

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

JESSICA VILLA REAL

**VALORES TÍPICOS EM MAMOGRAFIA DIGITAL E TOMOSSÍNTESE MAMÁRIA
DIGITAL PARA NÍVEIS DE REFERÊNCIA EM DIAGNÓSTICO**

CURITIBA

2024

JESSICA VILLA REAL

**VALORES TÍPICOS EM MAMOGRAFIA DIGITAL E TOMOSSÍNTESE MAMÁRIA
DIGITAL PARA NÍVEIS DE REFERÊNCIA EM DIAGNÓSTICO**

**Typical Values in Digital Mammography and Digital Breast Tomosynthesis for
Diagnostic Reference Levels**

Dissertação apresentada como requisito para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Orientadora: Profa. Dra. Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez.

CURITIBA

2024



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Esta licença permite compartilhamento, remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, mesmo para fins comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es). Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.



**Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Campus Curitiba**



JESSICA VILLA REAL

**VALORES TÍPICOS EM MAMOGRAFIA DIGITAL E TOMOSSÍNTESE MAMÁRIA DIGITAL PARA
NÍVEIS DE REFERÊNCIA EM DIAGNÓSTICO**

Trabalho de pesquisa de mestrado apresentado como requisito para obtenção do título de Mestre Em Ciências da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).
Área de concentração: Física Médica.

Data de aprovação: 25 de Junho de 2024

Dra. Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Dra. Danielle Filipov Pereira, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Dr. Marcelo Baptista De Freitas, Doutorado - Universidade Federal de São Paulo (Unifesp)

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 25/06/2024.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Antônio e Zenir (*in memoriam*), por sempre priorizarem minha educação, dedicando tempo, recursos e esforços para garantir que eu tivesse as melhores oportunidades. Cada conquista alcançada é um reflexo direto de seu apoio e valores.

Ao meu esposo, Magnus, por sua presença constante ao meu lado. Seu encorajamento e compreensão tornaram esta jornada mais leve.

À minha orientadora, Profa. Dra. Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez, pela paciência e seu apoio contínuo. Seu conhecimento, dedicação e orientação foram fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho e para o meu crescimento acadêmico e profissional.

Também desejo estender meus sinceros agradecimentos à Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) e ao Complexo Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná (CHC-UFPR), pela disponibilização de sua estrutura e recursos, os quais foram essenciais para a realização deste trabalho.

RESUMO

O câncer de mama é o tipo de câncer mais comum entre mulheres e uma das principais causas de morte por câncer no mundo, sendo a mamografia o exame básico utilizado para sua detecção. Além da mamografia digital (MD), a utilização da tomossíntese mamária digital (TMD) vem crescendo tanto no cenário diagnóstico quanto no rastreamento do câncer de mama. Devido à alta radiosensibilidade do tecido mamário, estratégias devem ser implementadas para otimizar a dose de radiação nesses exames. Uma forma de possibilitar esta otimização é através da implementação de níveis de referência em diagnóstico (NRD). O objetivo deste estudo foi determinar valores típicos de dose glandular média (DGM) conforme a metodologia recomendada pela publicação 135 da ICRP (ICRP 135), no âmbito dos NRD para as modalidades de MD e TMD. Inicialmente, foi averiguada a concordância dos valores de DGM exibidos pelo equipamento de mamografia com aqueles estimados utilizando coeficientes de conversão propostos por diferentes autores, incluindo diferentes espessuras de mama comprimida (EMC). Em seguida, foram determinados os valores típicos para as modalidades de MD e TMD a partir dos valores de DGM exibidos pelo equipamento ao término dos exames realizados em pacientes na instituição avaliada, sendo estes valores comparados com a literatura. Os resultados indicaram que o valor de DGM exibido pelo sistema mamográfico é um método robusto para avaliar a dose em diversas EMC e pode ser útil para o estabelecimento de NRD. Porém, é necessária a validação deste valor, pois o equipamento de mamografia pode apresentar uma tendência em superestimar ou subestimar a DGM, dependendo da glandularidade considerada. Considerando todo o intervalo avaliado de EMC (21 mm a 75 mm) os valores típicos obtidos para a modalidade de MD variaram entre 0,9 e 2,9 mGy, permanecendo abaixo dos valores de tolerância estabelecidos pela IN 92 da ANVISA. Na modalidade de TMD, os valores típicos variaram entre 1,4 e 2,8 mGy, sendo compatíveis com os valores estabelecidos pelo protocolo EUREF 2018, exceto para EMC entre 22 e 32 mm. Quando comparados os valores típicos obtidos com outros estudos, foram identificadas algumas diferenças que podem ser atribuídas às disparidades encontradas entre os estudos nos métodos empregados para estimar a DGM. Embora as recomendações da ICRP 135 tenham esclarecido metodologias para determinação dos NRD, a falta de um método de cálculo padronizado para estimativa da DGM e de faixas de EMC ainda afeta a comparação entre os estudos, dificultando assim a identificação da necessidade de iniciativas para otimização das doses. Este estudo concluiu que é essencial a estratificação dos valores típicos por EMC e que os coeficientes de conversão empregados para estimativa da DGM devem ser padronizados. Essa abordagem pode sugerir uma comparação mais eficaz entre os estudos e NRD estabelecidos internacionalmente, no que diz respeito à proteção radiológica de pacientes submetidas a exames de MD e TMD. No Brasil, a implementação obrigatória de ferramentas automatizadas de monitoramento das doses de radiação nos equipamentos de mamografia facilitaria a coleta de informações dosimétricas, possibilitando o estabelecimento dos NRD a nível nacional.

Palavras-chave: mamografia digital; tomossíntese mamária digital; dose glandular média; nível de referência em diagnóstico (NRD).

ABSTRACT

Breast cancer is the most common type of cancer among women and one of the main causes of death from cancer in the world, with mammography being the basic exam used for its detection. In addition to digital mammography (DM), the use of digital breast tomosynthesis (DBT) has been growing both in the diagnostic scenario and in breast cancer screening. Due to the high radiosensitivity of breast tissue, strategies must be implemented to optimize the radiation dose in these exams. One way to enable this optimization is through the implementation of diagnostic reference levels (DRL). The objective of this study was to determine typical mean glandular dose (MGD) values according to the methodology recommended by ICRP publication 135 (ICRP 135), within the scope of the DRL for DM and DBT modalities. Initially, the agreement between the MGD values displayed by the mammography equipment and those estimated using conversion coefficients proposed by different authors, including different compressed breast thicknesses (CBT), was verified. Next, typical values for the DM and DBT modalities were determined based on the MGD values displayed by the equipment at the end of the exams performed on patients in the evaluated institution, with these values being compared with the literature. The results indicated that the MGD value displayed by the mammographic system is a robust method for evaluating dose at various CBT and may be useful for establishing DRL. However, validation of this value is necessary, as mammography equipment may have a tendency to overestimate or underestimate the MGD, depending on the glandularity considered. Considering the entire evaluated EMC range (21 mm to 75 mm), typical values obtained for the MD modality varied between 0.9 and 2.9 mGy, remaining below the tolerance values established by ANVISA IN 92. In the DBT modality, typical values varied between 1.4 and 2.8 mGy, being compatible with the values established by the EUREF 2018 protocol, except for CBT between 22 and 32 mm. When comparing the typical values obtained with other studies, some differences were identified that can be attributed to the disparities found between studies in the methods used to estimate the MGD. Although the ICRP 135 recommendations have clarified methodologies for determining the DRL, the absence of a standardized calculation method for estimating the MGD and CBT ranges still affects the comparison between studies, thus making it difficult to identify the need for initiatives to dose optimization. This study concluded that the stratification of typical values by CBT is essential and that the conversion coefficients used to estimate the MGD must be standardized. This approach may suggest a more effective comparison between internationally established studies and DRL, with regard to the radiological protection of patients undergoing DM and DBT examinations. In Brazil, the mandatory implementation of automated tools for monitoring radiation doses in mammography equipment would facilitate the collection of dosimetric information, enabling the establishment of DRLs at a national level.

Keywords: digital mammography; digital breast tomosynthesis; mean glandular dose; diagnostic reference levels (DRL).

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Incidência craniocaudal de um exame de mamografia: (a) Posicionamento e (b) Imagem obtida.....	17
Figura 2 – Incidência médio-lateral oblíqua de um exame de mamografia: (a) Posicionamento e (b) Imagem obtida.....	18
Figura 3 – Esquema básico de um sistema de mamografia.....	18
Figura 4 – Exemplos de espectros de raios X em MD e TMD.....	20
Figura 5 – Seção transversal de um receptor de imagem de mamografia digital.....	21
Figura 6 – Sistema de detecção indireta. Os raios X absorvidos na camada CsI são primeiro convertidos em luz, que é então convertida em um sinal de carga pelos fotodiodos e finalmente digitalizada.....	22
Figura 7 – Diagrama de aquisição de imagens durante a compressão mamária: (a) MD mostra a sobreposição de estruturas normais e lesão suspeita e (b) TMD reduz a sobreposição dos tecidos.....	23
Figura 8 – Diagrama de aquisição de um sistema de TMD.....	24
Figura 9 – (a) Imagens de projeção de baixa dose de radiação; (b) a partir das quais são reconstruídos cortes de 1 mm de espessura.....	25
Figura 10 – Mamógrafo instalado no CHC-UFPR.....	47
Figura 11 – Obtenção da espessura de mama equivalente.....	50
Figura 12 – Informações exibidas pelo equipamento, após a aquisição da imagem. AGD: <i>Average Glandular Dose</i> . ESD: <i>Entrance Surface Dose</i>	51
Figura 13 – Bandeja de compressão posicionada a 45 mm de altura.....	52
Figura 14 – Gráfico das estimativas de DGM no modo MD, para a espessura de 20 mm de PMMA.....	61
Figura 15 – Gráfico das estimativas de DGM no modo TMD, para a espessura de 20 mm de PMMA.....	62
Figura 16 – Gráfico das estimativas de DGM no modo MD, para a espessura de 30 mm de PMMA.....	63
Figura 17 – Gráfico das estimativas de DGM no modo TMD, para a espessura de 30 mm de PMMA.....	63
Figura 18 – Gráfico das estimativas de DGM no modo MD, para a espessura de 40 mm de PMMA.....	64
Figura 19 – Gráfico das estimativas de DGM no modo TMD, para a espessura de 40 mm de PMMA.....	65
Figura 20 – Gráfico das estimativas de DGM no modo MD, para a espessura de 45 mm de PMMA.....	66
Figura 21 – Gráfico das estimativas de DGM no modo TMD, para a espessura de 45 mm de PMMA.....	66
Figura 22 – Gráfico das estimativas de DGM no modo MD, para a espessura de 50 mm de PMMA.....	67
Figura 23 – Gráfico das estimativas de DGM no modo TMD, para a espessura de 50 mm de PMMA.....	68
Figura 24 – Gráfico das estimativas de DGM no modo MD, para a espessura de 60 mm de PMMA.....	69

Figura 25 – Gráfico das estimativas de DGM no modo TMD, para a espessura de 60 mm de PMMA.....	69
Figura 26 – Gráfico das estimativas de DGM no modo MD, para a espessura de 70 mm de PMMA.....	70
Figura 27 – Gráfico das estimativas de DGM no modo TMD, para a espessura de 70 mm de PMMA.....	71
Figura 28 – Gráfico dos valores de DGM estimados através dos coeficientes de Boone para glandularidades de 26,6% e 45,8%, modalidade MD.....	73
Figura 29 – Gráfico dos valores de DGM estimados através dos coeficientes de Boone para glandularidades de 26,6% e 45,8%, modalidade TMD.....	73
Figura 30 – Gráfico dos valores de DGM estimados através dos coeficientes de Boone para glandularidades de 6,4%, 11,7% e 17,0%, modalidade MD.....	74
Figura 31 – Gráfico dos valores de DGM estimados através dos coeficientes de Boone para glandularidades de 6,4%, 11,7% e 17,0%, modalidade TMD.....	75
Figura 32 – Gráfico dos valores de DGM estimados através dos coeficientes de Dance, modalidade MD.....	76
Figura 33 – Gráfico dos valores de DGM estimados através dos coeficientes de Dance, modalidade TMD.....	76
Figura 34 – Distribuição das 200 pacientes avaliadas, por incidência e espessura de mama comprimida.....	78
Figura 35 – DGM em função dos valores de EMC, para todos os exames na modalidade de MD.....	81
Figura 36 – DGM em função dos valores de EMC, para todos os exames na modalidade de TMD.....	82
Figura 37 – Espessura de mama comprimida mais frequente na amostra.....	83

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Número de mamografias realizadas em mulheres no SUS, nas regiões brasileiras em 2022.....	26
Tabela 2 – Fatores de ponderação dos tecidos, w_T	26
Tabela 3 – Terminologias para NRD, métodos de derivação e áreas de aplicação.....	28
Tabela 4 – Valores de referência e tolerância para DGM	41
Tabela 5 – Espessura de PMMA e mama equivalente em termos de atenuação e glandularidade.....	42
Tabela 6 – Fator g para mamas simuladas com PMMA.....	43
Tabela 7 – Fator c para mamas simuladas com PMMA.....	43
Tabela 8 – Fator s para diferentes combinações alvo/filtro.....	43
Tabela 9 – Fator s para um espectro de raios X gerado por um alvo de W filtrado por 700 μm de Al.....	44
Tabela 10 – Fator T para diferentes fabricantes de equipamento.....	45
Tabela 11 – Valores de referência de DGM para TMD.....	45
Tabela 12 – Valores do fator de retroespalhamento, B , para diferentes qualidades de feixe em MD, como função da CSR.....	51
Tabela 13 – Valores de CSR na modalidade MD.....	58
Tabela 14 – Valores de CSR na modalidade TMD.....	59
Tabela 15 – Obtenção do kerma incidente na entrada na modalidade de MD.....	59
Tabela 16 – Obtenção do kerma incidente na entrada na modalidade de TMD....	60
Tabela 17 – Estimativa dos valores de kerma incidente na entrada, fornecido pelo equipamento de mamografia nas modalidades de MD e TMD	60
Tabela 18 – Valores típicos de DGM para a modalidade de MD.....	79
Tabela 19 – Valores típicos de DGM para a modalidade de TMD.....	79
Tabela 20 – Força de compressão por intervalo de EMC.....	81
Tabela 21 – Valores típicos de DGM para a modalidade de MD e TMD para todas as espessuras de mama e para a espessura definida como padrão.....	84
Tabela 22 – Síntese da metodologia empregada na obtenção dos valores de DGM nos estudos incluídos neste comparativo para ambas as modalidades....	86
Tabela 23 – Resumo dos NRD estabelecidos na modalidade de MD, nos estudos incluídos.....	87
Tabela 24 – Resumo dos NRD estabelecidos na modalidade de TMD, nos estudos incluídos.....	90
Tabela 25 – Obtenção dos fatores de calibração.....	118
Tabela 26 – Obtenção do produto entre os fatores g e c para a modalidade de MD, CSR medido.....	120
Tabela 27 – Obtenção do produto entre os fatores g e c para a modalidade de MD, CSR equipamento.....	120
Tabela 28 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Dance.....	121
Tabela 29 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir dos valores fornecidos pelo equipamento, utilizando o método de Dance.....	121
Tabela 30 – Obtenção do fator g para a modalidade de TMD, CSR medido.....	122
Tabela 31 – Obtenção do fator c para a modalidade de TMD, CSR medido.....	122

