação dos raios X exibe

absorção relativamente maior na superfície de incidência. Em 3.6(b) o arranjo para sistemas DR indiretos é mostrado. Neste caso a absorção de raios X é maior na superfície menos favorável da tela, distante do arranjo de leitura. Desse modo, o caminho da maioria dos *quanta* ópticos será menor (o que resulta em menos borramento) se a leitura for feita a partir do lado de incidência dos raios X, como é o caso do CR, mas não no caso de detectores DR (Rowlands, 2002).

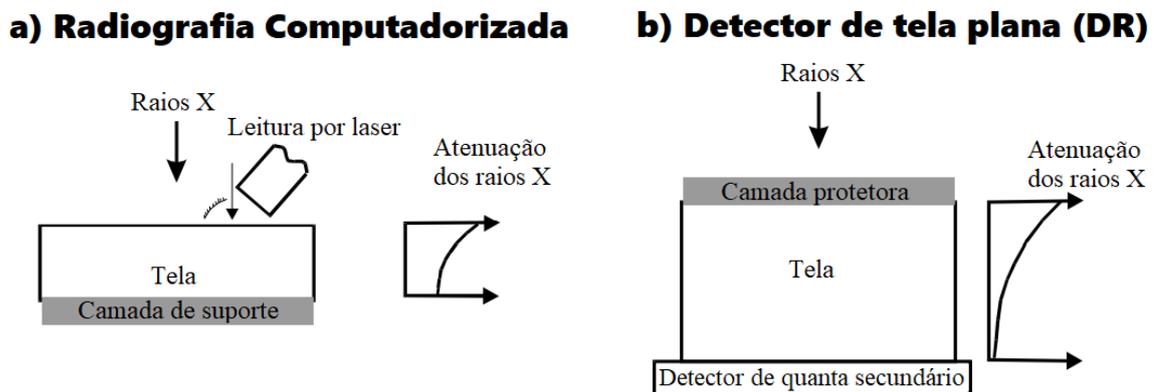


Figura 3.6 – Comparação da geometria e orientação das telas usadas em sistemas (a) CR e (b) DR indireto. (Adaptado de Rowlands, 2002.)

3.4 Teoria de transferência

Uma forma de caracterizar um sistema de imagem é relacionar entrada e saída de parâmetros úteis na descrição do sinal e do ruído da imagem. A figura 3.7 mostra imagens de entrada e saída para um sistema de imagens hipotético no qual há degradação de contraste e aumento no ruído. Contraste é uma medida da diferença de brilho relativo entre duas posições da imagem. O ruído na imagem é definido como uma variação aleatória indesejada nos sinais da imagem. (Cunningham, 2000).

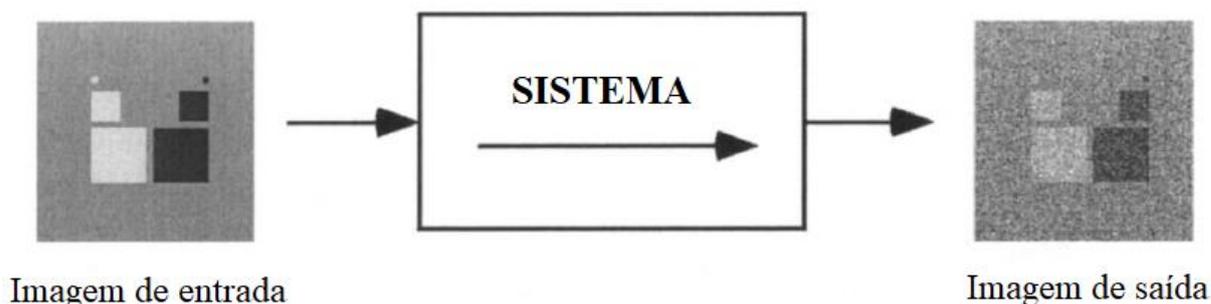


Figura 3.7 – A teoria de transferência descreve relações entre imagens de entrada e saída de um sistema de imagens. Nesta ilustração, uma imagem é transferida com degradação de contraste e aumento no ruído. (Adaptado de Cunningham, 2000.)

3.4.1 Sinais: função resposta

A função resposta está associada às propriedades de transferência de contraste de área grande e relaciona parâmetros físicos objetivos de entrada do sistema, tais como o kerma no ar na superfície de entrada do detector, às quantidades medidas na sua saída, como valores de pixel numa região da imagem (ICRU, 1996). Algumas das funções resposta típicas de sistemas de imagem digitais são as funções linear, logarítmica e de potência (Marshall *et al.*, 2011).

A busca por um entendimento mais completo da qualidade da imagem e do desempenho do sistema levou ao uso da abordagem de transformada de Fourier de sistemas lineares (Cunningham e Shaw, 1999). O uso da abordagem baseada em Fourier requer que o sistema tenha resposta linear e invariante (ICRU, 1996).

Um sistema é dito linear se os sinais de entrada e saída forem proporcionais. Num sistema invariante, qualquer mecanismo de borrimento deve se aplicar igualmente a todas as regiões de uma imagem (Cunningham e Shaw, 1999). Sistemas que possuem resposta não linear podem ser modelados usando abordagem de sistemas lineares, desde que sua resposta seja linearizada (ICRU, 1996).

3.4.2 Ruído: transferência de variância

O ruído insere uma componente aleatória indesejada na imagem. O ruído é adicionado ao valor de uma medida ou subtraído do mesmo, de tal maneira que o valor registrado difere do valor real (Bushberg *et al.*, 2012).

O ruído em uma imagem digital é observado como variações nos valores de pixel (Δd). Esse ruído influencia a percepção da imagem e a visibilidade de objetos. A variância do ruído é dada por

$$\sigma_d^2 = E\{|\Delta d|^2\} \quad (3.3)$$

em que $E\{\}$ é o operador de expectativa e $\Delta d = d - E\{d\}$. A variância definida na equação (3.3) em função do valor esperado de $|\Delta d|^2$, que pode ser obtida a partir da média de muitas imagens (várias repetições) numa posição específica \mathbf{r} . Isso é chamado média do *ensemble*. Na prática, pode ser necessário usar uma média espacial de $|\Delta d|^2$ como uma estimativa da média do *ensemble*. Um sistema em que a média do *ensemble* e a média espacial são equivalentes é chamado ergódico (Cunningham, 2000).

Há três fontes principais de ruído no detector: ruído quântico, ruído estrutural e ruído eletrônico (Hillen *et al.*, 1987). A composição do ruído varia com o nível de dose e o receptor usado (Marshall *et al.*, 2012). A avaliação de ruído analisa as diferentes componentes de ruído para fornecer informação adicional sobre o desempenho do sistema de imagem e otimizar a solução de problemas em caso de potencial perda de qualidade de imagem (van Engen *et al.*, 2013).

O ruído quântico (σ_q) se origina da natureza estocástica das interações dos fótons e gera variações quânticas no sinal (Rimkus, Baily 1983). Assume-se que o número de fótons de raios X absorvidos pelo detector segue uma distribuição de Poisson. Portanto, a variância do ruído quântico deveria ser proporcional a DAK, $\sigma_q^2 = k_q \cdot \text{DAK}$, em que k_q é um coeficiente.

O ruído estrutural (σ_s) ou ruído de padrão fixo descreve variações espaciais fixas no ganho ao longo do detector, ou seja, variações no sinal de saída para um dado valor de entrada. O "ruído" estrutural é, na verdade, um padrão determinístico resultante da correção incompleta de padrões de radiação devido ao efeito anódico e outros efeitos geométricos, padrões de espalhamento de radiação, variações na atenuação devido a arranhões ou poeira nos componentes do sistema de imagem, além de fatores como granularidade do fósforo, variações na transmissão da placa de fibra óptica e variações na sensibilidade entre elementos do sensor digital (Evans *et al.*, 2002; Burgess, 2004). Se conhecido com precisão suficiente, então este o padrão determinístico pode ser corrigido. A correção de *flat-fielding*, executada em sistemas DR, remove grande parte os efeitos do ruído estrutural (Evans *et al.*, 2002). Devido ao número limitado de imagens usadas para a máscara de *flat-fielding* e o ruído associado à máscara, algum ruído estrutural ainda estará presente. Embora o ruído estrutural não seja estritamente uma fonte de ruído ergódico, tem o potencial de reduzir a detectabilidade de objetos e, portanto, pode ser considerado ruído. As tendências sistemáticas do ruído são amplificadas em proporção a DAK, portanto $\sigma_s^2 = k_s \cdot \text{DAK}^2$.

O ruído eletrônico (σ_e) é introduzido pelos componentes eletrônicos do sistema, como o ruído de leitura e a corrente de fundo, que estão presentes mesmo na ausência de sinal. O ruído de leitura deve-se principalmente ao ruído nos transistores e amplificadores (Siewerdsen *et al* 1997). A corrente de fundo corresponde a portadores de carga gerados termicamente no fotodiodo em sistemas com TFT. O ruído eletrônico afeta o sinal em baixos níveis de exposição e tem efeito quase desprezível em níveis de sinal mais altos. Assume-se que é uma fonte aditiva e, portanto, independente da exposição aos raios X, sendo igual a algum valor $\sigma_e^2 = k_e$.

A combinação da variância das três componentes de ruído dá a variância total na imagem (σ^2)

$$\sigma^2 = k_e + k_q \cdot \text{DAK} + k_s \cdot \text{DAK}^2 \quad (3.4)$$

Nesta simplificação não são consideradas explicitamente alguns componentes de ruído, como o excesso de ruído de Poisson, ruído quântico secundário e o *aliasing* (devido à ação de amostragem da matriz de pixels). A contribuição de cada uma dessas fontes está incluída no termo de ruído quântico, pois essas fontes têm a mesma dependência com DAK que o ruído

quântico primário e, portanto, não podem ser separadas usando esta formulação (Mackenzie, Honey, 2007).

Outro teste de ruído do detector consiste em verificar a dependência do ruído total com DAK usando um modelo alométrico da forma

$$\sigma = a \cdot \text{DAK}^b \quad (3.5)$$

Com base na equação (3.4), se o ruído da imagem consistisse apenas em ruído quântico, o coeficiente b seria igual a 0,5. A presença de fontes de ruído aditivo e multiplicativo fazem com que o coeficiente b se desvie de 0,5. Para b entre 0,4 e 0,6 considera-se que o ruído quântico é a fonte de ruído dominante (Marshall *et al.*, 2011).

3.5 Qualidade de imagem

3.5.1 Função transferência de modulação (MTF)

É possível analisar a resposta de um sistema de imagem a um objeto que simula um ponto, linha ou borda perfeitos. O borramento produzido pelo sistema de imagem faz com que a imagem não seja nítida (ICRU, 2009).

A função espalhamento de ponto (PSF, do inglês *point spread function*) descreve a resposta do sistema de imagem ao estímulo pontual (Bushberg *et al.*, 2012). Um perfil unidimensional ao longo da imagem da linha ou da borda é chamado função espalhamento de linha (LSF, do inglês *line spread function*) ou borda (ESF, do inglês *edge spread function*). Essas funções de espalhamento oferecem uma medida de resolução espacial: quanto maior o espalhamento, maior o grau de borramento (ICRU, 2009).

A função transferência de modulação (MTF) de um sistema de imagem, como a mostrada na figura 3.8(b), é uma descrição muito completa das propriedades de resolução de um sistema de imagem. Na prática, a MTF pode ser determinada em uma dimensão como a

transformada de Fourier da LSF, que pode ser obtida por medida direta ou diferenciação da ESF (ICRU, 2009).

Na análise baseada em Fourier, o sinal é descrito como a modulação de um sinal sinusoidal transferido da entrada para a saída do sistema de imagem (Cunningham e Shaw, 1999). A MTF ilustra a fração de contraste de um objeto que é registrada em função do tamanho (ou frequência espacial) do objeto (Bushberg *et al.*, 2012).

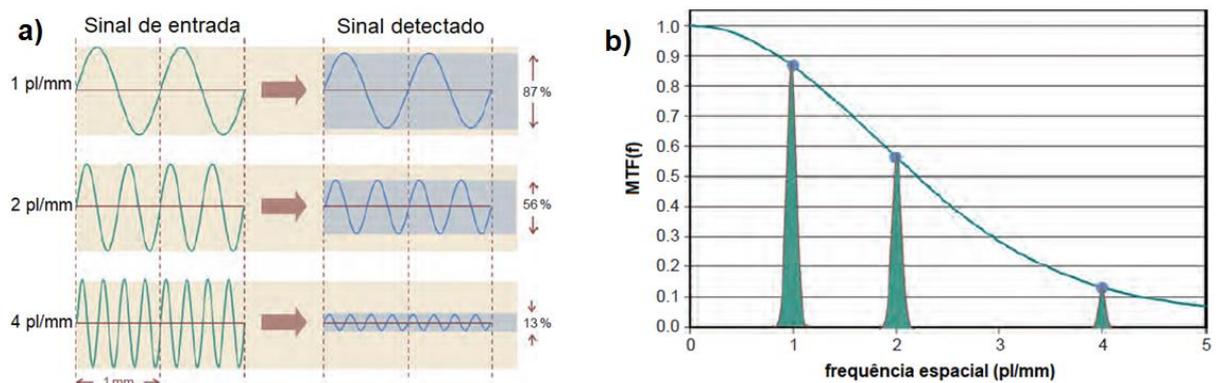


Figura 3.8 – (a) Três sinais de entrada com diferentes frequências espaciais incidem sobre um detector. Os sinais detectados têm amplitude inferior à do sinal incidente. (b) A MTF descreve a redução da amplitude do sinal detectado em função da frequência espacial. (Adaptado de Bushberg *et al.*, 2012.)

3.5.2 Espectro de potência de ruído normalizado (NNPS)

Com o avanço da teoria de sistemas lineares na área de imagens médicas, constatou-se a superação da barreira intelectual de visualizar as relações de entrada e saída no domínio da frequência espacial ao invés do domínio espacial trouxe percepções físicas substanciais na análise de sistemas cada vez mais complexos (Cunningham e Shaw, 1999).

Adotando a notação baseada em Fourier da abordagem de sistemas lineares, o ruído numa imagem uniforme descrita pelo processo aleatório ergódico estacionário $d(x,y)$ é expresso em termos do espectro de potência de ruído, $NPS(u,v)$, dado por

$$NPS(u,v) = \lim_{X,Y \rightarrow \infty} E \left\{ \frac{1}{2X} \frac{1}{2Y} \left| \int_{-X}^X \int_{-Y}^Y \Delta d(x,y) e^{-i2\pi(ux+vy)} dx dy \right|^2 \right\} \quad (3.6)$$

em que

$$\Delta d(x, y) = d(x, y) - E\{d(x, y)\} \quad (3.7)$$

e u e v são as frequências espaciais nas direções x e y .

A variância se relaciona ao NPS por

$$\sigma^2 = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} NPS(u, v) du dv \quad (3.8)$$

O NPS pode ser expresso em uma dimensão como

$$NPS(u) = NPS(u, v)|_{v=0} \quad (3.9)$$

As unidades de $NPS(u, v)$ dependem das unidades da saída, que podem ser arbitrárias ou específicas para um sistema de imagem particular (Cunningham e Shaw, 1999).

O espectro de potência de ruído normalizado (NNPS) resulta da normalização de $NPS(u)$ por DAK^2 (Borasi *et al.*, 2003).

3.6 Quantificação de desempenho de sistemas

3.6.1 Eficiência quântica de detecção (DQE)

A eficiência de um sistema em transferir informações (em termos de razão sinal-ruído, SNR) dos raios X transmitidos pela mama para a imagem digital gerada pode ser expressa pela eficiência quântica de detecção (DQE), dada por

$$DQE(f) = \frac{MTF^2(f)}{DAK \cdot SNR_{in}^2 \cdot NNPS(f)} \quad (3.10)$$

em que f é a frequência espacial, SNR_{in}^2 é a fluência de fótons por unidade de kerma no ar para a qualidade de feixe usada. SNR_{in}^2 pode ser calculada analiticamente usando $SNR_{in}^2 = \bar{q}/DAK$ (ver equação 3.1, subseção 3.1.2). Os protocolos apresentam valores de SNR_{in}^2 para alguns espectros típicos (IEC, 2007; van Engen *et al.*, 2013). A DQE caracteriza a eficiência do sistema de imagem em produzir a qualidade da imagem gerada (ICRU, 2009).

4 Material e metodologia

4.1 Sistemas digitais estudados

Foi feita a caracterização física dos seguintes detectores digitais:

- (a) Carestream EHR-M3, presente no HCFMRP/USP;
- (b) Siemens Opdima, instalado no HCFMRP/USP;
- (c) Planmed Clarity, instalado no HCFMRP/USP;
- (d) GE Essential, instalado no Hospital do Amor, em Barretos;
- (e) GE Pristina, instalado no Hospital do Amor, em Barretos;
- (f) GE Crystal Nova, instalado no Hospital do Amor, em Barretos.

O detector EHR-M3 é uma placa CR usada com leitora Carestream DirectView CR 975. Os demais detectores empregam detectores DR indiretos. O sistema Opdima é utilizado para biópsias. Devido a uma diferente aplicação, ele usa um arranjo de leitura baseado em CCD. Os demais sistemas são de mamografia digital de campo total baseados em TFT. De acordo com o fabricante, Pristina e Crystal Nova empregam o mesmo detector, mas apresentam diferentes qualidades de feixe. Os tamanhos de pixel são 48,5 μm para o EHR-M3 e o Opdima; 83 μm para o sistema Clarity; e 100 μm para os sistemas Essential, Pristina e Crystal Nova. O ano de fabricação dos detectores é 2010 para CR e o Opdima, 2016 para o Essential, 2019 para o Clarity, e 2020 para o Pristina e o Crystal Nova.

Detectores CR geralmente não são integrados a um dado sistema mamográfico, mas podem ser usados com unidades de raios X de diferentes fabricantes. O detector EHR-M3 foi usado com um tubo de raios X Siemens Mammomat 3000 Nova. O desempenho do sistema CR depende, portanto, das configurações de anodo/filtro disponíveis na unidade de raios X com a qual os cassetes são usados. O tubo Mammomat tem combinações anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh. O detector EHR-M3 foi avaliado para 28 kV_p Mo/Mo e Mo/Rh. O detector DR Siemens Opdima é usado com o sistema Siemens Mammomat 3000 Nova e foi avaliado para 28 kV_p Mo/Mo. O sistema Planmed Clarity dispõe de combinações anodo/filtro W/Ag e W/Rh. O detector DR integrado ao sistema Planmed Clarity foi avaliado usando 28 kV_p W/Ag. Os sistemas Essential e Pristina têm anodos de Mo e Rh. O sistema Essential usou 28 kV_p Mo/Mo.

O sistema Pristina utilizou 28 kV_p Mo/Mo e 34 kV_p Rh/Ag. O sistema Crystal Nova dispõe de anodo de W e foi avaliado para 28 kV_p W/Rh. Não há uma mesma configuração de anodo/filtro disponível para todas as cinco unidades de raios X usadas, portanto não foi possível selecionar um espectro comum a todos os sistemas para a avaliação de seu desempenho. Foi utilizada filtração adicional de 2 mm Al na saída do tubo. A tabela 4.1 sumariza as especificações dos sistemas estudados e dos feixes usados na avaliação.

Tabela 4.1 – Características dos sistemas mamográficos e das qualidades de feixe usadas com o número de fótons mm⁻² μGy⁻¹

Fabricante	Modelo	Tamanho de pixel (μm)	Dimensões do detector (cm × cm)	Tamanho da matriz da imagem	Tecnologia	Qualidade de feixe	SNR _{in} ² (mm ⁻² μGy ⁻¹)
Carestream	EHR-M3	48.5	18 × 24	3584 × 4784	BaFBr:Eu	28 kV _p Mo/Mo	5003*
						28 kV _p Mo/Rh	5435*
Siemens	Opdima	48.5	4.9 × 8.6	1024 × 1792	CsI/CCD	28 kV _p Mo/Mo	5003*
Planmed	Clarity	83	23.2×29.7	2796 × 3584	CsI/ a-Si /TFT	28 kV _p W/Ag	6764*
GE	Essential	100	23.9 × 30.6	2394 × 3062	CsI/ a-Si /TFT	28 kV _p Mo/Mo	5003*
GE	Pristina	100	23.9 × 28.5	2394 × 2850	CsI/ a-Si /TFT	28 kV _p Mo/Mo	5003*
						34 kV _p Rh/Ag	6821*
GE	Crystal Nova	100	17.8 × 23.4	1780 × 2340	CsI/ a-Si /TFT	28 kV _p W/Rh	6002*

Fonte: * Porzio e Konstantinidis (2021).

4.2 Equipamento de teste

As medidas de kerma no ar foram feitas com um eletrômetro PTW Unidos E e uma câmara de ionização TN34069 SFD mammo a 6 cm da posição da parede torácica e centralizada lateralmente (van Engen *et al.*, 2013). Usou-se um detector calibrado pelo IPEN para RQR-M e RQA-M (incerteza de 1,5%). Cada um dos sistemas avaliados opera numa faixa de kerma no ar, portanto o intervalo de kerma no ar na superfície de entrada do detector (DAK) variou entre os sistemas, dependendo do mínimo mAs disponível, do rendimento do tubo e da saturação do detector. Um intervalo estendido de DAK foi empregado: 8,7-1100 μGy (Mo/Mo) e 8,7-1323 μGy (Mo/Rh) para o EHR-M3, 9-376 μGy para o Opdima (Mo/Mo), 27-500 μGy para o Clarity (W/Ag), 24-99 μGy para o Essential (Mo/Mo), 23-720 μGy (Mo/Mo) e 70-1534 μGy (Rh/Ag) para o Pristina, e 4-899 μGy para o Crystal Nova (W/Rh). As leituras de kerma no ar obtidas foram utilizadas para determinar o rendimento, CSR e DAK. As exposições foram feitas com o detector sobre a grade.

4.3 Geração de raios X

4.3.1 Rendimento do tubo de raios X

O rendimento do tubo ($\mu\text{Gy/mAs}$) foi medido na ausência de material espalhador e atenuação. Foram usados valores de carga no tubo (mAs) similares aos requeridos para uma exposição de referência e anotadas as leituras de kerma no ar. Foi feita a correção pelo inverso do quadrado da distância e foi calculado o rendimento específico a 50 cm. Um rendimento do tubo alto resulta em tempos de exposição mais curtos, minimiza efeitos de movimento do paciente e assegura adequada penetração do feixe (EUREF, 2006).

4.3.2 Camada semirredutora

Usando um valor de mAs adequado, foi feita uma exposição sem atenuação. Usando o mesmo mAs, foram feitas novas exposições com atenuação do feixe por filtros de alumínio.

A primeira camada semirredutora (CSR_1) foi calculada usando a fórmula:

$$\text{CSR}_1 = \frac{x_1 \ln \frac{2Y_2}{Y_0} - x_2 \ln \frac{2Y_1}{Y_0}}{\ln \frac{Y_2}{Y_1}} \quad (4.1)$$

em que Y_0 é a leitura de kerma no ar sem atenuação, Y_1 e Y_2 são as leituras de kerma no ar imediatamente inferior e superior a $Y_0/2$, respectivamente; x_1 e x_2 são as espessuras de atenuador correspondentes às leituras Y_1 e Y_2 , respectivamente (EUREF, 2006).

A camada quarto-redutora (CQR) foi calculada a partir da equação

$$\text{CQR} = \frac{x_3 \ln \frac{4Y_4}{Y_0} - x_4 \ln \frac{4Y_3}{Y_0}}{\ln \frac{Y_4}{Y_3}} \quad (4.2)$$

em que Y_3 e Y_4 são as leituras de kerma no ar imediatamente inferior e superior a $Y_0/4$, respectivamente; x_3 e x_4 são as espessuras de atenuador correspondentes às leituras Y_3 e Y_4 , respectivamente.

Foi determinada a segunda camada semirredutora (CSR_2) usando

$$\text{CSR}_2 = \text{CQR} - \text{CSR}_1 \quad (4.3)$$

O coeficiente de homogeneidade foi obtido a partir da razão $\text{CSR}_1/\text{CSR}_2$.

4.4 Medidas de Kerma no ar

Uma vez que o sistema de medição usado tem boa reprodutibilidade das leituras de kerma no ar e tendo em vista as limitações quanto ao tempo disponível para uso dos mamógrafos em ambiente clínico, foram feitas apenas três exposições para cada valor de mAs. Foi usado o mínimo valor de mAs disponível, com uma amostragem mais fina para os menores valores de mAs (van Engen *et al.*, 2013). O kerma no ar na superfície de entrada do detector (DAK) foi calculado, aplicando a correção pelo inverso do quadrado da distância. Tendo em vista que o sistema Planmed Clarity só permite adquirir imagens com a grade, para este sistema o fator de grade foi determinado experimentalmente e as leituras foram corrigidas pelo fator de grade.

4.5 Receptor de imagem

4.5.1 Função resposta

Foram adquiridas imagens uniformes usando os valores de mAs cujo DAK foi medido (item 4.4). Para as imagens pré-processadas adquiridas em cada nível de dose, foram medidos o valor de pixel médio (PV) e o desvio padrão (σ) numa ROI de $5 \times 5 \text{ mm}^2$ a 6 cm da posição da parede torácica e centralizada lateralmente (van Engen *et al.*, 2013), com o software ImageJ (Schneider *et al.*, 2012). Foi feita uma curva de PV em função de DAK usando o software OriginPro 2021 (Seifert, 2014).

As curvas de PV em função de DAK foram ajustadas conforme mais adequado segundo funções logarítmicas da forma:

$$PV = A \cdot \text{Log}(DAK) + B \quad (4.4)$$

Ou como funções lineares segundo:

$$PV = A \cdot DAK + B \quad (4.5)$$

Foram registrados os parâmetros do ajuste. A função inversa da função resposta obtida foi empregada para linearizar os valores de pixel das imagens usadas nos cálculos de MTF e NNPS. A linearização dos valores de pixel dessas imagens foi feita com o software Fiji (Schneider *et al.*, 2012).

4.5.2 Avaliação de ruído

Foi determinado o desvio padrão (σ) do valor de pixel médio da ROI padrão nas imagens homogêneas (item 4.5.1). Para sistemas com resposta não linear, as imagens foram linearizadas com o software Fiji antes da análise. Foi feito um gráfico de σ^2 em função de DAK. Foi feito

um ajuste usando a equação (3.4) e determinados os coeficientes de ruído usando-se o software OriginPro 2021.

A partir das componentes de ruído calculadas, foi obtida a fração do ruído total para cada componente de ruído e plotada em função de DAK. Neste gráfico, foi possível visualizar a magnitude (em %) de cada componente de ruído no intervalo de DAK avaliado. Foi estabelecido o intervalo de DAK para o qual o ruído quântico é a maior componente de ruído. O ruído quântico deve ser o maior componente de ruído para o intervalo de DAK usado clinicamente (van Engen *et al.*, 2013).

Adicionalmente, foi feito um gráfico de σ em função de DAK. Foi feito um ajuste alométrico para determinar o coeficiente b, conforme a equação 3.5.

4.6 Qualidade de imagem

4.6.1 Função transferência de modulação pré-amostrada (MTF)

Os dados de MTF foram adquiridos usando uma borda de aço inox com dimensões 5,0 x 8,0 cm² e espessura de 1,0 mm. A borda foi posicionada na superfície de entrada do detector e orientada de modo a dar um ângulo θ de aproximadamente 2° entre a borda e a matriz de pixels. A MTF dos sistemas foi medida usando quatro imagens da borda. Em duas imagens, a borda foi posicionada aproximadamente paralela em relação à posição da parede torácica (Figura 4.1a) e a borda foi rotacionada 180° de uma imagem para a outra. Para essas imagens, a borda foi posicionada a 6 cm da posição da parede torácica. A MTF média dessas duas imagens foi usada para caracterizar a MTF na direção vertical dos sistemas. Nas outras duas imagens, a borda foi posicionada perpendicularmente à posição da parede torácica (Figura 4.1b) e a borda foi rotacionada 180° de uma imagem para a outra. Para essas imagens, a borda foi centralizada lateralmente no detector. A MTF média dessas duas imagens foi usada para caracterizar a MTF na direção horizontal dos sistemas. A MTF média foi obtida a partir da média das duas direções (van Engen *et al.*, 2013).

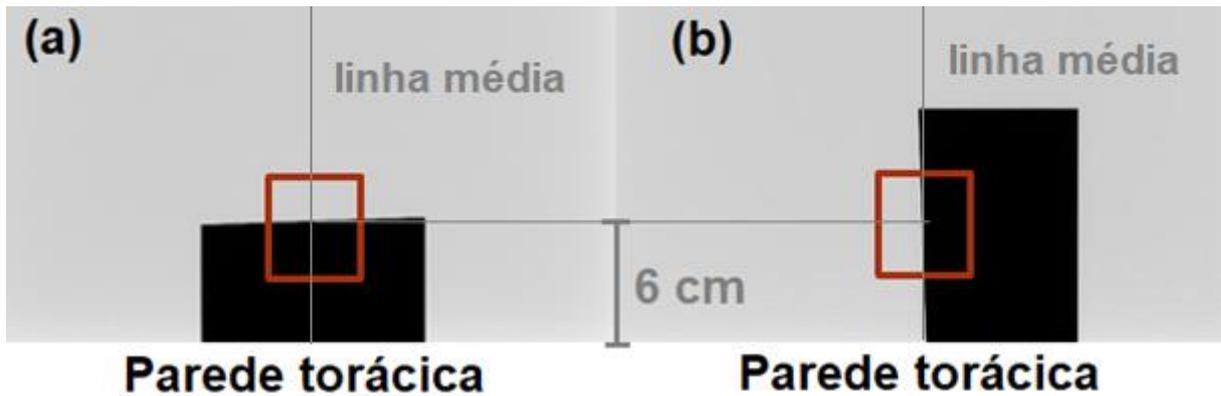


Figura 4.1 – Imagens linearizadas da borda de aço inox para medida de MTF (a) vertical e (b) horizontal para o sistema Essencial.

Nas imagens pré-processadas, uma região de dimensões padrão (van Engen *et al.*, 2013) contendo a borda foi selecionada e reprojetaada usando o método descrito por Samei *et al.* (1998), a fim de gerar uma função espalhamento de borda (ESF, do inglês *edge spread function*) superamostrada, como ilustrado na figura 4.2. A ESF superamostrada foi diferenciada para formar a função espalhamento de linha (LSF, do inglês *line spread function*) superamostrada. Uma transformada de Fourier digital da LSF foi calculada, e o módulo dessa transformada originou a MTF pré-amostrada, que foi normalizada por $MTF(0)$. A MTF foi determinada usando as ferramentas do plugin COQ, do ImageJ (Donini *et al.*, 2014).

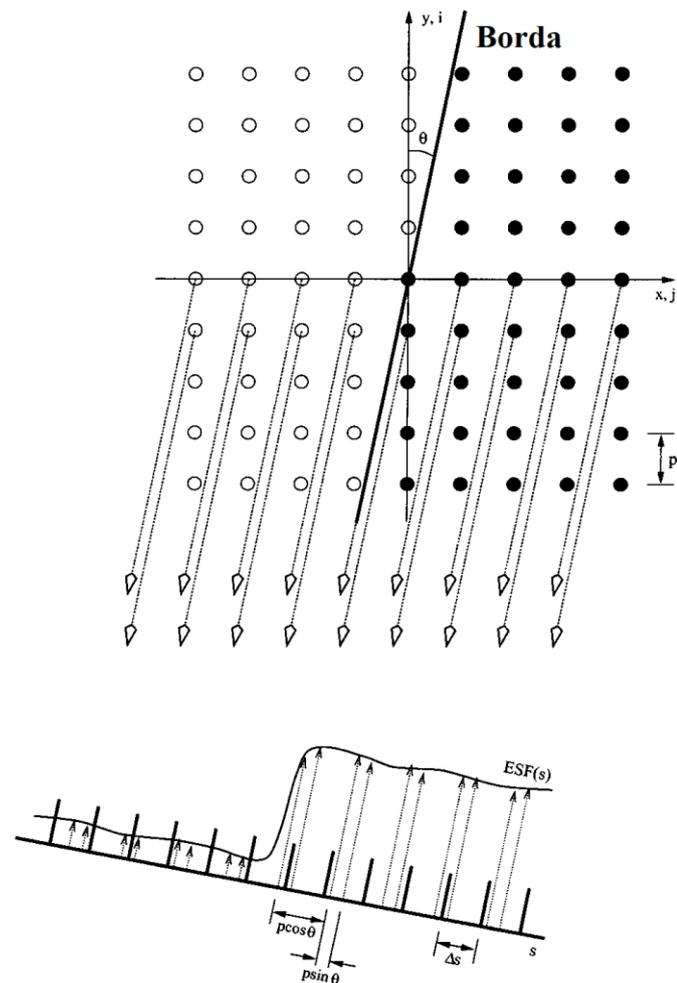


Figura 4.2 – Dados da imagem de uma borda bidimensional reprojeto em uma dimensão perpendicularmente à borda. (Adaptado de Samei *et al.*, 1998.)

4.6.2 Espectro de potência de ruído normalizado (NNPS)

O NNPS foi calculado a partir das imagens uniformes adquiridas para diferentes DAK, usadas na determinação da função resposta (item 3.5.1). O número mínimo de imagens para cada valor de DAK foi determinado de acordo com a resolução espacial do sistema, totalizando quatro milhões de pixels na área de análise, a fim de assegurar uma acurácia do NNPS de 5% (IEC, 2007). Para o Carestream EHR-M3, uma imagem foi suficiente para garantir o número necessário de pixels para análise de NNPS para um dado valor de DAK. Três imagens foram usadas para os sistemas Siemens Opdim e Planmed Clarity, enquanto o número de imagens usadas para os sistemas GE foram quatro.

Em cada imagem, foram selecionadas ROIs de $100 \times 100 \text{ mm}^2$ (van Engen *et al.*, 2013). Para o sistema Opdima o tamanho da ROI utilizada foi $43 \times 73 \text{ mm}^2$, devido às dimensões reduzidas do detector ($49 \times 86 \text{ mm}^2$). O protocolo europeu também sugere uma colimação de $100 \times 100 \text{ mm}^2$ e uma ROI de $50 \times 50 \text{ mm}^2$ na análise. O uso de uma ROI maior pode influenciar a estimativa de NNPS, devido ao espalhamento nas imagens uniformes e ao efeito da não uniformidade dos raios X ao longo da ROI. Para os sistemas avaliados nesse estudo, não foi observada influência na análise, exceto para o sistema Pristina, para o qual o uso de uma ROI maior resultou num aumento de 3% na estimativa de NNPS.

A influência de efeitos de baixa frequência do *background*, como o efeito anódico, no NNPS foi reduzida subtraindo-se da região de análise um polinômio de segunda ordem ajustado à sua área, $S(x,y)$. Dessa região foi extraído um número M de sub-ROIs de tamanho 256 por 256 pixels, com sobreposição de 128 pixels entre sub-ROIs adjacentes, conforme arranjo geométrico mostrado na figura 4.3. Para a estimativa de NNPS, primeiramente foi calculado o espectro de potência de ruído (NPS) usando:

$$\text{NPS}(u,v) = \frac{\Delta x \Delta y}{M \cdot 256 \cdot 256} \sum_{m=1}^M \left| \sum_{i=1}^{256} \sum_{j=1}^{256} (I(x_i, y_j) - S(x, y)) e^{-2\pi i(u_n x_i - v_k y_j)} \right|^2 \quad (4.6)$$

em que Δx e Δy são os espaçamentos de pixel nas direções x e y , respectivamente, e $I(x_i, y_j)$ são os valores de pixel da imagem na região extraída para análise de NNPS.

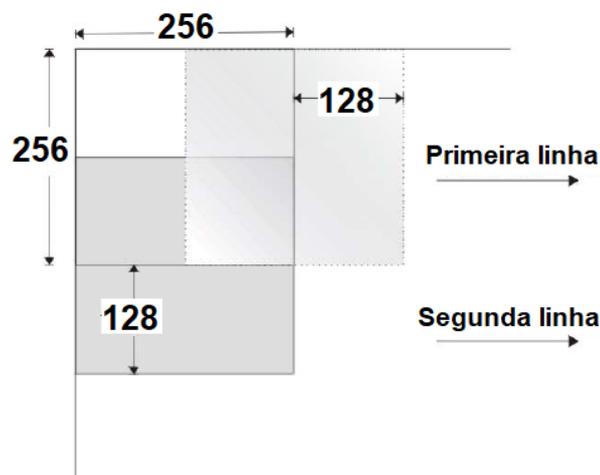


Figura 4.3 – Arranjo geométrico das sub-ROIs usadas para estimar NNPS. (Adaptado de IEC, 2007.)

O NPS foi dividido por PV^2 da imagem uniforme linearizada, resultando no NNPS. Para obtenção do NNPS unidimensional, foram feitas três médias distintas a partir da matriz 2D do NNPS: média na direção horizontal, média na direção vertical e média radial. O NNPS foi determinado para diferentes valores de DAK, usando as ferramentas do plugin COQ, do ImageJ (Donini *et al.*, 2014), segundo o protocolo padrão (van Engen *et al.*, 2013).