Tabela 32 – Obtenção do fator g para a modalidade de TMD, CSR equipamento.....	123
Tabela 33 – Obtenção do fator c para a modalidade de TMD, CSR equipamento.....	123
Tabela 34 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Dance.....	123
Tabela 35 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do fornecidos pelo equipamento, utilizando o método de Dance.....	124
Tabela 36 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR medida, glandularidade de 6,4%.....	126
Tabela 37 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR medida, glandularidade de 11,7%.....	126
Tabela 38 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR medida, glandularidade de 17,0%.....	127
Tabela 39 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR medida, glandularidade de 26,6%.....	127
Tabela 40 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR medida, glandularidade de 45,8%.....	127
Tabela 41 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 6,4%.....	128
Tabela 42 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 11,7%.....	128
Tabela 43 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 17,0%.....	128
Tabela 44 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 26,6%.....	129
Tabela 45 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 45,8%.....	129
Tabela 46 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR exibida, glandularidade 6,4%.....	129
Tabela 47 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR exibida, glandularidade 11,7%.....	130
Tabela 48 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR exibida, glandularidade 17,0%.....	130
Tabela 49 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR exibida, glandularidade 26,6%.....	130
Tabela 50 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR exibida, glandularidade 45,8%.....	131
Tabela 51 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade 6,4%.....	131
Tabela 52 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade 11,7%.....	131
Tabela 53 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade 17,0%.....	132
Tabela 54 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade 26,6%.....	132
Tabela 55 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade 45,8%.....	132
Tabela 56 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de TMD, CSR medida, glandularidade 6,4%.....	133

Tabela 57 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de TMD, CSR medida, glandularidade 11,7%.....	133
Tabela 58 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de TMD, CSR medida, glandularidade 17,0%.....	134
Tabela 59 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de TMD, CSR medida, glandularidade 26,6%.....	134
Tabela 60 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de TMD, CSR medida, glandularidade 45,8%.....	134
Tabela 61 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade 6,4%.....	135
Tabela 62 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade 11,7%.....	135
Tabela 63 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade 17,0%.....	135
Tabela 64 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade 26,6%.....	136
Tabela 65 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade 45,8%.....	136
Tabela 66 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de TMD, CSR exibida, glandularidade 6,4%.....	136
Tabela 67 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de TMD, CSR exibida, glandularidade 11,7%.....	137
Tabela 68 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de TMD, CSR exibida, glandularidade 17,0%.....	137
Tabela 69 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de TMD, CSR exibida, glandularidade 26,6%.....	137
Tabela 70 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de TMD, CSR exibida, glandularidade 45,8%.....	138
Tabela 71 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma exibido, utilizando o método de Boone, glandularidade 6,4%.....	138
Tabela 72 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma exibido, utilizando o método de Boone, glandularidade 11,7%.....	138
Tabela 73 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma exibido, utilizando o método de Boone, glandularidade 17,0%.....	139
Tabela 74 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma exibido, utilizando o método de Boone, glandularidade 26,6%.....	139
Tabela 75 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma exibido, utilizando o método de Boone, glandularidade 45,8%.....	139

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Comparação entre protocolos para a modalidade de MD.....	42
Quadro 2 – Comparação entre protocolos para a modalidade de TMD.....	44
Quadro 3 – Resumo qualitativo do comparativo dos valores de “DGM Equipamento” e “DGM Exibido”, modalidade MD.....	71
Quadro 4 – Resumo qualitativo do comparativo dos valores de “DGM Equipamento” e “DGM Exibido”, modalidade TMD.....	72
Quadro 5 – Resumo qualitativo do comparativo dos valores de “DGM Exibido” e “DGM Medido”, modalidade MD.....	77
Quadro 6 – Resumo qualitativo do comparativo dos valores de “DGM Exibido” e “DGM Medido”, modalidade TMD.....	77

LISTA DE ABREVIATURAS

CC	Craniocaudal
CSR	Camada semirredutora
MLO	Médio-lateral oblíqua
PMMA	Polimetilmetacrilato

LISTA DE SIGLAS

ACR	<i>American College of Radiology</i>
CAE	Controle Automático de Exposição
CBR	Colégio Brasileiro de Radiologia
CCD	<i>Charge Coupled Device</i>
CHC-UFPR	Complexo Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CQ	Controle de Qualidade
CR	<i>Computed Radiography</i>
DEP	Dose de Entrada na Pele
DGM	Dose Glandular Média
DR	<i>Digital Radiography</i>
EMC	Espessura de Mama Comprimida
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
IN 92	Instrução Normativa nº 92
IQR	<i>Interquartile Range</i>
K_e	Kerma no ar na superfície de entrada
K_i	Kerma incidente no ar
MD	Mamografia Digital
MS	Ministério da Saúde
NRC	<i>National Research Council</i>
NRD	Níveis de Referência em Diagnóstico
RDC	Resolução de Diretoria Colegiada
TMD	Tomossíntese Mamária Digital
TFT	<i>Thin Film Transistor</i>

LISTA DE ACRÔNIMOS

ALARA	<i>As Low As Reasonable Achieved</i>
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
EUREF	<i>European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services</i>
Globocan	<i>Global Cancer Observatory</i>
IARC	<i>International Agency for Research on Cancer</i>
INCA	Instituto Nacional do Câncer
INSERM	<i>Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale</i>
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i>
SUS	Sistema Único de Saúde
UNSCEAR	<i>United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

Ag	Prata
Al	Alumínio
a-Se	Selênio Amorfo
a-Si	Silício Amorfo
CsI	Iodeto de Césio
Cu	Cobre
Mo	Molibdênio
Pd	Paládio
Rh	Ródio
W	Tungstênio

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	Objetivos	16
1.1.1	Objetivo Geral.....	16
1.1.2	Objetivos Específicos	16
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	17
2.1	Mamografia digital	17
2.1.1	Sistemas de detecção de imagem em mamografia digital	20
2.2	Tomossíntese Mamária Digital	22
2.3	Proteção Radiológica de Pacientes em Mamografia	25
2.3.1	Níveis de Referência em Diagnóstico.....	27
2.3.2	Níveis de Referência em Mamografia Digital e Tomossíntese Mamária Digital.....	30
2.3.3	Metodologias de coleta de dados para determinação de NRD	31
2.4	Dosimetria em mamografia	33
2.4.1	Exposição (X).....	33
2.4.2	Dose Absorvida (D).....	34
2.4.3	Kerma (K)	34
2.4.3.1	Kerma incidente no ar (K_i) e Kerma no ar na superfície de entrada (K_e).....	34
2.4.4	Dose Glandular Média.....	35
2.4.4.1	Método de Dance	37
2.4.4.2	Método de Wu	38
2.4.4.3	Método de Boone	38
2.5	Dosimetria em tomossíntese mamária digital	39
2.6	Avaliação da DGM nos protocolos de controle de qualidade	40
3	MATERIAIS E MÉTODOS	46
3.1	Mamógrafo Digital	46
3.2	Dosimetria	48
3.2.1	Estimativa da DGM – Método de Dance	54
3.2.2	Estimativa da DGM – Método de Boone	54
3.3	Coleta de Dados de Pacientes	56
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	58
4.1	Estimativas de DGM nas modalidades de MD e TMD	58

4.2	Valores típicos em pacientes	78
4.3	Comparação dos resultados com a literatura.....	84
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	91
	APÊNDICE A - Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do Complexo Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná.....	100
	APÊNDICE B - Certificado de Calibração	106
	APÊNDICE C - Fatores de calibração	117
	APÊNDICE D - Interpolação dos valores dos fatores g e c e estimativa da DGM utilizando os coeficientes de Dance	119
	APÊNDICE E - Interpolação dos valores de DgN e estimativa da DGM utilizando os coeficientes de Boone.....	125

1 INTRODUÇÃO

De acordo com estimativas do *Global Cancer Observatory* (Globocan), elaboradas pela Agência Internacional de Pesquisa em Câncer (IARC - *International Agency for Research on Cancer*), ocorreram no mundo 19,9 milhões de casos novos de câncer em 2022 (18,7 milhões, se forem excluídos os casos de câncer de pele não melanoma). Os dez principais tipos de câncer representam mais de 67% do total de novos casos. O câncer de mama é o tipo de câncer mais frequente em mulheres e a principal causa de morte por câncer na população feminina no mundo todo. Em 2022, ocorreram 2,29 milhões de casos novos de câncer de mama, equivalente a 25% de todos os cânceres em mulheres, excluído câncer de pele não melanoma (GLOBOCAN, 2022).

No Brasil, o Instituto Nacional do Câncer (INCA) estimou para o triênio de 2023 a 2025 que ocorrerão 704 mil novos casos de câncer. A incidência de câncer de mama é dominante na população feminina em todas as regiões brasileiras (sem considerar os tumores de pele não melanoma), com aproximadamente 74 mil novos casos, correspondendo a um risco estimado de 66,54 novos casos a cada 100 mil mulheres (INCA, 2022).

Diversos fatores contribuem para este aumento de casos, sendo que os fatores de risco estão relacionados ao envelhecimento populacional; às mudanças no comportamento e no estilo de vida, como obesidade e sedentarismo; a condições hormonais ou reprodutivas, como nuliparidade e gravidez tardia; a condições ocupacionais, como trabalho noturno; além de condições genéticas e hereditárias (INCA, 2022).

Como o tipo de câncer mais comumente observado em mulheres, a detecção precoce do câncer de mama é a principal preocupação. Considerando que tumores invasivos detectados e tratados em estágio inicial podem apresentar maiores probabilidades de cura, estratégias vêm sendo implementadas para diagnosticar o câncer inicialmente. A mamografia é geralmente o exame básico da mama utilizado para detecção precoce do câncer em mulheres que não apresentam sintomas clínicos (mamografia de rastreamento) e em mulheres que manifestam determinados sintomas clínicos (mamografia diagnóstica) (IARC, 2016).

Além da mamografia digital (MD), a utilização da tomossíntese mamária digital (TMD) vem crescendo tanto no cenário diagnóstico quanto no rastreamento do câncer

de mama. Diversos estudos publicados confirmam a eficácia da TMD no rastreamento do câncer de mama, visto que esta gera um aumento da taxa de detecção de câncer, redução do número de falso-positivos e redução da taxa de reconvocação de pacientes (GAO *et al.*, 2017; HOUSSAMI *et al.*, 2017; SKAANE *et al.*, 2013; CIATTO *et al.*, 2013).

Devido à alta radiosensibilidade do tecido mamário, estratégias devem ser implementadas para otimizar a dose de radiação nestas modalidades de exames. Uma forma de possibilitar esta otimização é através da implementação de níveis de referência em diagnóstico (NRD) (ICRP, 2007).

O conceito de NRD foi introduzido pela primeira vez em 1996 pela Comissão Internacional em Proteção Radiológica (ICRP - *International Commission on Radiological Protection*) na Publicação 73, sendo definidos como “uma forma de nível de investigação de dose de radiação, empregando a dose absorvida no ar ou em material equivalente ao tecido na superfície de um simulador ou paciente padrão” (ICRP, 1996, p. 23). Desde então, os NRD têm sido uma ferramenta eficaz para auxiliar na otimização da exposição à radiação em pacientes para procedimentos diagnósticos e intervencionistas.

Ao longo dos anos, as diretrizes e recomendações relacionadas ao estabelecimento de NRD foram continuamente atualizadas pela ICRP. A versão mais recente, de número 135 e intitulada *Diagnostic Reference Level in Medical Imaging*, foi publicada em 2017. Neste trabalho, esta publicação será mencionada como ICRP 135 (ICRP, 2017).

Esta diretriz supracitada trouxe várias mudanças notáveis na metodologia para estabelecimento de NRD em mamografia como: preferência em usar dados originários de pacientes em vez de simuladores; utilizar o valor mediano, para valores típicos, em vez de média; NRD a serem definidos no 75º percentil com um tamanho mínimo de amostra de 50 pacientes; NRD estratificados com base na espessura da mama comprimida (EMC) padrão representativa da população local; NRD baseado na tecnologia do detector; revisão dos NRD em um período de 3 a 5 anos (ICRP, 2017; LIU *et al.*, 2022).

Especificamente no caso da mamografia, os NRD são mensurados pela dose glandular média (DGM), a qual é uma estimativa da dose média absorvida pelo tecido glandular radiosensível. Em estudos realizados em pacientes, a DGM não pode ser medida diretamente e só pode ser estimada a partir de grandezas dosimétricas, que

consideram fatores relacionados ao desempenho do equipamento. Além disso, a DGM é estimada usando fatores de conversão derivados de métodos baseados em simulações Monte Carlo, as quais utilizam modelos simulados de mama (SULEIMAN; BRENNAN; MCENTEE; 2017).