4.7 Quantificação de desempenho de sistemas

4.7.1 Eficiência quântica de detecção (DQE)

A DQE foi calculada a partir da MTF pré-amostrada (média das direções vertical e horizontal) e do NNPS (usando a média radial), de acordo com a definição da equação (3.10) e os valores de SNR_{in}^2 da tabela 4.1.

5 Resultados e discussão

5.1 Geração de raios X e medidas de kerma no ar

A tabela 5.1 apresenta valores de rendimento dos tubos e primeira camada semirredutora (CSR_1) para as diferentes qualidades de feixe utilizadas.

Tabela 5.1 – Rendimento dos tubos e primeira camada semirredutora (CSR_1)

Tubo	Qualidade de feixe	Rendimento ($\mu\text{Gy/mAs}$)	CSR_1 (mm Al)	CSR_1^* (mm Al)
Siemens Mammomat 3000 Nova	28 kV _P Mo/Mo	126	0,34	0,56
	28 kV _P Mo/Rh	112	0,38	0,62
Planmed Clarity	28 kV _P W/Ag	48	0,62	0,89
GE Essential	28 kV _P Mo/Mo	197	0,32	0,57
GE Pristina	28 kV _P Mo/Mo	178	0,34	0,58
	34 kV _P Rh/Ag	240	0,49	0,93
GE Crystal Nova	28 kV _P W/Rh	79	0,47	0,75

*feixe filtrado com 2 mm Al.

Os dados da tabela 5.1 mostram que, para o sistema Pristina, o rendimento é maior para o feixe de 34 kV_P Rh/Ag, devido ao aumento da tensão de pico e do número atômico do anodo. Para os feixes de 28 kV_P Mo/Mo com filtração adicional de 2 mm Al foram obtidos valores próximos ao valor de referência de 0,60 mm Al para RQA-M2 (IAEA, 2007). Além disso a CSR_1 aumentou com a tensão de pico e o número atômico do material do anodo e do filtro. Esses resultados estão de acordo com o esperado (Bushberg *et al.*, 2012).

Foi medida ainda a CSR_2 (e o coeficiente de homogeneidade) de alguns dos feixes usados. Para os feixes de Mo/Mo e Mo/Rh do tubo Siemens Mammomat 3000 Nova obtiveram-se os valores 0,61 mm Al (0,92) e 0,71 mm Al (0,88), respectivamente. Para os sistemas Planmed Clarity, GE Essential e GE Crystal Nova, os valores foram 0,97 mm Al (0,91), 0,63 mm Al (0,91) e 0,80 mm Al (0,94), respectivamente.

5.2 Receptor de imagem

5.2.1 Função resposta

A função resposta foi obtida a partir do ajuste dos dados de PV e DAK dos sistemas de imagem avaliados. Nas figuras 5.1 a 5.6 são mostradas as curvas de resposta dos sistemas avaliados. A incerteza de PV é apresentada nos gráficos, entretanto em alguns casos não é possível identificá-la, por ser menor que o tamanho dos pontos experimentais. Para os sistemas Clarity, Essencial e Pristina são apresentadas curvas de resposta da literatura para comparação.

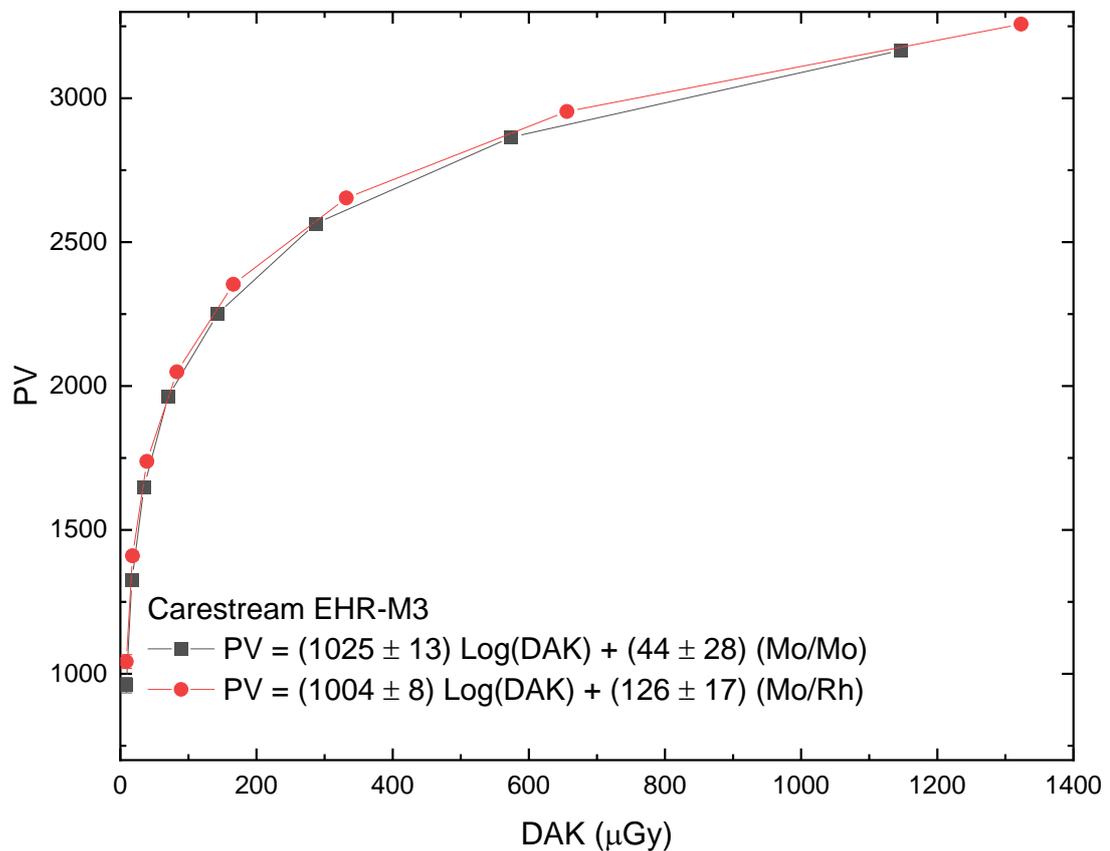


Figura 5.1 – Curvas de resposta do detector EHR-M3 para 28 kV_P usando Mo/Mo e Mo/Rh.

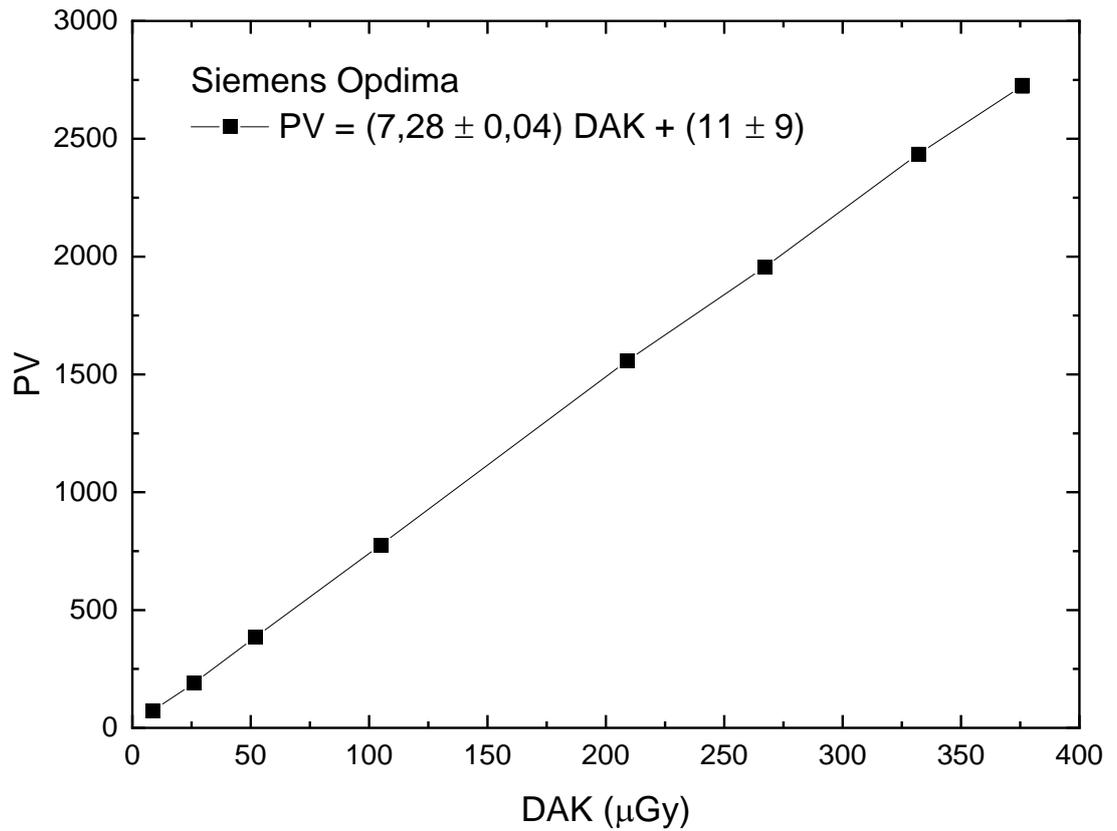


Figura 5.2 – Curva de resposta do sistema Siemens Opdima para 28 kV_P usando Mo/Mo.

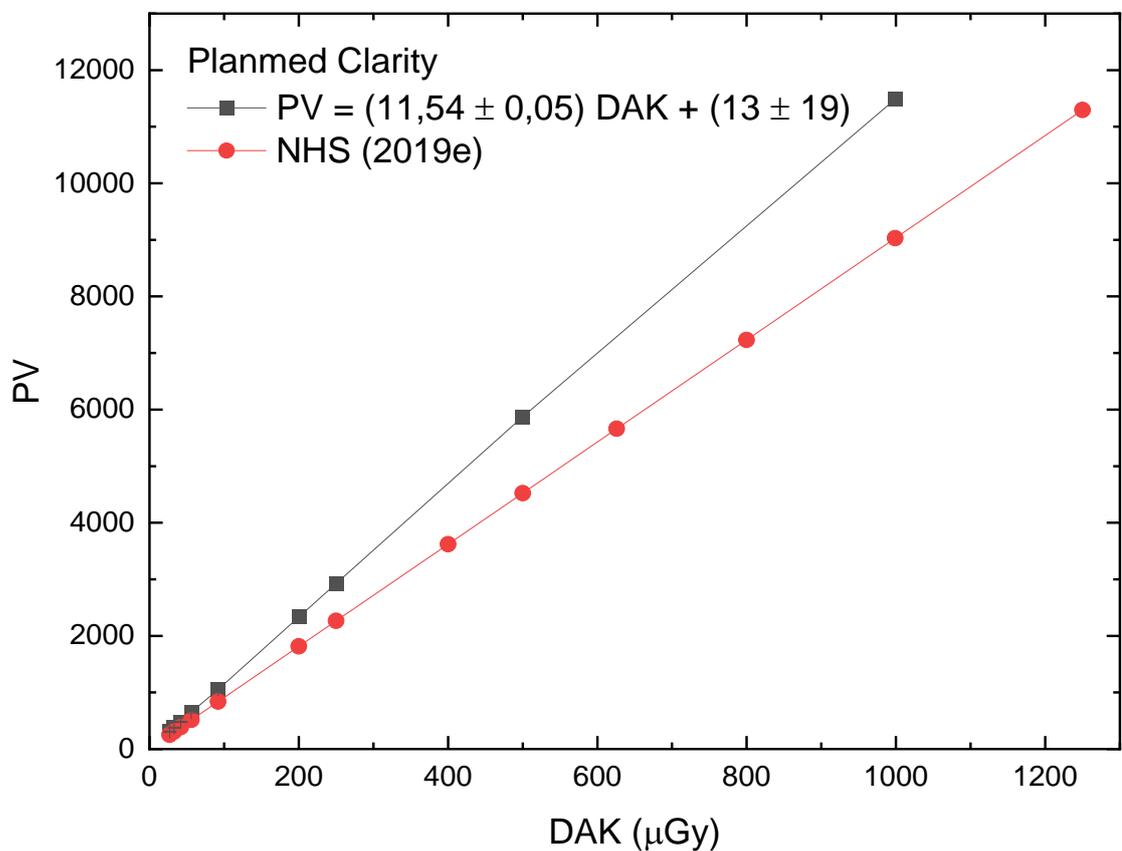


Figura 5.3 – Curva de resposta do sistema Planned Clarity para 28 kV_P usando W/Ag.

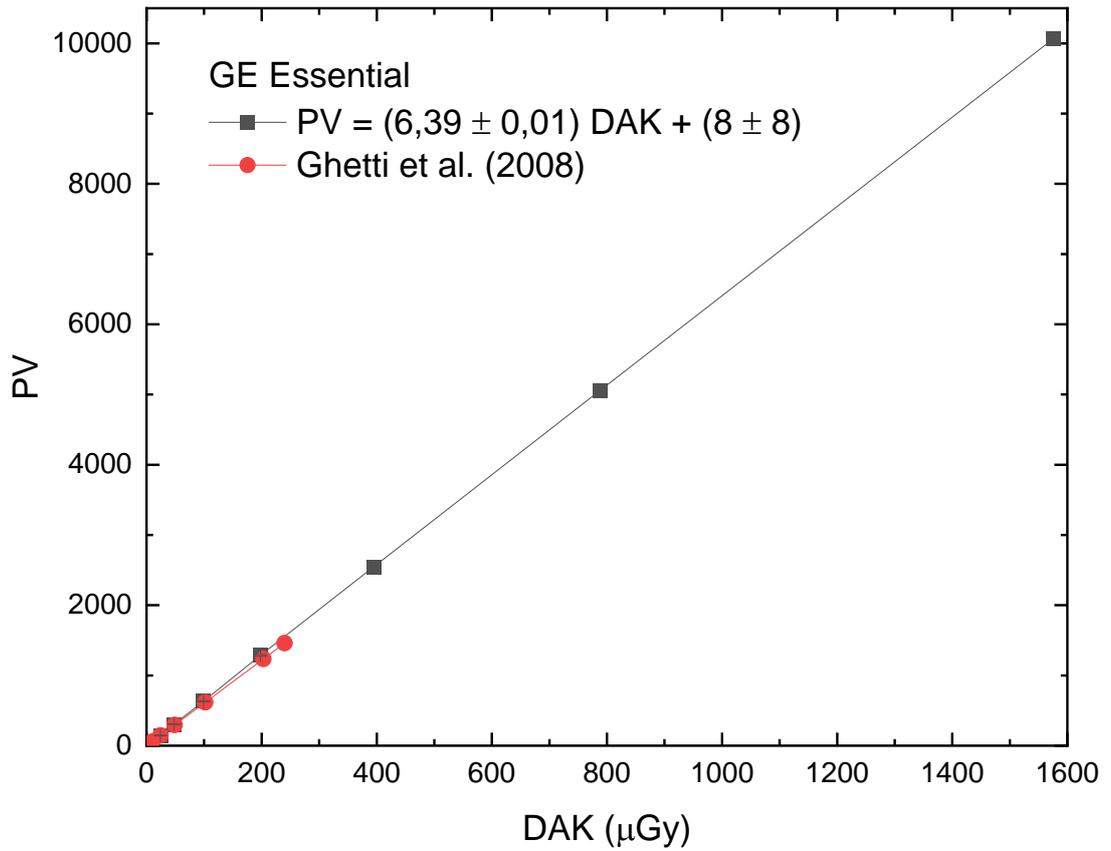


Figura 5.4 – Curva de resposta do sistema GE Essential para 28 kV_P usando Mo/Mo.

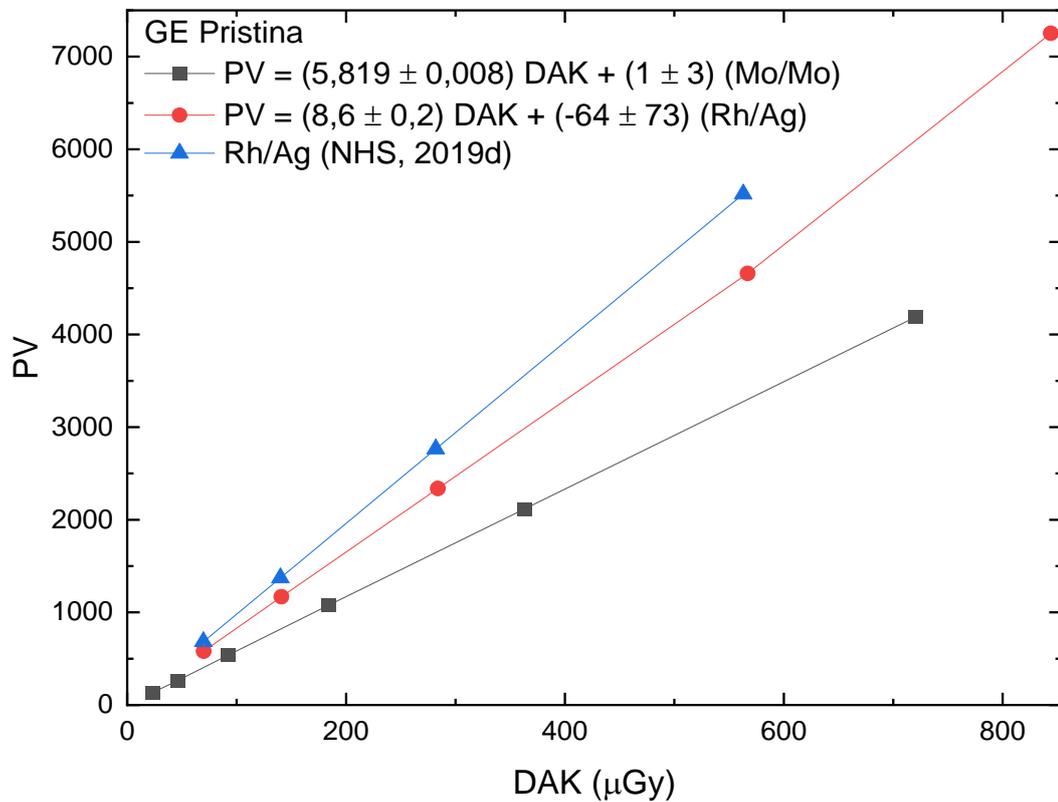


Figura 5.5 – Curva de resposta do sistema GE Pristina para 28 kV_P usando Mo/Mo e 34 kV_P usando Rh/Ag.

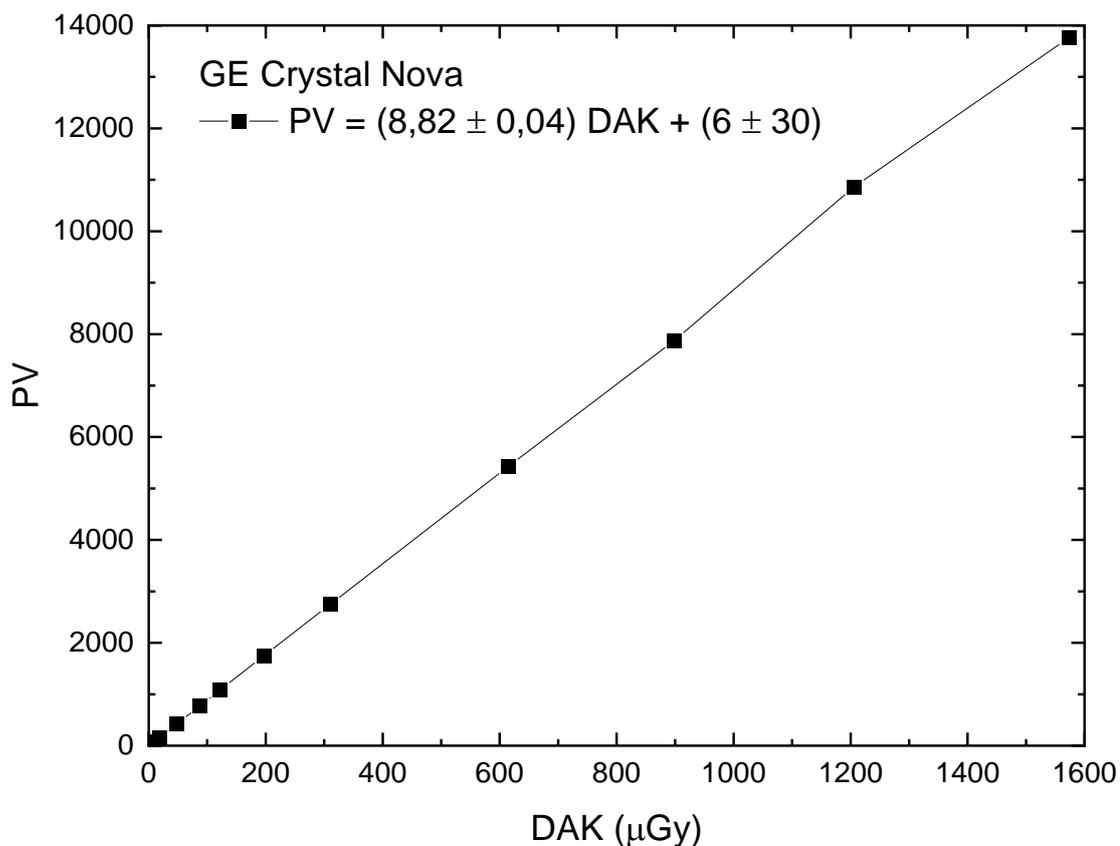


Figura 5.6 – Curva de resposta do sistema GE Crystal Nova para 28 kV_P com W/Rh.

A figura 5.1 mostra que a resposta do EHR-M3 é a mesma para as duas qualidades de feixe usadas (Mo/Mo e Mo/Rh). No detector CR, a leitura do sinal é feita a partir da face anterior da placa de imagem, o que significa que o sinal luminoso gerado mais profundamente deverá atravessar uma distância maior para ser detectado (ver figura 3.6, subseção 3.3.2.2). Esse efeito contrabalança o aumento do número de *quanta* secundários, de modo que a resposta dos dois feixes é igual para o sistema EHR-M3.

Para o sistema Pristina, a figura 5.5 mostra que o feixe de Rh/Ag apresenta maiores valores de pixel para um mesmo valor de DAK quando comparado ao feixe de Mo/Mo. Uma possível explicação para esse comportamento está no fato que fótons mais energéticos são capazes de gerar um maior número de *quanta* secundários. Além disso, fótons mais energéticos depositam sua energia mais profundamente no detector. Para o detector DR, o cintilador é depositado sobre o arranjo de leitura onde é gerado o sinal elétrico. Desse modo, o sinal luminoso é gerado mais próximo ao ponto onde será detectado, o que potencializa o efeito do

aumento do número de *quanta* secundários no aumento do sinal detectado. Portanto, para o sistema Pristina, o feixe de Rh/Ag apresenta maiores valores de pixel.

A curva de resposta obtida para o sistema GE Essential apresentou boa concordância com os dados de Ghetti *et al.* (2008) para o mesmo sistema. Já os sistemas Planmed Clarity e GE Pristina apresentaram maiores diferenças em relação aos dados da literatura (NHS, 2019d, 2019e), o que provavelmente está relacionado ao uso de uma metodologia de aquisição e análise de dados diversa, devido à adoção de um protocolo diferente (Kulama *et al.*, 2009).

A tabela 5.2 mostra os valores dos coeficientes A e B obtidos a partir do ajuste de cada uma das curvas. Todos os ajustes apresentaram valores de coeficiente de correlação quadrado maior que 0,999 (EUREF, 2006). É interessante notar como os cinco sistemas DR indiretos avaliados foram calibrados com ganho da cadeia de amplificação e offset dos valores de pixel diferentes.

Tabela 5.2 – Tipo de resposta e coeficientes do ajuste

Sistema	Qualidade de feixe	Resposta	A (μGy^{-1})	B
EHR-M3	28 kV _P Mo/Mo	Logarítmica	1025±13	44±28
	28 kV _P Mo/Rh	Logarítmica	1004±8	126±17
Opdima	28 kV _P Mo/Mo	Linear	7,28±0,04	11±9
Clarity	28 kV _P W/Ag	Linear	11,54±0,05	13±19
Essential	28 kV _P Mo/Mo	Linear	6,39±0,01	8±8
Pristina	28 kV _P Mo/Mo	Linear	5,819±0,008	1±3
	34 kV _P Rh/Ag	Linear	8,6±0,2	-64±73
Crystal Nova	28 kV _P W/Rh	Linear	8,82±0,04	6±30

5.2.2 Avaliação de ruído

A tabela 5.3 mostra os valores dos coeficientes k_e , k_q e k_s , obtidos a partir do ajuste polinomial de σ^2 em função de DAK (equação 3.4); e o coeficiente b , obtido a partir do ajuste alométrico de σ (equação 3.5).

Para o sistema Essencial, coeficiente de ruído eletrônico, k_e , apresentou valor negativo. Isso significa que o ruído eletrônico deste sistema tem uma dependência com DAK diferente da que é assumida no modelo polinomial de ruído (Monnin *et al.*, 2014).

Os dados da tabela mostram que os sistemas EHR-M3 e Opdima apresentam maiores valores de b , o que evidencia uma maior contribuição do ruído estrutural ($b > 0,6$). Observa-se que o valor do coeficiente b é maior para a combinação Mo/Rh do detector EHR-M3, o que indica que o ruído estrutural é maior para esse feixe. Para o detector Opdima, o ruído estrutural está relacionado à presença de inomogeneidades de baixa frequência nos dados, enquanto para detectores CR está relacionado ao tamanho dos grãos de fósforo (Thunberg *et al.*, 1999; Rowlands, 2002). Os demais sistemas apresentaram coeficientes próximos de 0,5; o ruído quântico foi a fonte de ruído dominante em todo o intervalo de DAK avaliado para esses sistemas.

Tabela 5.3 – Coeficientes dos ajustes polinomial e alométrico do ruído

Sistema	Qualidade de feixe	k_e	k_q (μGy^{-1})	k_s (μGy^{-2})	b
EHR-M3	28 kV _P Mo/Mo	0,09±0,06	0,0221±0,0004	$(3,48±0,04) \times 10^{-5}$	0,68±0,03
	28 kV _P Mo/Rh	0,14±0,11	0,0181±0,0006	$(4,91±0,05) \times 10^{-5}$	0,76±0,03
Opdima	28 kV _P Mo/Mo	2±6	1,10±0,08	$(3,8±0,2) \times 10^{-3}$	0,66±0,03
Clarity	28 kV _P W/Ag	9±12	1,64±0,09	$(6,3±0,9) \times 10^{-4}$	0,54±0,02
Essencial	28 kV _P Mo/Mo	-16±7	0,76±0,06	$(4±7) \times 10^{-5}$	0,58±0,02
Pristina	28 kV _P Mo/Mo	3,4±0,8	0,195±0,07	$(6,2±0,9) \times 10^{-5}$	0,49±0,02
	34 kV _P Rh/Ag	4,0±0,9	0,328±0,006	$(1,23±0,06) \times 10^{-4}$	0,54±0,01
Crystal Nova	28 kV _P W/Rh	0,5±3	0,29±0,02	$(8±1) \times 10^{-5}$	0,55±0,02

A composição do ruído foi determinada a partir do ajuste polinomial de σ^2 em função de DAK para os sistemas de imagem avaliados (equação 3.4). Nas figuras 5.7 a 5.13 são mostradas as curvas de fração do ruído total em função de DAK para os sistemas avaliados. Para os sistemas Clarity e Pristina são apresentados dados da literatura para comparação.

As figuras 5.7 a 5.13 mostram que o ruído eletrônico é suficientemente baixo para os detectores, de modo que o ruído quântico permaneceu como a fonte de ruído dominante para os valores mais baixos de DAK estudados. Os sistemas avaliados apresentaram comportamento típico, com ruído estrutural que aumenta com o DAK. Todos os sistemas são quanticamente limitados em todo o intervalo de DAK avaliado, exceto o Opdima e o EHR-M3. O ruído quântico é a fonte de ruído dominante para DAK inferior a 290 μGy para o Opdima. Para o

EHR-M3 o intervalo limitado quanticamente difere para as duas qualidades de feixe avaliadas. Para os feixes de Mo/Mo e Mo/Rh, o detector é limitado quanticamente até aproximadamente 650 e 380 μGy , respectivamente. O menor intervalo quanticamente limitado para o feixe de Mo/Rh é condizente com a maior contribuição de ruído estrutural observada pelo valor do coeficiente b.

O comportamento observado está de acordo com o modelo de ruído adotado, segundo o qual o ruído eletrônico é dominante para baixos valores de DAK, enquanto o ruído estrutural se torna cada vez mais importante com o aumento do DAK. Espera-se que o ruído quântico seja a maior componente de ruído para todos os valores de DAK usados clinicamente (Marshall *et al.*, 2011).

Para os sistemas Planmed Clarity e GE Pristina foi observada uma tendência de aumento do intervalo quanticamente limitado quando comparado aos dados da literatura (NHS, 2019d, 2019e), o que provavelmente está relacionado às diferentes metodologias de aquisição e análise de dados adotadas, devido ao uso de um protocolo diferente (Kulama *et al.*, 2009).

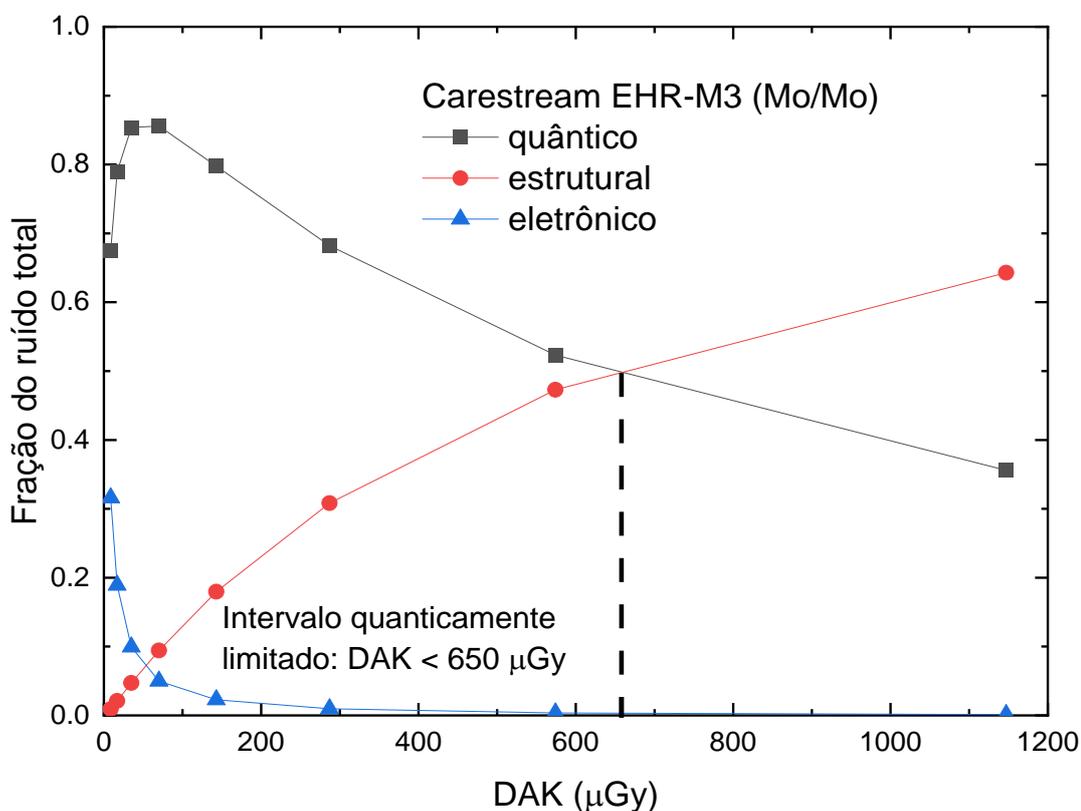


Figura 5.7 – Ruído eletrônico, quântico e estrutural, expressos como uma fração da variância total para o sistema EHR-M3 para 28 kV_P usando Mo/Mo.

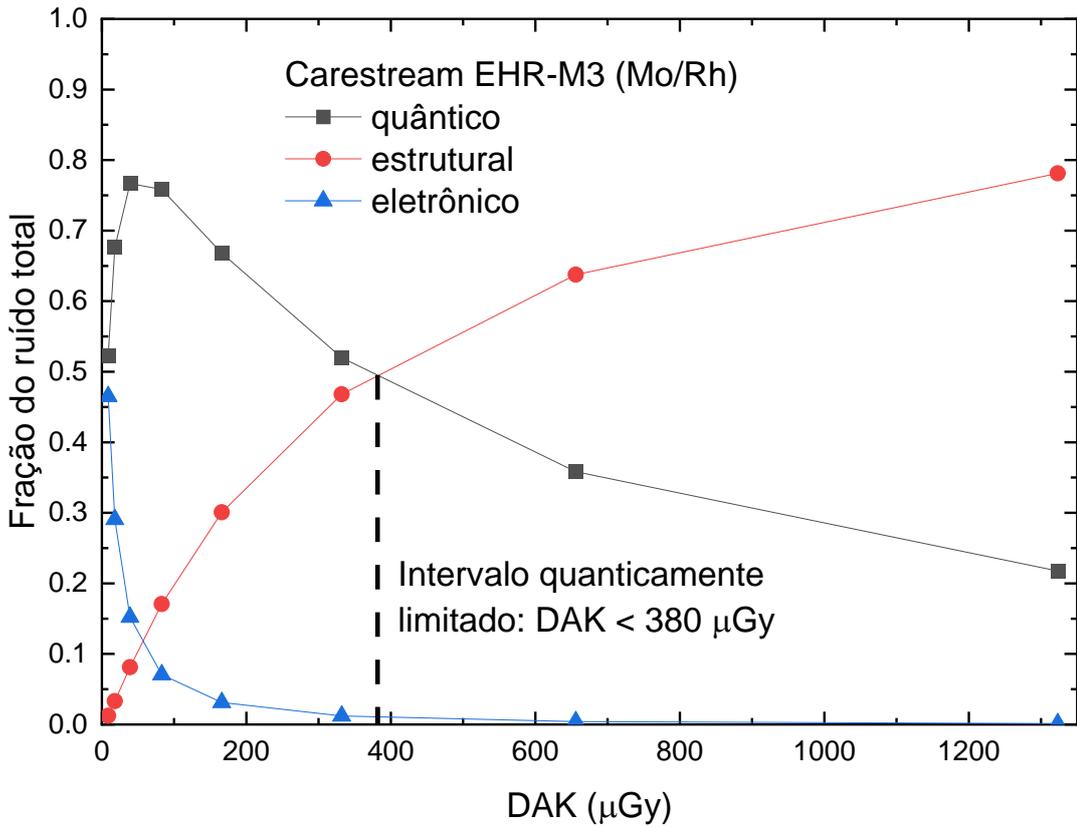


Figura 5.8 – Ruído eletrônico, quântico e estrutural, expressos como uma fração da variância total para o sistema EHR-M3 para 28 kV_P usando Mo/Rh.

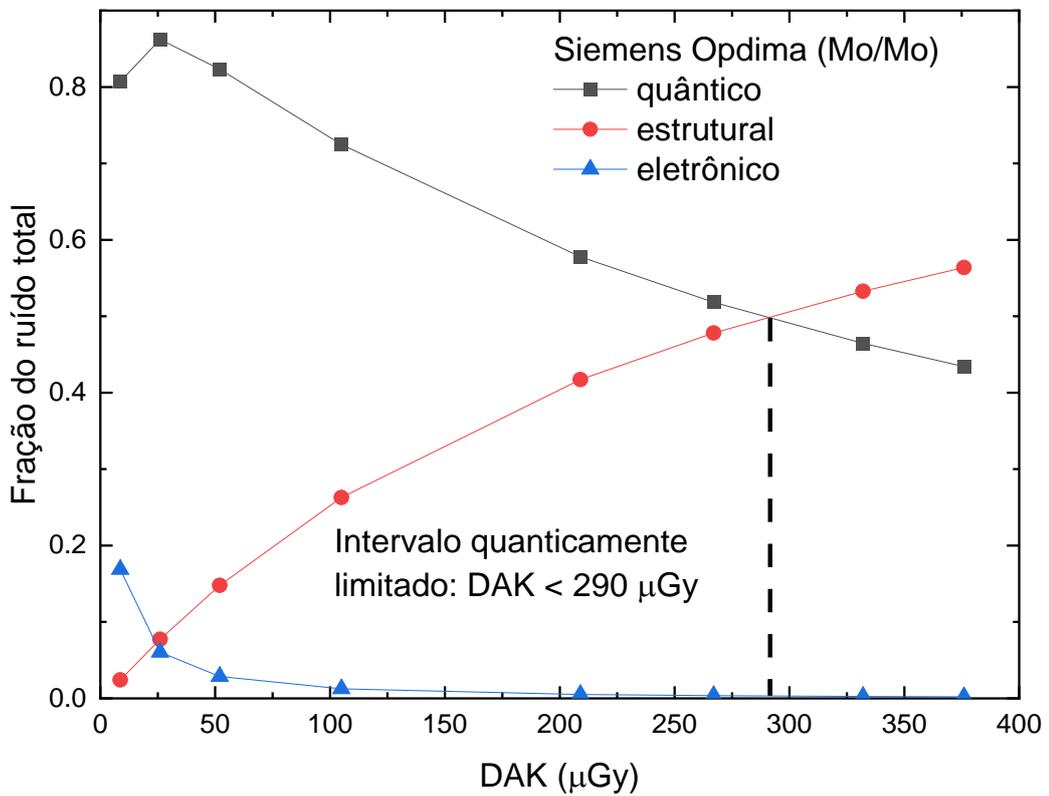


Figura 5.9 – Ruído eletrônico, quântico e estrutural, expressos como uma fração da variância total para o sistema Opdima para 28 kV_P usando Mo/Mo.