Embora as recomendações publicadas na ICRP 135 tenham padronizado algumas metodologias para o estabelecimento dos NRD em mamografia, alguns fatores não foram considerados como, por exemplo, os métodos de cálculo da dose utilizados para a estimativa da DGM e faixas determinadas de EMC. Como podem existir grandes variações na abordagem da gestão das doses dos pacientes em diferentes locais do mundo, a ICRP também reconhece que há necessidade de flexibilidade na forma como os NRD são estabelecidos e como os programas de otimização são implementados (ICRP, 2017).

No que diz respeito à proteção radiológica de pacientes submetidas a exames de MD e TMD, o objetivo deste estudo foi determinar valores típicos (também aqui denominados doses institucionais) de acordo com a metodologia proposta e recomendada pela ICRP 135, ou seja, no âmbito dos NRD. Além disso, os valores típicos obtidos nesta pesquisa foram comparados com estudos semelhantes realizados a nível institucional, bem como com NRD estabelecidos internacionalmente.

Este trabalho está dividido em cinco capítulos. O primeiro capítulo contém a introdução, que resume os temas abordados no desenvolvimento da pesquisa, assim como os objetivos gerais e específicos. No segundo capítulo, foi desenvolvida a fundamentação teórica, a qual aborda os princípios de funcionamento da MD e da TMD, os conceitos relacionados à proteção radiológica e dosimetria, e os protocolos de controle de qualidade (CQ) que sugerem metodologias para estimativa da DGM nestas modalidades de exames. No terceiro capítulo, são apresentadas as etapas e metodologias abordadas para execução deste estudo. Os resultados, suas discussões e comparações com outros estudos similares serão apresentados no quarto capítulo. Por fim, o quinto capítulo contém as conclusões e considerações finais.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

Considerando a proteção radiológica de pacientes submetidas a exames de MD e TMD, o objetivo deste estudo foi determinar, no âmbito dos NRD, valores típicos de DGM para estas modalidades de exames.

1.1.2 Objetivos Específicos

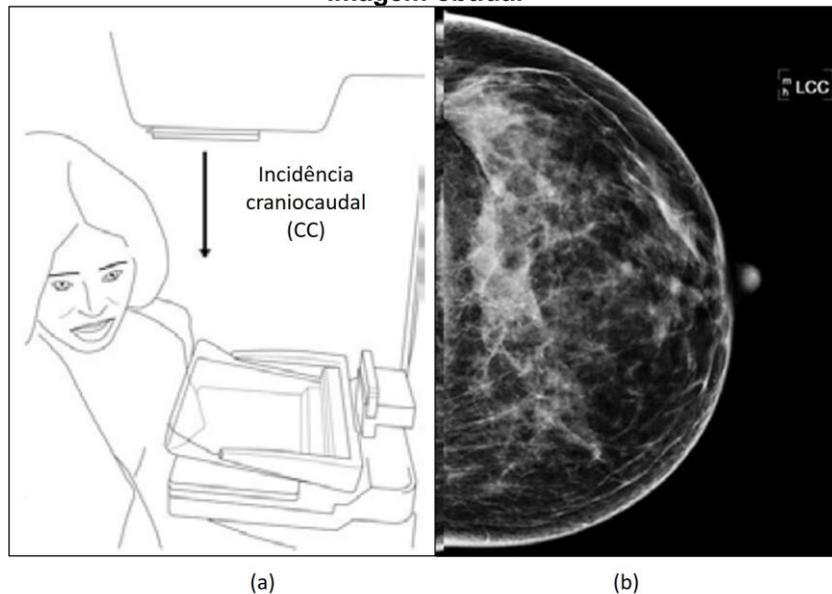
- Averiguar a concordância dos valores de DGM exibidos pelo equipamento com aqueles estimados utilizando coeficientes de conversão propostos por Boone e Dance;
- Determinar os valores típicos de DGM para as modalidades de MD e TMD a partir de exames realizados em pacientes na instituição avaliada;
- Comparar os valores típicos obtidos nesta pesquisa com estudos similares realizados em nível institucional, bem como com NRD estabelecidos internacionalmente.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Mamografia digital

O exame radiográfico dedicado para detecção do câncer de mama é a mamografia. Tanto para rastreamento como para avaliação diagnóstica, as incidências básicas de um exame de mamografia compreendem a aquisição de duas imagens de cada mama nas incidências craniocaudal (CC) e médio-lateral oblíqua (MLO), representadas nas Figuras 1 e 2, respectivamente. Incidências complementares podem ser realizadas, com intuito de investigar patologias específicas (IAEA, 2014; MERCER; HOGG; KELLY; 2022).

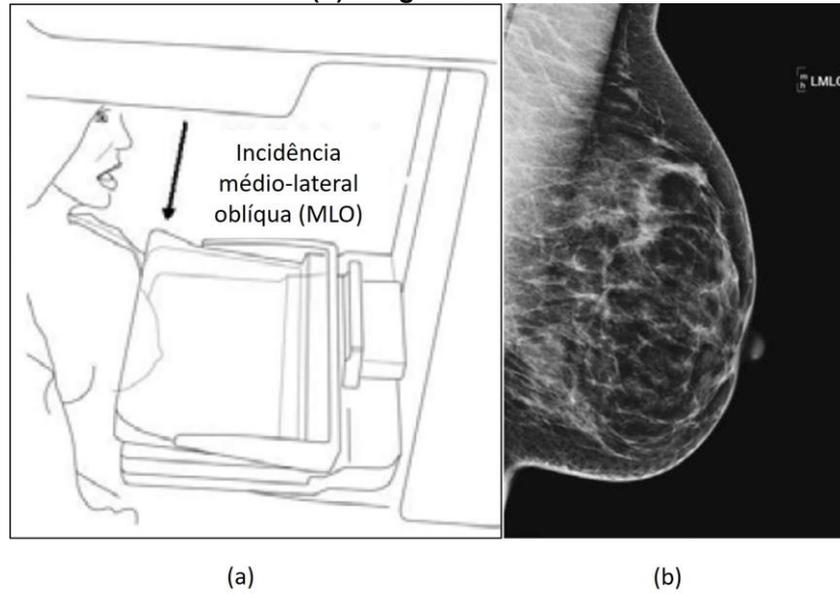
Figura 1 – Incidência craniocaudal de um exame de mamografia: (a) Posicionamento e (b) Imagem obtida.



Fonte: (a) Adaptado de IAEA (2014, p. 667), (b) MERCER; HOGG; KELLY; 2022, p. 298.

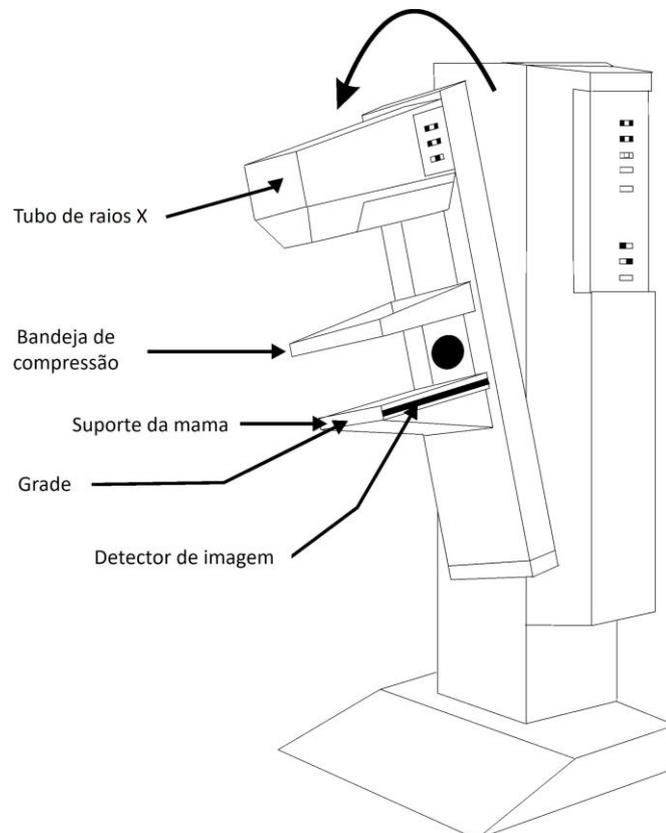
O equipamento de mamografia possui uma geometria de sistema específica, devido à anatomia peculiar da mama. Este equipamento é formado basicamente por um tubo de raios X e um detector de imagem, fixados em extremidades opostas de uma estrutura mecânica em forma de um arco. Com o objetivo de permitir a aquisição de diferentes incidências da mama, esta estrutura pode ser rotacionada sobre um eixo horizontal, conforme ilustra a Figura 3 (IAEA, 2014).

Figura 2 – Incidência médio-lateral oblíqua de um exame de mamografia: (a) Posicionamento e (b) Imagem obtida.



Fonte: (a) Adaptado de IAEA (2014, p. 667), (b) MERCER; HOGG; KELLY; 2022, p. 298.

Figura 3 – Esquema básico de um sistema de mamografia.



Fonte: Adaptado de IAEA (2014, p. 213)

A produção de raios X para formação da imagem acontece em um tubo a vácuo projetado especificamente para mamógrafos, contendo um catodo e um anodo, cujos materiais comumente utilizados são molibdênio (Mo), tungstênio (W) ou ródio (Rh).

Essa radiação, proveniente do tubo de raios X, atravessa um filtro metálico, uma abertura que colima o feixe e uma bandeja de acrílico, tendo esta última como função comprimir a mama no suporte dedicado à mesma. A aplicação dessa compressão pela bandeja reduz a espessura da mama, trazendo diversas vantagens que impactam na qualidade da imagem. Essas vantagens incluem a melhoria da resolução espacial, a redução da radiação espalhada e o aprimoramento da uniformidade da imagem (MERCER; HOGG; KELLY; 2022).

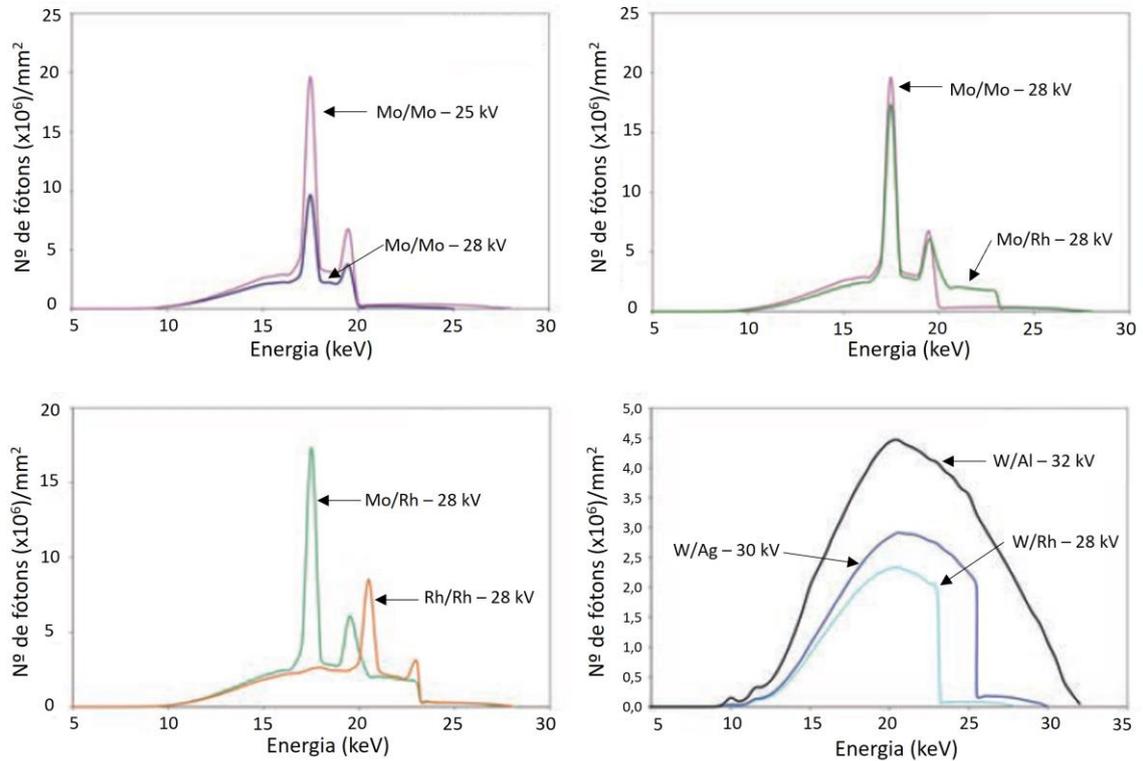
Uma parte dos raios X transmitidos através da mama e do seu suporte incidem em uma grade, que tem como função reduzir o espalhamento da radiação. Outra parte do feixe de raios X sofre espalhamento, não contribuindo para a formação da imagem. A fração restante é absorvida pelo tecido mamário.

As estruturas existentes no interior da mama, como por exemplo tecido adiposo, fibroglandular e neoplásico, produzem atenuações diferenciadas de acordo com suas densidades e espessuras durante o processo de penetração pelo feixe de raios X. A imagem formada é, então, o resultado da atenuação diferenciada dos raios X ao longo do caminho através dessas estruturas.

As características da combinação alvo/filtro do tubo de raios X de um equipamento de mamografia são distintas de um equipamento de raios X convencional, visto que o intuito é a produção de um feixe de raios X de baixa energia o qual irá possibilitar alcançar uma faixa de contraste que permite a avaliação de achados patológicos no tecido mamário (IAEA, 2014; BUSHBERG *et al.*, 2021).

Em mamografia, o espectro do feixe de raios X dependerá da tensão do tubo, do material do alvo e do tipo e espessura do filtro metálico entre o tubo de raios X e a mama. Filtros de Mo, Rh, prata (Ag) e alumínio (Al) são frequentemente empregados em tubos de raios X instalados em equipamentos de mamografia (Figura 4). O material e a espessura do filtro utilizados em sistemas de MD e TMD variam. O parâmetro mais importante na seleção da combinação alvo/filtro e tensão do tubo é a EMC (SECHOPOULOS, 2013).