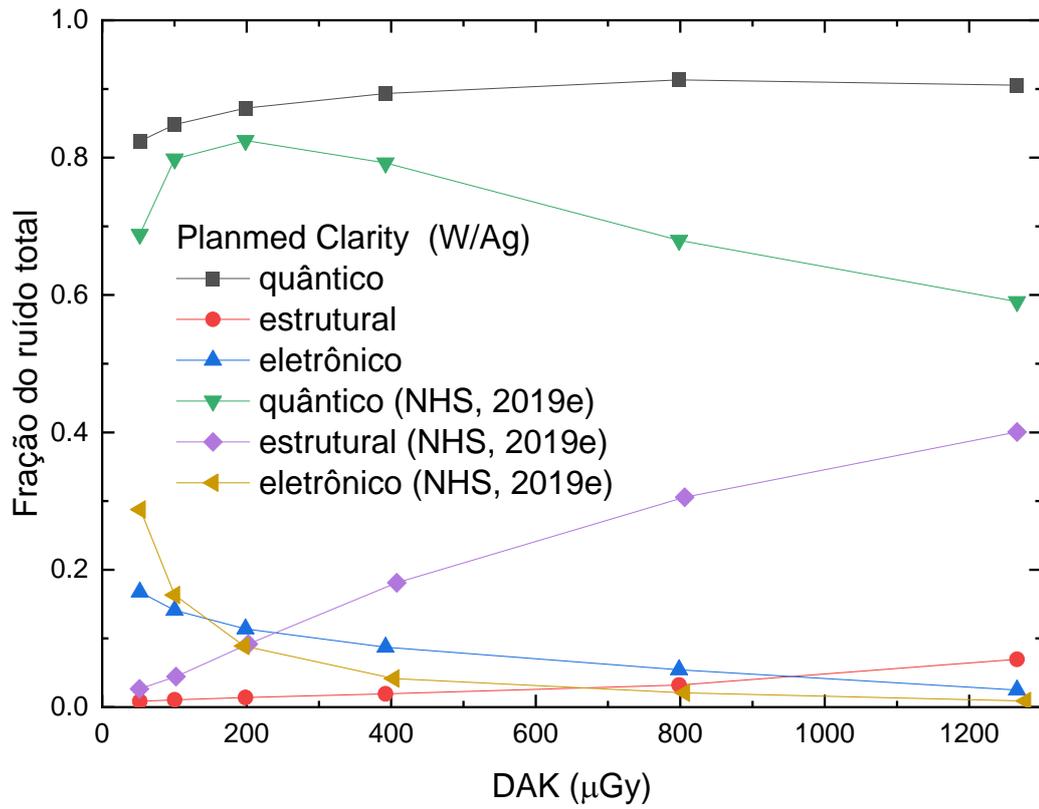


Figura 5.10 – Ruído eletrônico, quântico e estrutural, expressos como uma fração da variância total para o sistema Clarity para 28 kV_P usando W/Ag.

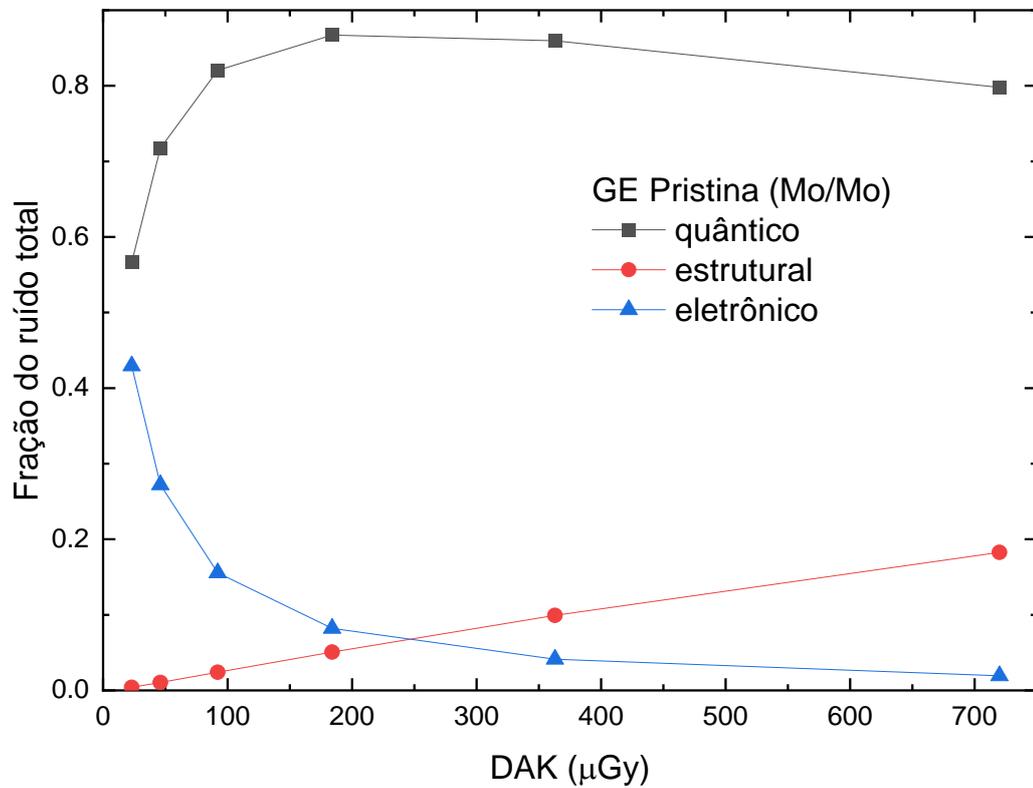


Figura 5.11 – Ruído eletrônico, quântico e estrutural, expressos como uma fração da variância total para o sistema Pristina para 28 kV_P usando Mo/Mo.

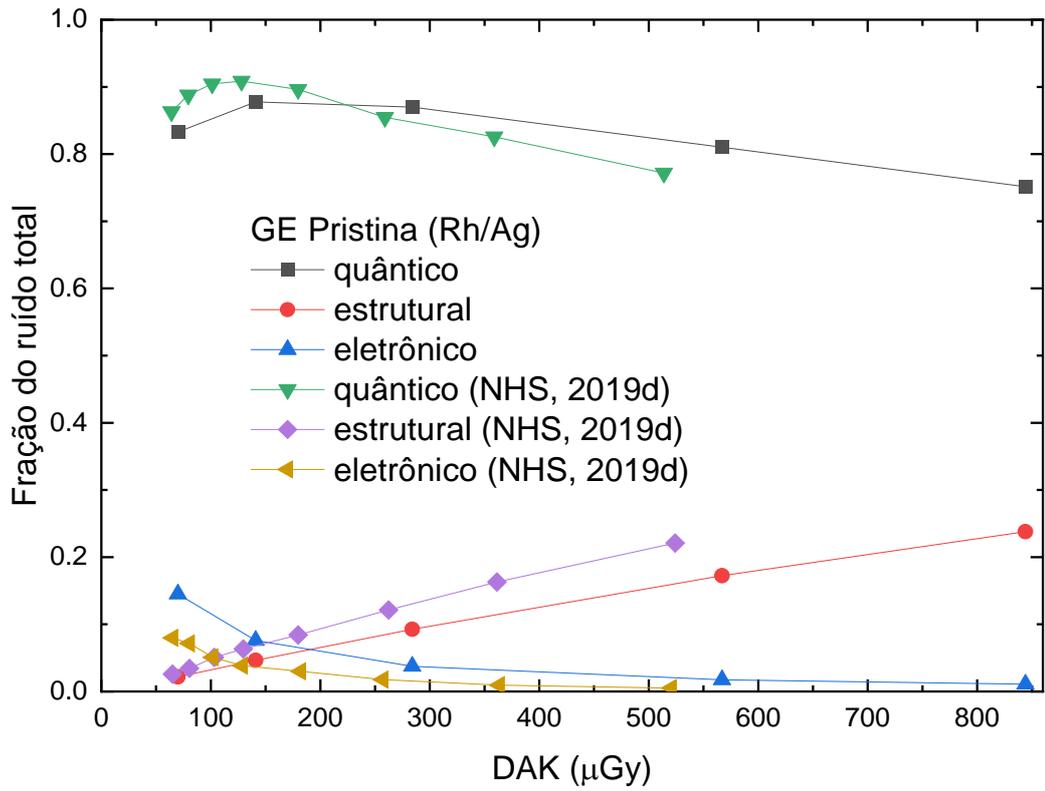


Figura 5.12 – Ruído eletrônico, quântico e estrutural, expressos como uma fração da variância total para o sistema Pristina para 34 kV_P usando Rh/Ag.

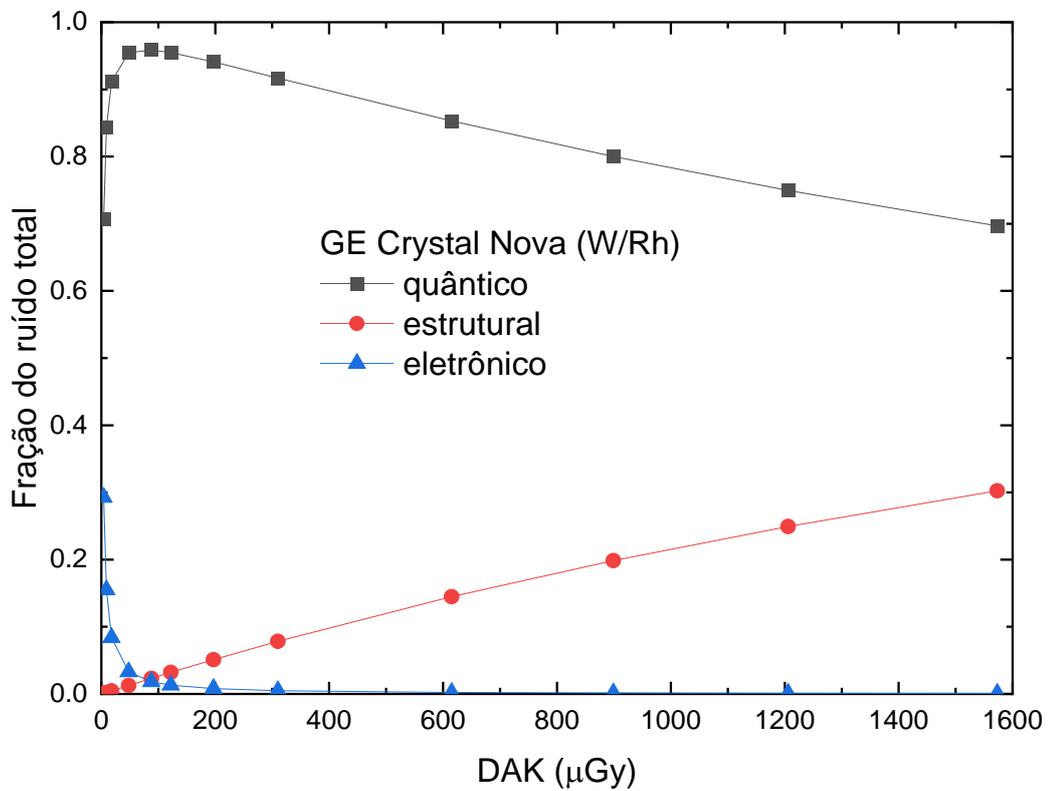


Figura 5.13 – Ruído eletrônico, quântico e estrutural, expressos como uma fração da variância total para o sistema Crystal Nova para 28 kV_P com W/Rh.

5.3 Qualidade de imagem

5.3.1 Função transferência de modulação pré-amostrada (MTF)

5.3.1.1 Dependência direcional de MTF

As figuras 5.14 a 5.21 apresentam separadamente as curvas de MTF nas direções vertical e horizontal para cada sistema. Para os sistemas EHR-M3, Opdima, Clarity, Essential e Pristina é apresentada uma comparação com a literatura.

A presença de tendências de baixa frequência (background) reduz MTF em frequências menores que $0,5 \text{ mm}^{-1}$, o que gera uma queda de baixa frequência na MTF, observada para alguns dos sistemas avaliados. Entretanto a MTF não é afetada em frequências maiores. Observa-se que a MTF dos sistemas avaliados tem fraca dependência direcional, o que permite que a MTF de cada sistema seja avaliada como a média das direções vertical e horizontal.

Os dados da tabela 5.4 mostram a frequência espacial para o ponto em que MTF é 0,5 como uma média das direções vertical e horizontal. Como medida de isotropia de MTF, a razão entre as frequências espaciais para 0,5 MTF nas direções vertical e na horizontal é dada. Além disso, a MTF a 5 mm^{-1} é listada na tabela 5.4.

Observa-se que a razão entre as frequências espaciais para 0,5 MTF nas direções vertical e na horizontal é menor que 10% para os sistemas avaliados, o que indica uma isotropia razoável da MTF (Monnin *et al.*, 2016).

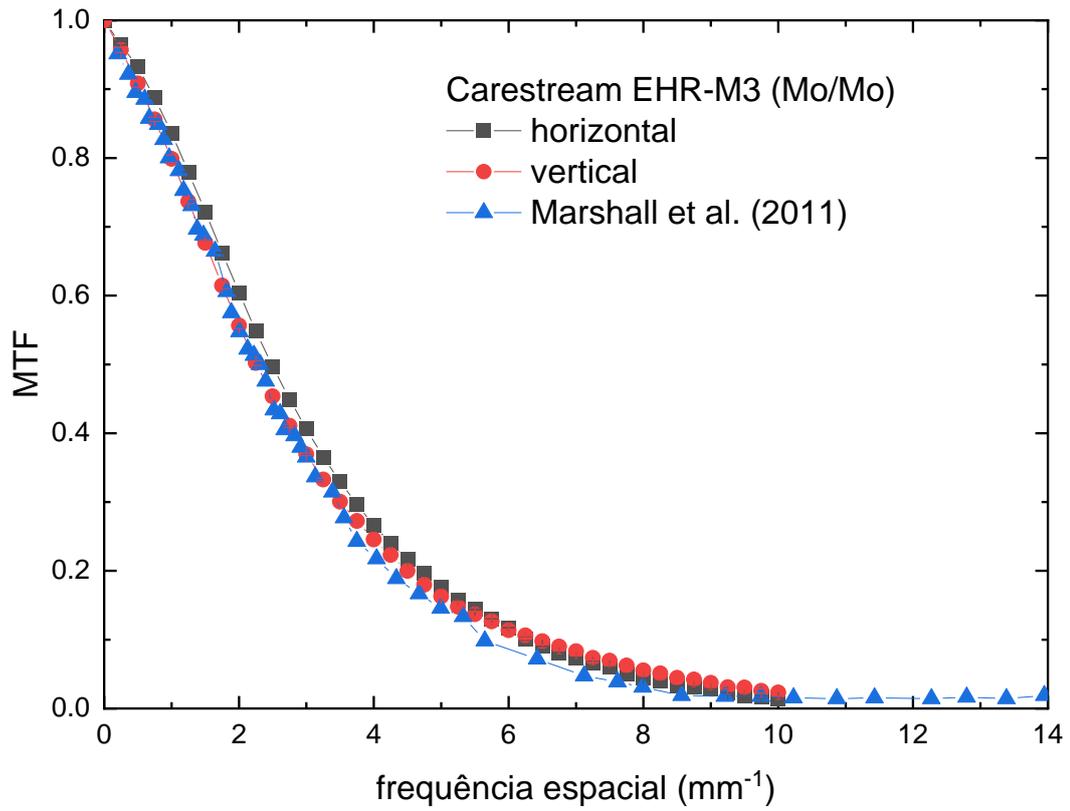


Figura 5.14 – Curvas de MTF nas direções vertical e horizontal obtidas para o sistema EHR-M3 para 28 kV_p Mo/Mo.

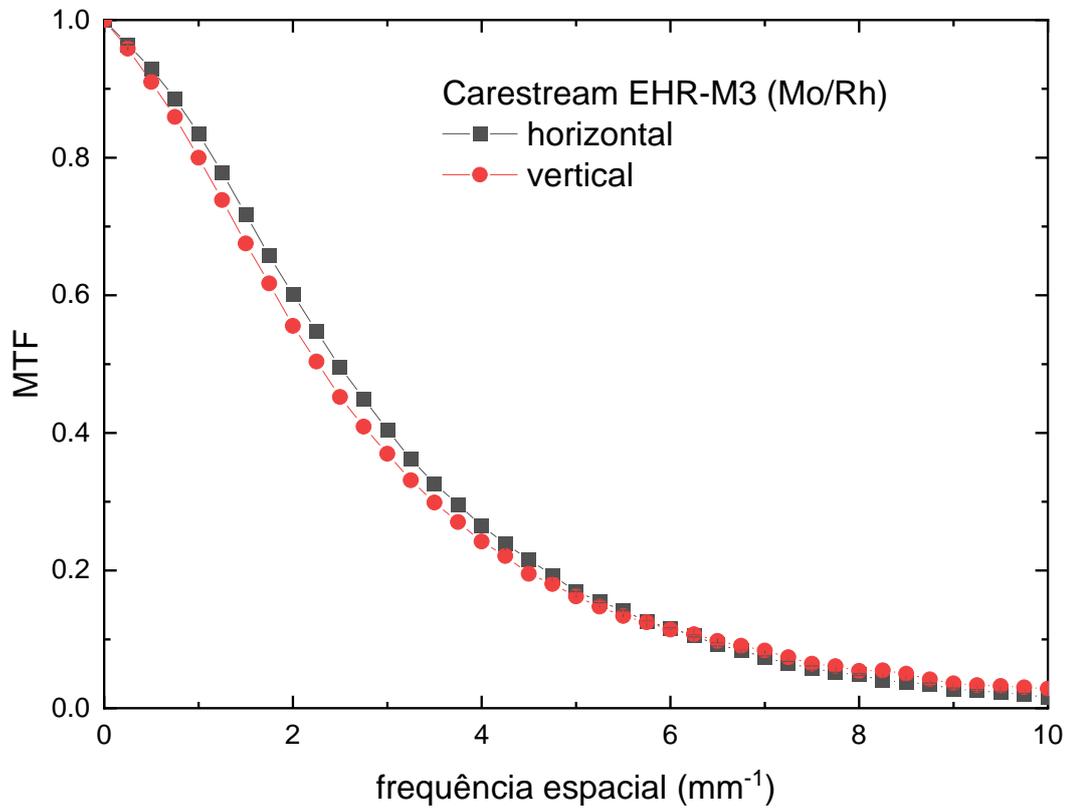


Figura 5.15 – Curvas de MTF nas direções vertical e horizontal obtidas para o sistema EHR-M3 para 28 kV_p Mo/Rh.

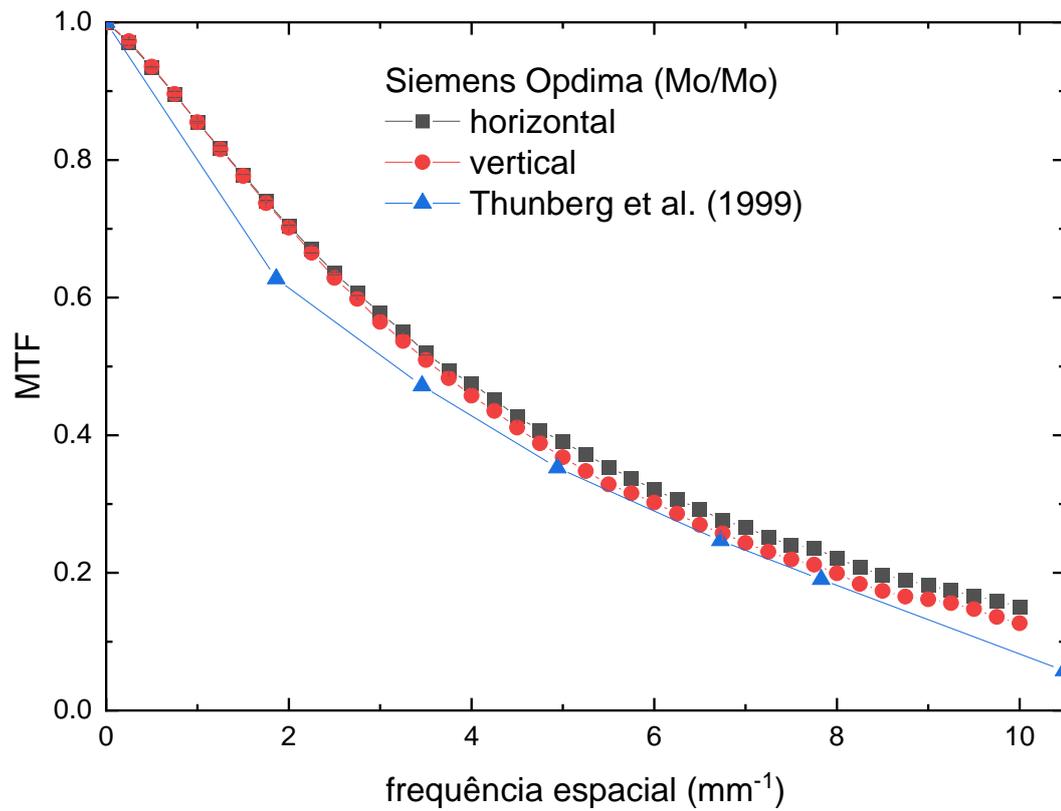


Figura 5.16 – Curvas de MTF nas direções vertical e horizontal obtidas para o sistema Opdima para 28 kV_P Mo/Mo.

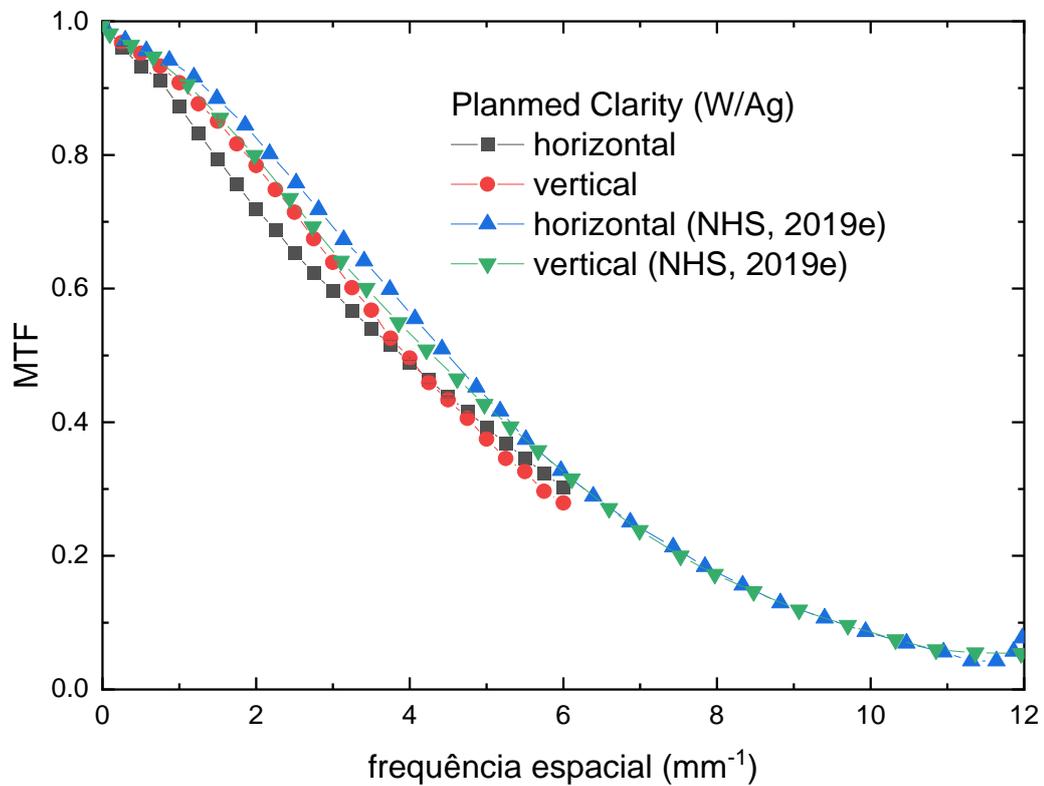


Figura 5.17 – Curvas de MTF nas direções vertical e horizontal obtidas para o sistema Clarity 28 kV_P W/Ag.

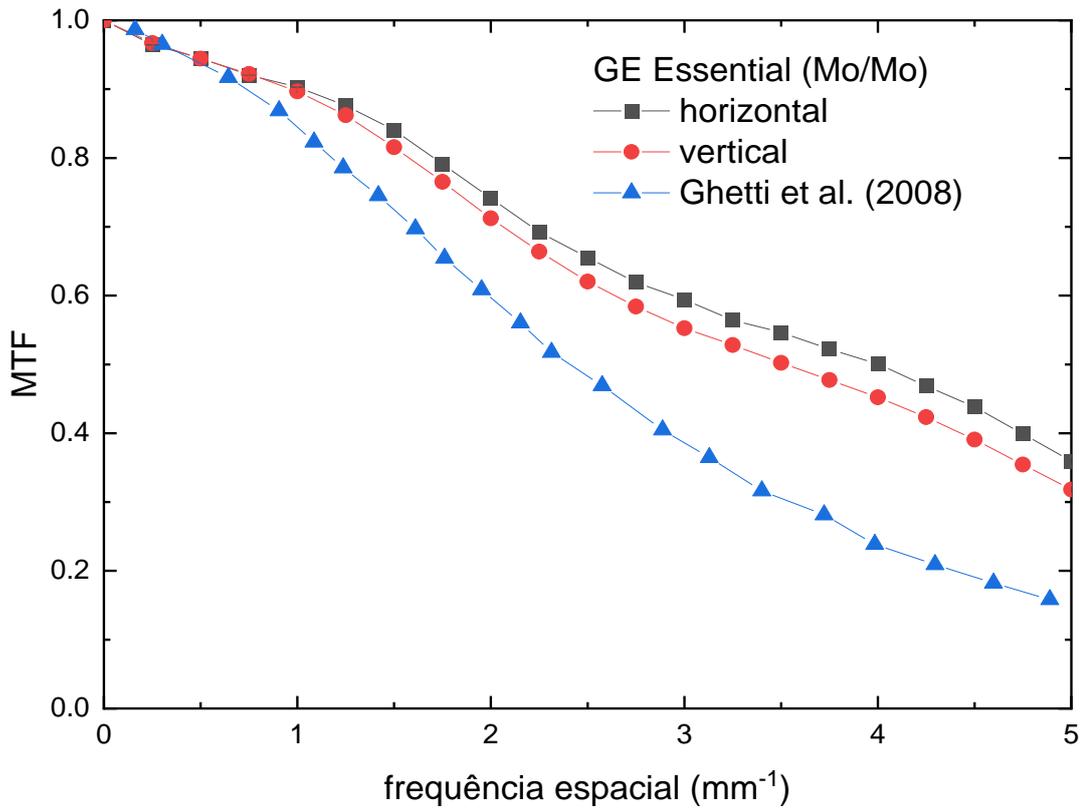


Figura 5.18 – Curvas de MTF nas direções vertical e horizontal obtidas para o sistema Essential para 28 kV_p Mo/Mo.

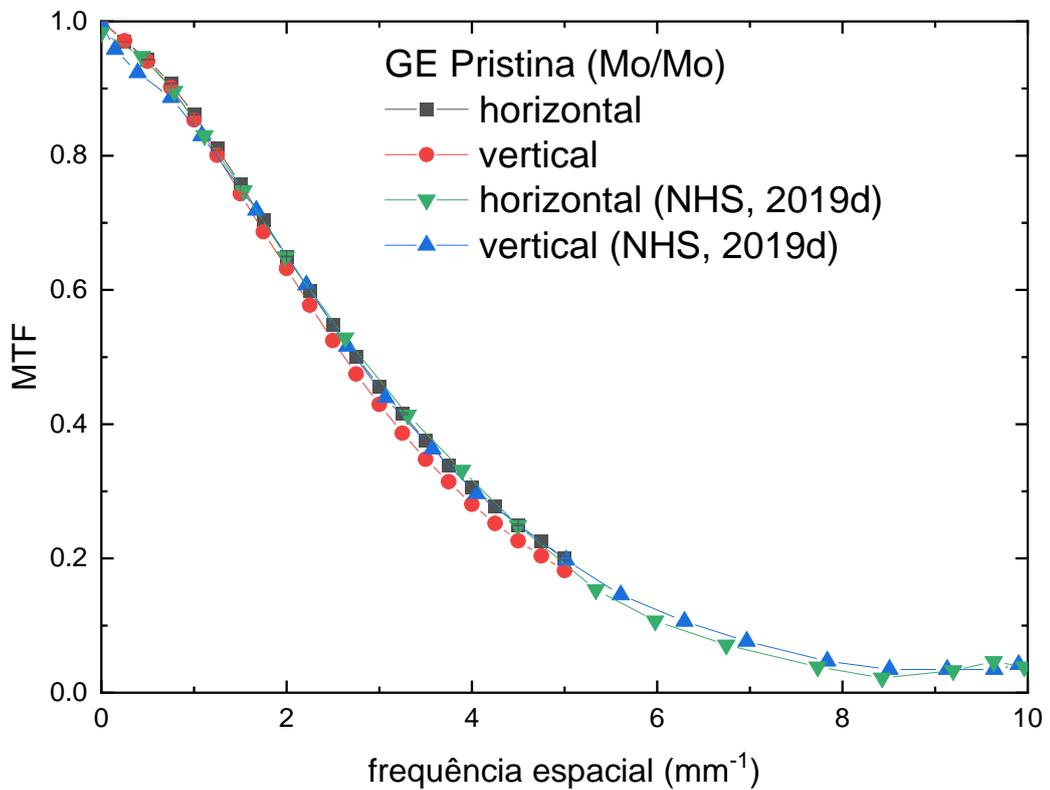


Figura 5.19 – Curvas de MTF nas direções vertical e horizontal obtidas para o sistema Pristina para 28 kV_p Mo/Mo.

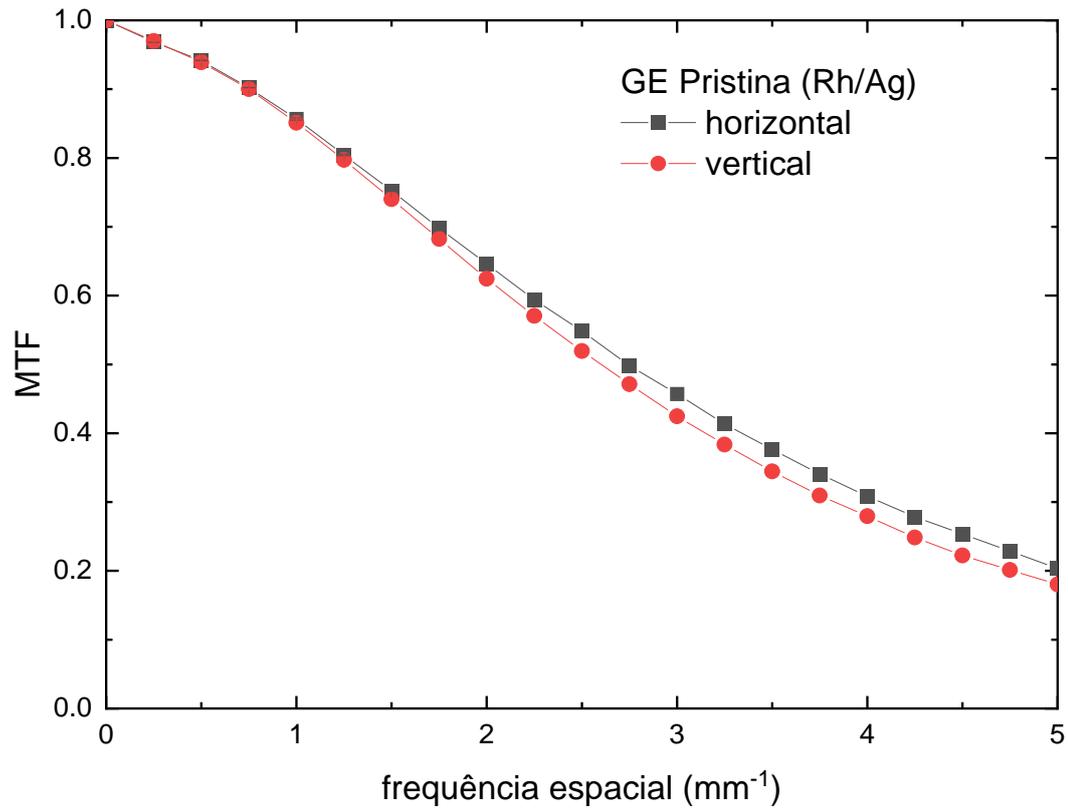


Figura 5.20 – Curvas de MTF nas direções vertical e horizontal obtidas para o sistema Pristina para 34 kV_p Rh/Ag

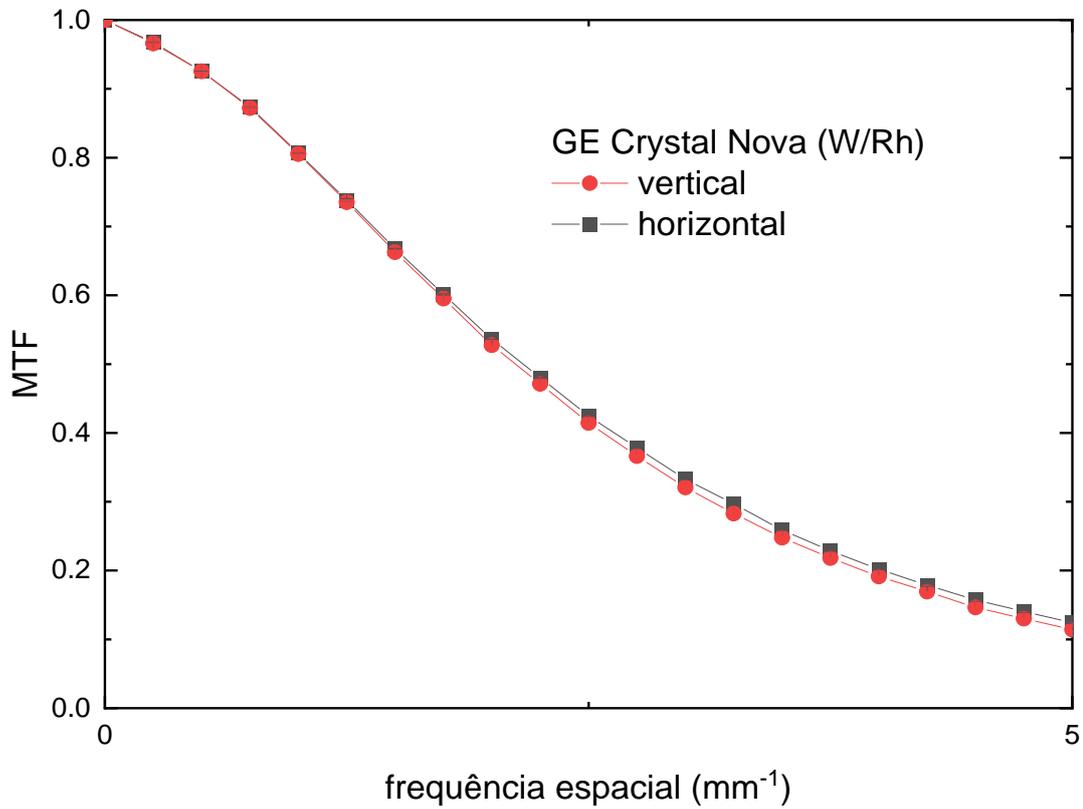


Figura 5.21 – Curvas de MTF nas direções vertical e horizontal obtidas para o sistema Crystal Nova para 28 kV_p usando W/Rh.