Figura 4 – Exemplos de espectros de raios X em MD e TMD.



Fonte: Adaptado de IAEA (2014, p. 217)

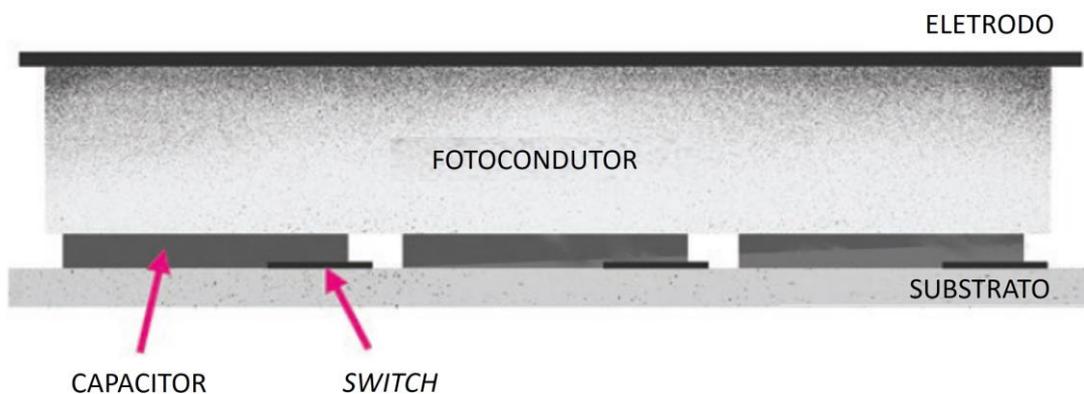
2.1.1 Sistemas de detecção de imagem em mamografia digital

Sistemas digitais de detecção de imagens podem ser classificados em radiografia computadorizada (CR – *Computed Radiography*) ou radiografia digital (DR – *Digital Radiography*). O sistema CR produz uma imagem latente através de uma placa fosforescente, a qual é processada posteriormente por uma leitora de imagem. No sistema DR, o detector eletrônico absorve os raios X que conseguem atravessar a mama, armazenando parte da energia destes em sua estrutura. Automaticamente, a imagem já é reproduzida sem a necessidade de uma imagem latente, pois o processo de leitura é acoplado ao da produção da imagem. Em relação ao tipo de detector, os sistemas DR podem ser divididos em diretos ou indiretos (IAEA, 2011).

Embora uma grande variedade de tecnologias de captura de imagem nos sistemas DR tenha sido introduzida desde o início do uso dos detectores digitais em mamografia, apenas duas tecnologias, ambas consistindo em detectores de campo total integrados ao sistema de mamografia, permanecem amplamente em uso: detectores diretos (Selênio amorfo, a-Se) e detectores cintiladores indiretos (iodeto de Césio, CsI) (MERCER; HOGG; KELLY; 2022; IAEA, 2011).

Nos detectores de conversão direta, íons produzidos pela ionização dos raios X no conversor são transformados diretamente em um sinal elétrico utilizando-se uma camada de a-Se atrás da qual se encontra uma camada de microcircuito de silício amorfo (a-Si), que por sua vez é sustentada por um substrato rígido (Figura 5). O sinal elétrico é transferido para fora do dispositivo, através de um interruptor (*switch*) ao término da exposição, e convertido em um valor numérico de pixel. Não há a emissão de luz (cintilação) como etapa intermediária (IAEA, 2014; BUSHBERG *et al.*, 2021).

Figura 5 – Seção transversal de um receptor de imagem de mamografia digital.



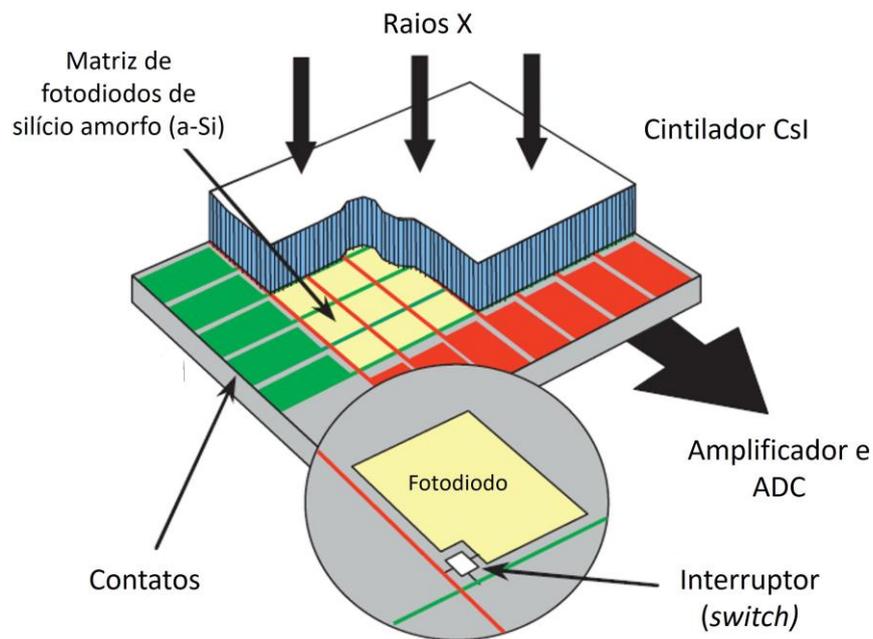
Fonte: Adaptado de MERCER; HOGG; KELLY; 2022, p. 205.

Os detectores indiretos empregam um processo que consiste em duas etapas para a aquisição das imagens (Figura 6). Na primeira etapa, um cintilador (CsI) absorve os raios X e produz uma cintilação luminosa. Em seguida, esta luz produzida pelo cintilador pode ser captada de duas maneiras: (a) por dispositivos de carga acoplada (CCD, do inglês, *charge coupled device*), que possuem um sensor sensível à luz e transformam esta luz em carga elétrica; ou (b) por um detector de painel plano com uma matriz de fotodiodos feito de a-Si, que também convertem a luz em carga elétrica, que, por sua vez, será captada por um transistor de filme fino (TFT, do inglês, *thin film transistor*). Esse transistor tem a função de interruptor, ele permite a passagem das cargas elétricas para serem amplificadas e convertidas em sinal elétrico coluna por coluna (IAEA, 2011).

Uma das vantagens dos sistemas digitais de imagem é que estas imagens podem ser armazenadas, transferidas, copiadas sem prejuízo e recuperadas de maneira eficiente. Entretanto, sistemas digitais apresentam desvantagens como, por

exemplo, serem limitados em termos de resolução espacial, devido ao tamanho finito do pixel do detector.

Figura 6 – Sistema de detecção indireta. Os raios X absorvidos na camada CsI são primeiro convertidos em luz, que é então convertida em um sinal de carga pelos fotodiodos e finalmente digitalizada.



Fonte: Adaptado de IAEA; 2011, p. 22.

As imagens mamográficas obtidas por meio de sistemas digitais apresentam inúmeras vantagens quando comparadas a sistemas tela-filme, pois oferecem uma ampla e linear faixa dinâmica (latitude), de modo que a imagem obtida possa ser manipulada, realçando as estruturas de interesse. Isso ocorre pois os detectores de imagem utilizados em MD apresentam uma resposta linear entre o valor do pixel e a dose de radiação incidente no detector. Isto facilita a visualização de imagens de mamas densas, no caso de pacientes mais jovens (MERCER; HOGG; KELLY; 2022).

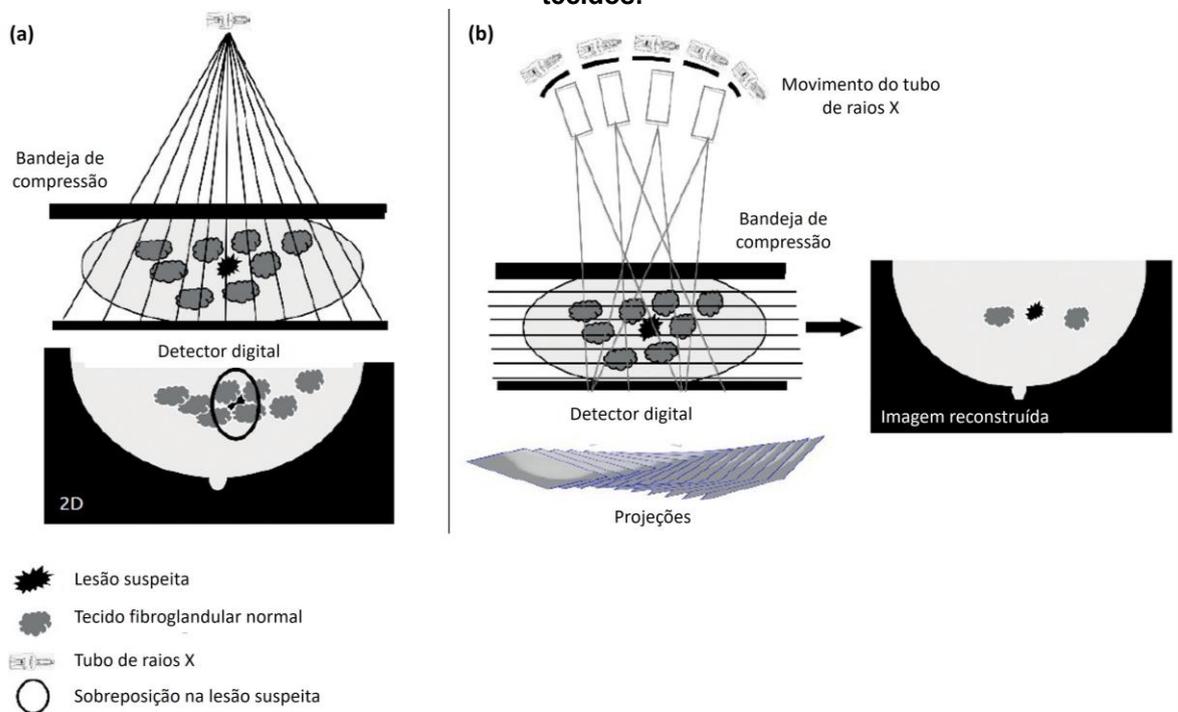
2.2 Tomossíntese Mamária Digital

A mamografia apresenta inúmeros benefícios, como por exemplo, ser um exame de baixo custo, rápido, não invasivo e que utiliza doses relativamente baixas de radiação ionizante. Considerando que a mama é uma estrutura tridimensional, uma das limitações da mamografia é o fato desta ser uma técnica que fornece imagens bidimensionais, podendo ocasionar a sobreposição dos tecidos irradiados. Esta sobreposição pode reduzir a sensibilidade (probabilidade de detectar câncer quando

existente) e a especificidade do exame (probabilidade de um resultado negativo quando não há câncer existente) (SECHOPOULOS, 2013).

A TMD é uma técnica de imagem que pode minimizar a perda de informação que ocorre devido à esta sobreposição dos tecidos (Figura 7). Esta técnica permite a aquisição de imagens pseudotrídimensionais, ao adquirir um número limitado de projeções (não formando um conjunto tridimensional completo) em uma restrita faixa angular, de forma que estas projeções quando combinadas reconstroem uma imagem quase 3D (AGUILLAR; BAUAB; BELFER; 2018).

Figura 7 – Diagrama de aquisição de imagens durante a compressão mamária: (a) MD mostra a sobreposição de estruturas normais e lesão suspeita e (b) TMD reduz a sobreposição dos tecidos.



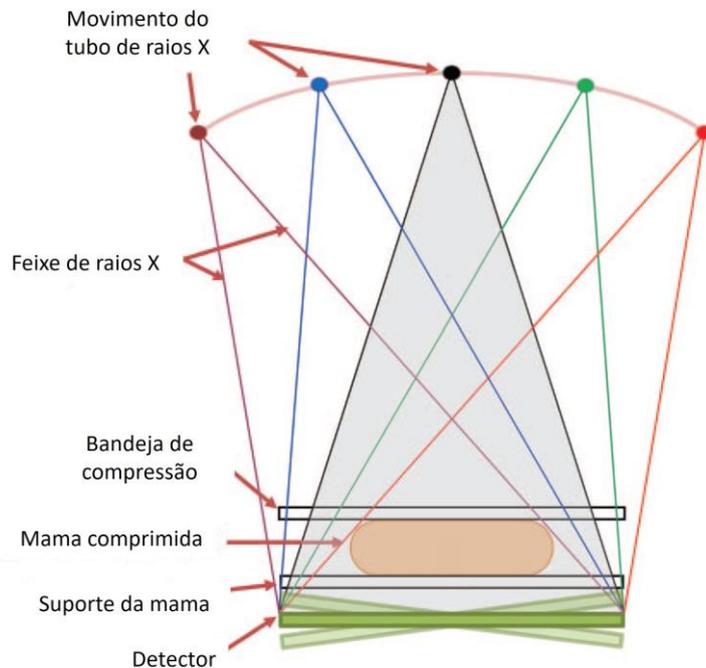
Fonte: Adaptado de AGUILLAR; BAUAB; BELFER; 2018.

Demonstrada pela primeira vez por Niklason *et al.* em 1997, a geometria de aquisição de imagens na modalidade de TMD é similar àquela usada em MD. A diferença é que na TMD o tubo de raios X é angulado em um plano em torno da mama estática comprimida e uma imagem de projeção com baixa dose de radiação é adquirida em cada posição do tubo de raios X, conforme ilustra a Figura 8.

O feixe de raios X utilizado em TMD geralmente possui energia mais alta quando comparado ao usado em MD. O tubo de raios X pode emitir a radiação quando

se move de maneira contínua ou discreta (*step and shoot*), dependendo do fabricante do equipamento.

Figura 8 – Diagrama de aquisição de um sistema de TMD.

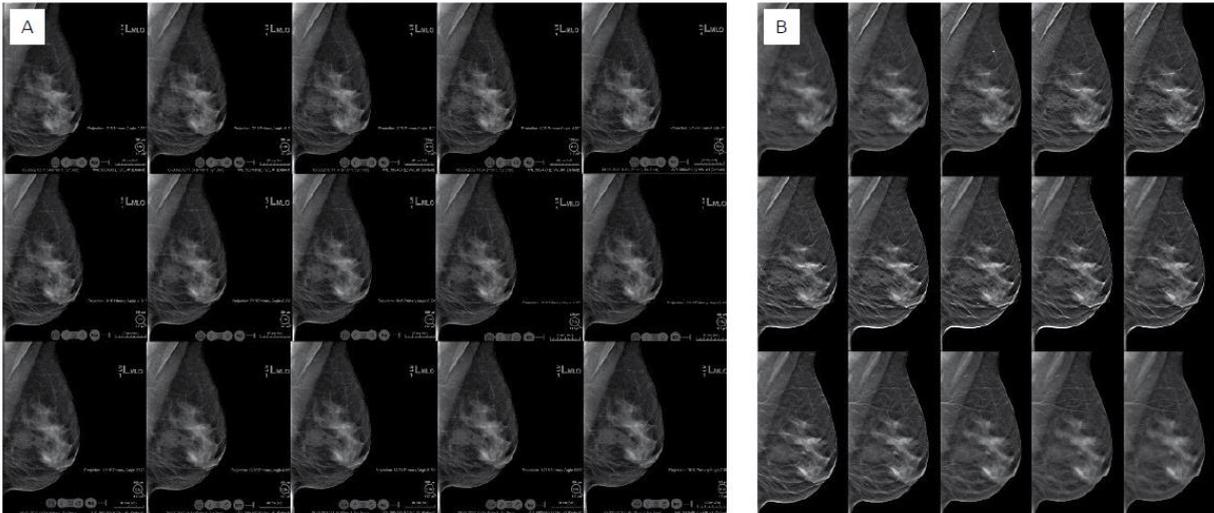


Fonte: Adaptado de SECHOPOULOS (2013).

Após a aquisição das imagens de projeção, estas são processadas por um algoritmo de reconstrução. Este usa as diferentes localizações nas projeções dos mesmos tecidos para calcular sua posição vertical, deste modo estimando a distribuição, não sendo uma representação puramente tridimensional da anatomia da mama (Figura 9).

As informações obtidas nas projeções de TMD podem ser utilizadas para reconstruir não apenas as imagens pseudotrídimensionais, mas também uma única imagem plana, denominada mamografia sintética. A mamografia sintética possibilita a comparação do exame atual com anteriores e fornece ao médico radiologista uma visão geral da mama. Além disso, esta técnica permite a redução da dose de radiação proveniente de aquisições em ambas as modalidades (MERCER; HOGG; KELLY; 2022; HOUSSAMI, 2018).

Figura 9 – (a) Imagens de projeção de baixa dose de radiação; (b) a partir das quais são reconstruídos cortes de 1 mm de espessura.



Fonte: AGUILLAR; BAUAB; BELFER; 2018.

2.3 Proteção Radiológica de Pacientes em Mamografia

O rastreamento do câncer de mama por meio da mamografia tem surtido efeito ao reduzir a taxa de mortalidade, devido a este tipo de câncer, em diversos países (URBAN *et al.*, 2017). No Brasil, o Ministério da Saúde (MS) através de suas diretrizes para o rastreamento de câncer de mama preconiza a oferta de mamografia para mulheres de 50 a 69 anos, a cada dois anos (INCA, 2019). Já o Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR) recomenda o rastreamento anual com mamografia para mulheres entre 40 e 74 anos, preferencialmente com técnica digital (URBAN *et al.*, 2017).

No caso da TMD, o CBR recomenda que esta seja realizada em associação à MD (no modo combo ou sintetizada) no rastreamento, quando disponível (URBAN *et al.*, 2017).

No ano de 2022, foram realizadas 4.239.253 mamografias em mulheres através do Sistema Único de Saúde (SUS) brasileiro, sendo 382.658 mamografias para fins diagnósticos e 3.856.595 para rastreamento (Tabela 1) (INCA, 2023).

Apesar da baixa dose de radiação fornecida durante o exame de mamografia, a exposição da mama à radiação é considerada um potencial efeito adverso do rastreamento do câncer de mama (IARC, 2016). Comitês reconhecidos internacionalmente, como o *National Research Council (NRC)* - Estados Unidos, *Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale (INSERM)* - França, *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR)* e IARC,

concluíram que a exposição à radiação ionizante é um fator de risco bem estabelecido para indução do câncer de mama (IARC, 2016).

Tabela 1 – Número de mamografias realizadas em mulheres no SUS, nas regiões brasileiras em 2022.

Região	Mamografia diagnóstica	Mamografia de rastreamento	Total
Norte	9.552	141.426	150.978
Nordeste	49.055	911.210	960.265
Sudeste	240.712	1.864.295	2.105.007
Sul	68.250	740.549	808.799
Centro-Oeste	15.089	199.115	214.204

Fonte: Ministério da Saúde. Sistema de Informações Ambulatoriais do SUS (INCA, 2023).

As estimativas do risco de câncer induzido por radiação se baseiam em médias estabelecidas a partir de estudos epidemiológicos e não no risco para um único indivíduo. O risco do dano causado pela radiação está relacionado à radiosensibilidade de cada órgão. O fator de ponderação de cada tecido (w_T) considera a diferença de sensibilidade dos diferentes órgãos ou tecidos na indução de efeitos da radiação ionizante (ICRP, 2007). Os fatores de ponderação publicados pela ICRP indicam que o tecido mamário é um dos tecidos mais radiosensíveis do corpo (Tabela 2).

Tabela 2 – Fatores de ponderação dos tecidos, w_T .

Órgão	w_T
Gônadas	0,08
Medula óssea	0,12
Pulmão	0,12
Mama	0,12
Tireóide	0,04
Superfície óssea	0,01

Fonte: ICRP, 2007.

Devido à alta radiosensibilidade do tecido mamário, estratégias devem ser implementadas para garantir que as imagens radiológicas da mama forneçam as informações diagnósticas essenciais com a menor dose de radiação possível, destacando a importância da proteção radiológica. O sistema de proteção radiológica baseia-se em três princípios fundamentais sendo eles: justificação, otimização e limitação da dose (ICRP, 2007; CNEN, 2024).

O princípio da justificação afirma que os resultados da exposição ou uso de radiações ionizantes devem trazer mais benefícios para o indivíduo exposto ou para a sociedade em geral do que prejuízos. Em outras palavras, os benefícios individuais

ou sociais alcançados devem ser suficientes para compensar os danos causados pela exposição à radiação (ICRP, 2007).

O princípio da otimização estabelece que a probabilidade de ocorrência de exposições, o número de pessoas expostas e a magnitude das doses individuais devem ser mantidos tão baixos quanto razoavelmente possível, considerando fatores econômicos e sociais. Em inglês este princípio é resumido pelo acrônimo ALARA (*As Low As Reasonable Achieved*). Isso significa que as exposições médicas de pacientes devem ser otimizadas ao valor mínimo necessário para obtenção do objetivo radiológico, compatível com padrões aceitáveis de qualidade de imagem. Como já mencionado, os NRD são uma possível abordagem para esta otimização da proteção radiológica (ICRP, 2007; OKUNO; YOSHIMURA; 2010).

O terceiro princípio é denominado limitação da dose e tem como objetivo limitar a dose efetiva e equivalente recebida tanto pelos indivíduos do público quanto pelos expostos ocupacionalmente. A dose considerada neste princípio se refere à soma das doses resultantes da exposição. Existem valores de referência estabelecidos pelos órgãos reguladores de proteção radiológica para o limite de dose nos órgãos e no corpo inteiro. No Brasil, esses valores são definidos pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) (CNEN, 2024).

2.3.1 Níveis de Referência em Diagnóstico

O conceito de NRD foi introduzido (ICRP, 1996) e refinado (ICRP, 2007; ICRP, 2017) pela ICRP, a qual recomenda o uso de NRD como uma ferramenta para auxiliar na otimização da proteção na exposição médica de pacientes à radiação ionizante em procedimentos diagnósticos e/ou intervencionistas.

Em 2017, a ICRP 135 esclareceu algumas terminologias, grandezas, unidades e metodologias para avaliação dos NRD, bem como sua implementação nas diversas modalidades do diagnóstico por imagem, incluindo os procedimentos intervencionistas com radiação ionizante e o diagnóstico por imagem também na especialidade de medicina nuclear (ICRP, 2017).

Como uma forma de investigação utilizada no processo de otimização da proteção radiológica, o NRD é um complemento à avaliação profissional e não determina uma linha divisória entre uma prática médica adequada e inadequada. Os valores de NRD são dinâmicos, devem ser revisados periodicamente, e podem ser considerados recursos úteis para identificar situações em que a otimização da

proteção pode ser necessária ou quando novas técnicas de imagem são introduzidas (ICRP, 2017).

Portanto, um valor de NRD é um critério sugestivo que pode ser aplicado para a tomada de decisão quanto à otimização da proteção radiológica ao indicar, por exemplo, exames, equipamentos ou estabelecimentos de saúde que apresentem valores para a grandeza de NRD superiores aos valores de NRD estabelecidos local ou nacionalmente.

Especificamente, a grandeza utilizada como NRD é uma métrica de radiação comumente e facilmente medida ou determinada que é associada à dose recebida pelo paciente em uma determinada modalidade de imagem médica.

Um valor NRD é geralmente definido no 75º percentil (3º quartil) da distribuição das medianas de distribuições da grandeza utilizada como NRD, sendo estas coletadas de pesquisas ou registros em várias instituições de saúde distintas dentro de um país (neste caso, definindo um valor NRD nacional) e dentro de uma área local com algumas instituições de saúde (nesse caso, determinando um valor NRD local).

Ainda no contexto dos NRD, valores típicos podem ser implementados para uma única instituição de saúde com várias salas ou unidades de imagem, ou no caso de um único equipamento associado a uma determinada técnica de imagem. As terminologias e definições recomendadas para os NRD pela ICRP estão resumidas na Tabela 3.

No Brasil, a CNEN estabelece o conceito de NRD como um valor utilizado como instrumento na otimização da proteção radiológica de pacientes submetidos a procedimentos diagnósticos e intervencionistas. Sendo este valor um indicativo de que se, em condições de rotina, a quantidade de radiação ionizante utilizada em procedimentos que envolvem a aquisição de imagens médicas está adequada. Assim como a ICRP 135, a CNEN adota os conceitos de NRD nacional e local, mas não estabelece a metodologia para a determinação desses valores (CNEN, 2024).

A comparação de valores típicos com os NRD correspondentes permite avaliar como uma determinada prática está sendo desempenhada, em comparação com um padrão mais abrangente. Caso não existam NRD disponíveis, valores típicos poderão ser comparados com dados publicados ou entre diferentes instituições de saúde (IAEA, 2023).

Considerando que o uso de simuladores não leva em conta o desempenho do profissional responsável por realizar o procedimento, o uso destes dispositivos não é recomendado pela ICRP 135 para o estabelecimento dos NRD. Desta forma, os valores de NRD devem ser obtidos a partir de procedimentos realizados em uma amostra adequada de pacientes. Deve-se considerar também a indicação clínica e os requisitos técnicos necessários para atingir o objetivo do exame e/ou procedimento (ICRP, 2017).

Tabela 3 – Terminologias para NRD, métodos de derivação e áreas de aplicação.

Terminologia	Abrangência	Valor para definição do NRD	Aplicação
Valor típico	Única instituição de saúde composta por várias (ou poucas) salas de exames, ou uma única sala associada a uma nova técnica	Valor mediano da distribuição	Uso local para identificar as salas de exames que necessitam de otimização
Local (Cidade)	Salas de exames em algumas instituições de saúde (por exemplo, com pelo menos 10 a 20 salas de raios X) em uma área local	Terceiro quartil dos valores das medianas de cada sala de exames individual	Uso local para identificar as salas de exames que necessitam de otimização
Nacional (País)	Seleção representativa de instalações abrangendo um país inteiro	Terceiro quartil da distribuição dos valores medianos de instalações de saúde em todo o país	Em todo um país, de forma a identificar as instalações que necessitam de otimização
Regional (Continente)	Vários países dentro de um continente	Valores medianos de distribuições de valores nacionais ou o 3º quartil da distribuição que representa instalações de saúde em toda a região	Países dentro da região sem um NRD relevante ou para os quais o NRD nacional é superior ao valor regional

Fonte: Adaptado de ICRP (2017, p. 45).

Visto que a dose de radiação fornecida no exame de mamografia varia conforme a espessura da mama, a amostra supracitada deve incluir, no mínimo, dados de 50 pacientes para garantir que esta amostra seja representativa da população pesquisada. Além disso, de forma a se obter valores para uma espessura padrão característica da população local, uma análise restrita, mas equivalente, pode ser realizada para a faixa de EMC mais frequente na amostra (ICRP, 2017).

Três grandezas têm sido utilizadas para levantamento de NRD em mamografia: kerma incidente no ar (K_i), kerma no ar incidente na superfície de entrada (K_e) e DGM. No caso da MD e da TMD, a DGM é a métrica sugerida pela ICRP a ser empregada no estabelecimento de NRD, embora seja uma estimativa da dose no órgão e não da quantidade de radiação ionizante usada na imagem da mama (ICRP, 2017).

2.3.2 Níveis de Referência em Mamografia Digital e Tomossíntese Mamária Digital

A Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA – *International Atomic Energy Agency*) fornece valores aceitáveis e desejáveis para DGM, que correspondem a valores tolerados e valores que devem ser perseguidos para o desempenho de um equipamento de mamografia, respectivamente (IAEA, 2011). No caso da TMD, os valores de referência de DGM são fornecidos pela *European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services* (EUREF, 2018). Estes valores são determinados para avaliações realizadas em objetos simuladores dentro de um programa da garantia da qualidade, não representando NRD ou valores típicos para pacientes.

A regulamentação brasileira (ANVISA, 2021) também segue a recomendação da IAEA para verificação de DGM em simuladores na modalidade de mamografia, mas não especifica estes valores para TMD.