Tabela 5.4 – Resultados de MTF: frequência espacial para o ponto em que MTF é 50%, anisotropia de resolução e MTF a 5 mm^{-1}

Detector	Qualidade de feixe	f para MTF 50% (mm^{-1})	f_{vertical}/f_{horizontal} para MTF 50%	MTF em 5 mm^{-1}
EHR-M3	28 kV _P Mo/Mo	2,38	0,91	0,17
	28 kV _P Mo/Rh	2,37	0,91	0,17
Opdima	28 kV _P Mo/Mo	3,65	0,98	0,38
Clarity	28 kV _P W/Ag	3,93	1,02	0,38
Essential	28 kV _P Mo/Mo	3,70	0,91	0,34
Pristina	28 kV _P Mo/Mo	2,72	0,95	0,20
	34 kV _P Rh/Ag	2,70	0,95	0,20
Crystal Nova	28 kV _P W/Rh	2,14	0,98	0,12

Na comparação dos dados de MTF média das direções vertical e horizontal em 5 mm^{-1} com os dados da literatura, neste estudo foi obtido um valor de 0,17 para o detector EHR-M3 comparado aos valores 0,13, 0,14 e 0,10 de Monnin e Verdun (2009), Marshall *et al.* (2011) e Yaffe *et al.* (2013). Para o sistema Opdima, Thunberg *et al.* (1999) obtiveram aproximadamente 0,34, enquanto Evans *et al.* (2002) obtiveram 0,41, comparado ao valor de 0,38 na tabela 5.4. Para o Clarity, um valor de 0,44 foi reportado (NHS, 2019e), enquanto a tabela 5.4 mostra um valor de 0,38. Resultados de 0,15, 0,16 e 0,25 foram obtidos para o sistema Essential em trabalhos de Ghetti *et al.* (2008), Marshall *et al.* (2011) e Yaffe *et al.* (2013) comparados ao valor 0,34. Um resultado de 0,20 foi obtido por NHS (2019d), que coincide com o valor deste estudo, enquanto um valor de 0,12 foi obtido para o Crystal Nova. De modo geral, os resultados de MTF obtidos neste trabalho são consistentes com valores da literatura dos últimos 24 anos, dadas as diferentes condições de medida e análise (Samei *et al.*, 2005; Samei *et al.*, 2006), desenvolvimentos nos próprios detectores (Ghetti *et al.*, 2008; Marshall *et al.*, 2011), bem como é válido destacar que a MTF pode mudar com o tempo, portanto é essencial medir e rastrear mudanças nos detectores para manutenção e/ou substituição quando necessário.

5.3.1.2 Dependência da MTF com a qualidade do feixe

As figuras 5.22 e 5.23 apresentam MTF (média das duas direções) para diferentes qualidades de feixe dos sistemas EHR-M3 e Pristina, respectivamente. Para ambos os sistemas, a MTF dos diferentes feixes é igual. Esses resultados estão de acordo com o esperado, uma vez que a qualidade de feixe tem impacto modesto na estimativa de MTF (Samei *et al.*, 2006).

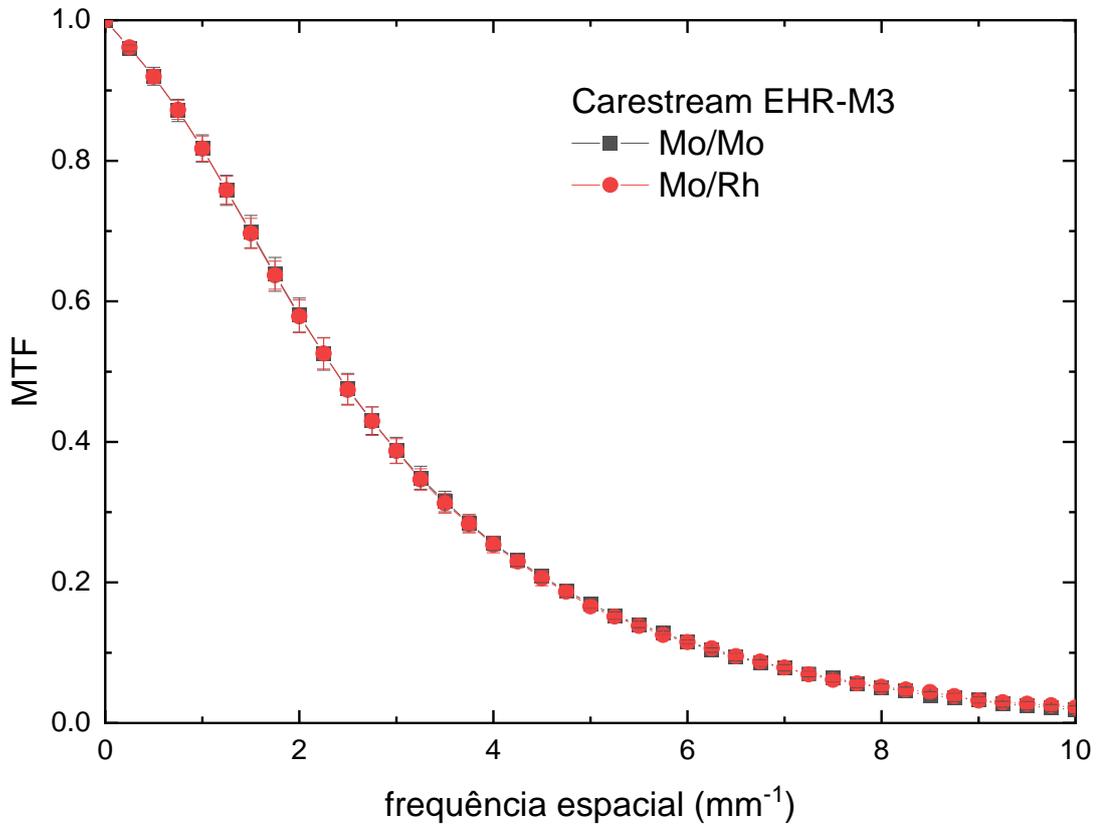


Figura 5.22 – MTF do sistema EHR-M3 usando 28 kV_P Mo/Mo e Mo/Rh.

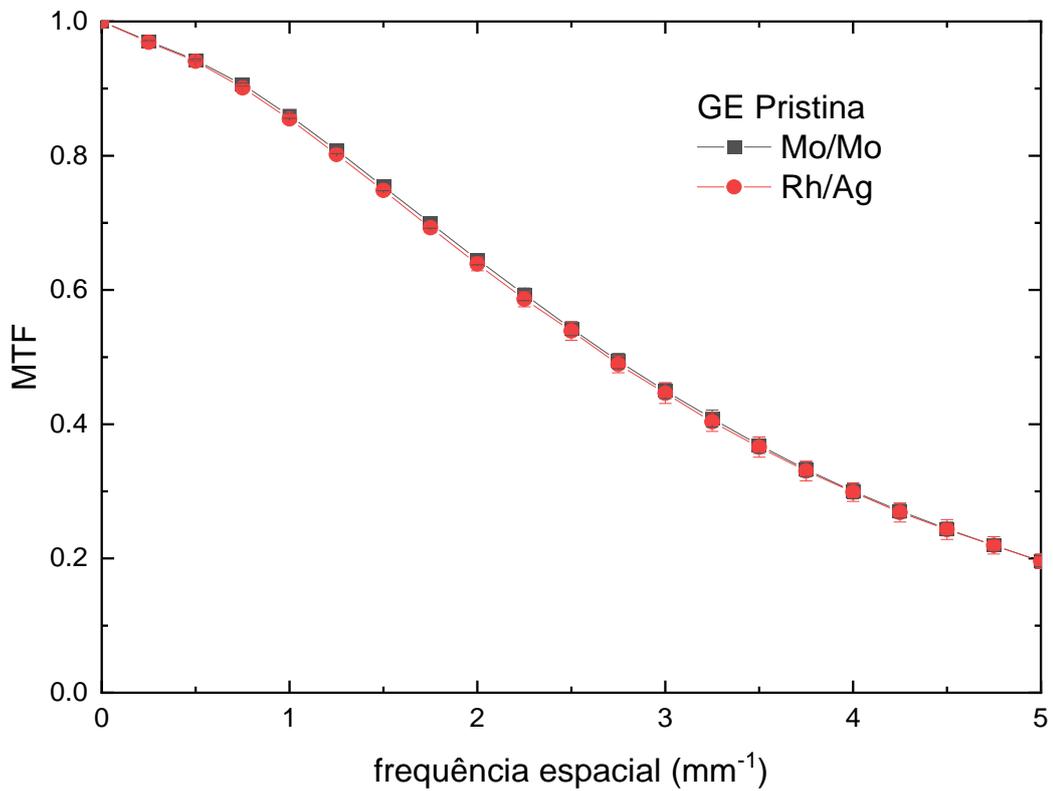


Figura 5.23 – MTF do sistema Pristina usando 28 kV_P Mo/Mo e 34 kV_P Rh/Ag.

5.3.1.3 Comparação da MTF dos sistemas

A figura 5.24 mostra uma comparação entre a MTF (média das duas direções) dos sistemas avaliados. Dois grupos distintos são claramente identificados. O grupo composto pelo Clarity, Opdima e Essential apresentou maiores valores de MTF. Embora estes sistemas tenham diferentes tamanhos de pixel, a MTF desses sistemas foi similar. Esse comportamento é esperado, uma vez que a MTF é determinada não só pelo tamanho de pixel, mas pelas várias etapas na conversão de raios X em cada detector, ou seja, a otimização individual ou combinada do cintilador e dos arranjos de leitura resultam em propriedades de resolução espacial superiores. A MTF dos sistemas mais novos da GE (Pristina e Crystal Nova) é inferior à do sistema mais antigo (Essential). Provavelmente os sistemas mais novos passaram por mudanças no design que melhoraram o ruído às custas da resolução espacial (Ghetti *et al.*, 2008).

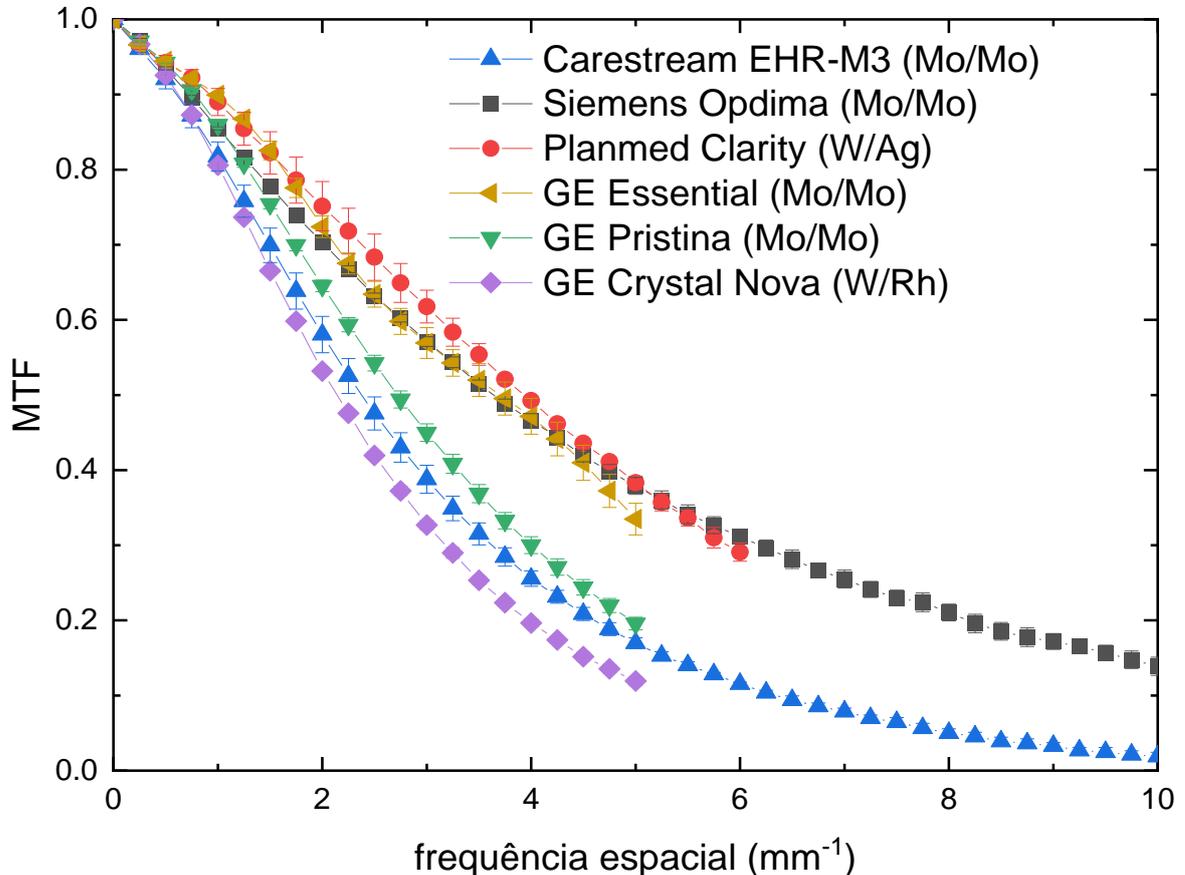


Figura 5.24 – MTF dos sistemas avaliados.

5.3.2 Espectro de potência de ruído normalizado (NNPS)

5.3.2.1 Dependência de NNPS com DAK

As figuras 5.25 a 5.32 apresentam a média radial de NNPS para diferentes valores de DAK para os sistemas avaliados. Para os sistemas EHR-M3, Opdima, Clarity, Essential e Pristina são apresentados dados da literatura para comparação.

A influência de DAK em NNPS é clara, com NNPS diminuindo à medida que DAK aumenta, para todas as qualidades de feixe de todos os sistemas. Isso ocorre porque o NNPS é inversamente proporcional a DAK^2 (ver subseção 3.5.2).

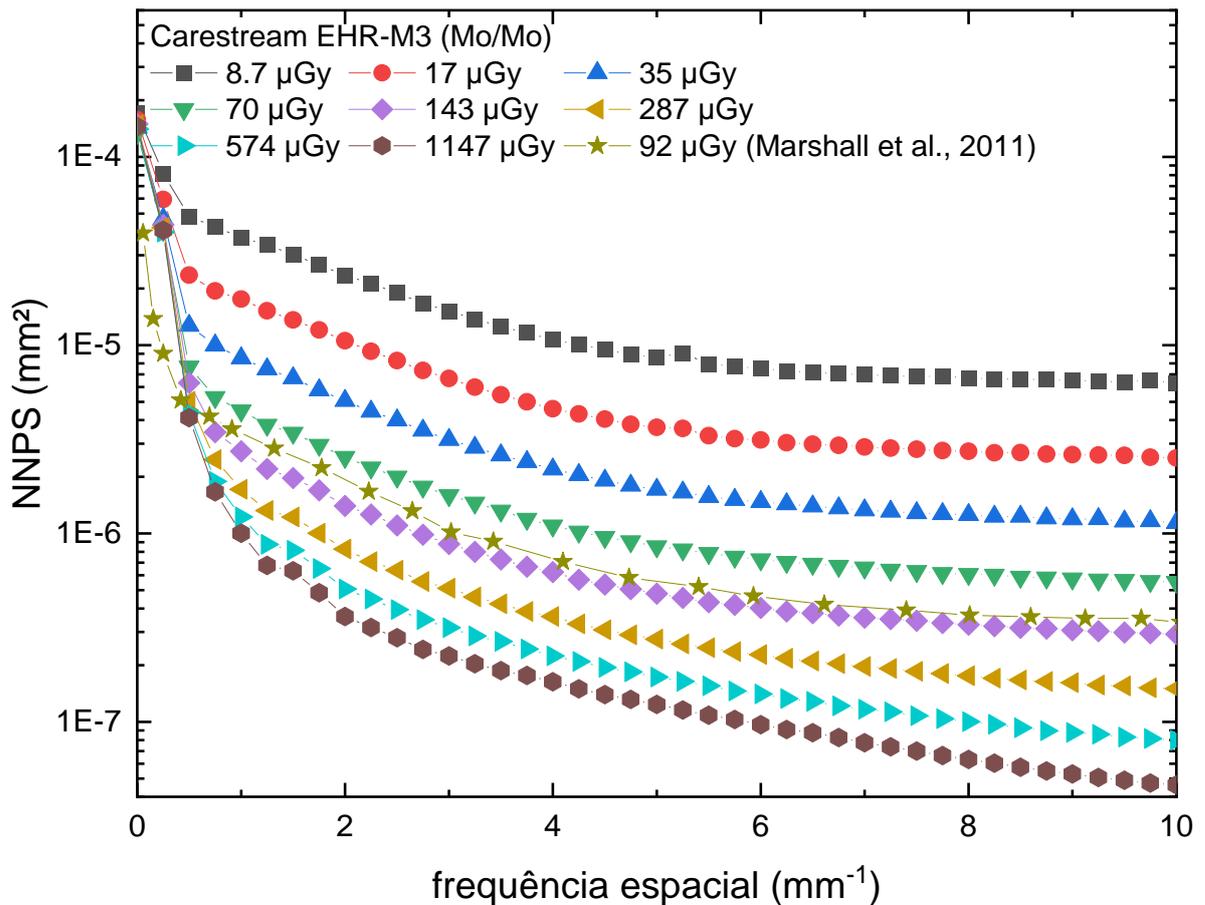


Figura 5.25 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o sistema EHR-M3 usando 28 kV_p Mo/Mo.

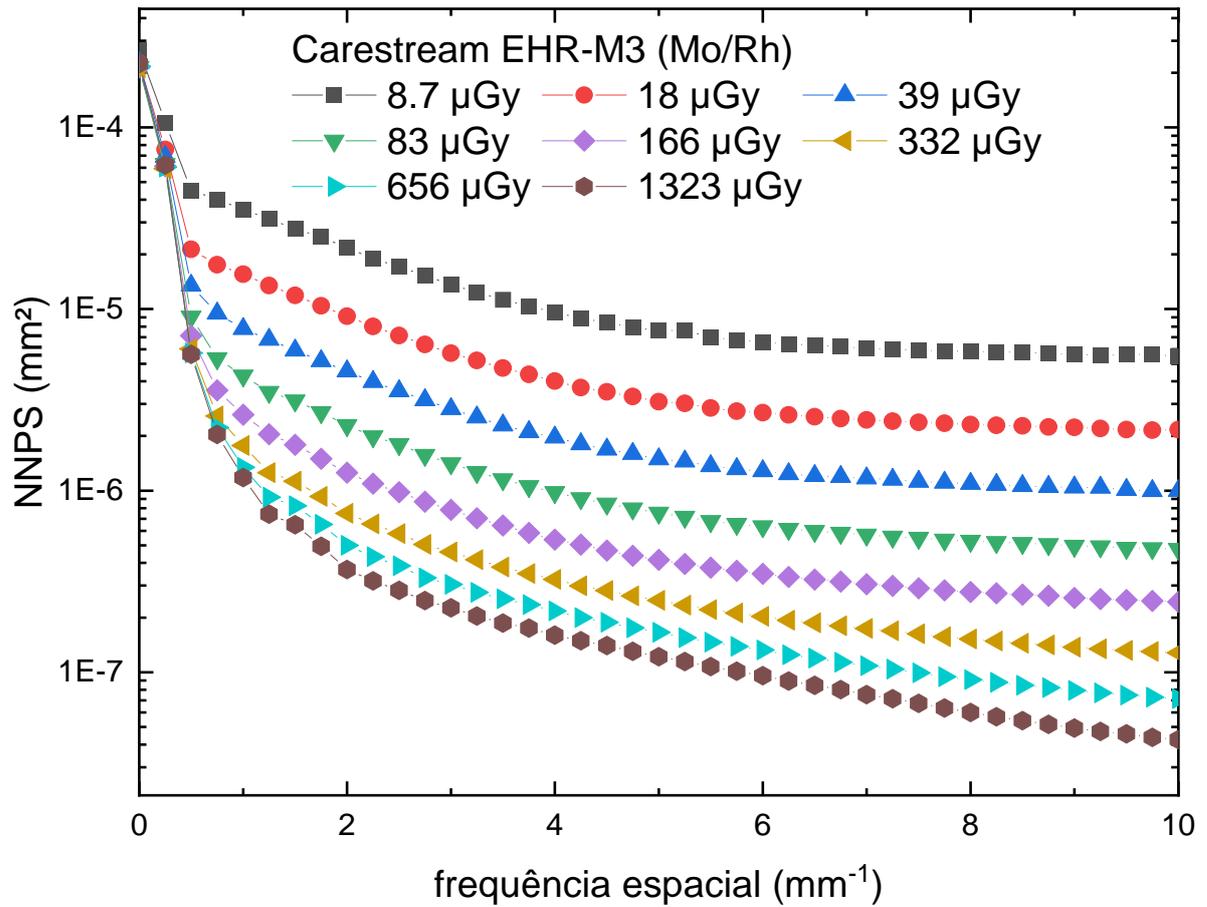


Figura 5.26 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o sistema EHR-M3 usando 28 kV_p Mo/Rh.

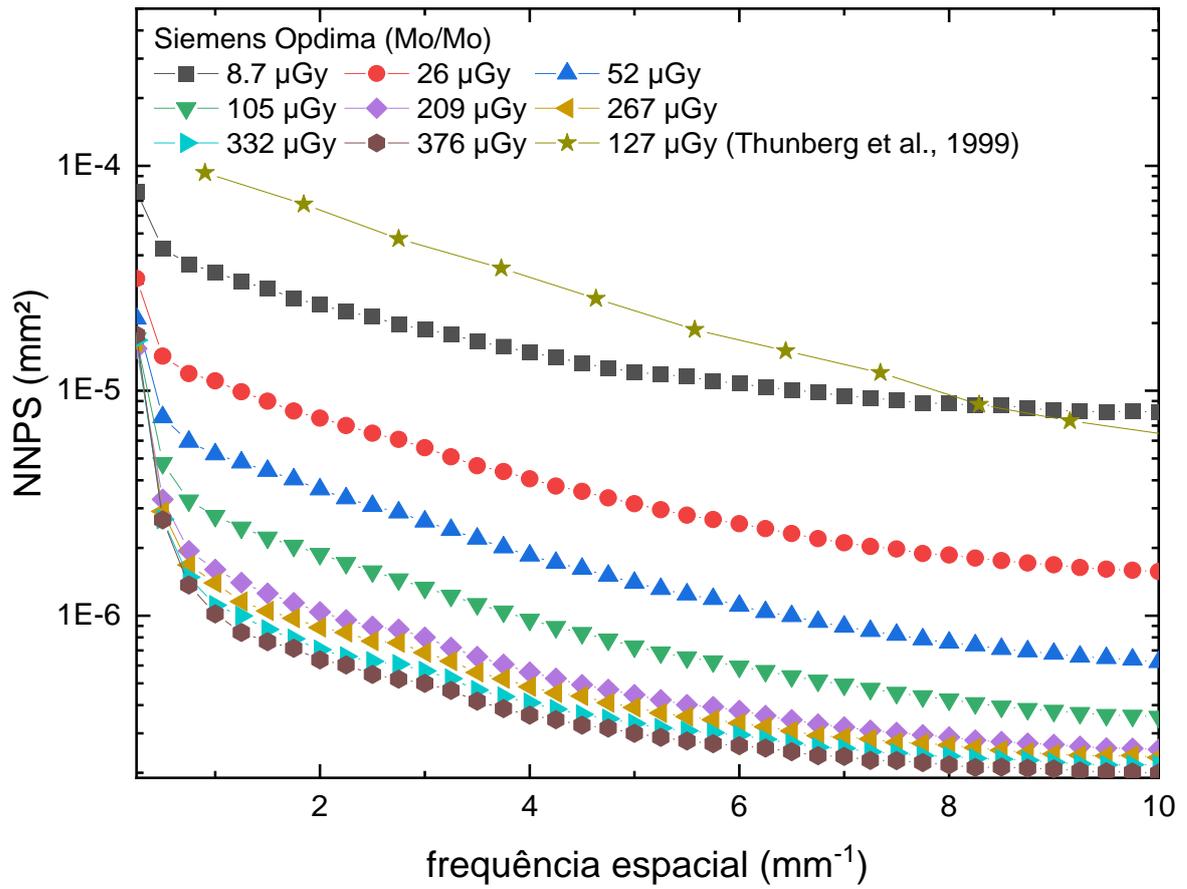


Figura 5.27 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o sistema Opdima usando 28 kV_P Mo/Mo.

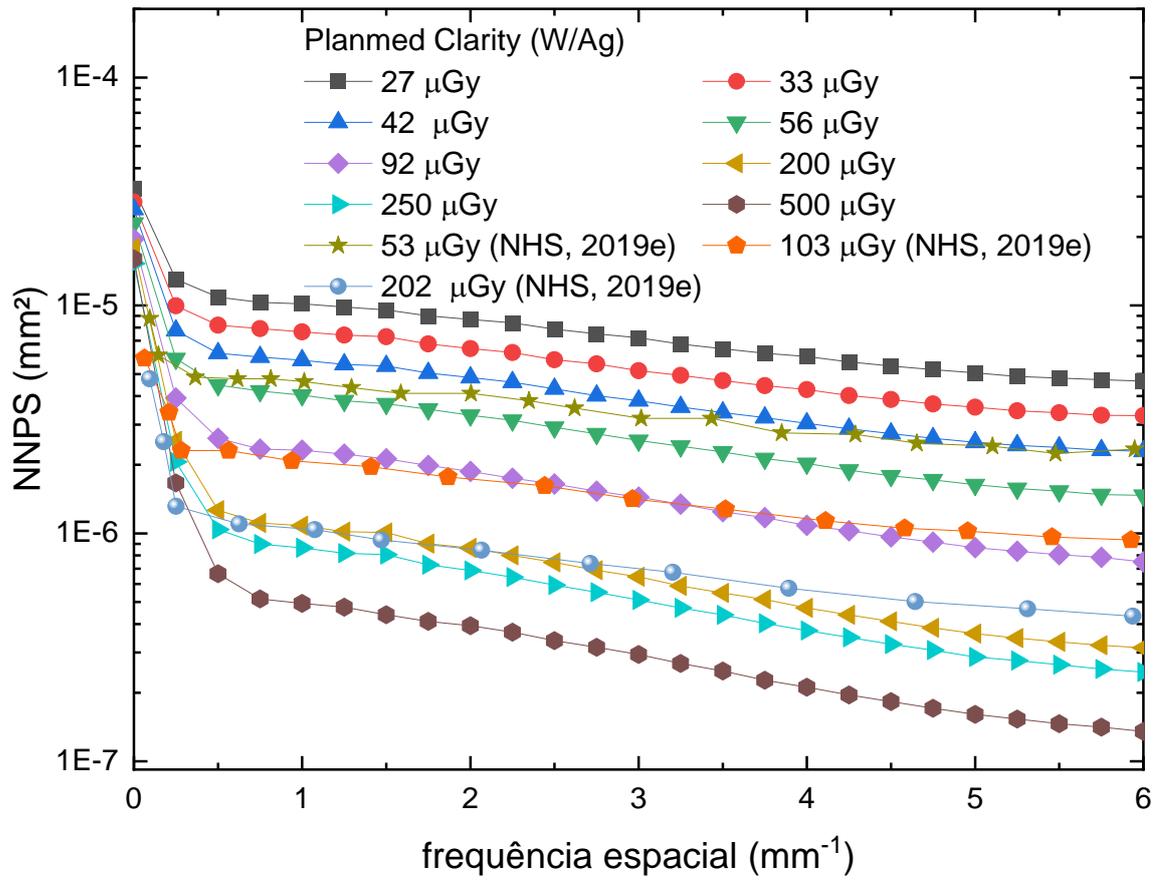


Figura 5.28 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o sistema Clarity usando 28 kV_p W/Ag.

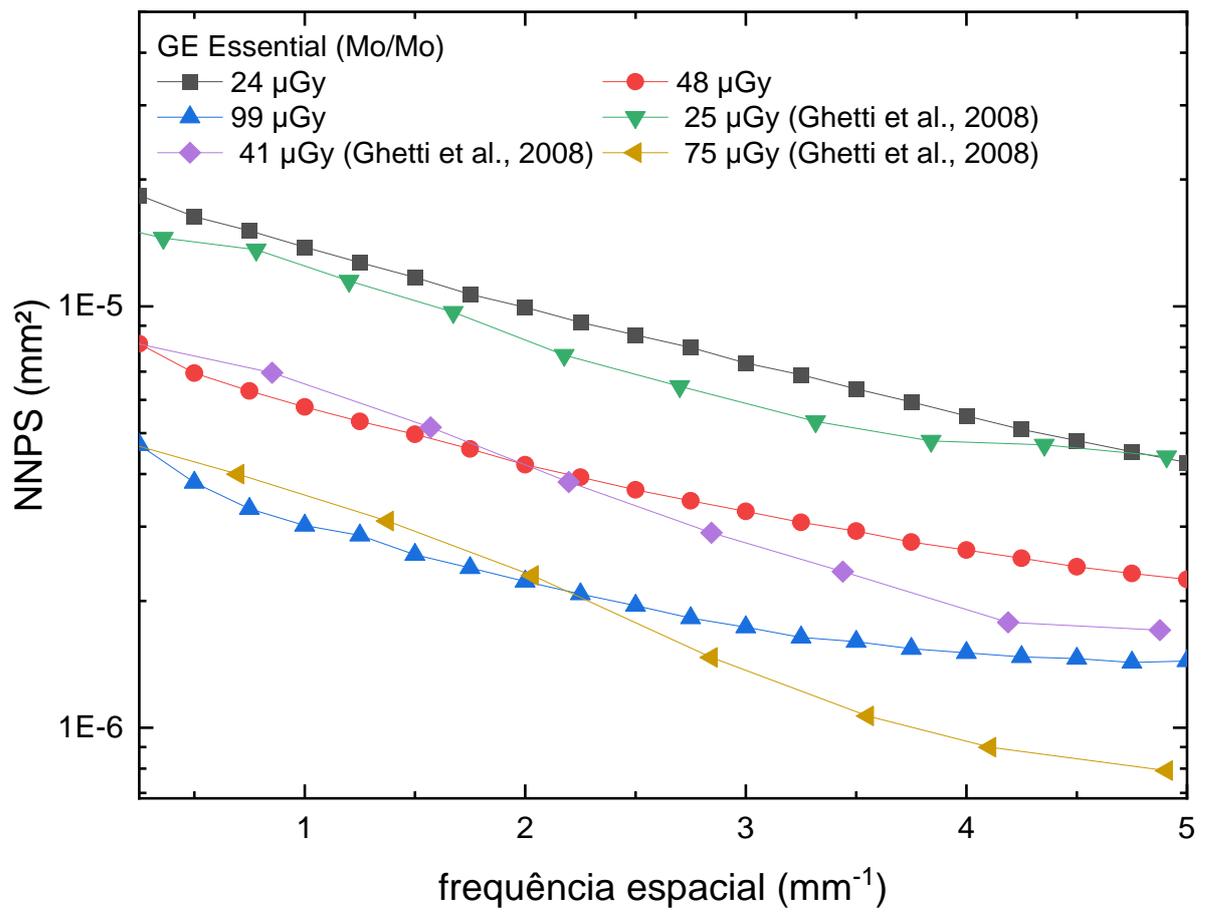


Figura 5.29 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o sistema Essential usando 28 kV_p Mo/Mo.

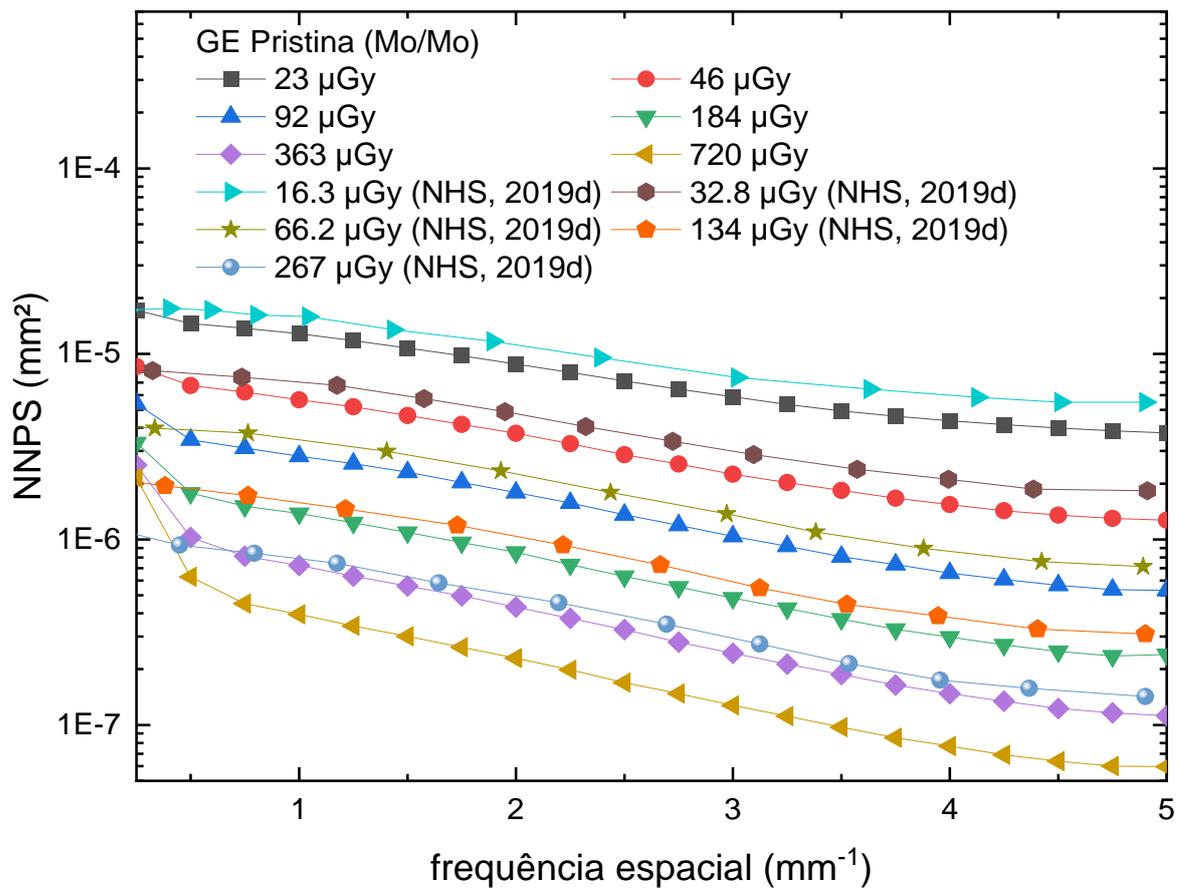


Figura 5.30 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o sistema Pristina usando 28 kV_P Mo/Mo.

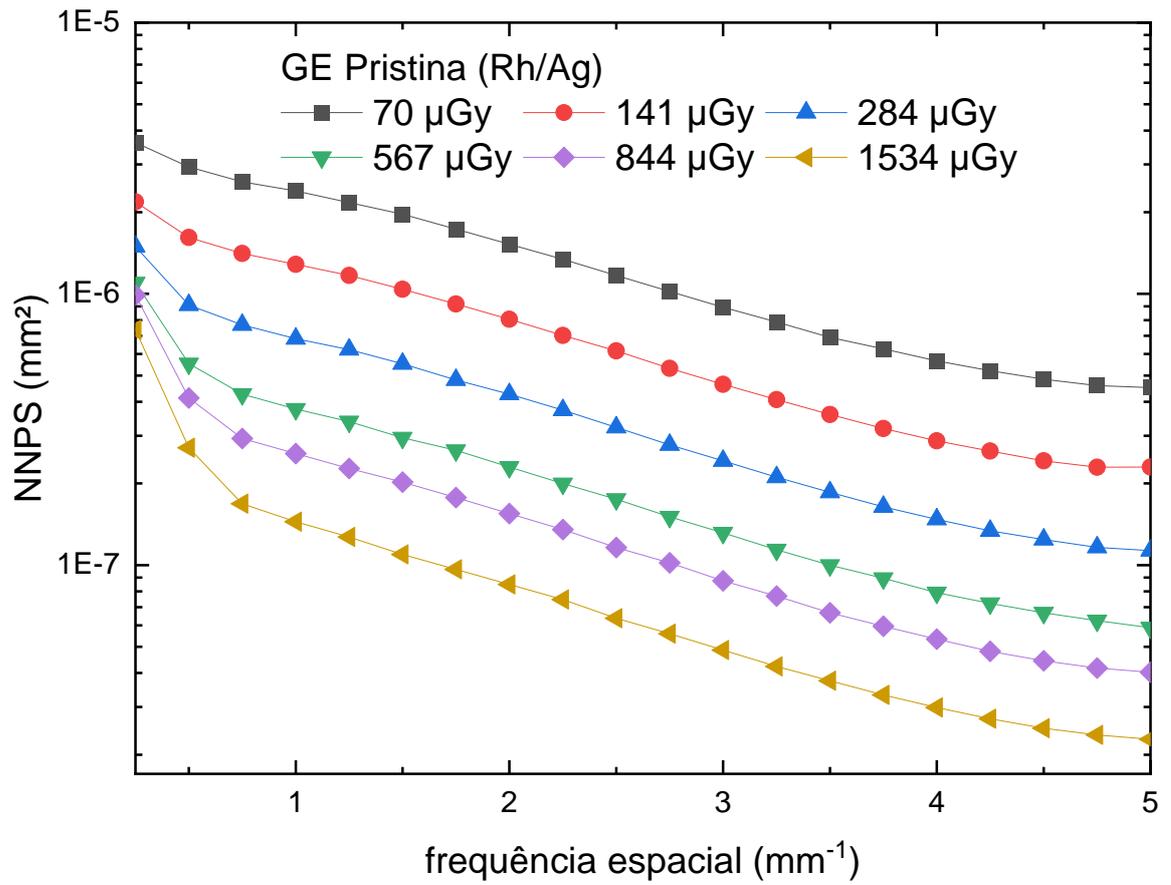


Figura 5.31 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o sistema Pristina usando 34 kV_P Rh/Ag.