Suleiman *et al.* (2015) realizaram uma revisão sistemática a qual apontou que diversas publicações na literatura utilizaram diferentes métodos para estabelecer NRD em mamografia, fato este que evidenciou a falta de um protocolo consistente e internacionalmente aceito na determinação de NRD. Em muitos destes estudos publicados, a grande quantidade de variáveis utilizadas como, o uso de dados de pacientes em comparação com dados de simuladores, tipo de simulador, espessura de mama comprimida, espessura do simulador, glandularidade da mama, métodos de cálculo e percentis, foram inconsistentes. Em alguns trabalhos realizados a partir de dados de pacientes, a espessura de mama comprimida média foi utilizada para estabelecer os NRD. No entanto, alguns estudos utilizaram uma única faixa de espessura determinada, e outros utilizaram mais de uma faixa para fins de comparação dos valores de NRD. Além disso, a glandularidade da mama variou dependendo do método de cálculo utilizado para estimativa de DGM. Essas diferenças

limitaram a possibilidade de comparação dos NRD entre os estudos e os países (SULEIMAN; BRENNAN; MCENTEE; 2015).

Liu *et al.* (2022) realizaram uma revisão sistemática complementando o trabalho supracitado publicado por Suleiman *et al.* em 2015, com intuito de atualizar e identificar um protocolo mais consistente nas metodologias utilizadas para estabelecer NRD em MD, considerando as mudanças trazidas pela diretriz publicada em 2017 pela ICRP. Os autores identificaram NRD estabelecidos a partir de dados obtidos em uma amostra de, pelo menos, 50 pacientes, em 15 países (Austrália, Bulgária, China, Etiópia, Grécia, Itália, Japão, Nigéria, Noruega, Arábia Saudita, África do Sul, Suíça, Tailândia, Turquia, e Reino Unido e um estudo regional realizado na América Latina). Liu *et al.* (2022) concluíram que, embora a ICRP 135 tenha fornecido informações sobre as metodologias utilizadas no estabelecimento de NRD, a falta de um método de cálculo padrão para estimativa da DGM, ainda dificulta as comparações dos NRD entre estudos e diferentes sistemas de MD.

No âmbito da TMD, a quantidade de estudos que estabelecem valores de NRD é mais escassa, quando comparada a modalidade de MD. A maioria dos estudos encontrados comparam os valores de DGM fornecidos nos exames de TMD com aqueles fornecidos na MD, sem atender os critérios estabelecidos pela ICRP para determinação dos NRD. Há estudos publicados que realizaram o levantamento de valores típicos na Noruega (OSTERAS *et al.*, 2018), Malásia (MOHD NORSUDDIN *et al.*, 2022) e de NRD nacionais no Sri Lanka (JEYASUGITHTHAN *et al.*, 2023).

2.3.3 Metodologias de coleta de dados para determinação de NRD

A coleta de dados dos valores de DGM para o estabelecimento de NRD pode se dar através de duas formas: a extração direta dos valores de DGM fornecidos pelo equipamento de mamografia após a exposição da paciente, ou pode ser estimada a partir de valores K_i ou K_e utilizando-se fatores de conversão derivados do método Monte Carlo. Os valores de K_i e K_e podem ser estimados com base nos parâmetros de exposição, como o rendimento do tubo de raios X, ou medindo-os com detectores termoluminescentes (LIU *et al.*, 2022). Este último método é mais trabalhoso e demanda maior quantidade de tempo para ser executado, visto que as medidas não são feitas de maneira direta e envolvem cálculos matemáticos.

Com o avanço da tecnologia e a introdução da MD, os equipamentos modernos permitem facilmente a coleta dos dados necessários para facilitar as

auditorias de dose, sem a necessidade de realização de medidas e cálculos. Tais equipamentos exibem após cada exposição, em cada imagem, uma indicação digital da DGM, bem como informações sobre a técnica radiográfica e o desempenho do sistema de imagem. Essas informações são também incluídas no cabeçalho DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) de cada imagem (SULEIMAN; BRENNAN; MCENTEE; 2016).

As estimativas de valores de DGM fornecidas pelos fabricantes de equipamentos de mamografia utilizam diversos cálculos matemáticos com base em suposições não padronizadas de glandularidade de mama, podendo resultar em doses subestimadas ou superestimadas (SULEIMAN; BRENNAN; MCENTEE; 2016). As informações sobre como estes valores são calculados pelos fabricantes são limitadas, pois nem todos os fabricantes especificam qual algoritmo é utilizado nem como a glandularidade da mama é estimada. Assim, essa estimativa de dose na mama precisa ser validada antes de ser utilizada para auditorias de dose ou, como no caso deste estudo, para o estabelecimento de valores típicos.

A avaliação da acurácia dos valores de DGM, exibidos pelo equipamento de mamografia, foi proposta inicialmente em 2012 por Borg *et al.* A proposta dos autores foi avaliar dois equipamentos de mamografia para estabelecer a correlação entre a dose no órgão, exibida pelo equipamento, e a dose calculada para diferentes espessuras de simuladores usando os fatores de conversão, obtidos por simulações Monte Carlo (BORG; BADR; ROYLE; 2012).

Suleiman *et al.* publicaram um estudo em 2016, no qual os autores analisaram a concordância entre a DGM estimada pelo mamógrafo e a DGM calculada utilizando-se método Monte Carlo, considerando dados obtidos de exames de pacientes. Os autores encontraram uma diferença pequena, mas significativa, entre as médias dos valores de DGM avaliados (SULEIMAN; BRENNAN; MCENTEE; 2016).

Em 2021, Skrzynski *et al.* também verificaram a confiabilidade dos valores de DGM exibidos e os compararam com valores calculados independentemente. Os autores concluíram que os valores de DGM exibidos devem ser usados com cautela, pois as diferenças observadas, neste estudo, entre as doses exibidas e calculadas afetaram sua comparação com os valores de dose aceitáveis e atingíveis indicados nas diretrizes europeias (SKRZYNSKI; PASICZ; FABISZEWSKA; 2021).

2.4 Dosimetria em mamografia

No contexto de proteção radiológica, a dosimetria refere-se à sistemática de medição criteriosa das grandezas de proteção radiológica, para fins de controle, registro e proteção de indivíduos ocupacionalmente expostos ou pacientes submetidos a práticas que envolvam o uso de radiações ionizantes. Para quantificar essas exposições à radiação são utilizadas grandezas dosimétricas, as quais podem ser classificadas em três principais categorias: grandezas físicas, grandezas de proteção e grandezas operacionais (OKUNO; YOSHIMURA; 2010).

As grandezas físicas são aquelas que podem ser medidas fisicamente, como por exemplo, exposição, dose absorvida e kerma. Exclusivamente para uso em proteção radiológica, a ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) e a ICRP apresentaram as grandezas de proteção e as grandezas operacionais. As grandezas de proteção são aquelas específicas para o corpo humano, definidas com o intuito de determinar limites relacionados à exposição à radiação, entretanto, não podem ser medidas diretamente. As grandezas operacionais, podem ser medidas utilizando-se as grandezas físicas e fatores de conversão, e são utilizadas na monitoração de área e individual (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

A seguir, serão descritas as grandezas físicas relevantes para este estudo.

2.4.1 Exposição (X)

A exposição (X) é uma grandeza determinada somente para fótons (raios X e gama), sendo definida como:

$$X = \frac{dQ}{dm}, \quad (1)$$

onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons e pósitrons liberados pelos fótons no ar, em uma massa dm , são completamente freados no ar. A unidade de exposição é o $\frac{C}{kg}$ (no Sistema Internacional) ou Roentgen (R), sendo $1R = 2,58 \times 10^{-4} \frac{C}{kg}$ (OKUNO; YOSHIMURA; 2010).

2.4.2 Dose Absorvida (D)

A dose absorvida é definida pela razão entre a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria (dE_{ab}) e a massa do volume atingido (dm), conforme equação 2:

$$D = \frac{dE_{ab}}{dm} \quad (2)$$

A unidade de dose absorvida no Sistema Internacional é o Gray (Gy), que é equivalente a $1 \frac{J}{kg}$ (OKUNO; YOSHIMURA; 2010).

2.4.3 Kerma (K)

O kerma (acrônimo para *Kinetic Energy Released per unit Mass*), K , é definido pela razão entre dE_{tr} e dm , conforme equação 3:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}, \quad (3)$$

onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas em uma massa dm de material. A unidade de kerma é o Gray (Gy) (IAEA, 2007).

O kerma refere-se à transferência inicial de energia e muitas vezes é utilizado como dose absorvida, devido a sua equivalência numérica, especialmente para fótons com energia inferior a 1 MeV, sob a condição de equilíbrio eletrônico (OKUNO; YOSHIMURA; 2010).

2.4.3.1 Kerma incidente no ar (K_i) e Kerma no ar na superfície de entrada (K_e)

O K_i e o K_e são grandezas especiais derivadas do kerma.

Em medidas experimentais com raios X, como é o caso da mamografia, o K_i é o kerma no ar de um feixe incidente de raios X medido no eixo central deste feixe, na posição do paciente ou na superfície de um simulador. A radiação retroespalhada não é incluída, apenas a radiação incidente no paciente ou simulador. O K_i é medido em Gray (Gy) (IAEA, 2007).

Já o K_e é o kerma no ar medido no eixo central de um feixe de raios X, na posição do paciente ou na superfície de um simulador considerando a radiação retroespalhada. O K_e é medido em Gray (Gy) (IAEA, 2007).

A relação entre o K_i e o K_e é dada pela equação 4:

$$K_e = K_i \cdot B , \quad (4)$$

onde B é o fator de retroespalhamento da radiação.

Os valores de B são fornecidos na literatura e podem ser medidos ou calculados a partir de métodos Monte Carlo baseados em simuladores homogêneos ou antropomórficos. Os fatores de retroespalhamento levam em consideração a tensão do tubo de raios X, a filtração do feixe, o tamanho do campo irradiado e o material do meio (IAEA, 2007).

De forma numericamente equivalente ao K_e , também é utilizado na literatura o acrônimo ESAK (*Entrance Surface Air Kerma*) ou o termo mais antigo DEP (Dose de Entrada na Pele), medido também em Gray (ICRP, 2017).

Especificamente em mamografia, as três principais quantidades dosimétricas usadas são o K_i , o K_e e a dose média no tecido glandular mamário, ou DGM. Devido ao fato de o K_i e o K_e apresentarem grande variabilidade com a tensão do tubo de raios X e diferentes combinações alvo/filtro para uma mesma espessura de mama, a ICRP recomenda o uso da DGM para o estabelecimento de NRD, como mencionado anteriormente (ICRP, 2017).

A DGM é o indicador que melhor reflete a dose recebida pelo paciente, pois fornece uma estimativa da dose média absorvida pelo tecido glandular da mama. Portanto, estimar a DGM é a principal forma de relacionar os riscos de câncer induzido por radiação em imagens radiológicas da mama (IAEA, 2007).

A seguir, será descrito um breve histórico do conceito de DGM e serão abordados os principais métodos de cálculo para estimar esta grandeza, propostos por diferentes autores.

2.4.4 Dose Glandular Média

Inicialmente, a dosimetria em mamografia era realizada através de medidas de exposição no ar na superfície de entrada da mama. Com o passar do tempo, esta metodologia revelou-se complexa na determinação da energia absorvida pela mama e do risco associado (ROTHENBERG; KIRCH; SNYDER; 1975, STANTON *et al.*, 1963).

Um levantamento realizado em 1976 nos Estados Unidos identificou que, para uma mama de tamanho médio, os valores de exposição na entrada da superfície da mama apresentavam grandes variações (JENSEN; BUTLER; 1978). Desta forma,

identificou-se ser necessária a implementação de um valor mais confiável da energia absorvida para levar em conta o risco da radiação ionizante em mamografia.

Outras medidas de dose relacionadas ao risco foram estudadas na década de 70, e a dose média na mama foi então adotada como um possível parâmetro para avaliação deste risco (HAMMERSTEIN *et al.*, 1979). Breslow *et al.* (1977) estimaram que a dose média na mama corresponde a 20% da dose na pele, demonstrando que tal parâmetro não considerava a distribuição do tecido dentro da mama. Em 1976, Karlsson *et al.* propôs que a dose fosse estimada no tecido glandular mamário, pois este é mais sensível a radiação (KARLSSON *et al.*, 1976). Este tecido contém altas concentrações de células epiteliais que, devido ao fato de passarem pelas fases mitóticas com mais frequência, são mais suscetíveis à radiação aumentando as chances de risco de desenvolvimento de câncer (YAFFE; MAINPRIZE; 2011).

O conceito de DGM, proposto por Karlsson *et al.* (1976), passou então a ser a grandeza recomendada em 1987 pela ICRP (ICRP, 1987) como um descritor de dose em mamografia, por estar diretamente associada ao risco de indução de câncer pela radiação. Sendo desde então, adotada em protocolos publicados por órgãos reconhecidos internacionalmente, como a IAEA, ACR (*American College of Radiology*) e EUREF (IAEA, 2011, BERNIS *et al.*; 2018, EUREF, 2018), inclusive nacionalmente pelo MS atualmente (ANVISA, 2021).

Considerando que a interação da radiação com o tecido mamário ocorre dentro da mama, a DGM não pode ser medida diretamente em pacientes ou simuladores de material equivalente. Entretanto, o K_i pode ser medido diretamente na superfície da estrutura irradiada. Desta forma, fatores de conversão foram introduzidos para estimar a DGM a partir do K_i medido (STANTON *et al.*, 1984).

Estes fatores de conversão são obtidos através de simulações Monte Carlo, as quais utilizam modelos computacionais para simular a absorção de raios X no tecido glandular mamário. Estes fatores estimam a DGM em uma mama padrão, não representando a dose em uma mama real. Portanto, a estimativa da DGM é propensa a erros, independentemente do método de cálculo utilizado, pois não é possível medir diretamente a dose absorvida pelo tecido glandular, bem como as diferenças na distribuição da densidade do tecido glandular que também dependem da espessura da mama e da idade.

Diversos autores (DANCE, 1990, DANCE *et al.*, 2000, DANCE; YOUNG; VAN ENGEN; 2009, SOBOL; WU; 1997, WU *et al.*, 1994, BOONE, 1999, BOONE, 2002,

BOONE; FEWELL; JENNINGS; 1997) estabeleceram fatores de conversão que são amplamente utilizados para estimar a DGM. Apesar de diferirem entre si, os fatores de conversão empregados nos diferentes métodos de cálculo levam em consideração parâmetros dependentes da qualidade do feixe, como a camada semirredutora (CSR), material da combinação alvo/filtro e fatores dependentes da mama, como glandularidade e EMC.

2.4.4.1 Método de Dance

Inicialmente, os fatores de conversão calculados por Dance *et al.* (1990) foram estimados de acordo com os valores de CSR por EMC, em uma faixa de 2 a 8 cm, para mamas com 50% de glandularidade. Estes fatores incluíam uma gama de espectros de raios X com alvos de Mo e W, com filtros de Mo, Rh ou Paládio (Pd).

Para estimar a DGM, inicialmente Dance *et al.* (1990) propuseram a seguinte equação:

$$DGM = K_i \cdot p \cdot g \quad (5)$$

onde g é o fator que converte K_i para DGM, considerando uma mama padrão com 4,2 cm de espessura e 50% de glandularidade. O fator p converte K_i para o simulador usado no experimento (4 cm de espessura, com 50% de glandularidade) em K_i para um simulador de mama padrão. Este fator possibilitou o uso de materiais de baixo custo e acessíveis, como PMMA (polimetilmetacrilato), para criar simuladores e converter seus resultados em tamanhos e materiais adotados como padrão.

A DGM é medida em Gray (Gy) e os fatores de conversão p e g são adimensionais (IAEA, 2007).

Com o avanço tecnológico e a chegada de novos equipamentos no mercado, Dance e colaboradores, dentre outros autores, continuaram a atualizar seu método. Nos anos 2000 uma nova equação foi publicada com tabelas que incluem espessuras de mama entre 2 e 11 cm e incorpora um fator de conversão que considera diferentes glandularidade e espectros (c e s). Tal equação é dada por:

$$DGM = K_i \cdot g \cdot c \cdot s \quad (6)$$

onde g é o fator que converte K_i para DGM, considerando uma mama com 50% de glandularidade. Esse método incorpora uma estimativa da glandularidade, o fator c , que corrige as diferenças na glandularidade além dos 50% e é dado para duas faixas etárias de 40 a 49 e 50 a 64 anos. Os fatores g e c são adimensionais e dependentes

dos valores de CSR e EMC. O fator s é dependente do espectro, o qual é corrigido para diferentes combinações alvo-filtro (DANCE *et al.*, 2000).

2.4.4.2 Método de Wu

No método de Wu, inicialmente, os fatores de conversão eram tabelados somente para a combinação alvo/filtro de Mo/Mo, sendo dependentes da tensão do tubo de raios X (kVp), CSR e incluíam mamas com glandularidades de 0%, 50% e 100%.

O método de Wu utiliza a equação abaixo para calcular a DGM:

$$DGM = X_{ESE} \cdot DgN \quad (7)$$

onde X_{ESE} é a exposição na pele na entrada mama, medida em Roentgen (R). Os coeficientes DgN referem-se a dose glandular normalizada por unidade de exposição na entrada da pele, sendo expressos em unidades de $\frac{Gy}{R}$. Os coeficientes DgN são obtidos através de simulações Monte Carlo e variam conforme a qualidade do feixe de raios X (tensão do tubo de raios X, valor da CSR, material do alvo e filtro do tubo de raios X) e características da mama (espessura e composição) (WU; BARNES; TUCKER; 1991).

Para estimar a DGM, os coeficientes DgN incluem todas as variáveis envolvidas, enquanto no método de Dance, como supracitado, mais de um fator de conversão é utilizado para tais cálculos (DANCE, 1990, DANCE *et al.*, 2000).

Em 1994, Wu *et al.* publicaram tabelas incluindo outras combinações alvo/filtro. Em 1997, Sobol e Wu publicaram equações de parametrização para calcular os coeficientes DgN para diferentes combinações alvo/filtro e diferentes glandularidades. O método de Wu é limitado a somente três combinações alvo/filtro: Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh (SOBOL; WU; 1997).

2.4.4.3 Método de Boone

Após Wu introduzir pela primeira vez seu método para os cálculos dos fatores de conversão, Boone estendeu esse modelo para incluir valores mais altos de energia do feixe de raios X, de espessuras de mama e acrescentou outras combinações de alvo/filtro (Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh, W/Pd e W/Ag). As tabelas de Boone forneciam valores de glandularidades de 0%, 50% e 100%. A equação utilizada para estimativa da DGM pelo método de Boone é semelhante àquela utilizada por Wu:

$$DGM = K_i \cdot DgN \quad (8)$$

onde DgN é a dose glandular normalizada por unidade de kerma incidente no ar na superfície da mama, expressa em $\frac{mGy}{mGy}$ (NOSRATIEH *et al.*, 2015).

Os coeficientes DgN calculados por Boone englobam uma ampla faixa de feixes de raios X mono e poli energéticos e, devido ao fato de incluírem também diferentes combinações alvo/filtro, a DGM pode ser estimada para outras modalidades além da mamografia, como por exemplo a TMD (BOONE, 1999, BOONE, 2002, BOONE; FEWELL; JENNINGS; 1997).

Em 2015 Boone *et al.* refinaram os estudos anteriores e publicaram tabelas, incluindo espessuras de mama de 2 a 9 cm, com os valores de DgN gerados para as seguintes combinações alvo/filtro: W + 50 μm Ag, W + 500 μm Al, W + 700 μm Al, W + 200 μm Cu, W + 300 μm Cu, W + 50 μm Rh, Mo + 400 μm Cu, Mo + 30 μm Mo, Mo + 25 μm Rh, Rh + 400 μm Cu e Rh + 25 μm Rh. Neste estudo, os autores forneceram os coeficientes DgN para 5 diferentes glandularidades de tecido mamário: 6,4%, 11,7%, 17,0%, 26,6% e 45,8% (NOSRATIEH *et al.*, 2015).

2.5 Dosimetria em tomossíntese mamária digital

A metodologia para estimar a DGM na modalidade de TMD é uma extensão daquela definida anteriormente para MD.

Considerando que na aquisição de imagens de TMD há a rotação do tubo de raios X, a estimativa da DGM é dada pela soma das doses recebidas nas projeções individuais. Para levar em conta este fator, o coeficiente T é incluído na estimativa da DGM de um exame completo, conforme equações 9 e 10:

$$DGM_{TMD} = K_i^0 \cdot g \cdot c \cdot s \cdot T \quad (9)$$

$$DGM_{TMD} = K_i^0 \cdot DgN \cdot T \quad (10)$$

Sendo,

$$T = \sum_i \alpha_i \cdot t(\theta_i) \quad (11)$$

onde o somatório em i da equação 11 inclui todas as projeções adquiridas, sendo α_i a distribuição do produto corrente-tempo total entre as diferentes projeções e $t(\theta_i)$ o fator “tomo” no ângulo de projeção θ . Sendo K_i^0 o kerma no ar medido sem

retroespalhamento utilizando-se o produto corrente-tempo total do exame, com o tubo de raios X na posicionado em 0° (EUREF, 2018).

Dance *et al.* (2011) calcularam o coeficiente T através de simulações Monte Carlo para espessuras de mama entre 20 e 110 mm, ângulos de projeção de 0° a 30°, combinações alvo/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh, W/Ag e W/AI e glandularidade de 0,1%, 25%, 50%, 75% e 100%.

2.6 Avaliação da DGM nos protocolos de controle de qualidade

No Brasil, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), vinculada ao MS, por meio da Resolução de Diretoria Colegiada (RDC) N° 611, publicada em 09 de março de 2022, estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista e regulamenta o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de tecnologias radiológicas diagnósticas ou intervencionistas (ANVISA, 2022).

Especificamente para mamografia, a legislação nacional vigente é a Instrução Normativa - N° 92 (IN 92), de 31 de maio de 2021, a qual estabelece os requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança de sistemas de mamografia, e dá outras providências. Essa normativa determina a relação mínima de testes de aceitação e de CQ que devem ser realizados pelos serviços de saúde, determinando suas respectivas periodicidades, tolerâncias e níveis de restrição (ANVISA, 2021).

Os testes de CQ, relacionados ao desempenho do sistema de mamografia descritos na IN 92, incluem avaliações do sistema de compressão, controle automático de exposição, performance do detector, resolução do sistema, características do feixe de raios X, dosimetria, sistema de colimação, qualidade da imagem e sistema de visualização da imagem.

Conforme a IN 92, a avaliação do valor representativo da DGM deve ser feita na aceitação do equipamento, anualmente ou após reparos. Os valores de referência e tolerância de DGM, para objetos simuladores, são apresentados na Tabela 4. Estes valores são estabelecidos somente para a modalidade de mamografia, visto que essa normativa não prevê valores de DGM para TMD.

Tabela 4 – Valores de referência e tolerância para DGM.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Referência (mGy)	Tolerância (mGy)
20	21	0,6	< 1,0
30	32	1,0	< 1,5
40	45	1,6	< 2,0
45	53	2,0	< 2,5
50	60	2,4	< 3,0
60	75	3,6	< 4,5

Fonte: ANVISA, 2021.

A metodologia para realização dos testes não é descrita na IN 92, logo, os mesmos devem ser executados conforme protocolos nacionais oficiais ou internacionais dos quais o Brasil seja signatário (ANVISA, 2022).

Neste estudo, a fim de verificar a acurácia dos valores de DGM exibidos pelo equipamento, para posterior determinação dos valores típicos, foram revisados protocolos internacionais que descrevem metodologias específicas para avaliação de DGM em MD e TMD. Estes protocolos incluem publicações mais recentes, até o presente momento, do ACR – *Digital Mammography*, da IAEA – *Quality Assurance Programme for Digital Mammography* e da EUREF - *European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis* e *Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems* (BERNS *et al.*, 2018; IAEA, 2011; EUREF, 2013; EUREF, 2018). Para fins de simplificação neste estudo, estes protocolos serão denominados como ACR 2018, IAEA 2011, EUREF 2013 e EUREF 2018, respectivamente.

Todos os quatro protocolos revisados recomendam que os valores de DGM devem ser avaliados considerando os fatores de exposição utilizados clinicamente, incluindo quaisquer seleções automáticas da tensão do tubo e combinação alvo/filtro. Essa avaliação deve ser feita para uma variedade de mamas típicas com diferentes espessuras de PMMA de forma a simular mamas reais, baseado na equivalência da atenuação entre diferentes espessuras de PMMA e mamas típicas (Tabela 5) (DANCE; YOUNG; VAN ENGEN; 2009).

Tabela 5 – Espessura de PMMA e mama equivalente em termos de atenuação e glandularidade.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Proporção fibroglandular de mama equivalente (%)
20	21	97
30	32	67
40	45	41
45	53	29
50	60	20
60	75	9
70	90	4
80	103	3

Fonte: Dance et al. (2009).

Inicialmente, neste trabalho, foram revisados os protocolos que descrevem as metodologias especificamente para a modalidade de MD. A fim de buscar um padrão e encontrar a melhor metodologia a ser aplicada neste estudo, os seguintes critérios foram comparados nos protocolos selecionados: faixa de espessura de PMMA avaliada, método de cálculo da DGM, exatidão do indicador de dose do equipamento e valores de DGM de referência. O quadro 1 sintetiza a comparação entre os fatores relevantes comparados entre os protocolos para a modalidade de MD.

Quadro 1 – Comparação entre protocolos para a modalidade de MD.

Referência	Espessuras de PMMA avaliadas (mm)	Coefficientes de conversão	Exatidão do indicador de dose
IAEA 2011	20, 30, 40, 45, 50 60, 70 e 80	Dance	Não avalia
EUREF 2013	20, 30, 40, 45, 50 60 e 70	Dance	Não avalia
ACR 2018	42	Dance	± 25%

Fonte: Autoria própria (2024).

Conforme apresentado no quadro 1, os coeficientes de conversão adotados em todos os protocolos revisados são àqueles determinados por Dance e colaboradores, os quais são apresentados nas Tabelas 6, 7 e 8 (Dance et al., 2000). Estes coeficientes, serão utilizados posteriormente neste estudo conforme as equações 6 e 9.

Tabela 6 – Fator g para mamas simuladas com PMMA.

Espessura de PMMA (mm)	Fator g (mGy/mGy)										
	CSR (mm Al)										
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80
20	0,378	0,421	0,460	0,496	0,529	0,559	0,585	0,609	0,631	0,650	0,669
30	0,261	0,294	0,326	0,357	0,388	0,419	0,448	0,473	0,495	0,516	0,536
40	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339	0,366	0,387	0,406	0,425
45	0,155	0,177	0,198	0,220	0,245	0,272	0,295	0,317	0,336	0,354	0,372
50	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261	0,282	0,300	0,317	0,333
60	0,106	0,121	0,136	0,152	0,166	0,189	0,210	0,228	0,243	0,257	0,272
70	0,086	0,098	0,111	0,123	0,136	0,154	0,172	0,188	0,202	0,214	0,227
80	0,074	0,085	0,096	0,106	0,117	0,133	0,149	0,163	0,176	0,187	0,199

Fonte: Dance *et al.*, 2000.

Tabela 7 – Fator c para mamas simuladas com PMMA.

Espessura de PMMA (mm)	Fator c (para mamas típicas de mulheres com idade entre 50-64 anos)										
	CSR (mm Al)										
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80
20	0,889	0,895	0,903	0,908	0,912	0,917	0,921	0,924	0,928	0,933	0,937
30	0,940	0,943	0,945	0,946	0,949	0,952	0,953	0,956	0,959	0,961	0,964
40	1,043	1,041	1,040	1,039	1,037	1,035	1,034	1,032	1,030	1,028	1,026
45	1,109	1,105	1,102	1,099	1,096	1,091	1,088	1,082	1,078	1,073	1,068
50	1,164	1,160	1,151	1,150	1,144	1,139	1,134	1,124	1,117	1,111	1,103
60	1,254	1,245	1,235	1,231	1,225	1,217	1,207	1,196	1,186	1,175	1,164
70	1,299	1,292	1,282	1,275	1,270	1,260	1,249	1,236	1,225	1,213	1,200
80	1,307	1,299	1,292	1,287	1,283	1,273	1,262	1,249	1,238	1,226	1,213

Fonte: Dance *et al.*, 2000.