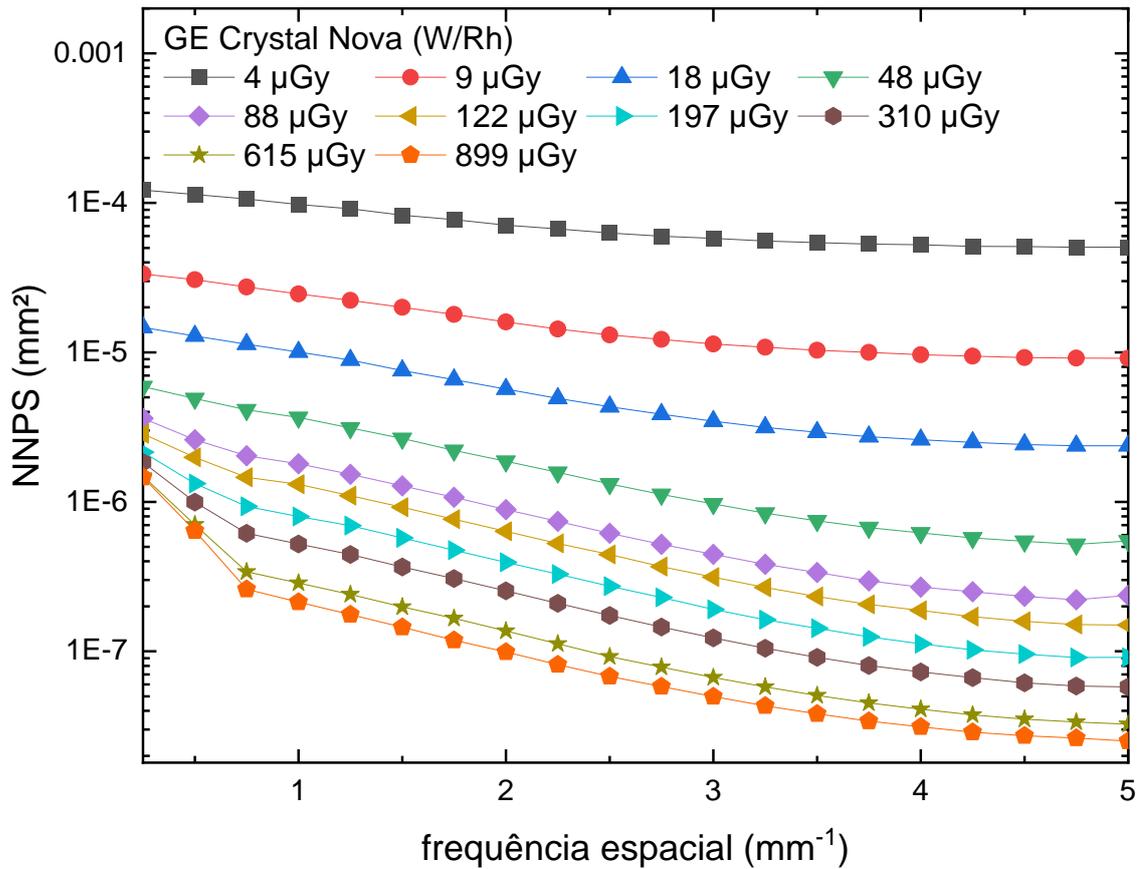


Figura 5.32 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o sistema Crystal Nova usando 28 kV_p W/Rh.

A figura 5.33 mostra a razão entre o NNPS($0,5 \text{ mm}^{-1}$) e NNPS($2,0 \text{ mm}^{-1}$) em função de DAK. Esse valor dá uma medida da inclinação das curvas de NNPS. A tabela 5.5 apresenta valores de DAK, NNPS($0,5 \text{ mm}^{-1}$), NNPS($2,0 \text{ mm}^{-1}$) e NNPS($0,5 \text{ mm}^{-1}$)/NNPS($2,0 \text{ mm}^{-1}$) para os sistemas avaliados. NNPS($0,5 \text{ mm}^{-1}$) e NNPS($2,0 \text{ mm}^{-1}$) foram os valores adotados como base para comparação, uma vez que o protocolo europeu sugere seu uso como referência no controle de qualidade (van Engen *et al.*, 2013).

A figura mostra que a inclinação das curvas de NNPS aumenta com DAK. Além disso, o sistema Carestream EHR-M3 exibe o maior aumento na inclinação das curvas de NNPS, enquanto a inclinação das curvas de NNPS do sistema Planmed Clarity apresenta pouca variação. Isso ocorre devido ao aumento do ruído estrutural em baixas frequências. Sistemas com maior influência do ruído estrutural apresentaram aumento mais dramático da inclinação das curvas de NNPS com DAK.

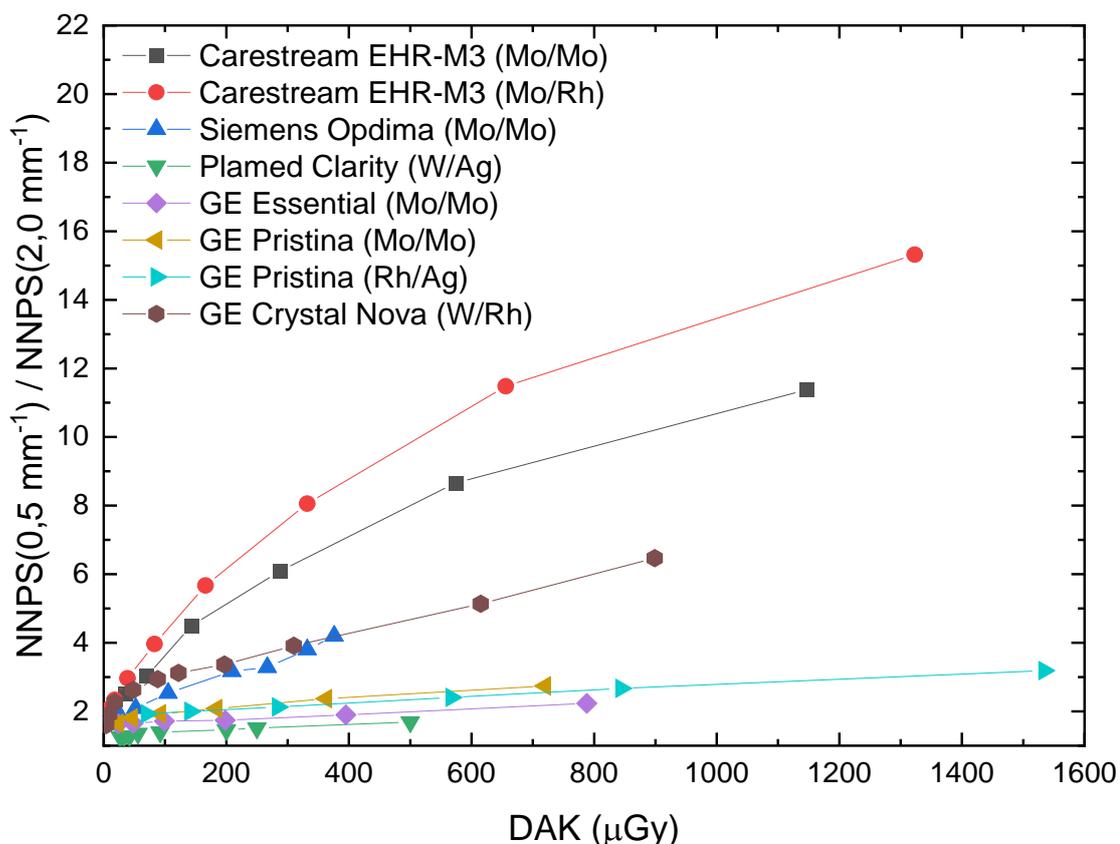


Figura 5.33 – Inclinação das curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para os sistemas avaliados.

Tabela 5.5 – Resultados de NNPS: DAK para avaliação de NNPS, NNPS(0,5mm⁻¹), NNPS(2,0mm⁻¹) e NNPS(0,5mm⁻¹)/NNPS(2,0mm⁻¹)

Detector	Qualidade de feixe	DAK (μGy)	NNPS(0,5mm ⁻¹) (mm ²)	NNPS(2,0mm ⁻¹) (mm ²)	NNPS(0,5mm ⁻¹)/NNPS(2,0mm ⁻¹)
EHR-M3	28 kV _P Mo/Mo	70	$7,68 \times 10^{-6}$	$2,54 \times 10^{-6}$	3,0
	28 kV _P Mo/Rh	83	$9,08 \times 10^{-6}$	$2,29 \times 10^{-6}$	4,0
Opdima	28 kV _P Mo/Mo	105	$4,77 \times 10^{-6}$	$1,88 \times 10^{-6}$	2,5
Clarity	28 kV _P W/Ag	92	$2,61 \times 10^{-6}$	$1,87 \times 10^{-6}$	1,4
Essential	28 kV _P Mo/Mo	99	$3,82 \times 10^{-6}$	$2,22 \times 10^{-6}$	1,7
Pristina	28 kV _P Mo/Mo	92	$3,44 \times 10^{-6}$	$1,79 \times 10^{-6}$	1,9
	34 kV _P Rh/Ag	141	$1,61 \times 10^{-6}$	$8,06 \times 10^{-7}$	2,0
Crystal Nova	28 kV _P W/Rh	88	$2,60 \times 10^{-6}$	$8,87 \times 10^{-7}$	2,9

Pode-se afirmar que os resultados obtidos estão em concordância com estudos que avaliaram EHR-M3 (Monnin e Verdun, 2009; Marshall *et al.*, 2011), Opdima (Thunberg *et al.*, 1999, Evans *et al.*, 2002), Clarity (NHS, 2019e), Essential (Ghetti *et al.*, 2008; Marshall *et al.*, 2011), Pristina e Crystal Nova (NHS, 2019d).

5.3.2.2 Dependência de NNPS com a qualidade do feixe

Como apontado por Marshall *et al.* (2011), para remover a dependência com o DAK entre as medidas dos diferentes sistemas, as figuras 5.34 e 5.35 mostram o NNPS multiplicado pelo DAK usado na aquisição da imagem homogênea a partir da qual o NNPS foi calculado para diferentes qualidades de feixe dos sistemas EHR-M3 e Pristina, respectivamente.

A figura 5.34 mostra que o NNPS do EHR-M3 é o mesmo para as duas qualidades de feixe usadas (Mo/Mo e Mo/Rh), exceto para frequências espaciais mais baixas, em que o feixe de Mo/Rh apresenta NNPS ligeiramente maior. Esse comportamento é condizente com o maior ruído estrutural apresentado para a combinação Mo/Rh desse sistema (ver subseção 5.2.2). Para o sistema Pristina, por outro lado, a figura 5.35 mostra que o feixe de Rh/Ag apresenta menor NNPS quando comparado ao feixe de Mo/Mo. Com o aumento da energia dois efeitos devem ser considerados: o aumento do número de quanta secundários e a deposição de energia dos fótons primários mais profundamente no detector. Para o sistema CR, estes dois efeitos se contrabalanceiam, de modo que o número de fótons detectados e o ruído quântico se mantêm. Já para o sistema DR, um efeito potencializa o outro, o número de fótons detectados aumenta e, conseqüentemente, o ruído quântico diminui. Esses resultados estão de acordo com o comportamento obtido para a função resposta.

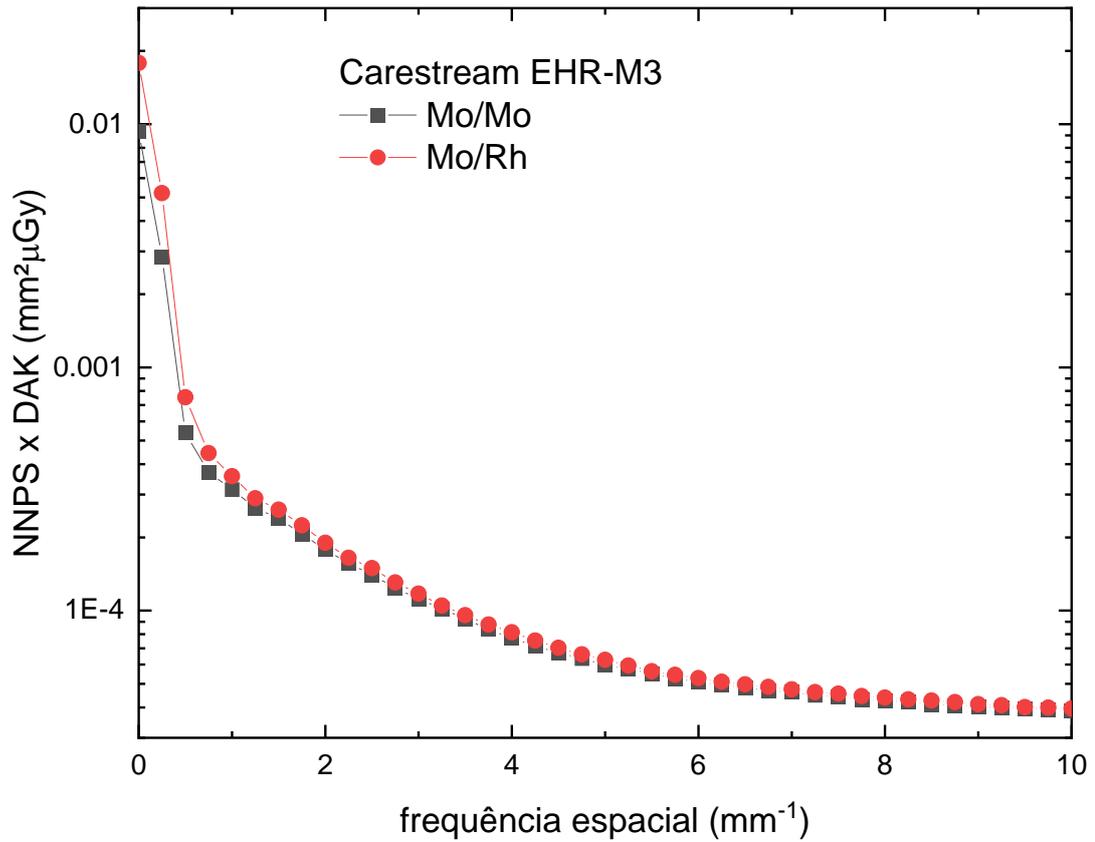


Figura 5.34 – Curvas de NNPS × DAK para o detector EHR-M3 usando as combinações anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh para valores de DAK de 70 e 83 μGy, respectivamente.

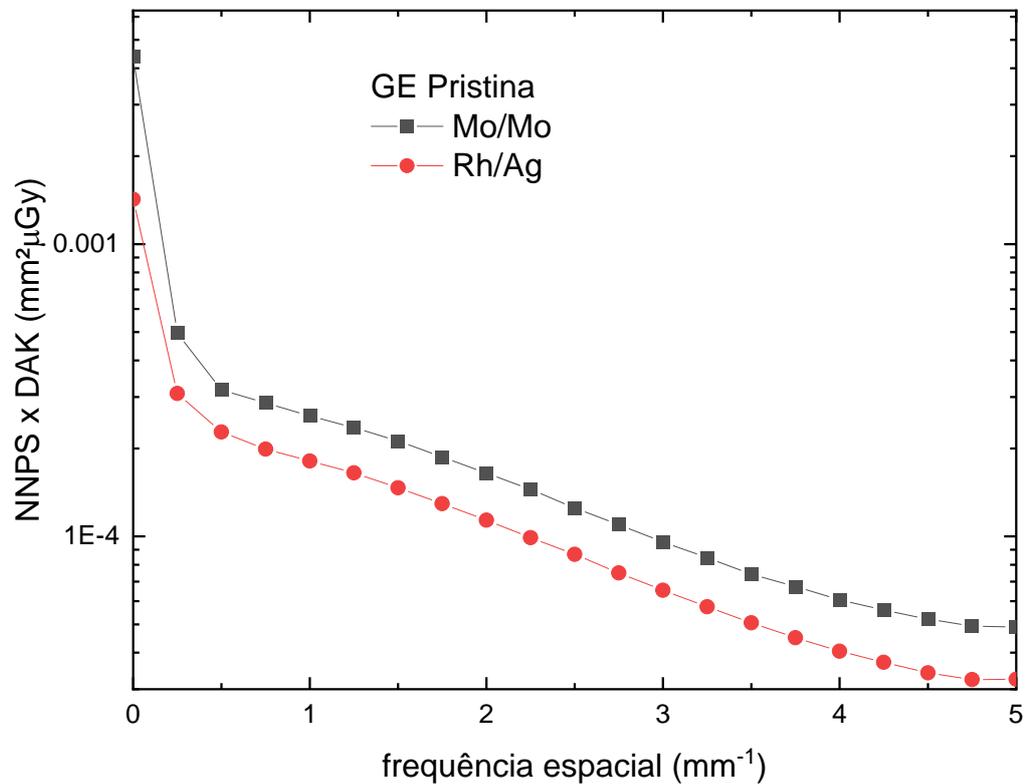


Figura 5.35 – Curvas de NNPS × DAK para o detector Pristina usando as combinações anodo/filtro Mo/Mo e Rh/Ag para valores de DAK de 92 e 141 μGy, respectivamente.

5.3.2.3 Comparação de NNPS dos sistemas

A figura 5.36 mostra uma comparação entre NNPS dos sistemas avaliados. O valor de DAK usado para comparação entre NNPS dos sistemas foi de aproximadamente 100 μGy ; a maior diferença foi para os sistemas EHR-M3 (Mo/Mo) e Pristina (Rh/Ag), para os quais foram usados 70 e 141 μGy , respectivamente.

Na figura 5.36, a aproximadamente 100 μGy , três grupos principais foram identificados, em que os sistemas GE Crystal Nova e GE Essential apresentaram o menor e o maior NNPS, respectivamente. Diferenças na energia do feixe devem ser consideradas, uma vez que o Crystal Nova emprega W/Rh, o que pode diminuir NNPS quando comparado à combinação Mo/Mo usada pelo Essential.

Grande variação é observada na forma das curvas de NNPS desses detectores, o que reflete as variações entre suas MTF. Sistemas com maior MTF apresentam uma curva de NNPS mais plana. Por exemplo, os sistemas mais novos da GE (Pristina e Crystal Nova) apresentaram menor MTF e maior redução em NNPS com a frequência espacial quando comparados ao GE Essential. A razão entre NNPS a 5 mm^{-1} comparada a NNPS a 1 mm^{-1} é 0,48 para o Essential, 0,19 para o Pristina e 0,13 para o Crystal Nova. Isso provavelmente está relacionado à redução do ruído quântico devido ao borramento do conversor de raios X, que leva a um menor ruído em frequências espaciais mais altas. A MTF desempenha um papel significativo na transferência de ruído num sistema de imagens, uma vez que ela filtra o ruído quântico primário no detector de raios X (Marshall *et al.*, 2011).

Para outros valores de DAK, o comportamento das curvas de NNPS dos diferentes sistemas foi influenciado pelo DAK em questão, devido a uma mudança na composição relativa do ruído. Por exemplo, para valores mais altos de DAK, o Opdima e o EHR-M3 tiveram um aumento mais pronunciado em NNPS com DAK, condizente com uma maior influência do ruído estrutural. A exceção foi o sistema Crystal Nova, que apresentou valores mais baixos de NNPS para todos os DAK avaliados, o que indica menor contribuição das componentes eletrônica e estrutural do ruído.

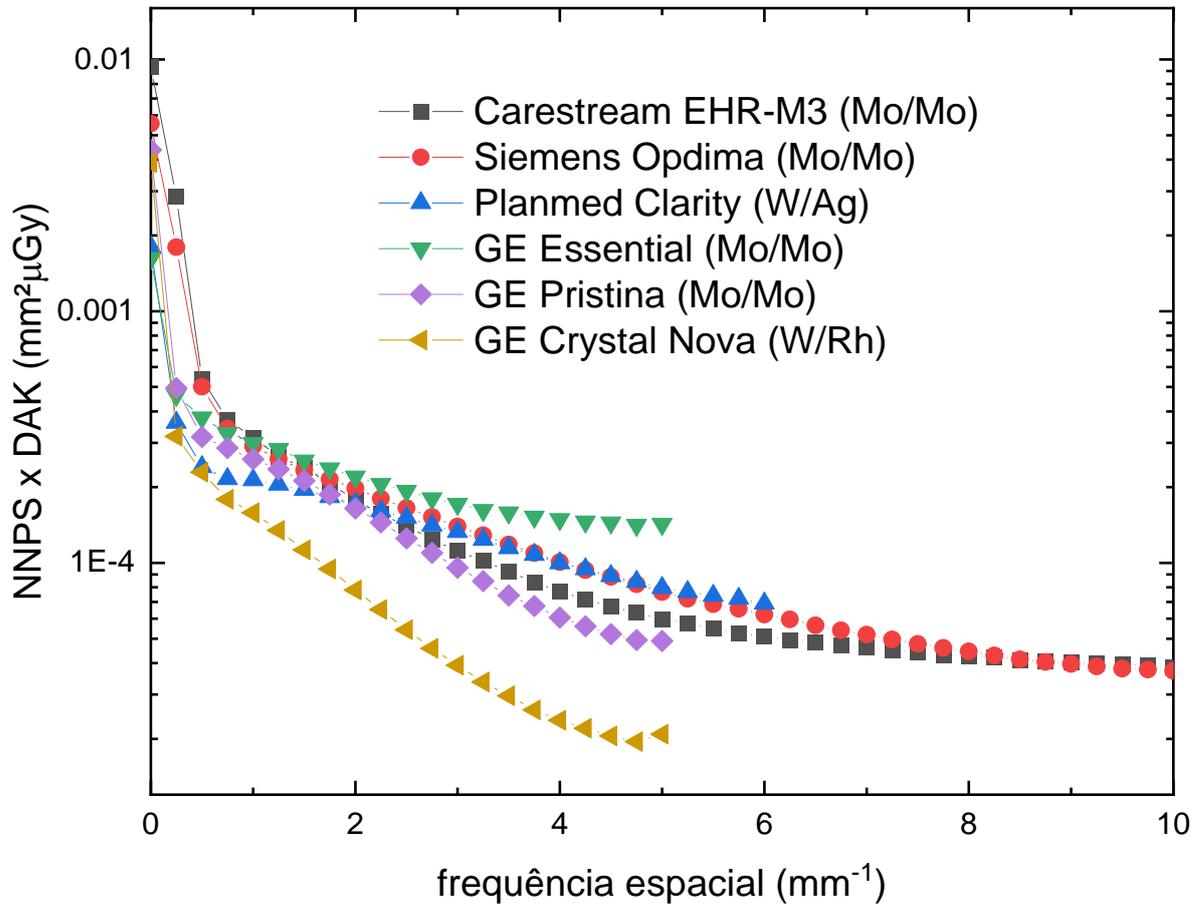


Figura 5.36 – Curvas de NNPS \times DAK para os sistemas avaliados.

5.4 Quantificação de desempenho de sistemas

5.4.1 Eficiência quântica de detecção (DQE)

5.4.1.1 DQE vs. DAK

Nas figuras 5.37 a 5.44 são mostradas curvas de DQE para diferentes DAK para os sistemas avaliados. Para os sistemas EHR-M3, Opdima, Clarity, Essential e Pristina são apresentados dados da literatura para comparação. A tabela 5.6 apresenta DQE de pico, DQE a 5mm^{-1} e a razão entre DQE a 5mm^{-1} e DQE de pico para os sistemas avaliados. Esses dados

foram calculados a partir da MTF (média nas duas direções) e da média radial do NNPS. O DAK associado a essas medidas é dado na tabela 5.5.

As figuras 5.37 a 5.44 mostram que a DQE aumenta, atinge um máximo e depois decresce com o aumento de DAK. Para valores mais baixos de DAK, a DQE aumenta com DAK, por causa da influência do ruído eletrônico. Para o sistema Crystal Nova, por exemplo, o ruído eletrônico chega a 30% para o menor DAK usado (ver figura 5.13). Para maiores valores de DAK, todos os sistemas apresentaram um decréscimo mais acentuado na DQE nas baixas frequências espaciais. Isso ocorre devido a um aumento na contribuição relativa do ruído estrutural.

Cada sistema apresenta um intervalo de DAK para o qual a DQE é máxima. Para o sistema Clarity, por exemplo, o intervalo para o qual a DQE é máxima é 92-250 μGy . Já para o sistema Opdima, o intervalo é 26-105 μGy . Observa-se que o sistema Opdima apresentou DQE máxima para valores mais baixos de DAK quando comparado ao Clarity. Isso ocorre porque o sistema Opdima tem maior influência de ruído estrutural e, portanto, uma degradação mais severa da DQE com o aumento de DAK.

Esses resultados mostram que o desempenho de um sistema de imagem digital pode ser prejudicado pelo ruído eletrônico em baixos valores de DAK, ao passo que o ruído estrutural compromete seu desempenho para maiores DAK. Com o advento dos detectores digitais, foi observada uma tendência de aumento nas doses, especialmente no caso de detectores CR (Yaffe *et al.*, 2013). Entretanto operar o sistema de imagem fora da faixa de DAK com DQE máxima possível implica que o sistema não está aproveitando a radiação incidente de maneira otimizada.

Se o ruído dos sistemas fosse puramente quântico, DQE seria independente de DAK. Entretanto é esperado que a presença de outras fontes de ruído cause variações nesse comportamento (Fetterly *et al.*, 2003; Marshall *et al.*, 2012, 2017).

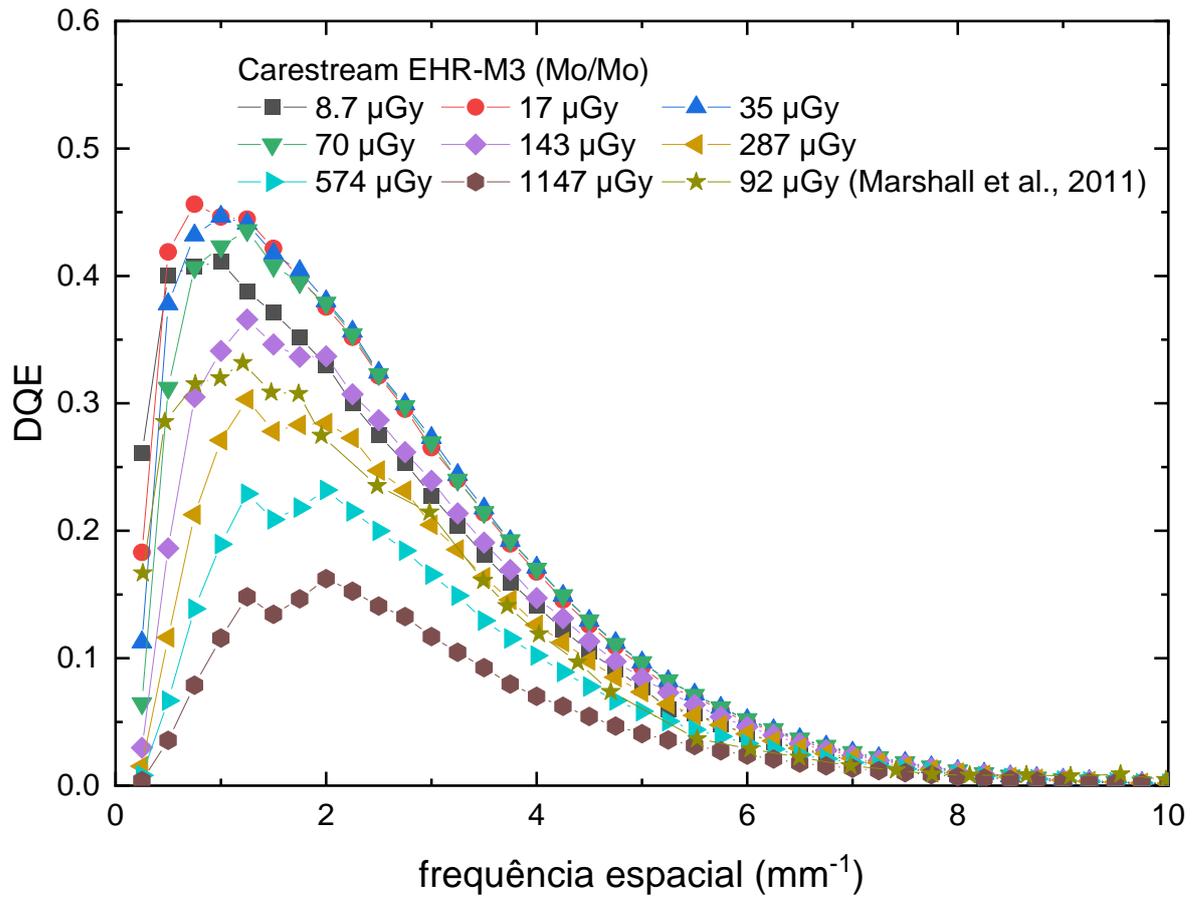


Figura 5.37 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o sistema EHR-M3 usando 28 kV_p Mo/Mo.

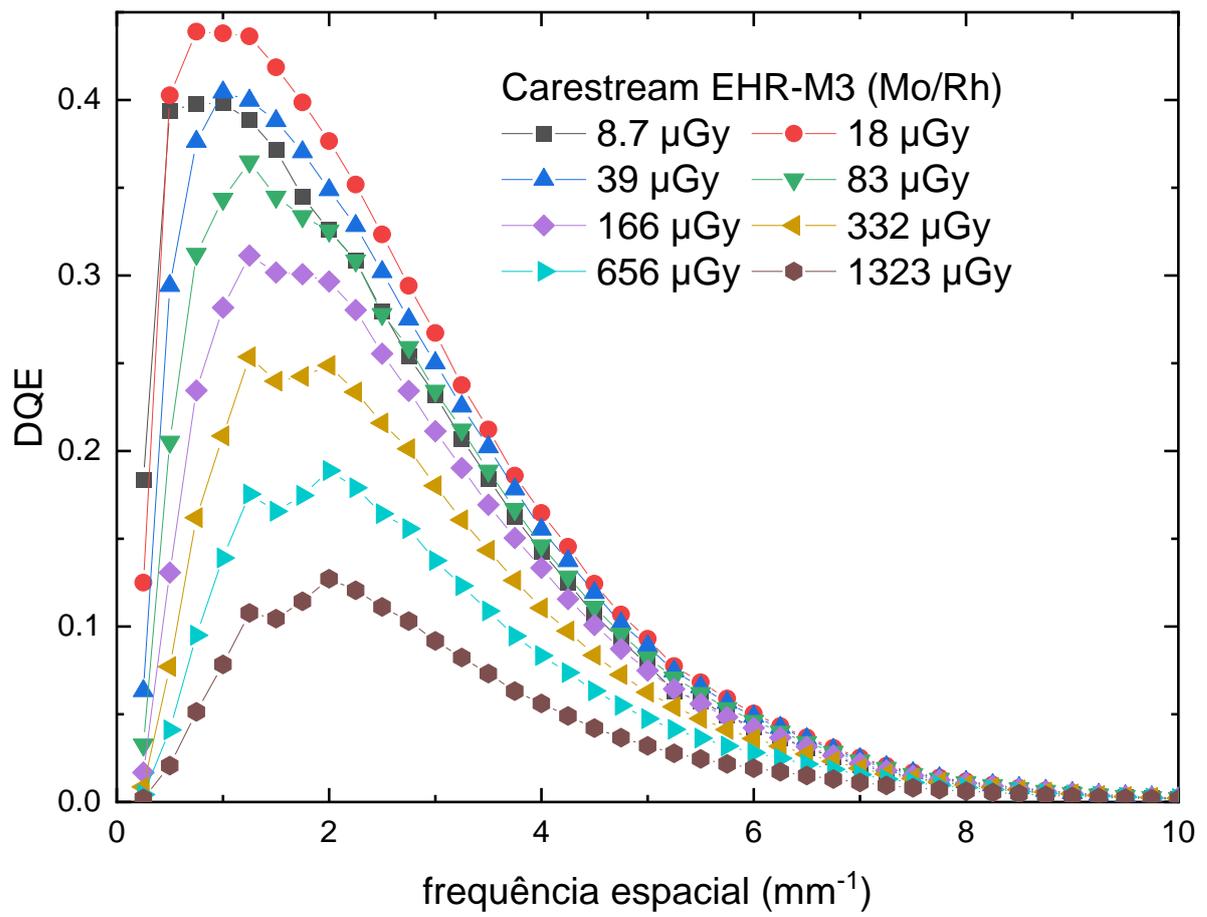


Figura 5.38 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o sistema EHR-M3 usando 28 kV_p Mo/Rh.

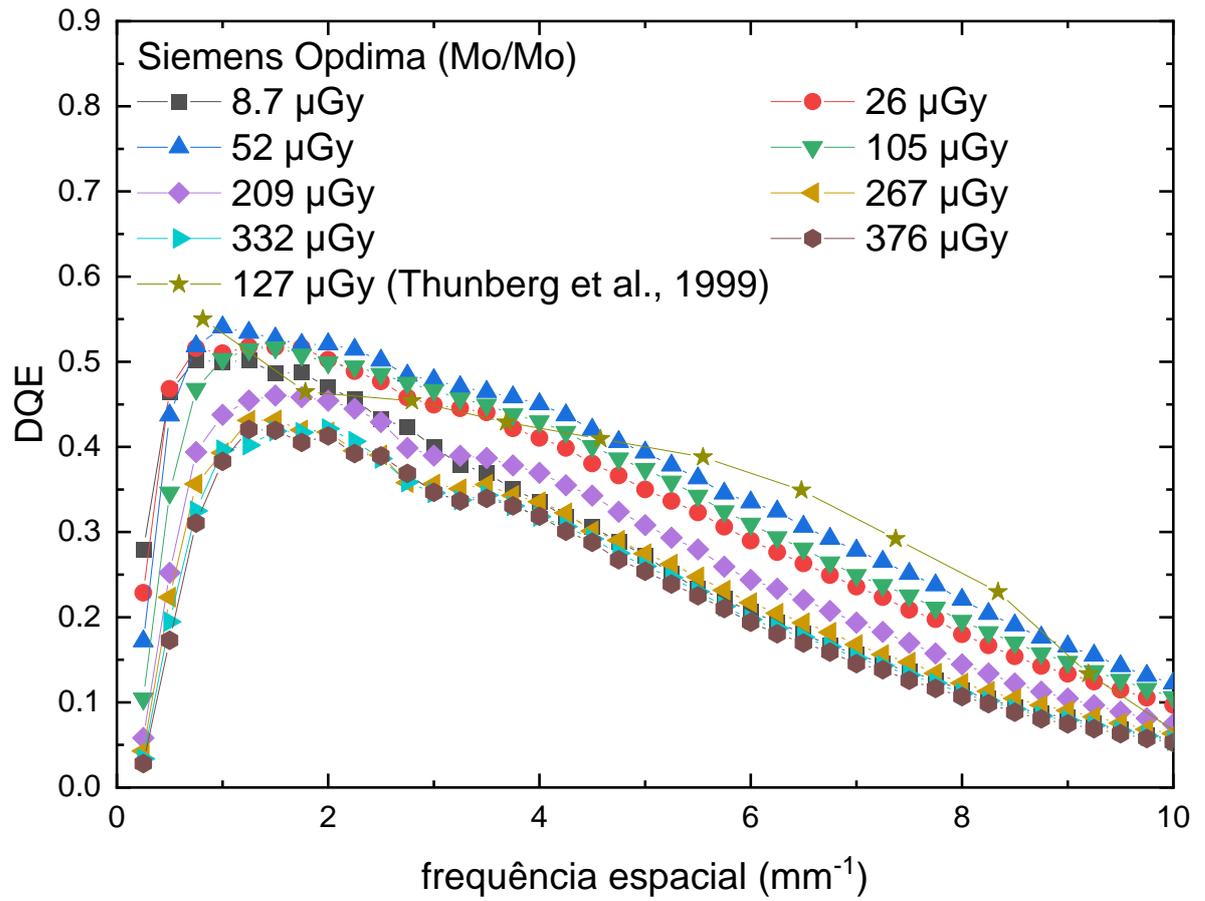


Figura 5.39 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o sistema Opdima usando 28 kV_p Mo/Mo.

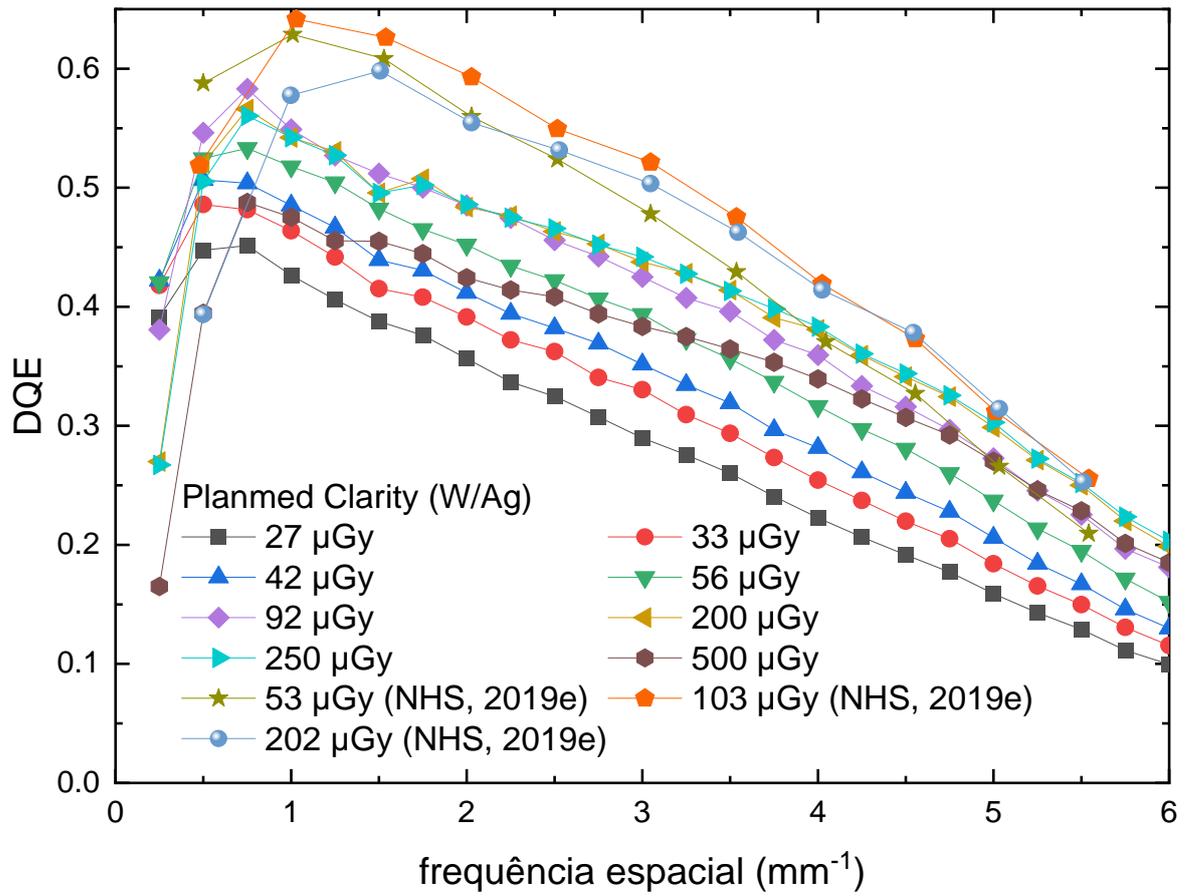


Figura 5.40 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o sistema Clarity usando 28 kV_P W/Ag.

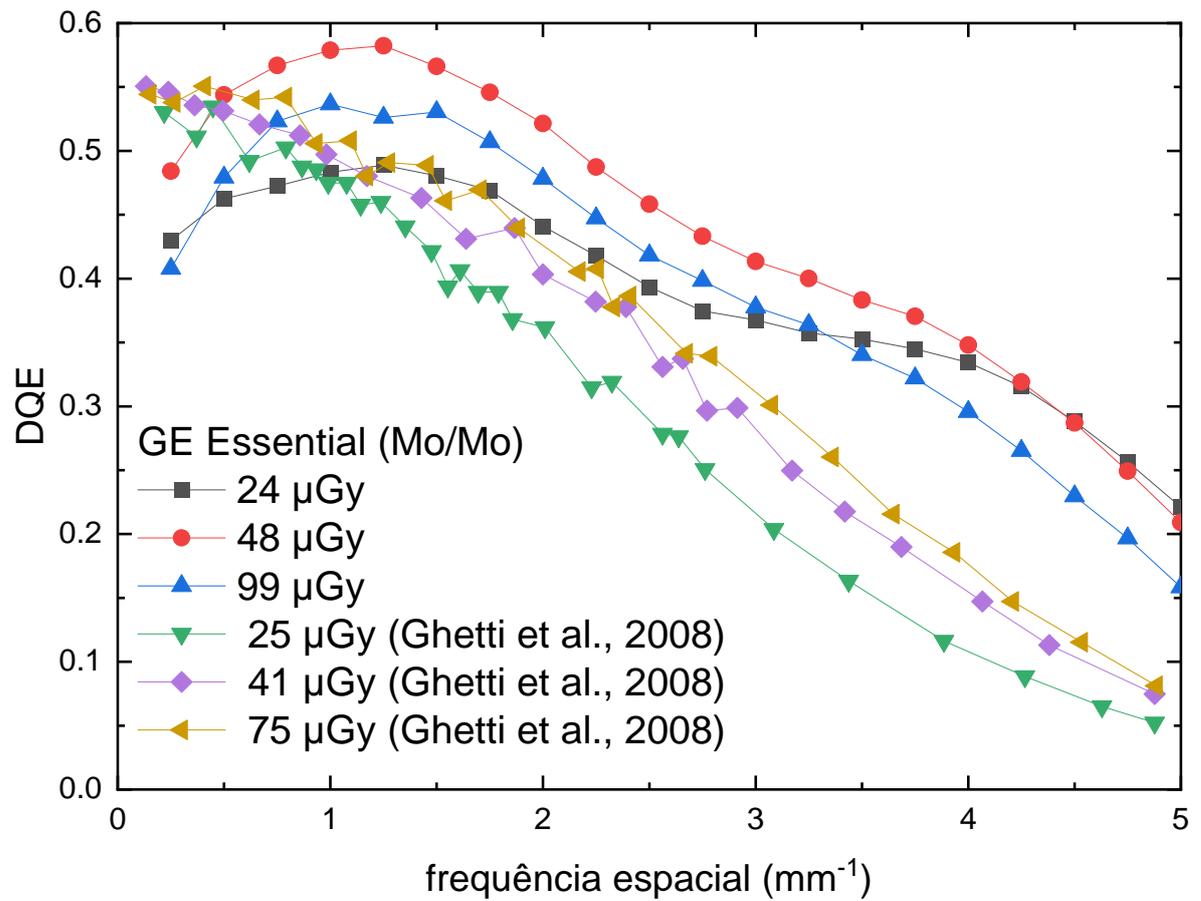


Figura 5.41 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o sistema Essential usando 28 kV_p Mo/Mo.

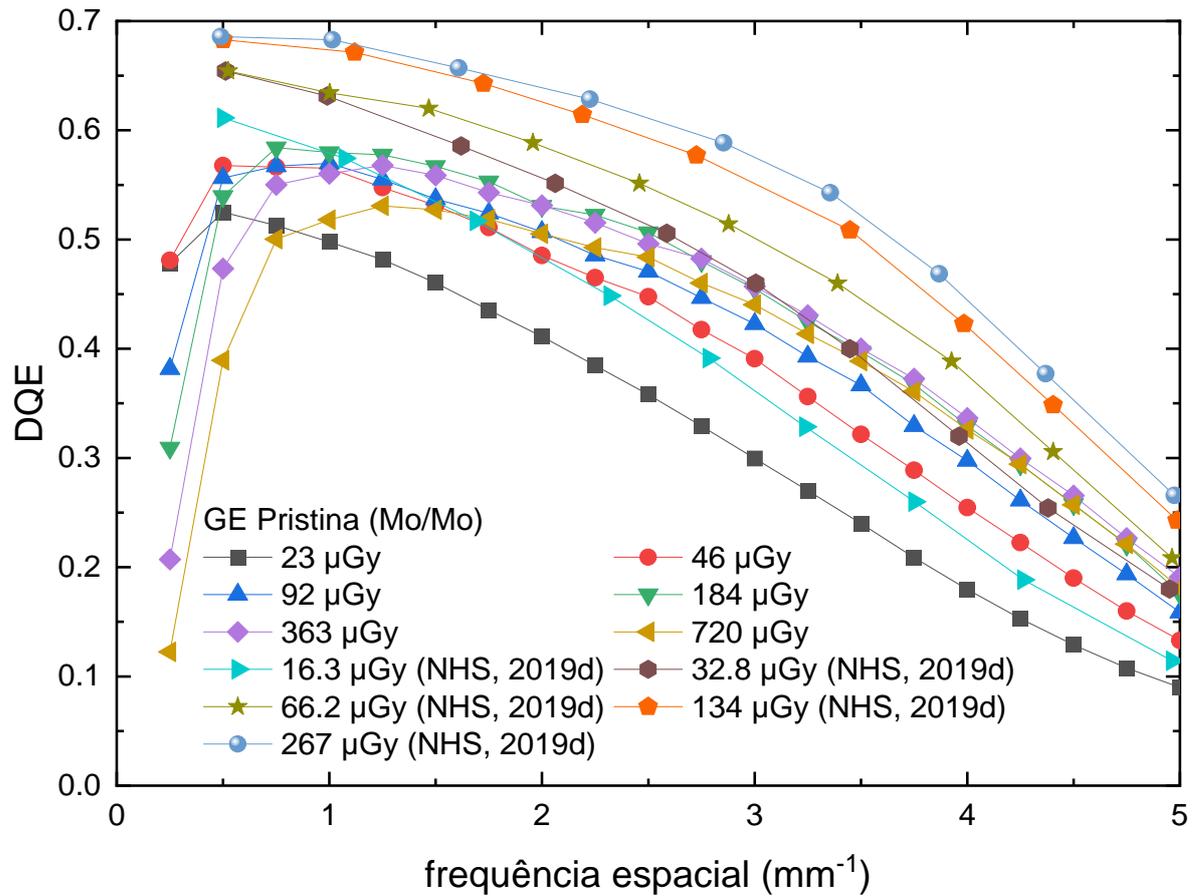


Figura 5.42 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o sistema Pristina usando 28 kV_P Mo/Mo.

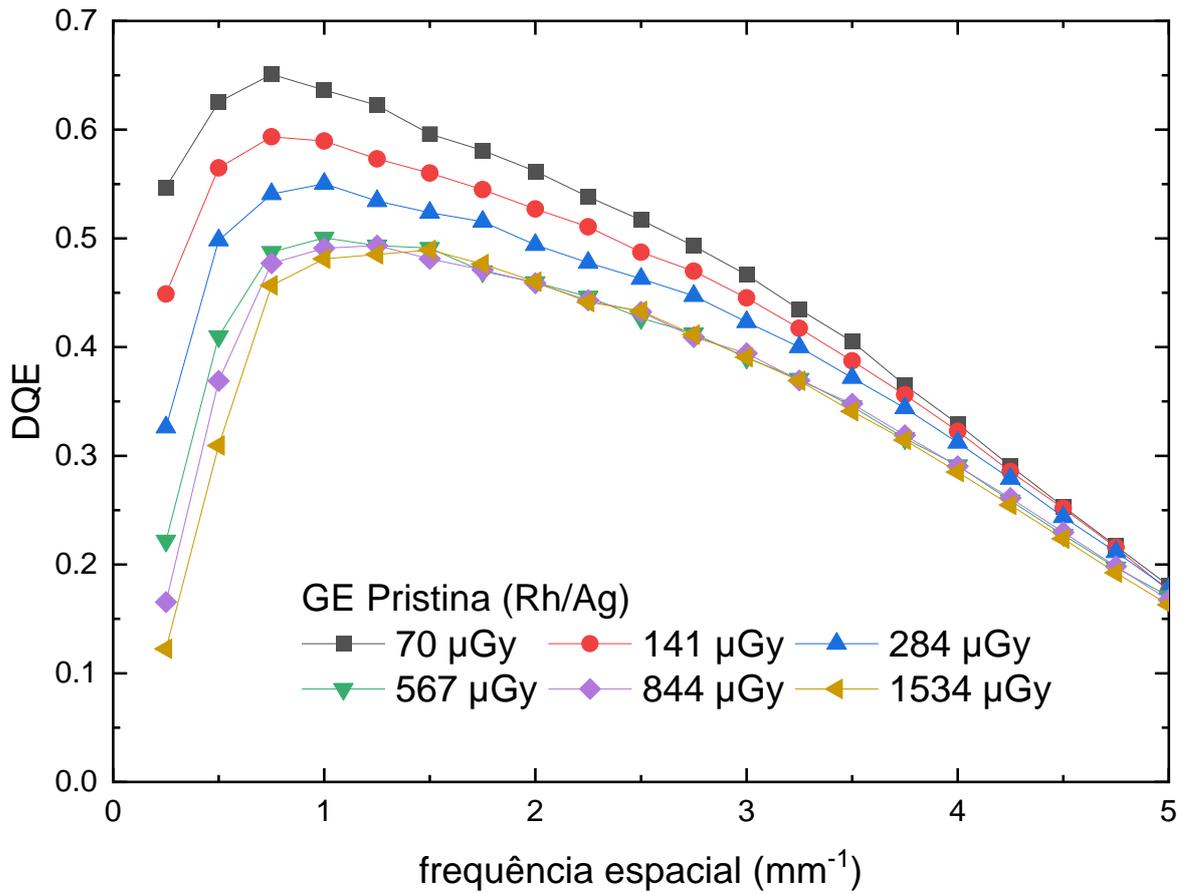


Figura 5.43 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o sistema Pristina usando 34 kV_P Rh/Ag.

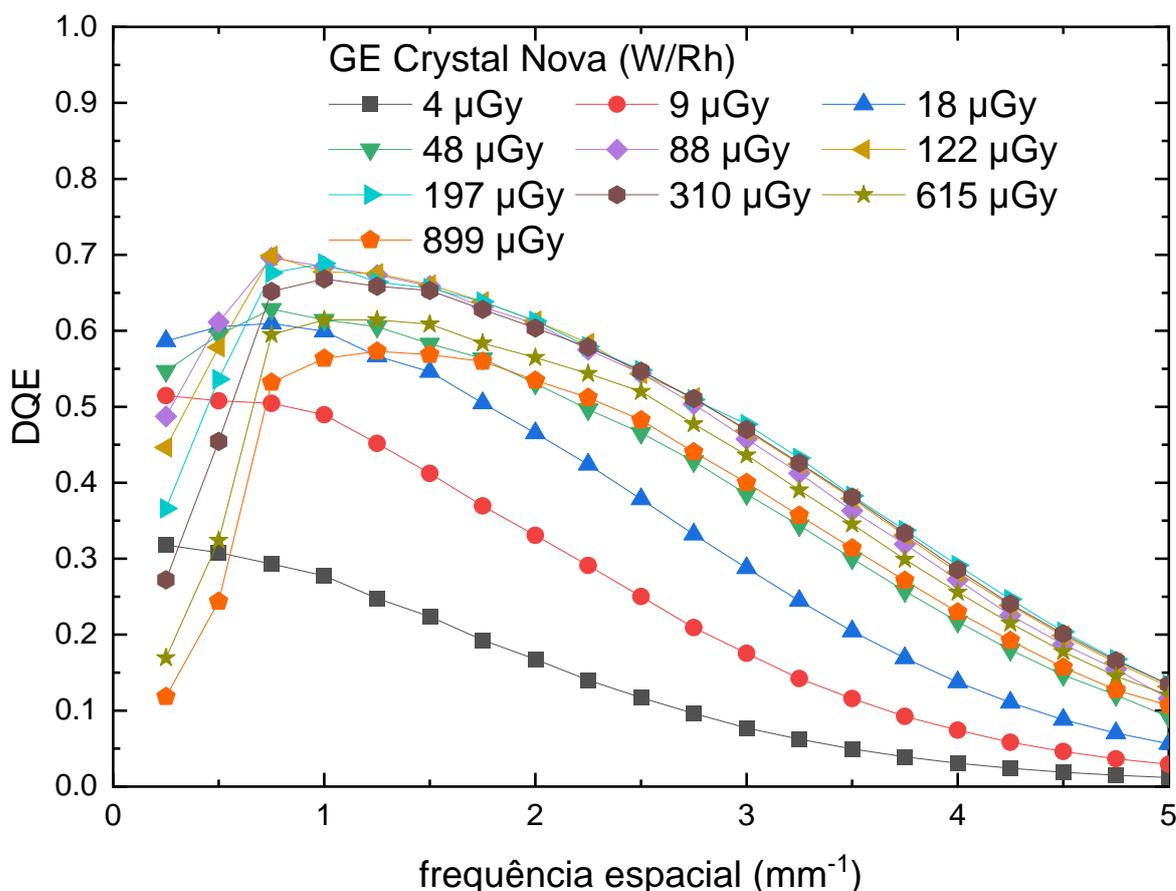


Figura 5.44 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o sistema Crystal Nova usando 28 kV_P W/Rh.

Tabela 5.6 – Resultados de DQE: DQE de pico, DQE (5 mm⁻¹) e DQE(5 mm⁻¹)/DQE de pico

Detector	Qualidade de feixe	DQE de pico	DQE (5 mm ⁻¹)	DQE (5 mm ⁻¹)/DQE de pico
EHR-M3	28 kV _P Mo/Mo	0,44	0,10	0,23
	28 kV _P Mo/Rh	0,36	0,08	0,22
Opdima	28 kV _P Mo/Mo	0,52	0,37	0,71
Clarity	28 kV _P W/Ag	0,58	0,28	0,48
Essential	28 kV _P Mo/Mo	0,54	0,16	0,30
Pristina	28 kV _P Mo/Mo	0,57	0,16	0,28
	34 kV _P Rh/Ag	0,59	0,18	0,30
Crystal Nova	28 kV _P W/Rh	0,70	0,12	0,17

Os dados de DQE da tabela 5.6 podem ser comparados a valores da literatura. Monnin e Verdun (2009) apresentaram DQE a 5 mm⁻¹ de 0,06 usando 168,8 μGy, enquanto os dados de Marshall *et al.* (2011), para o EHR-M3 adquiridos com 92 μGy, deram uma DQE de pico e DQE a 5 mm⁻¹ de 0,34 e 0,07, respectivamente, comparada com 0,44 e 0,10 obtida neste trabalho para 70 μGy. Thunberg *et al.* (1999) dão DQE de pico e DQE a 5 mm⁻¹ de 0,55 e 0,40 medidas a 127 μGy para o sistema Opdima, enquanto Evans *et al.* (2002) obteve 0,44 e 0,42 a 55 μGy, comparadas com 0,52 e 0,37 medidas a 105 μGy neste estudo. DQE de pico e DQE a

5 mm⁻¹ de 0,64 e 0,31 foram reportadas por NHS (2019e) para o Planmed Clarity usando 29 kV_P W/Ag e 103 μGy, enquanto valores de 0,58 e 0,28 foram obtidos neste estudo para 28 kV_P W/Ag e 92 μGy. Ghetti *et al.* (2008) apresentaram uma DQE de pico e DQE a 5 mm⁻¹ de 0,55 e 0,07 para o sistema Essential usando 75 μGy. Para comparação, os valores obtidos no presente estudo foram 0,54 e 0,16 a 99 μGy. A DQE de pico e a DQE a 5 mm⁻¹ obtidas pelo NHS (2019d) para o sistema Pristina com 26 kV_P Mo/Mo e 134 μGy foram 0,68 e 0,24, comparadas com 0,57 e 0,16 medidas neste trabalho para o sistema Pristina usando 28 kV_P Mo/Mo e 92 μGy e 0,70 e 0,12 medidas para o Crystal Nova para 28 kV_P W/Rh e 88 μGy. Os sistemas avaliados neste estudo apresentaram desempenho similar em termos de DQE quando comparados a dados da literatura.

5.4.1.2 Influência da qualidade do feixe em DQE

As figuras 5.45 e 5.46 mostram DQE para diferentes qualidades de feixe dos sistemas EHR-M3 e Pristina, respectivamente. Para o sistema EHR-M3, são apresentadas curvas de DQE usando as combinações anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh para valores de DAK de 70 e 83 μGy, respectivamente. Para esses valores de DAK, as curvas de DQE têm valor máximo para as duas qualidades de feixe. Para o detector Pristina, a DQE é apresentada para as combinações anodo/filtro Mo/Mo e Rh/Ag e valores de DAK de 92 e 141 μGy, respectivamente.

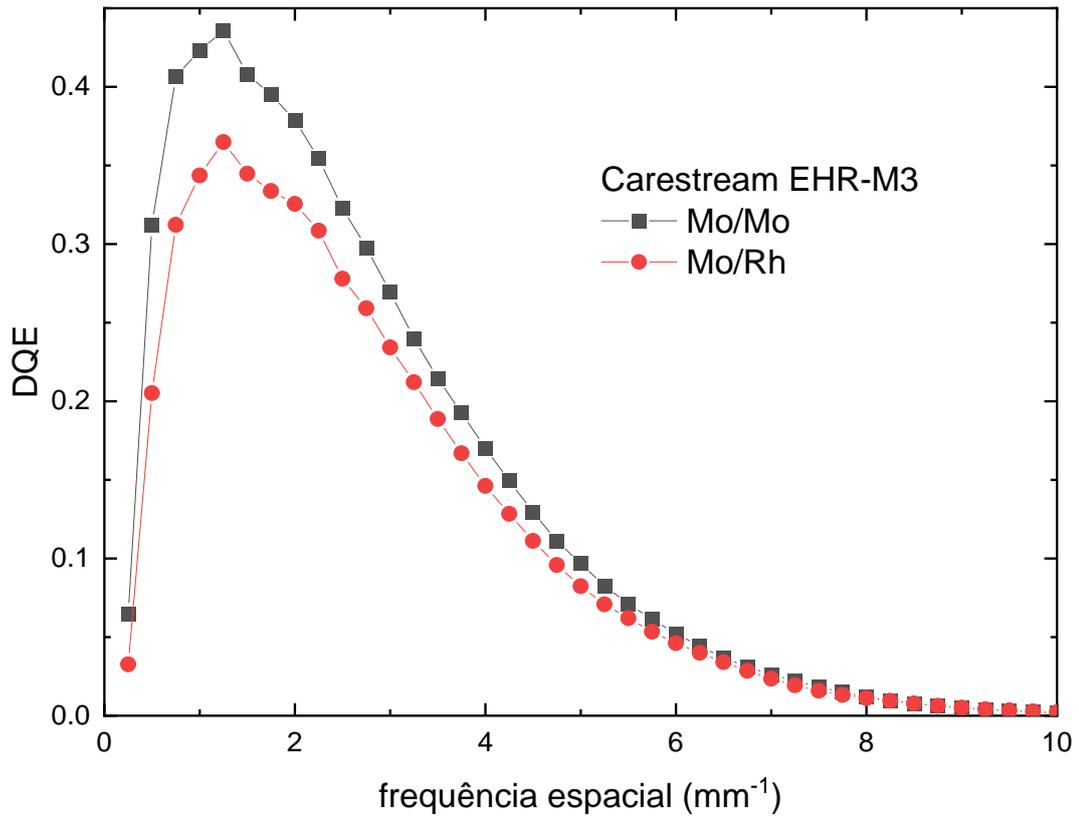


Figura 5.45 – Curvas de DQE para o detector EHR-M3 usando as combinações anodo/filtro Mo/Mo e Mo/Rh para valores de DAK de 70 e 83 μGy , respectivamente.

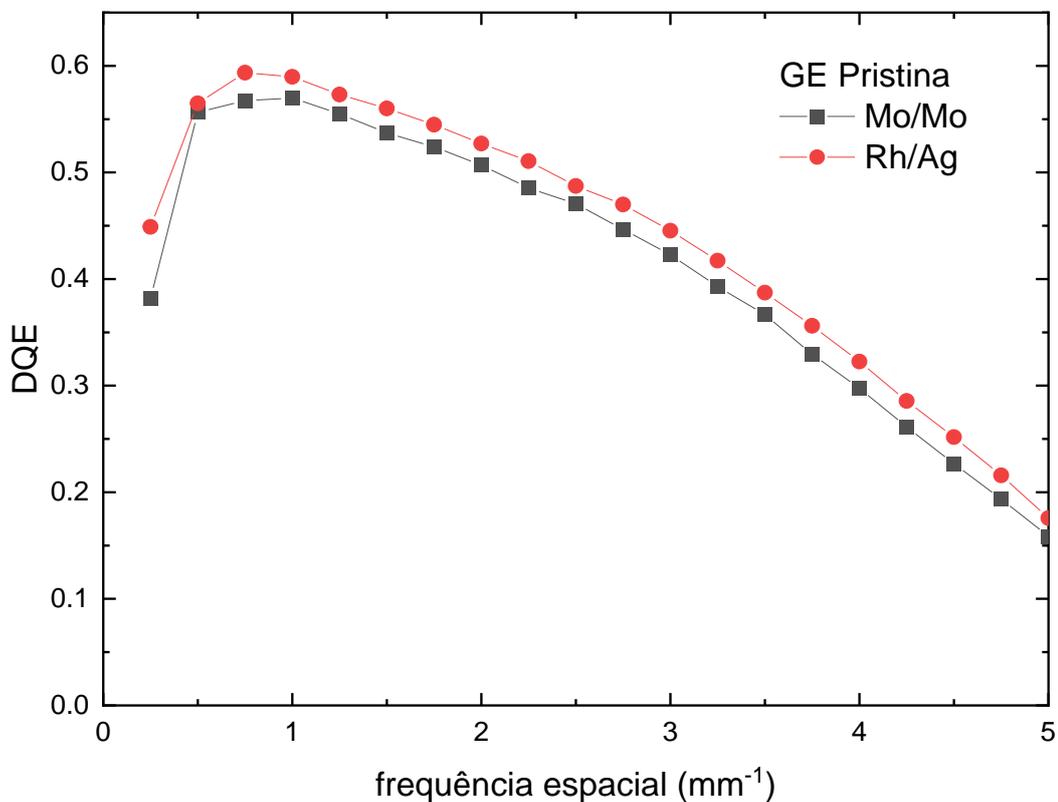


Figura 5.46 – Curvas de DQE para o detector Pristina usando as combinações anodo/filtro Mo/Mo e Rh/Ag para valores de DAK de 92 e 141 μGy , respectivamente.

Para o sistema Pristina, as diferenças observadas na DQE entre as combinações Mo/Mo e Rh/Ag foram inferiores a 10%. A DQE de pico é aproximadamente a mesma para ambas as combinações anodo/filtro (ver tabela 5.6). Entretanto, o detector EHR-M3 apresentou DQE mais baixa para a combinação Mo/Rh quando comparada a Mo/Mo. A redução em DQE reflete o aumento na SNR_{in}^2 para a combinação Mo/Rh e, portanto, uma redução na fração de fótons incidentes que contribui para a formação da imagem (Marshall, 2009).

5.4.1.3 Comparação de DQE dos sistemas

As curvas de DQE dos seis sistemas avaliados para aproximadamente 100 μGy (ver tabela 5.5) são apresentadas na figura 5.47. As curvas de DQE são apresentadas para frequências espaciais a partir de 0,25 mm^{-1} a fim de minimizar a influência de artefatos de baixa frequência, que podem levar a uma subestimação da DQE (Porzio e Konstantinidis, 2021).

A maior DQE de pico é a do sistema Crystal Nova. Seu pico é fortemente centralizado em baixa frequência espacial. O sistema que apresentou maior DQE a 5 mm^{-1} foi o Opdima, seguido pelo Clarity, o que significa que esses sistemas são capazes de manter uma DQE alta num intervalo maior de frequências espaciais ($> 3 \text{mm}^{-1}$). Os menores valores de DQE a 5 mm^{-1} foram dos detectores Crystal Nova, EHR-M3 e Pristina. Esse comportamento está relacionado à baixa MTF desses detectores, ao passo que a baixa DQE em alta frequência do Essential se relaciona às propriedades do NNPS. É possível notar uma redução na DQE em baixa frequência espacial, especialmente para os sistemas EHR-M3 e Opdima. Essa redução ocorre devido a presença de ruído estrutural (ver subseção 5.2.2).

Entretanto, cabe ressaltar que os valores de DQE desses sistemas foram obtidos usando diferentes combinações anodo/filtro, o que pode influenciar os resultados (Marshall, 2009). Embora sistemas CR sejam uma forma econômica de se obter imagens digitais, eles exibem propriedades de resolução inferiores e baixa eficiência em dose quando comparados aos sistemas DR usados em mamografia. DQE é uma medida de desempenho de imagem de um sistema, mas não é a única que afeta a qualidade de imagem final. Outros fatores devem ser

considerados, como o processamento. Os resultados de DQE indicam fortemente que a eficiência em dose dos detectores evoluiu com o tempo (Mackenzie *et al.*, 2020).

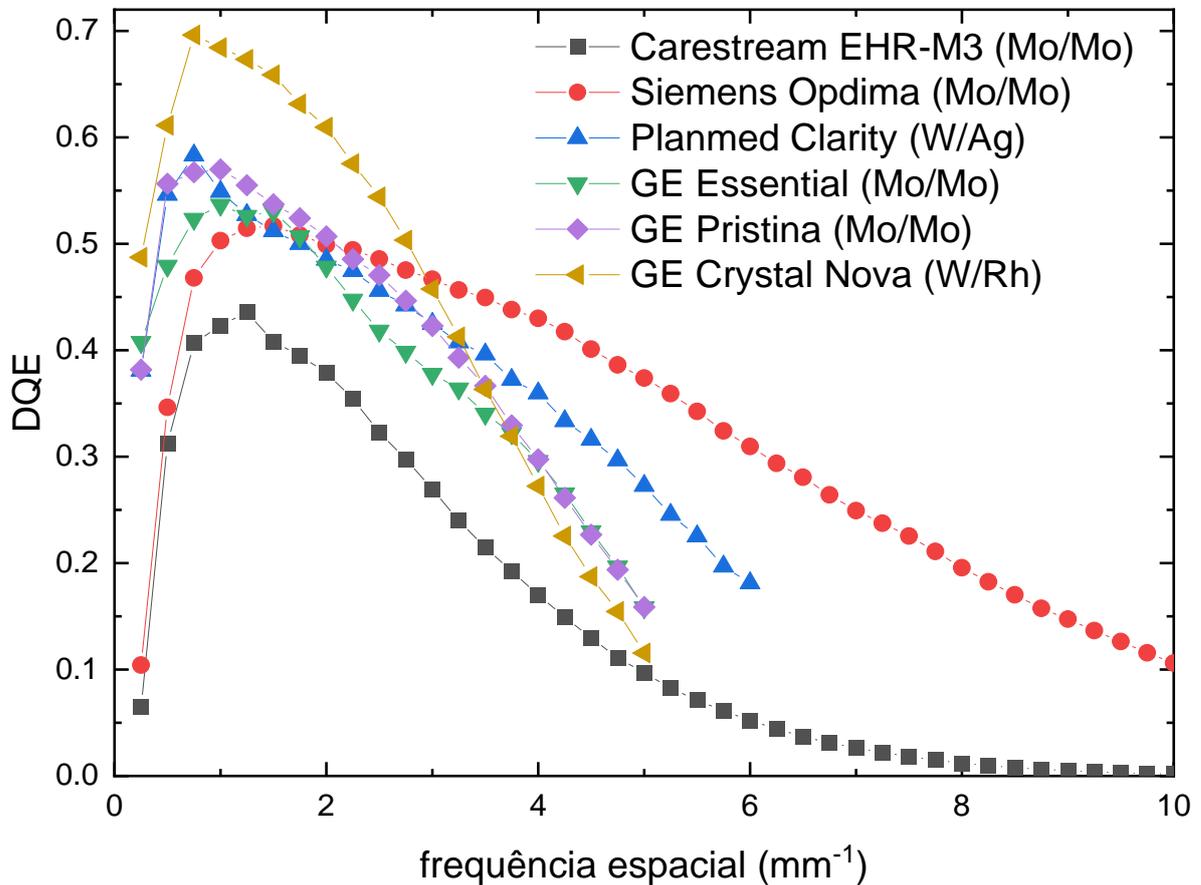


Figura 5.47 – Curvas de DQE para os sistemas avaliados.

5.4.1.4 Evolução dos detectores GE

A figura 5.48 apresenta uma comparação entre a DQE para os três sistemas mamográficos da GE a aproximadamente $100 \mu\text{Gy}$ (ver tabela 5.5). Nota-se que para baixas frequências espaciais o Crystal Nova tem maior DQE, devido ao seu ruído mais baixo (ver figura 5.36). Sua DQE se torna pior que a do Essential e do Prístina para frequências espaciais mais altas, onde sua MTF mais baixa tem um papel importante (ver figura 5.24).

Do ponto de vista clínico, a resposta pobre da MTF do GE Crystal Nova poderia limitar o desempenho na detecção de pequenos detalhes, mas esse parâmetro não é um indicador

confiável ao se adquirir imagens de pacientes reais, devido à possibilidade de usar pós processamento para aumentar a resolução, especificamente para detectar microcalcificações.

Além disso, a MTF não leva em conta as propriedades de ruído do detector. O menor ruído no GE Crystal Nova resulta em uma maior DQE, cujo benefício na prática clínica é melhorar a capacidade de detecção de objetos de baixo contraste, ainda que sejam pequenos, e uma maior eficiência em dose.

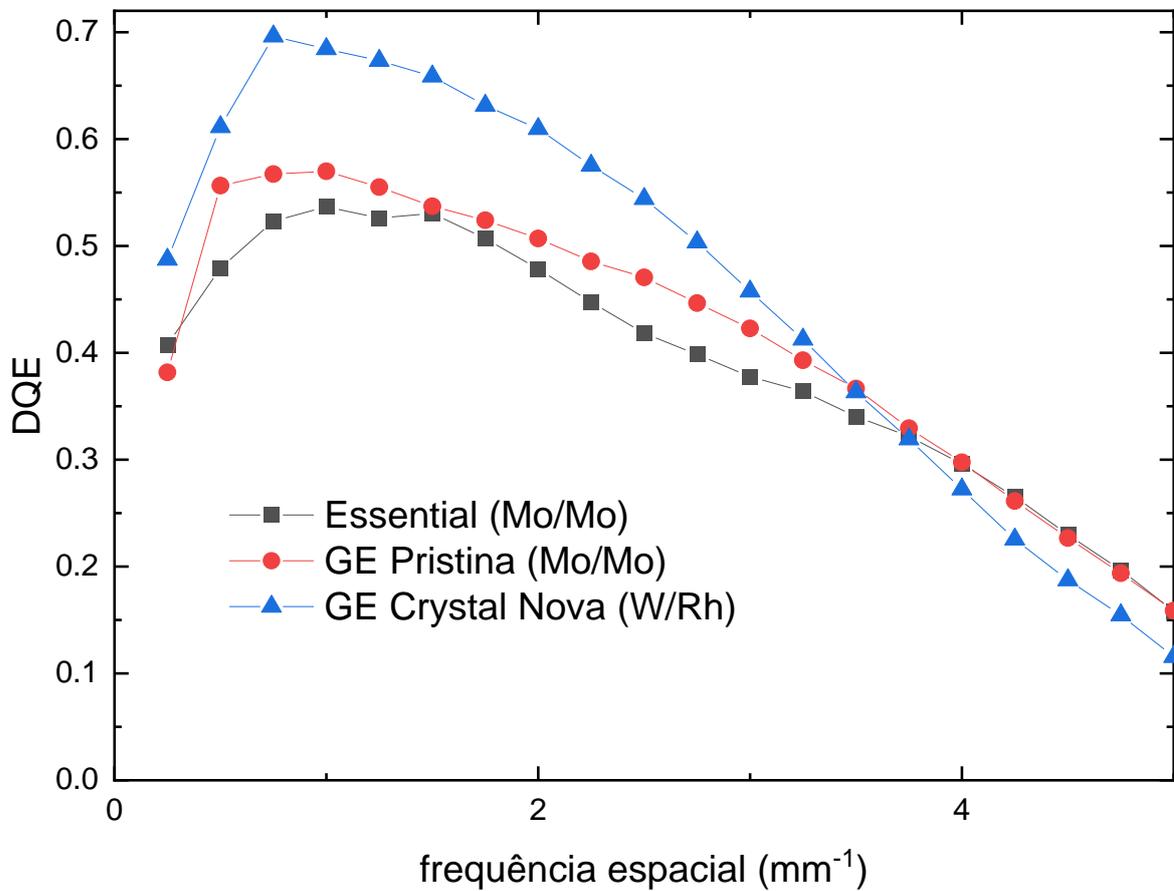


Figura 5.48 – Curvas de DQE para os sistemas GE.

6 Conclusão e perspectivas

6.1 Conclusão

A caracterização física em termos de MTF, NNPS e DQE tem sido amplamente utilizada para aferir o desempenho de equipamentos de mamografia digital. Entretanto, esses dados geralmente não são disponibilizados pelos fabricantes. Com a evolução tecnológica, novos equipamentos têm sido inseridos no mercado. Além disso, devido à alta demanda por exames de mamografia, alguns sistemas cuja comercialização foi descontinuada ainda estão em uso clínico, especialmente no SUS. Para esses sistemas os dados da literatura são escassos e muito antigos.

Neste trabalho foram caracterizados seis sistemas de mamografia digital, entre eles novos sistemas de mamografia digital e sistemas que passaram por atualizações. Para obter dados comparáveis, o método de análise foi cuidadosamente investigado a fim de estabelecer uma metodologia prática para a caracterização de sistemas, usando como referência protocolos de controle de qualidade (IEC, 2007; van Engen *et al.*, 2013).

A influência das diferentes fontes de ruído no comportamento de NNPS e DQE com DAK foi estudada num intervalo de DAK estendido. A influência da qualidade do feixe foi avaliada. Foi aferido o desempenho dos tubos de raios X e seus geradores, por meio de medidas de rendimento do tubo, primeira e segunda camada semirredutora coeficiente de homogeneidade, bem como foi determinado o DAK. Foram realizadas medidas do receptor no domínio do espaço, ou seja, função resposta e análise de ruído. Foram realizadas medidas de qualidade de imagem (MTF e NNPS) e desempenho dos sistemas (DQE) no domínio da frequência espacial. Essa abordagem se baseia na teoria de sistemas lineares. Os dados deste estudo apresentaram uma concordância razoavelmente boa com os dados da literatura, dadas as diferentes condições de medida e métodos de análise empregados, bem como desenvolvimentos nos próprios detectores.

O detector EHR-M3 apresentou uma relação logarítmica entre valores de pixel na imagem e DAK. Esse comportamento é esperado para os receptores de imagem CR da marca

Carestream (Monnin e Verdun, 2009; Marshall *et al.*, 2011). Os demais detectores são DR indiretos e apresentaram resposta linear entre valor de pixel e DAK, como esperado (Ghetti *et al.*, 2008; Marshall *et al.*, 2011; NHS, 2019d). A maioria dos detectores é quanticamente limitada no intervalo de DAK avaliado, com exceção do Opdima e do EHR-M3, cujo ruído estrutural foi dominante para valores de DAK superiores a 290 μGy .

Foi observada a influência de diversos fatores na estimativa de MTF. A MTF apresentou fraca dependência direcional, com uma anisotropia inferior a 10%. A MTF dos sistemas avaliados variou amplamente. Os sistemas que apresentaram maior MTF a 5 mm^{-1} foram o Clarity e o Opdima (0,38), seguidos pelo Essential (0,34). O sistema Crystal Nova apresentou o menor valor de MTF a 5 mm^{-1} (0,12). Os detectores EHR-M3 e Pristina não apresentaram dependência energética da MTF. Estes resultados estão de acordo com o esperado (Marshall *et al.*, 2016).

Foi observada uma diminuição na intensidade e aumento na inclinação do NNPS com ao aumento de DAK. Para o detector EHR-M3 o NNPS não apresentou dependência energética, exceto em baixas frequências espaciais, enquanto o sistema Pristina apresentou menor NNPS para o feixe de Rh/Ag. Esses efeitos estão relacionados ao fato de que fótons mais energéticos depositam energia mais profundamente no detector e são capazes de gerar um maior número de *quanta* secundários (Marshall *et al.*, 2017). O NNPS diferiu largamente entre os sistemas avaliados. O sistema Crystal nova apresentou menores valores de NNPS, com NNPS (2,0 mm^{-1}) = $8,9 \times 10^{-7} \text{ mm}^2$ para 88 μGy , enquanto o sistema Essential apresentou os maiores valores de ruído, com NNPS (2,0 mm^{-1}) = $2,2 \times 10^{-6} \text{ mm}^2$ para 99 μGy .

Os resultados obtidos neste trabalho mostram a influência das propriedades do receptor e do espectro no desempenho de sistemas de imagem. O sistema Crystal Nova apresentou a maior DQE de pico, seguido pelo Clarity e Pristina. Os sistemas Opdima e Clarity mantiveram uma maior DQE para frequências espaciais mais elevadas ($> 3 \text{ mm}^{-1}$). A baixa DQE para frequências espaciais altas dos sistemas Cristal Nova, EHR-M3 e Pristina está relacionada a uma MTF mais baixa, enquanto para o Essential está relacionada ao comportamento do ruído.

Foram comparados os três sistemas mamográficos da GE. O sistema Essential é o mais antigo, enquanto o Pristina e o Crystal Nova são sistemas mais recentes. Embora o Crystal Nova

tenha menor MTF, esse efeito é compensado pela diminuição de ruído, de modo que o sistema apresenta maior DQE de pico. Do ponto de vista clínico, esse sistema tem maior eficiência em dose e potencial de melhorar a detecção de objetos pequenos, mesmo com baixo contraste.

Nos sistemas avaliados, a presença de outras fontes de ruído além do ruído quântico fez com que a DQE aumentasse, atingisse um máximo e depois decrescesse com o aumento de DAK. O intervalo de DAK para o qual a DQE foi máxima variou de acordo com a composição de ruído de cada sistema. De modo geral, a DQE diminuiu para valores baixos de DAK, devido ao ruído eletrônico, ao passo que para valores altos de DAK o ruído estrutural reduziu a DQE. Tendências semelhantes foram reportadas na literatura (Fetterly *et al.*, 2003; Marshall *et al.*, 2016; Marshall *et al.*, 2017).

Para o sistema Pristina, as diferenças observadas em DQE para os feixes do Mo/Mo e Rh/Ag foram inferiores a 10%. Entretanto, o detector EHR-M3 apresentou DQE mais baixa para a combinação Mo/Rh, devido a uma redução na fração de fótons de raios X que contribui para a formação da imagem. Esse comportamento está de acordo com resultados da literatura (Marshall *et al.*, 2017; Frederico e Banguero, 2023).

A concordância entre os resultados deste estudo e os dados disponíveis na literatura mostra que os sistemas avaliados estão operando em condições típicas. Além disso, há fortes evidências de que o desempenho dos detectores melhorou com o tempo.

6.2 Perspectivas

As perspectivas do trabalho envolvem a caracterização de sistemas de radiografia digital usados em radiologia geral, bem como de sistemas de mamografia digital DR diretos, sistemas de tomossíntese mamária e detectores usados em pesquisa.

Há uma tendência na adoção de novos espectros para aquisição de imagens mamográficas, especialmente os de mais alta energia, tendo em vista o potencial para redução de dose no paciente.

Desse modo, as perspectivas do trabalho envolvem a avaliação das características físicas de sistemas de imagem digital que dispõem de diferentes combinações anodo/filtro e tecnologias do receptor de imagens.

Apêndice A – Produção Bibliográfica

Este capítulo apresenta os trabalhos desenvolvidos durante o doutorado. É apresentado o artigo publicado em periódico e os resumos publicados em anais de congressos.

A.1 Artigo publicado em periódico

Perez, A. M. M. M; Poletti, M. E. Characterization of digital systems used in medical X-ray imaging. *Rad Phys Chem.* 2022;200:110307.

A.2 Resumos publicados em anais de congressos

Perez, A. M. M. M; Lopes, L. A. S.; Caron, R. F.; Oliveira, B. B.; Caldas, L. V. E; Poletti, M. E. (2023). *Characterization of mammography digital detectors.* In: 20th International Conference on Solid State Dosimetry (SSD 20), Viareggio.

Perez, A. M. M. M; Lopes, L. A. S.; Caron, R. F.; Oliveira, B. B.; Poletti, M. E. (2023). *Performance evaluation of six clinical digital mammography systems.* In: 11th International Topical Meeting on Industrial Radiation and Radioisotope Measurement Applications (IRRMA 11), Bolonha.

Gobo, M. S. S.; **Perez, A. M. M. M;** Hönnicke, M. G.; Poletti, M. E. (2023). *Detection limits of an experimental prototype for acquisition of multiple X-ray images.* In: 11th International Topical Meeting on Industrial Radiation and Radioisotope Measurement Applications (IRRMA 11), Bolonha.

Perez, A. M. M. M; Lopes, L. A. S.; Poletti, M. E. (2023). *Caracterização de sistemas de mamografia digital CR e DR indireto usando combinação anodo/filtro de W/Ag.* In: 27^o Congresso Brasileiro de Física Médica (XXVII CBFM), São Pedro.

Perez, A. M. M. M; Poletti, M. E. (2021). *Characterization of digital systems used in X-ray imaging.* In: The 15th International Symposium on Radiation Physics (ISRP-15), Kuala Lumpur.

Apêndice B – Validação do plugin COQ

B.1 Cálculo de MTF usando OriginPro 2021

A fim de validar o plugin COQ, foram feitos cálculos de MTF passo a passo para comparação, usando o software OriginPro 2021 (Seifert, 2014).

Numa imagem da borda, foram selecionadas linhas consecutivas contendo a região de transição da borda. Para cada linha foi gerada uma função espalhamento de borda (ESF). O comprimento extraído da ESF usado foi de 4 cm. O comprimento da ESF afeta MTF. Uma ESF muito pequenas corresponde a superestimação da MTF em baixa frequência e subestimação para frequências altas. A presença de tendências de baixa frequência (*background*) reduz a MTF para frequências espaciais inferiores a $0,5 \text{ mm}^{-1}$ (Carton *et al.*, 2005).

Uma ESF foi escolhida como referência e as restantes foram deslocadas lateralmente de modo a obter superposição com a ESF de referência, ilustrada na figura B1.1. Para isso foi usada a fórmula $N = \text{tg}^{-1}(\alpha)$ para calcular o número de N linhas necessárias para deslocar a borda em 1 pixel (IEC, 2007). Assume-se que a distância de amostragem na ESF superamostrada é constante e é dada por $\Delta x/N$.

A ESF superamostrada foi diferenciada para gerar a LSF superamostrada, mostrada na figura B1.2. A MTF foi calculada como a magnitude da transformada de Fourier da LSF, normalizada por MTF(0). A figura B.1.3 mostra a comparação entre as curvas de MTF obtidas com o OriginPro 2021 e o COQ. No Origin Pro 2021 foi utilizada apenas uma curva de ESF superamostrada para obter a MTF, ao passo que o COQ computa várias ESF superamostradas para obter uma MTF média. Por essa razão a MTF do COQ é menos ruidosa. De modo geral, observou-se uma boa concordância entre os dados.

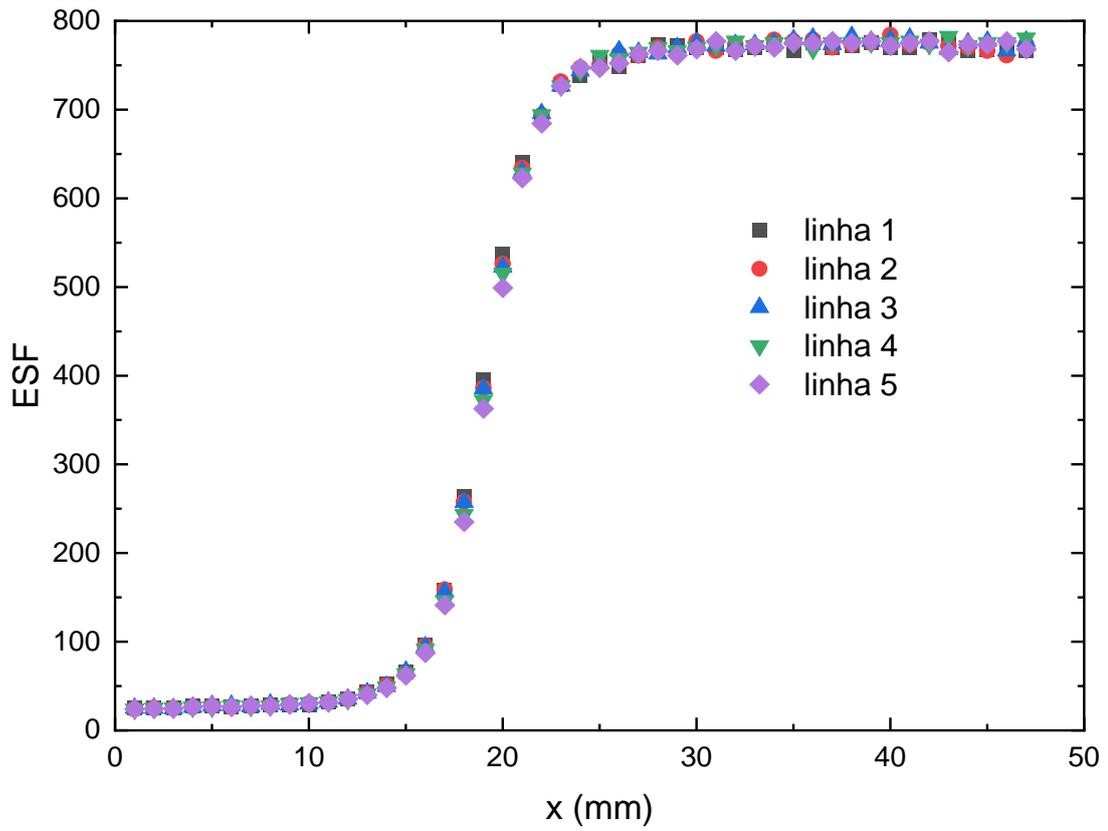


Figura B1.1 – Representação da ESF superamostrada.

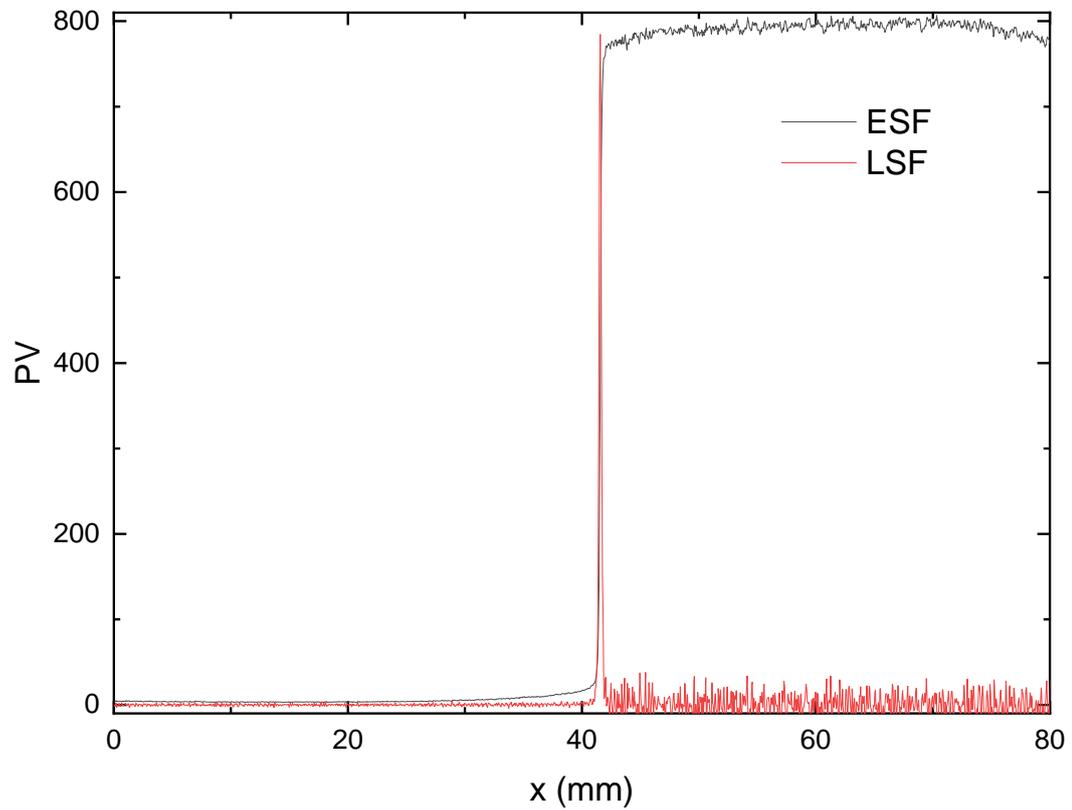


Figura B1.2 – ESF e LSF superamostradas.

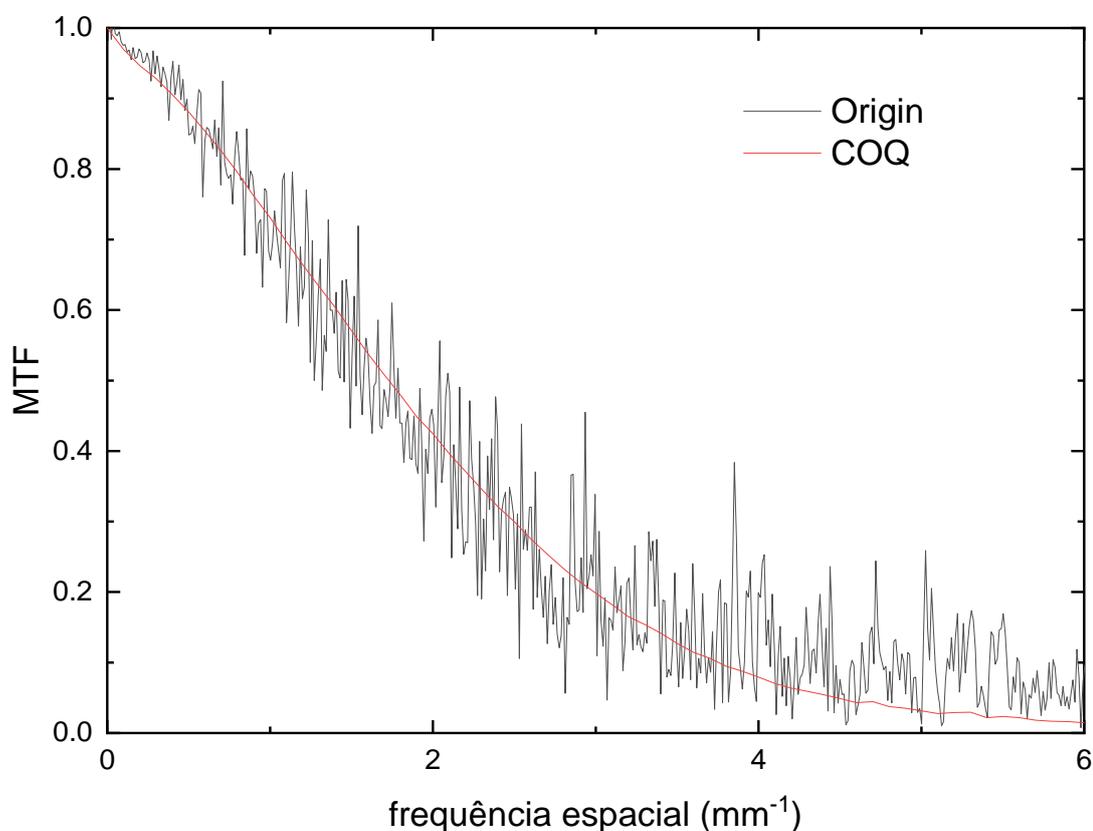


Figura B1.3 – Comparação entre MTF calculada analiticamente com Origin e MTF obtida com o COQ.

B.2 Comparação entre estimativas de MTF e NNPS usando diferentes softwares

Diversos softwares foram desenvolvidos para padronizar a determinação de MTF e NNPS (Donini *et al.*, 2014; Samei *et al.*, 2018; Porzio e Konstantinidis, 2021). A fim de comparar as estimativas de MTF e NNPS oferecidas pelos diferentes softwares, imagens amostra fornecidas pelo DQEss (Samei *et al.*, 2018) foram analisadas usando o COQ (Donini *et al.*, 2014) e o Mammo_QC (Porzio e Konstantinidis, 2021). As figuras B2.1 e B2.2 apresentam valores de MTF e NNPS, respectivamente, obtidos usando os três softwares.

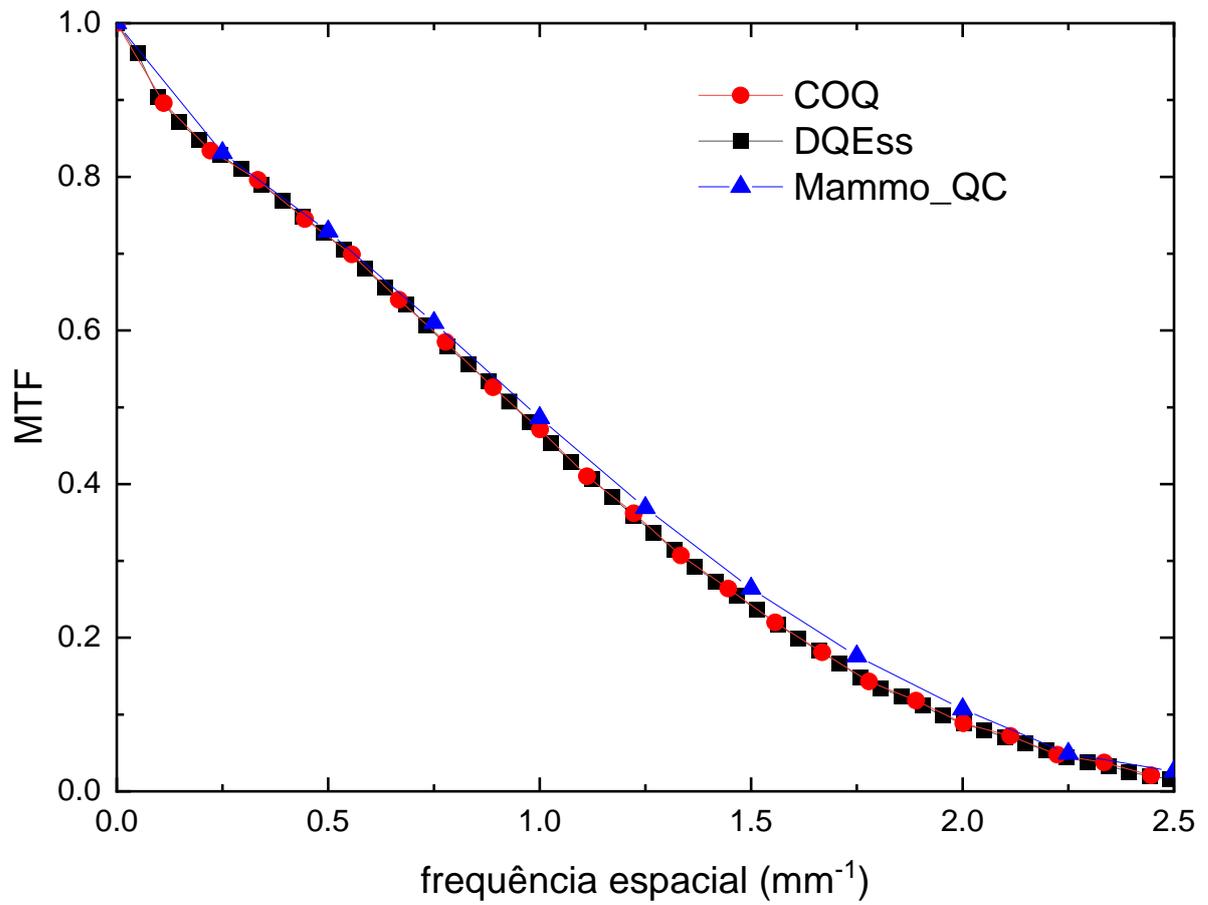


Figura B2.1 – Estimativa de MTF usando COQ, DQEss e Mammo_QC.

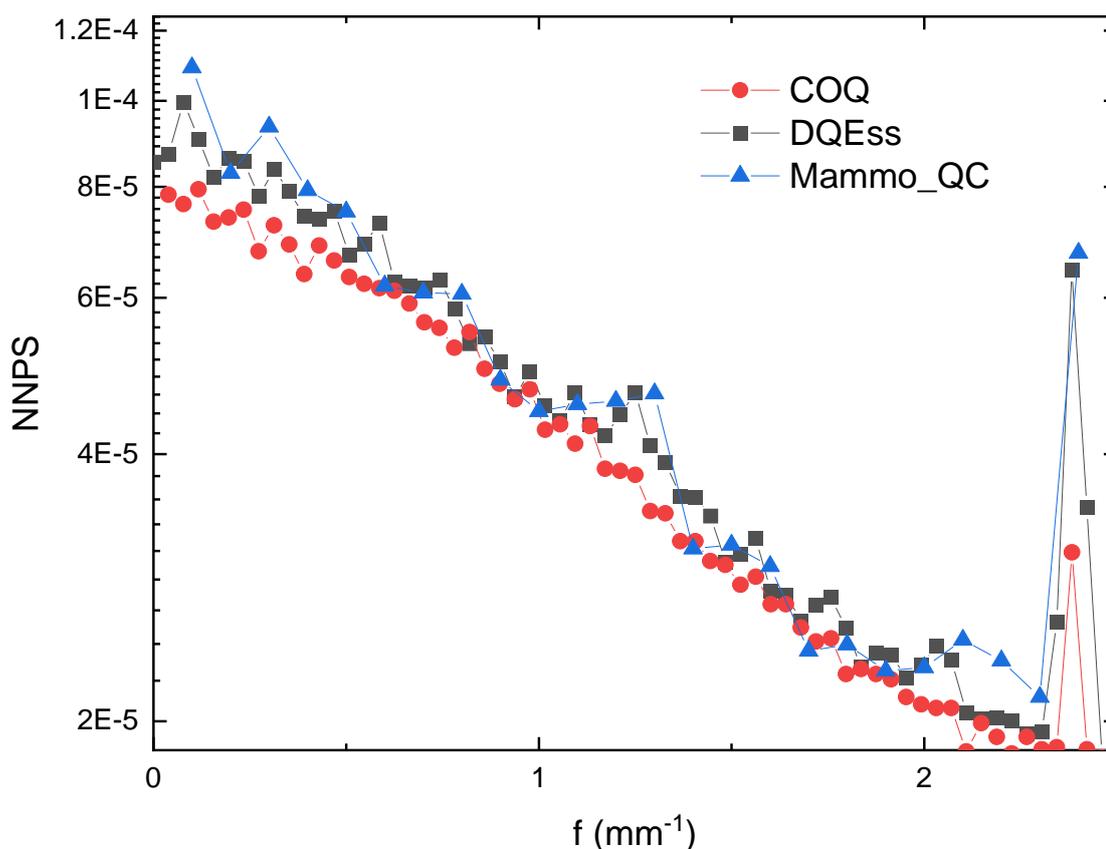


Figura B2.2 – Estimativa de NNPS usando COQ, DQEss e Mammo_QC.

As figuras mostram boa concordância entre MTF e NNPS calculados com os diferentes softwares. Entretanto, o código do DQEss foi desenvolvido usando um sistema operacional Macintosh OSX e não é compatível com o Windows. O Mammo_QC não oferece flexibilidade nos parâmetros de entrada da análise, o que impossibilitou a análise das imagens do EHR-M3 e do Opdima, devido às particularidades desses detectores (tamanho reduzido do Opdima, por exemplo). O COQ foi desenvolvido de modo a viabilizar a análise em diferentes sistemas de imagem (radiografia geral, mamografia etc.) e diferentes detectores digitais (CR e DR), por isso oferece flexibilidade na análise. Além disso, é compatível com o Windows. Portanto, o COQ foi o software escolhido para as análises das imagens da borda e uniformes usadas nas estimativas de MTF e NNPS.

Apêndice C – Caracterização de detector de radiografia geral CR (GP-2)

C.1 Detector digital CR estudado

Sistemas mamográficos em uso clínico têm agendas cheias. A fim de agilizar o estabelecimento da metodologia desses sistemas, foram feitos estudos preliminares com um detector de radiografia geral CR usado em pesquisa, o Carestream CR Cassete flexible phosphor screen GP-2, com leitora Carestream Vita Flex CR System e tamanho de pixel de $86,3 \mu\text{m}$. Esse detector foi usado com dois tubos de raios X, ambos instalados no Departamento de Física – FFCLRP/USP:

- (a) GE Healthcare Isovolt 160 Titan E;
- (b) Sawae Altus.

O Isovolt é um tubo industrial, enquanto o Altus é um tubo usado em radiografia geral. Ambos os tubos têm anodo de W. No tubo Isovolt foram utilizadas três diferentes qualidades de feixe: 50 kV_P com filtração adicional de 2,2 mm Al e 0,6 mm Cu, 80 kV_P com filtração adicional de 2,2 mm Al e 0,6 mm Cu e 80 kV_P com filtração adicional de 2,5 mm Al. No tubo Altus foi usada a qualidade de feixe 70 kV_P com filtração adicional de 21 mm Al.

C.2 Equipamento de teste

As medidas de kerma no ar foram feitas com um eletrômetro PTW Unidos E e uma câmara de ionização TN34069 SFD mammo no centro da área exposta (IEC, 2015). Em todas as exposições o detector ou o receptor de imagens foram colocados sobre o bucky.

C.3 Metodologia

Para determinação da função resposta, de MTF, NNPS e DQE foi empregada a metodologia descrita no protocolo padrão (IEC, 2015).

C.4 Resultados

A tabela C4.1 apresenta valores rendimento a 1 m dos tubos e camada semirredutora para as diferentes qualidades de feixe utilizadas.

Tabela C4.1 - Rendimento dos tubos e camada semirredutora

Tubo de raios X	Qualidade de feixe	Rendimento ($\mu\text{Gy/mAs}$)	CSR₁ (mm Al)
Isovolt	50 kV _P 2,2 mm Al + 0,6 mm Cu	0,5	4,80
	80 kV _P 2,2 mm Al + 0,6 mm Cu	6,5	7,80
	80 kV _P 2,5 mm Al	41,0	3,73
Altus	70 kV _P 21 mm Al	1,2	6,47

C.4.1 Função resposta

Nas figuras C4.1 e C4.2 são apresentadas as curvas de resposta do detector GP-2 para os tubos Isovolt e Altus, respectivamente. A tabela C4.2 apresenta os coeficientes dos ajustes logarítmicos obtidos.

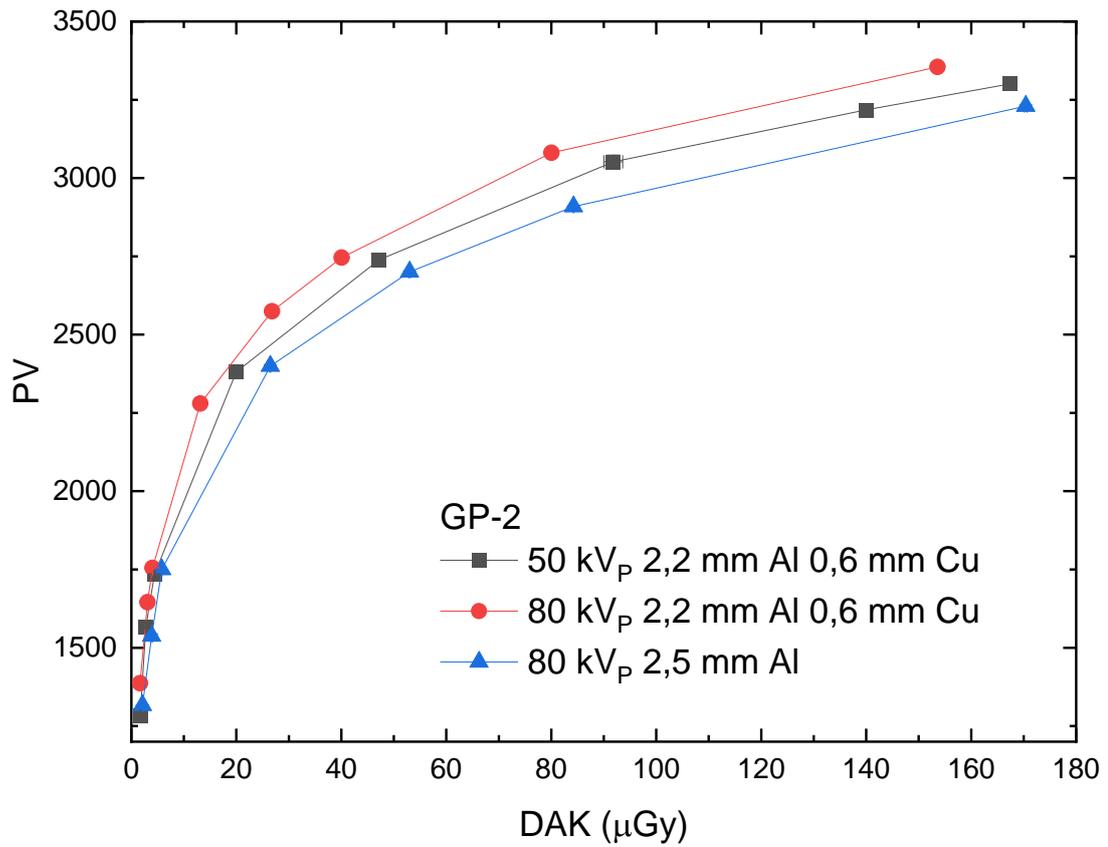


Figura C4.1 – Curvas de resposta do detector GP-2 para três qualidades de feixe.

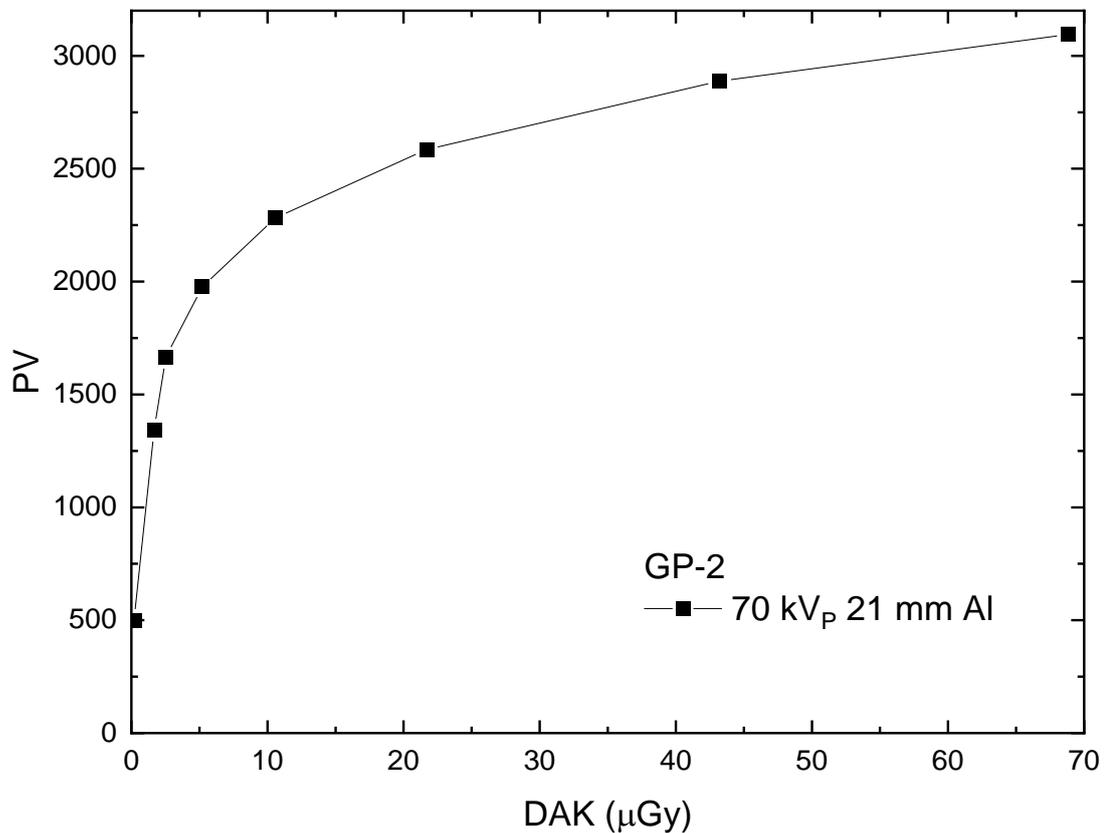


Figura C4.2 – Curva de resposta do detector GP-2 para 70 kV_p 21 mm Al.

Tabela C4.2 – Tipo de resposta e coeficientes do ajuste

Sistema	Qualidade de feixe	A	B
Isovolt	50 kV _P 2,2 mm Al + 0,6 mm Cu	993±11	1091±16
	80 kV _P 2,2 mm Al + 0,6 mm Cu	1002±7	1156±10
	80 kV _P 2,5 mm Al	1009±9	968±13
Altus	70 kV _P 21 mm Al	1015±19	1231±28

C.4.2 Avaliação de ruído

Na figura C4.3 são mostradas as curvas de fração do ruído total em função de DAK do detector GP-2 para 70 kV_P 21 mm Al. Foram obtidos os valores 0,0003; 0,00277 e 0,0000963 para os coeficientes k_e , k_q e k_s , respectivamente. O coeficiente b obtido foi 0,74.

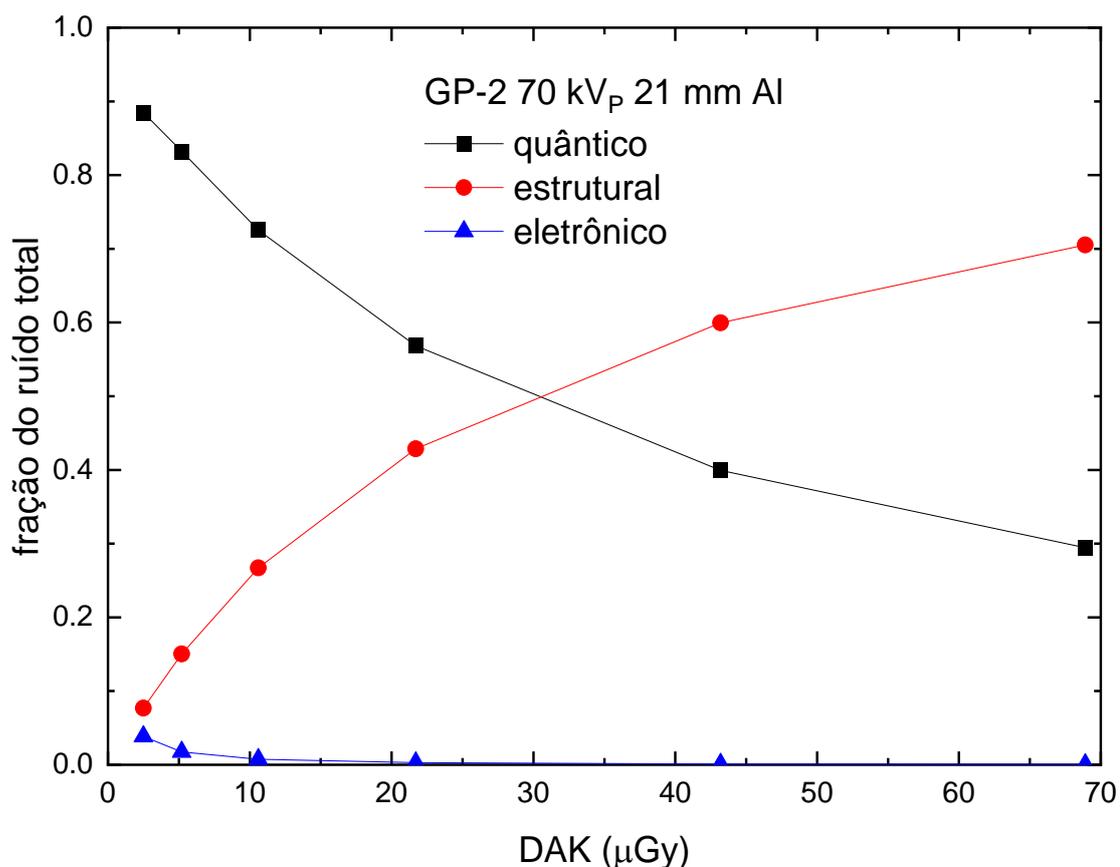


Figura C4.3 – Ruído eletrônico, quântico e estrutural, expressos como uma fração da variância total do detector GP-2 para 70 kV_P 21 mm Al.

A figura C4.3 mostra que o detector GP-2 é quanticamente limitado até 30 μGy. Para valores de DAK mais altos, o ruído estrutural é a fonte de ruído dominante. Isso se reflete no

alto valor do coeficiente b , o que evidencia uma maior contribuição do ruído estrutural. Para detectores CR o ruído estrutural está relacionado ao tamanho dos grãos de fósforo.

C.4.3 Função transferência de modulação pré-amostrada (MTF)

A figura C4.4 mostra curvas de MTF médias das direções vertical e horizontal para o detector GP-2 usando 70 kV_p 21 mm Al e dados do fabricante (Carestream Health Inc., 2016). As frequências espaciais em que MTF é 50% e 10% são, respectivamente, 1,1 mm⁻¹ e 3,5 mm⁻¹ obtidas neste estudo, comparadas a 1,3 mm⁻¹ e 3,8 mm⁻¹ fornecidas pelo fabricante. Observe-se que os dados obtidos neste trabalho são consistentes com os dados do fabricante.

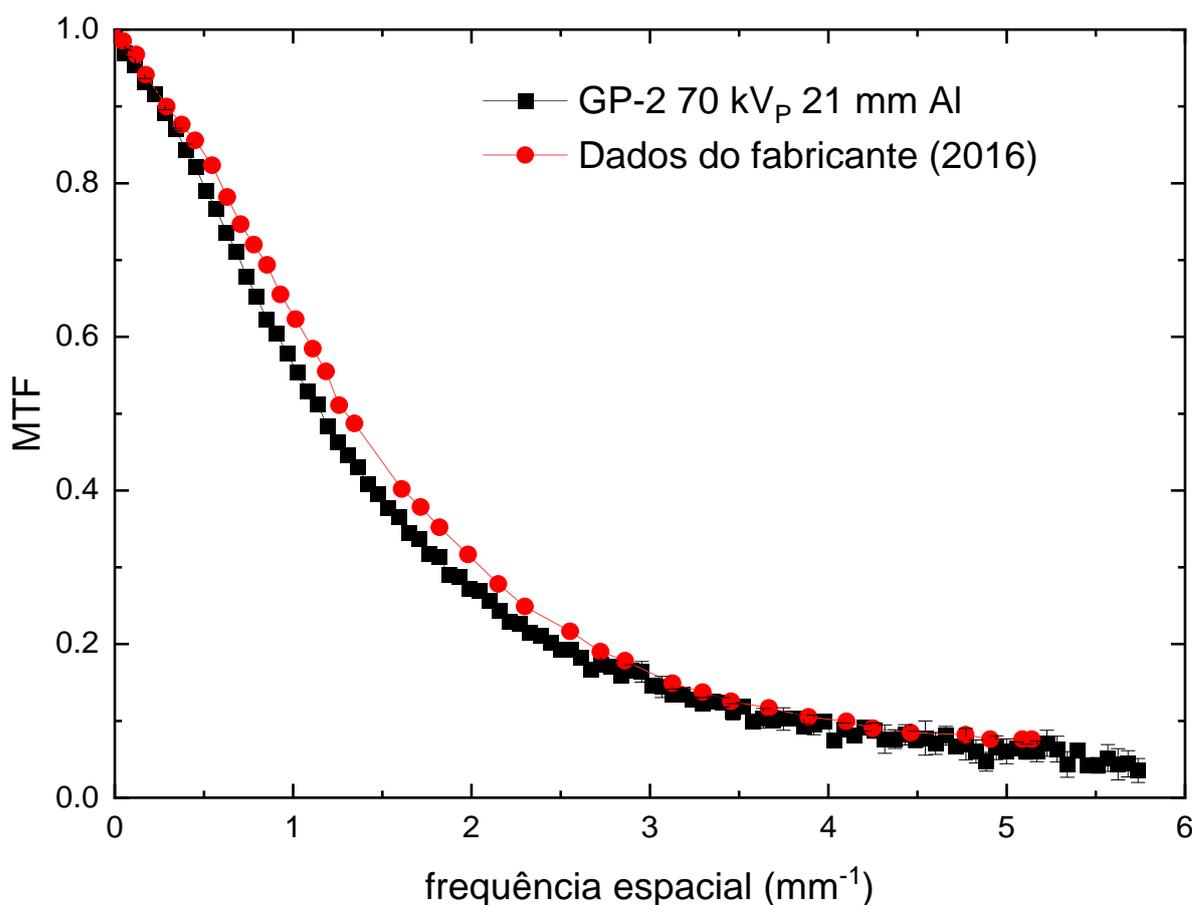


Figura C4.4 – Comparação entre as curvas experimentais de MTF obtidas neste trabalho para o detector GP-2 e os dados do fabricante (2016).

C.4.4 Espectro de potência de ruído normalizado (NNPS)

Na figura C4.5 são comparadas curvas de NNPS do detector GP-2 para diferentes DAK nas três qualidades de feixe usadas com o tubo Isovolt. A figura C4.6 mostra NNPS para diferentes valores de DAK usando 70 kV_P 21 mm Al. São apresentados dados de Rivetti *et al.* (2010) para comparação.

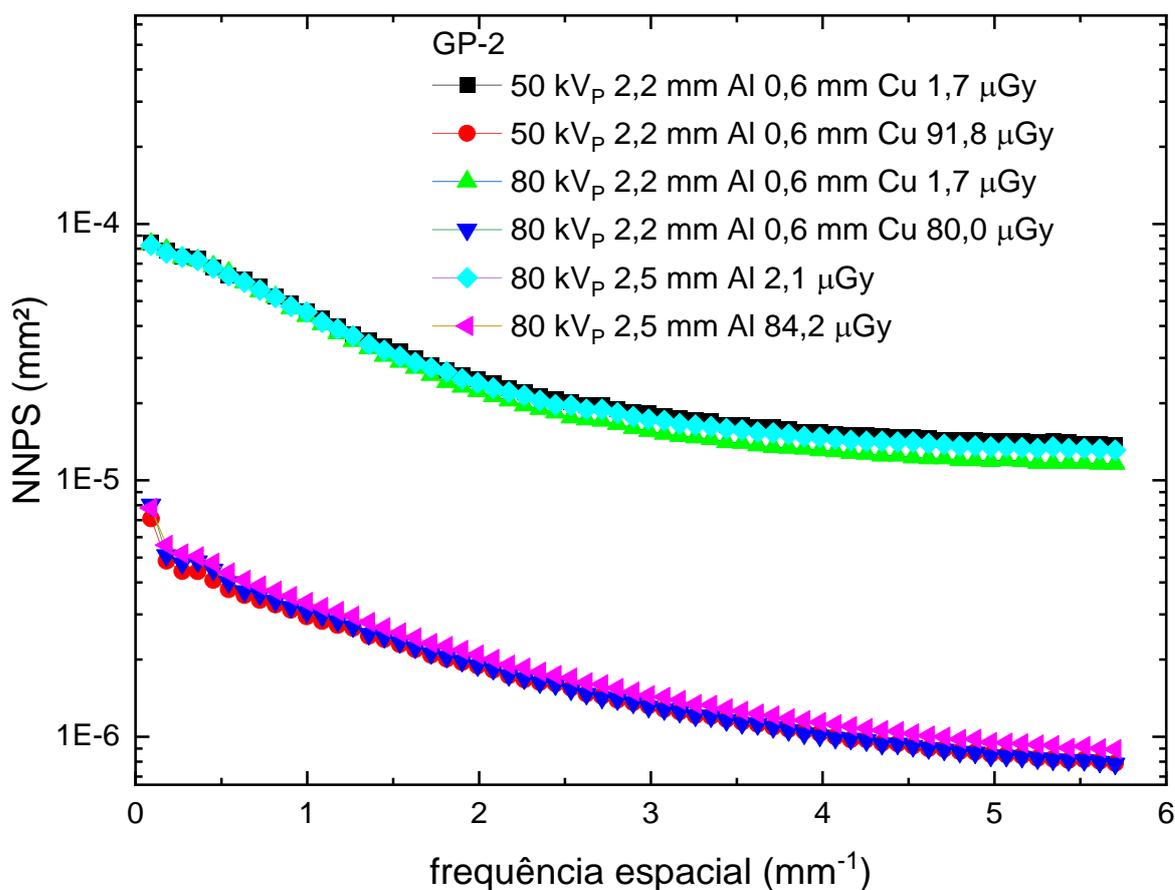


Figura C4.5 – Curvas de NNPS para o detector GP-2 e diferentes doses para as qualidades de feixe: 50 kV_P com filtração adicional de 2,2 mm Al 0,6 mm Cu; 80 kV_P com filtração adicional de 2,2 mm Al 0,6 mm Cu; e 80 kV_P com filtração adicional de 2,5 mm Al.

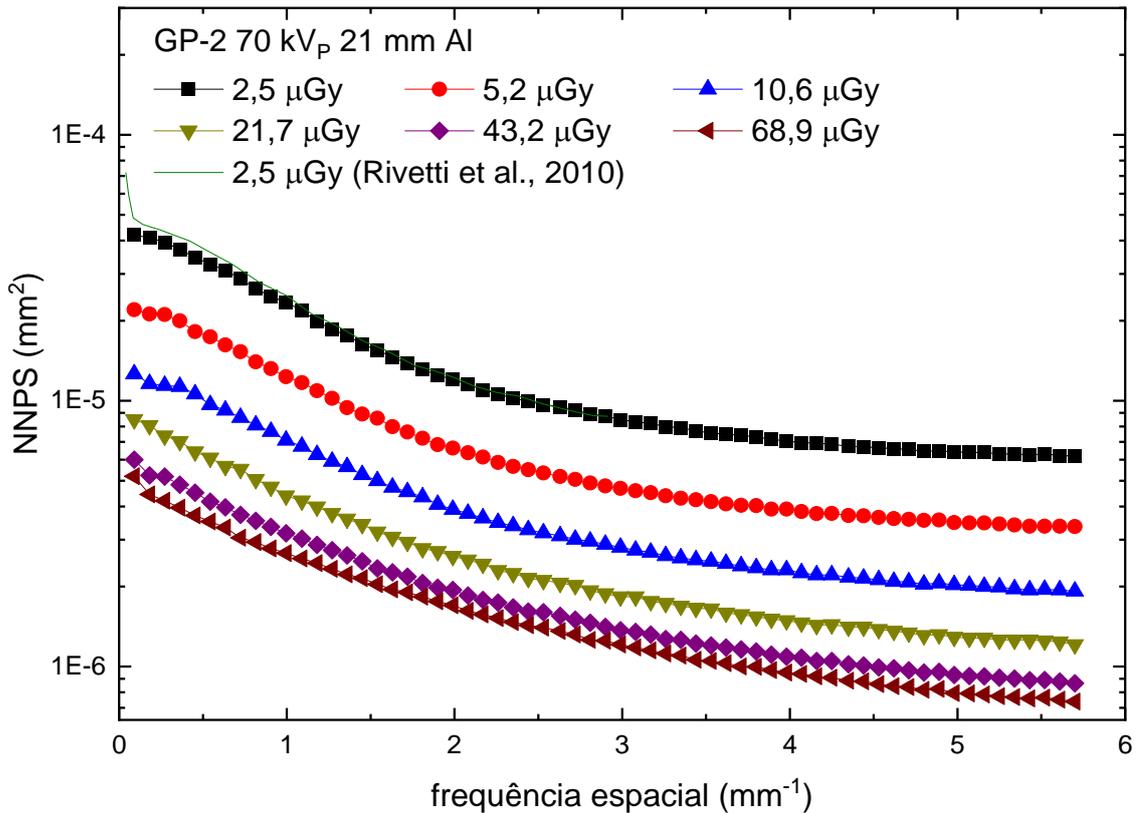


Figura C4.6 – Curvas de NNPS para diferentes valores de DAK para o detector GP-2 usando 70 kV_P 21 mm Al.

As figuras C4.5 e C4.6 mostram que o NNPS decresce com o aumento de DAK, uma vez que o NNPS é inversamente proporcional ao DAK (ver subseção 3.5.2). As curvas de NNPS para os valores mais elevados de DAK apresentados na figura C4.5 e a curva de NNPS de Rivetti *et al.* (2010) na figura C4.6 apresentam um pico em baixa frequência. Esse pico está relacionado a presença de ruído estrutural, cuja contribuição aumenta para maiores valores de DAK (Marshall *et al.*, 2016).

C.4.5 Eficiência quântica de detecção (DQE)

Na figura C4.7 são comparadas curvas de DQE do detector GP-2 a aproximadamente 2,5 μGy para duas das diferentes energias de feixe usadas com o tubo Isovolt. A figura C4.8 mostra DQE para diferentes valores de DAK usando 70 kV_P 21 mm Al. São apresentados dados de Rivetti *et al.* (2010) para comparação.

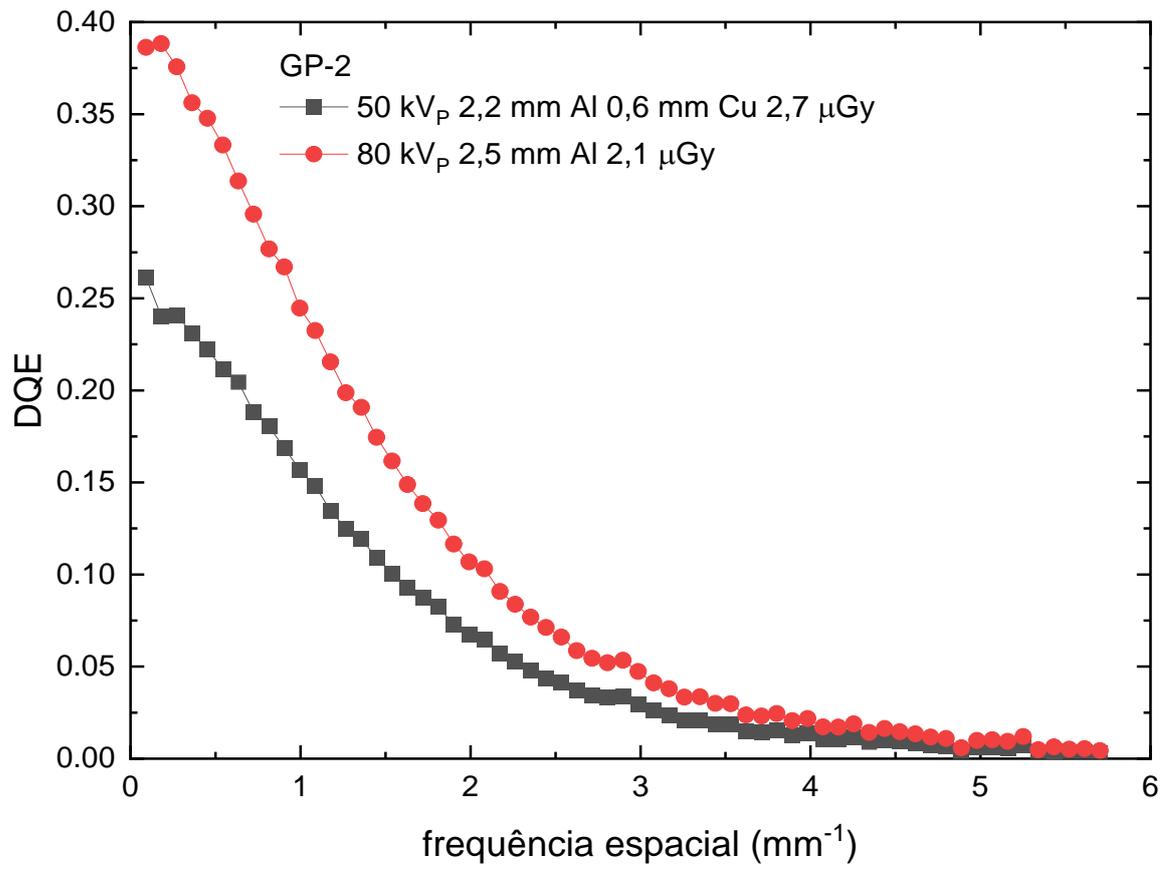


Figura C4.7 – Curvas de DQE para diferentes energias de feixes para o detector GP-2.

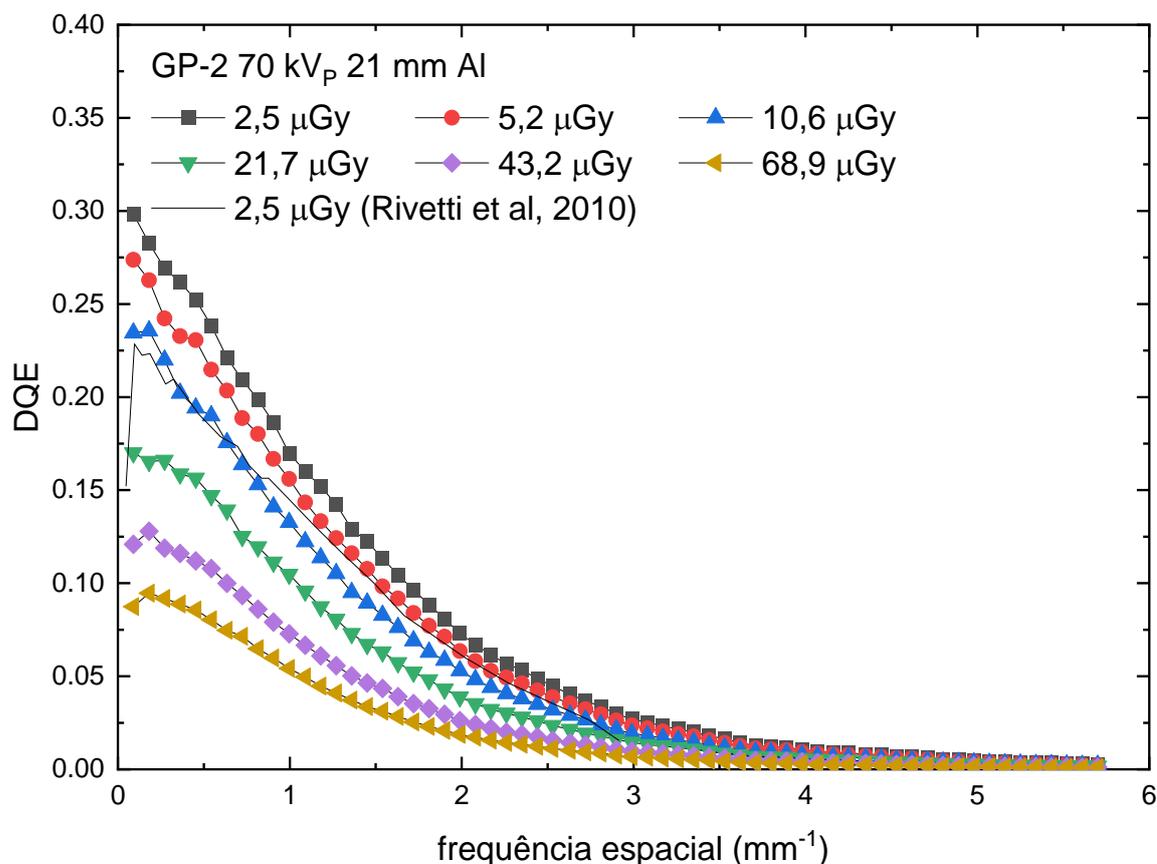


Figura C4.8 – Curvas de DQE para diferentes DAK para o detector GP-2.

A Figura C4.7 mostra que DQE caiu com o aumento da CSR₁ do feixe. A Figura C4.8 mostra que a DQE cai com o aumento de DAK. Isso ocorre devido a um aumento na contribuição relativa do ruído estrutural com o aumento de DAK (Marshall *et al.*, 2017). Embora os dados da figura C4.8 tenham forma similar aos dados de Rivetti *et al.* (2010), discrepâncias superiores a 25% são observadas. Rivetti *et al.* (2010) avaliaram uma versão mais antiga deste detector (GP). O melhor desempenho apresentado pelo GP-2 reflete melhorias nas propriedades de ruído deste novo detector.

C.5 Conclusões

Foram avaliadas as características físicas do detector CR Carestream GP-2 para diferentes qualidades de feixe. A função resposta foi logarítmica e apresentou dependência com a energia do feixe. O ruído quântico foi a fonte de ruído dominante no intervalo de 2,5–30 µGy. As frequências espaciais para MTF igual a 50% e 10% foram 1,1 mm⁻¹ e 3,5 mm⁻¹. NNPS

diminuiu com o aumento de DAK. DQE diminuiu com o aumento de DAK e da energia do feixe. Os resultados obtidos apresentam boa concordância com a literatura.

Referências

- Alikunju RP, Kearney S, Moss R, Khan A, Stamatis Y, Bullard E, Anaxagoras T, Brodrick J, Olivo A. Effect of different scintillator choices on the X-ray imaging performance of CMOS sensors. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2023;1050:168136. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2023.168136>.
- ANVISA. Instrução Normativa nº 92, de 27 de maio de 2021. *Diário Oficial da União*, 31 maio 2021 [acesso em 25 agosto 2023]. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/anvisa/2020/in092_27_05_2021.pdf.
- Attix FH. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Germany: Wiley-VCH; 2004.
- Bloomquist AK, Mainprize JG, Mawdsley GE, Yaffe MJ. Method of measuring NEQ as a quality control metric for digital mammography. *Med Phys*. 2014;41(3):031905-1-11.
- 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.
- Burgess A. On the noise variance of a digital mammography system. *Med. Phys*. 2004;31:1987–95.
- Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt Jr EM, Boone JM. *The essential physics of medical imaging*. 3ª edição. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2012.
- Carestream Health, Inc. Carestream Industrex. *Technical Data/Non-Destructive Testing*. New York; 2016.
- Carton AK, Vandenbroucke D, Struye L, Maidment ADA, Kao YH, Albert M, Bosmans H, Marchal G. Validation of MTF measurement for digital mammography quality control. *Med Phys*. 2005;32(6):1684-1695.
- Cunha DM, Tomal A, Poletti ME. Optimization of x-ray spectra in digital mammography through Monte Carlo simulations. *Phys Med Biol*. 2012;57(7):1919–1935.
- Cunningham IA. Applied linear-systems theory. *In: Van Metter RL, Beutel J, Kundel HL (org.). Handbook of medical imaging, Volume 1. Physics and physicophysics*. Bellingham: SPIE, 2000, cap. 2, p. 81-159.
- Cunningham IA, Shaw R. Signal-to-noise optimization of medical imaging systems. *J Opt Soc Am A*. 1999;16(3):621-632.
- Day JA, Tanguay J. The detective quantum efficiency of cadmium telluride photon-counting x-ray detectors in breast imaging applications. *Med Phys*. 2021;49(3):1481-1494. <https://doi.org/10.1002/mp.15411>

Dobbins JT 3rd, Samei E, Ranger NT, Chen Y. Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum. *Med Phys*. 2006;33(5):1466-1475.

Donini B, Rivetti S, Lanconelli N, Bertolini M. Free software for performing physical analysis of systems for digital radiography and mammography. *Med Phys*. 2014;41(5):051903.

EUREF. European Commission. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. 4th ed. Luxembourg: European Commission; 2006.

Evans DS, Workman A, Payne M. A comparison of the imaging properties of CCD-based devices used for small field digital mammography. *Phys Med Biol*. 2002;47:117–135.

Feng K, Wang Z, Yang Y. Development of medical imaging sensors. *International Journal of Distributed Sensor Networks*. 2020;16(1). doi: 10.1177/1550147720903607

Fetterly KA, Schueler BA. Performance evaluation of a “dual-side read” dedicated mammography computed radiography system. *Med Phys*. 2003;30(7):1843-1854.

Frederico Alvarez MJ, Banguero Y. Caracterización del detector de un sistema de mamografía digital en modos de adquisición 2D y 3D. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2023;17:609. doi: 10.29384/rbfm.2023.v17.19849001609.

Ghetti C, Borrini A, Ortenzia O, Rossi R, Ordóñez PL. Physical characteristics of GE Senographe Essential and DS digital mammography detectors. *Med Phys*. (2008);35(2):456-463.

Hillen W, Schiebel U, Zaengel T. Imaging performance of a digital storage phosphor system. *Med. Phys*. 1987;14:744–751.

IAEA. International Atomic Energy Agency. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Technical Reports Series No. 457. Vienna: IAEA; 2007.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 54. Medical Imaging – The Assessment of Image Quality. Maryland; 1996.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 82. Mammography – Assessment of Image Quality. Maryland; 2009.

IEC. International Electrotechnical Commission. 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-62220–1; 2007.

IEC. International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment – Characteristics of digital x-ray imaging devices – Part 1: Determination of the detective quantum efficiency. Geneva: IEC-62220–1; 2015.

INCA. Instituto Nacional de Câncer (2022). Estimativa 2023: incidência de câncer no Brasil [Internet]. Rio de Janeiro: INCA [citado 18 abril 2023]. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document//estimativa-2023.pdf>.

Johns HE, Cunningham JR. *The Physics of Radiology*. 4th ed. Springfield: Charles C. Thomas; 1983.

Karellas A, Vedantham S. Detectors for digital mammography. In G. Whitman & T. Haygood (Eds.), *Digital Mammography: A Practical Approach* (pp. 1-17). Cambridge: Cambridge University Press, 2012. doi:10.1017/CBO9781139049337.002

Kim HK, Cunningham IA, Yin Z, Cho G. On the development of digital radiography detectors: a review. *Intern J Prec Eng & Man*. 2008;9(4):86-100.

Kulama E, Burch A, Castellano I, Lawinski CP, Marshall N, Young KC. Commissioning and routine testing of full field digital mammography systems (NHSBSP Equipment Report 0604, Version 3). Sheffield: NHS Cancer Screening Programmes, 2009.

Mackenzie A, Honey ID. Characterization of noise sources for two generations of computed radiography systems using powder and crystalline photostimulable phosphors. *Med Phys*. 2007;34 (8):3345-57.

Mackenzie A, Khan R, Young KC. Historical trends in image quality and mean glandular dose in digital mammography. *Proc. SPIE IWBI2020*. 2020, 11513, 115131G. <https://doi.org/10.1117/12.2550568>

Makeev A, Ikejimba LC, Salad J, Glick SJ. Objective assessment of task performance: a comparison of two FFDM detectors using an anthropomorphic breast phantom. *Journal of Medical Imaging* 2019;6(4): 043503.

Marshall NW. Early experience in the use of quantitative image quality measurements for the quality assurance of full field digital mammography x-ray systems. *Phys Med Biol*. 2007;52(18):5545.

Marshall NW. Detective quantum efficiency measured as a function of energy for two full-field digital mammography systems. *Phys Med Biol*. 2009;54(9):2845.

Marshall NW, Monnin P, Bosmans H, Bochud FO, Verdun FR. Image quality assessment in digital mammography: part I. Technical characterization of systems. *Phys Med Biol*. 2011;56:4201-4220.

Marshall NW, Lemmens K, Bosmans H. Physical evaluation of needle photostimulable phosphor based CR mammography system. *Med Phys*. 2012;39(2):811-823.

Marshall NW, van Ongeval C, Bosmans H. Performance evaluation of a retrofit digital detector-based mammography system. *Phys. Med*. 2016;32:312–322.

Marshall NW, Smet M, Hofmans M, Pauwels H, De Clercq T, Bosmans H. Technical characterization of five x-ray detectors for paediatric radiography applications. *Phys Med Biol*. 2017;62(24):N573.

Michail C, Valais I, Seferis I, Kalyvas N, Fountos G, Kandarakis I. Experimental measurement of a high resolution CMOS detector coupled to CsI scintillators under X-ray radiation. *Radiation Measurements*. 2015;74:39-46.

Monnin P, Verdun FR. Qualification of digital mammography imaging systems Kodak CR 975 – EHR-M2 & EHR-M3. Lausanne: Institut Universitaire de Radiophysique Appliquée, 2009

Monnin P, Bosmans H, Verdun FR, Marshall NW. Comparison of the polynomial model against explicit measurements of noise components for different mammography systems. *Phys. Med. Biol.* 2014;59;5741. doi:10.1088/0031-9155/59/19/5741

Monnin P, Bosmans H, Verdun FR, Marshall NW. A comprehensive model for quantum noise characterization in digital mammography. *Phys. Med. Biol.* 2016;61;2083. doi:10.1088/0031-9155/61/5/2083

NHS. NHS Breast Screening Programme equipment report. Technical Evaluation of Siemens Revelation digital mammography system in 2D mode. London: Public Health England, 2019a

NHS. NHS Breast Screening Programme equipment report. Technical Evaluation of Hologic 3Dimensions digital mammography system in 2D mode. London: Public Health England, 2019b

NHS. NHS Breast Screening Programme equipment report. Technical Evaluation of IMS Giotto Class digital mammography system in 2D mode. London: Public Health England, 2019c

NHS. NHS Breast Screening Programme. Technical evaluation of GE Senographe Pristina digital mammography system in 2D mode. 2019d.

NHS. NHS Breast Screening Programme equipment report. Technical evaluation of Planmed Clarity digital mammography system in 2D mode. London: Public Health England, 2019e

Ou X, Chen X, Xu X, Xie L, Chen X, Hong Z, Bai H, Liu X, Chen Q, Li L, Yang H. Recent development in X-ray imaging technology: future and challenges. *Res.* 2021;2021:1–18.

Porzio M, Konstantinidis A. Mammo_QC: Free software for quality control (QC) analysis in digital mammography and digital breast tomosynthesis compliant with the European guidelines and EUREF/EFOMP protocols. *Biomedical Physics & Engineering Express*. 2021;7(6).

Ranger NT, Samei E, Dobbins JT 3rd, Ravin CE. Assessment of detective quantum efficiency: intercomparison of a recently introduced international standard with prior methods. *Radiology*. 2007;243(3):785-95. doi: 10.1148/radiol.2433060485.

Rimkus D, Baily NA. Quantum noise in detectors. *Med. Phys.* 1983;10:470–1.

Rivetti S, Lanconelli N, Bertolini M, Nitrosi A, Burani A, Acchiappati D. Comparison of different computed radiography systems: physical characterization and contrast detail analysis. *Med. Phys.* 2010;37(2);440–448. <https://doi.org/10.1118/1.3284539>.

Rowlands JA. The physics of computed radiography. *Phys Med Biol.* 2002;47:R123–R166.

Samei E, Flynn MJ, Reimann DA. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Med Phys*. 1998;25(1):102-113.

Samei E, Buhr E, Granfors P, Vandenbroucke D, Wang X. Comparison of edge analysis techniques for the determination of the MTF of digital radiographic systems. *Phys. Med. Biol*. 2005;50:3613. doi:10.1088/0031-9155/50/15/009

Samei E, Ranger NT, Dobbins JT 3rd, Chen Y. Intercomparison of methods for image quality characterization. I. Modulation transfer function. *Med Phys*. 2006;33(5):1454-1465.

Samei E, Ikejimba LC, Harrawood BP, Rong J, Cunningham IA, Flynn MJ. Report of AAPM Task Group 162: software for planar image quality metrology. *Med. Phys*. 2018;45(2):e32–e39.

Schneider C, Rasband W, Eliceiri K. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nat Methods*. 2012;9:671–675. <https://doi.org/10.1038/nmeth.2089>

Seco J, Clasié B, Partridge M. Review on the characteristics of radiation detectors for dosimetry and imaging. *Phys. Med. Biol*. 2014;59:R303–R347.

Secretaria de atenção à Saúde. Cadastro Nacional dos Estabelecimentos de Saúde: consulta de equipamentos [citado 18 abril 2023]. Disponível em: http://cnes2.datasus.gov.br/Mod_Ind_Equipamento.asp?VEstado=00.

Seibert JA, Bogucki T, Ciona T, Huda W, Karellas A, Mercier J, Samei E, Shepard JS, Stewart B, Strauss K, Suleiman O, Tucker D, Uzenoff R, Weiser J, Willis C. AAPM Report #93: Quality Control and Acceptance Testing of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems. College Park: American Association of Physicists in Medicine; 2006.

Seifert E. Origin Pro 9.1: Scientific Data Analysis and Graphing Software-Software Review. *J. Chem. Inf. Model*. 2014;54(5):1552. <https://doi.org/10.1021/ci500161d>

Siewerdsen JH, Antonuk LE, el-Mohri Y, Yorkston J, Huang W, Boudry JM, Cunningham IA. Empirical and theoretical investigation of the noise performance of indirect detection, active matrix flat-panel imagers (AMFPIs) for diagnostic radiology. *Med. Phys*. 1997;24:71–89.

Siewerdsen J. Optimization of 2D and 3D Radiographic Imaging Systems. In E. Samei & E. Krupinski (Eds.), *The Handbook of Medical Image Perception and Techniques* (pp. 417-439). Cambridge: Cambridge University Press, 2018. doi:10.1017/9781108163781.028

Tanaka N, Morishita, J. Computed Radiography. *Handbook of X-ray Imaging: Physics and Technology*. 2017 pp. 219-238

Thunberg SJ, Sklebitz H, Ekdahl B, Baetz L, Lundin A, Moeller H, Fleischmann F, Kreider G, Weidner T. OPDIMA: large-area CCD-based x-ray image sensor for spot imaging and biopsy control in mammography. *Medical Imaging 1999: Physics of Medical Imaging*; 3659: 150-158. doi 10.1117/12.349488.

Traino AC, Barca P, Lamastra R, Tucciariello RM, Sottocornola C, Marini C, Aringhieri G, Caramella D, Fantacci ME. Average absorbed breast dose (2ABD): an easy radiation dose index

for digital breast tomosynthesis. *European Radiology Experimental*. 2020;4:38. <https://doi.org/10.1186/s41747-020-00165-2>

van Engen RE, Bosmans H, Dance D, Heid P, Lazzari B, Marshall N, Schopphoven S, Thijssen M, Young K. Digital mammography update update. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. S1, part 1: acceptance and constancy testing. *In*: Perry N, Broeders M, de Wolf C, Tornberg S, Holland R, von Karsa L, editors. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. 4th ed, Supplements. Luxembourg: European Commission, Office for Official Publications of the European Union; 2013a. p. 1–54.

Wigati KT, Marshall NW, Lemmens K, Binst J, Jacobs A, Cockmartin L, Zhang G, Vancoillie L, Petrov D, Vandenbroucke DAN, Soejoko DS, Bosmans H. On the relevance of modulation transfer function measurements in digital mammography quality control. *Journal of Medical Imaging* 2021;8(2):023505.

Williams MB, Krupinski EA, Strauss KJ, Breeden WK 3rd, Rzeszotarski MS, Applegate K, Wyatt M, Bjork S, Seibert JA. Digital radiography image quality: image acquisition. *J Am Coll Radiol* 2007;4(6):371-388.

Yaffe MJ. Detectors for digital mammography. *In*: Bick, U., Diekmann, F. (Eds.), *Digital Mammography*. Springer, pp. 13–31; 2010.

Yaffe MJ, Bloomquist AK, Hunter DM, Mawdsley GE, Chiarelli AM, Muradali D, Mainprize JG. Comparative performance of modern digital mammography systems in a large breast screening program. *Medical physics*. 2013, 40(12), 121915. <https://doi.org/10.1118/1.482951>