Tabela 8 – Fator s para diferentes combinações alvo-filtro.

Combinação alvo-filtro	Espessura do filtro (μm)	Fator s
Mo/Mo	30	1,000
Mo/Rh	25	1,017
Rh/Rh	25	1,061
W/Rh	50 – 60	1,042
W/Ag	50 – 75	1,042

Fonte: Dance *et al.*, 2000.

O protocolo ACR 2018 é o único que recomenda realizar a avaliação da exatidão do indicador de DGM do equipamento, sendo que o valor indicado deve estar dentro de $\pm 25\%$ da DGM calculada. Em relação aos valores de referência de DGM, este protocolo recomenda que a DGM não deve exceder 3 mGy. Esse valor é usado como referência para o simulador do ACR, o qual possui 42 mm de espessura e simula uma mama composta por 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo.

Os valores de referência recomendados pelo protocolo IAEA 2011 são idênticos àqueles definidos pela IN 92, com acréscimo dos valores de 5,1 mGy (referência) e 6,5 mGy (tolerância) para espessura de 70 mm de PMMA. O protocolo EUREF 2013 traz valores semelhantes a IN 92, incluindo os valores para espessura

de 70 mm assim como o IAEA 2011. Entretanto, em 2017 houve uma atualização dos valores para espessura de PMMA de 20 mm da diretriz europeia, sendo definidos como 0,8 mGy (referência) e 1,2 mGy (tolerância) (EUREF, 2017).

Para a modalidade de TMD somente dois protocolos, publicados pelos órgãos de referência, descrevem a metodologia para a estimativa da DGM (Quadro 2).

Quadro 2 – Comparação entre protocolos para a modalidade de TMD.

Referência	Espessuras de PMMA avaliada (mm)	Coefficientes de conversão	Exatidão do indicador de dose
ACR 2018	42	Dance	± 25%
EUREF 2018	20, 30, 40, 45, 50 60, 70 e 80	Dance	Não avalia

Fonte: Autoria própria (2024).

Assim como na modalidade de MD, os protocolos específicos de TMD também adotam os coeficientes de conversão determinados por Dance (Tabelas 6 e 7). No caso do fator s , incluído na equação 9, os valores utilizados neste estudo foram aqueles calculados por Dance, para um espectro de raios X gerado por um alvo de W e um filtro de Al de 700 μm de espessura, conforme tabela 9. Esta combinação alvo/filtro foi escolhida por ser a utilizada no equipamento em que este estudo foi realizado, conforme será descrito no capítulo 3.

Os valores do fator T , empregado nas equações 9 e 10, são determinados para cada fabricante de equipamento de mamografia, assumindo-se que a dose é distribuída uniformemente entre todas as projeções, conforme Tabela 10. Estes valores são apresentados no protocolo da EUREF 2018, não sendo trazidos no protocolo ACR 2018.

Tabela 9 – Fator s para um espectro de raios X gerado por um alvo de W filtrado por 700 μm de Al.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Fator s
20	21	1,052
30	32	1,064
40	45	1,082
45	53	1,094
50	60	1,105
60	75	1,123
70	90	1,136
80	103	1,142

Fonte: EUREF, 2018.

Tabela 10 – Fator *T* para diferentes fabricantes de equipamento.

Espessura de mama (mm)	$T_{Fujifilm} \pm 7,5^\circ$	$T_{Fujifilm} \pm 20^\circ$	$T_{GE} \pm 12,5^\circ$	$T_{Hologic} \pm 7,5^\circ$	$T_{TMS} \pm 19^\circ$	$T_{Planmed} \pm 15^\circ$	$T_{Siemens} \pm 24^\circ$	$T_{IMSClax} \pm 15^\circ$
20	0,997	0,985	0,993	0,997	0,985	0,991	0,980	0,991
30	0,996	0,981	0,991	0,996	0,981	0,989	0,974	0,988
40	0,997	0,979	0,990	0,996	0,978	0,988	0,971	0,987
50	0,996	0,977	0,989	0,995	0,976	0,986	0,968	0,986
60	0,995	0,975	0,988	0,994	0,974	0,985	0,966	0,984
70	0,995	0,974	0,987	0,994	0,973	0,984	0,965	0,983
80	0,994	0,972	0,986	0,993	0,972	0,983	0,964	0,982
90	0,993	0,971	0,985	0,992	0,970	0,981	0,962	0,981
100	0,994	0,970	0,984	0,993	0,970	0,981	0,961	0,980
110	0,993	0,969	0,984	0,992	0,968	0,980	0,960	0,979

Fonte: EUREF, 2018.

De forma similar a MD, o protocolo do ACR é o único que recomenda realizar a avaliação da exatidão do indicador de DGM do equipamento para a modalidade de TMD, devendo este estar dentro de $\pm 25\%$ do valor calculado. Este protocolo também recomenda que para TMD o valor de DGM não deve exceder 3 mGy, para a espessura avaliada de 42 mm (simulador do ACR).

Em relação aos valores de referência e tolerância da DGM, o protocolo EUREF 2018 define estes como valores de referência, conforme Tabela 11.

Tabela 11 – Valores de referência de DGM para TMD.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Valor de Referência (mGy)
20	21	1,2
30	32	1,5
40	45	2,0
45	53	2,5
50	60	3,0
60	75	4,5
70	90	6,5

Fonte: EUREF, 2018.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi realizado no Complexo Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná (CHC-UFPR). O CHC-UFPR é o maior hospital geral do Estado do Paraná e realizou, em média, 400 mamografias por mês nos anos de 2021 e 2022.

Este estudo foi dividido em duas etapas. A primeira etapa consistiu em averiguar a concordância entre os valores de DGM exibidos pelo equipamento e aqueles estimados utilizando-se os coeficientes de conversão propostos por Boone e Dance (NOSRATIEH *et al.*, 2015; Dance *et al.*, 2000).

Na segunda etapa, com objetivo de determinar os valores típicos de DGM para MD e TMD, foram coletados dados de pacientes que realizaram estas modalidades de exame na instituição avaliada. Deste modo, antes de iniciar este estudo, o projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do CHC-UFPR, sendo aprovado com o Certificado de Apreciação Ética (CAAE) nº. 53273721.6.0000.0096 e parecer do comitê nº. 5.157.771 (Apêndice A). Não houve financiamento adicional ou conflitos de interesse.

A seguir serão descritos os equipamentos e as metodologias adotadas nas duas etapas deste estudo.

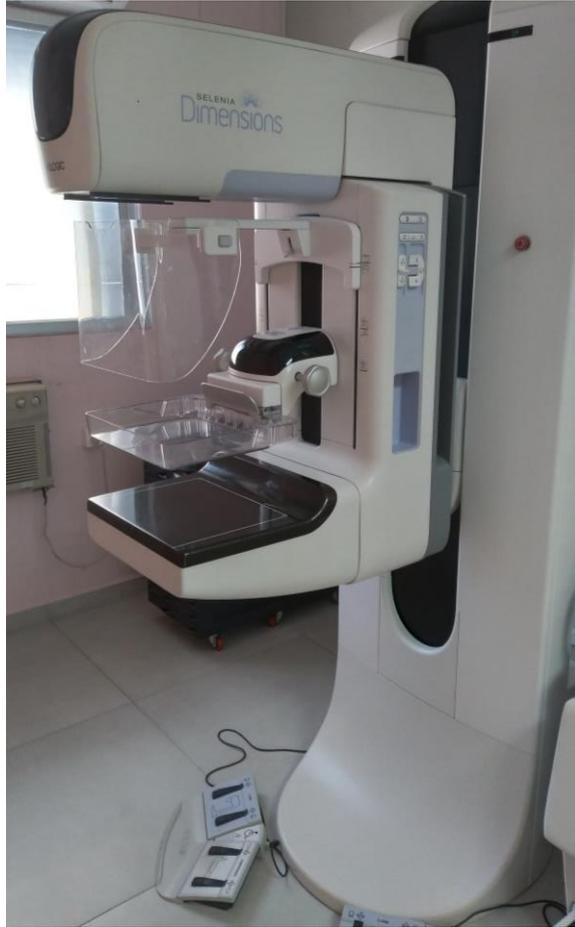
3.1 Mamógrafo Digital

Todos os dados avaliados neste estudo foram adquiridos em um único mamógrafo digital da marca Hologic, modelo Selenia Dimensions®, instalado no CHC-UFPR (Figura 10) e em funcionamento desde 2018. Estes dados correspondem àqueles originários de exames realizados em pacientes, bem como os provenientes de medidas realizadas de parâmetros dosimétricos neste sistema mamográfico específico. Tal sistema é descrito brevemente abaixo, sendo que maiores detalhes podem ser encontrados na literatura técnica disponível (NHSBSP, 2012).

Para a geração do feixe de raios X, o sistema Dimensions utiliza um alvo de W com um filtro Rh ou de Ag, ambos com 50 µm de espessura, nas aquisições de MD. Nas aquisições de TMD o mesmo alvo é utilizado, porém, com um filtro de Al de 700 µm de espessura.

O sistema dispõe de duas bandejas de compressão (com dimensões de 18 cm x 24 cm ou 24 cm x 29 cm) que podem ser usadas em ambas as modalidades de aquisição.

Figura 10 – Mamógrafo instalado no CHC-UFPR.



Fonte: Aatoria própria (2024).

Para a geração das imagens, o equipamento possui um detector plano de a-Se de tamanho 24 cm x 29 cm, o qual realiza a conversão direta de raios X em sinal digital. O tamanho do pixel é de 70 μm nas aquisições de MD, 140 μm nas imagens de projeção da TMD, e de aproximadamente 100 μm nos planos reconstruídos obtidos nas aquisições de TMD (o tamanho do pixel varia com a altura do plano reconstruído acima do suporte da mama).

Em ambas as modalidades (MD e TMD), o equipamento disponibiliza três modos de controle automático de exposição (CAE): *AutoFilter*, *AutokV* e *AutoTime*. No modo *AutoFilter*, o sistema seleciona a tensão, o filtro e a carga transportável automaticamente, sendo os valores destes parâmetros baseados na EMC. No modo *AutokV*, o usuário seleciona o filtro e o sistema define a tensão e a carga transportável. No modo *AutoTime*, o usuário seleciona o filtro e a tensão, enquanto o sistema determina a carga transportável. Para todos os três modos automáticos, um pulso de pré-exposição é usado. Na modalidade de MD, a carga transportável deste pulso é de

5 mAs e 10 mAs para espessuras de mama comprimida inferiores e superiores a 50 mm, respectivamente. Na modalidade de TMD, o valor do pré-pulso é de 5 mAs, sendo utilizado para qualquer EMC. Esta pré-exposição contribui para a dose na paciente, mas não contribui para a formação da imagem. Existe ainda um modo manual, o qual permite ao operador selecionar todos os parâmetros de exposição.

Durante a aquisição de TMD, o tubo se move para a posição inicial em um ângulo de aproximadamente $7,5^\circ$ em relação ao eixo vertical. O pré-pulso é executado enquanto o tubo está estacionário e, em seguida, 15 imagens de projeções são adquiridas em intervalos de aproximadamente um grau (de $-7,5^\circ$ a $+7,5^\circ$) enquanto o tubo está em movimento. A colimação é fixa durante a aquisição da TMD e o suporte da mama é estacionário.

Este equipamento é submetido a um programa periódico de CQ pelo Serviço de Física Médica do CHC-UFPR, o qual consiste em avaliações do sistema de compressão, controle automático de exposição, performance do detector, resolução do sistema, características do feixe de raios X, dosimetria, sistema de colimação, qualidade da imagem e sistema de visualização da imagem, conforme exigido pela legislação vigente brasileira e recomendações baseadas em protocolos internacionais para a modalidade de MD (ANVISA, 2021; IAEA, 2011). Na modalidade de TMD, o equipamento é avaliado semanalmente em termos de qualidade da imagem, conforme recomendação do fabricante (HOLOGIC, 2014). Em todos os testes realizados, os resultados atenderam aos padrões exigidos, garantindo assim a conformidade com a legislação vigente e especificações técnicas.

3.2 Dosimetria

Na primeira etapa deste estudo, em ambas as modalidades de MD e TMD, foi realizada a avaliação da concordância entre os valores de DGM exibidos pelo mamógrafo e aqueles estimados através de métodos específicos de cálculo a partir das grandezas medidas e daquelas fornecidas pelo equipamento de mamografia após cada exposição. Esta investigação é encontrada de forma relativamente frequente na literatura quando associado à determinação de NRD (SULEIMAN; BRENNAN; MCENTEE; 2016, SKRZYNSKI; PASICZ; FABISZEWSKA; 2021).

Conforme descrito anteriormente, protocolos e diretrizes internacionais que descrevem metodologias específicas para avaliação de DGM em MD e TMD foram revisadas. Na modalidade de MD foi escolhida a metodologia recomendada pelo

protocolo IAEA 2011, devido ao fato deste fornecer os mesmos valores de referência de DGM que a IN 92 para as espessuras de PMMA avaliadas. Considerando que o protocolo EUREF 2018 é o único que fornece valores de referência de DGM na modalidade de TMD, para diferentes espessuras de PMMA, adotou-se a metodologia proposta por este protocolo.

Em relação aos coeficientes de conversão para ambas as modalidades, aqueles determinados por Dance *et al.* (2000) foram escolhidos por serem amplamente utilizados nos protocolos internacionais de CQ revisados para avaliação da DGM (ACR 2018, EUREF 2013, EUREF 2018 e IAEA 2011). Os coeficientes dados por Boone *et al.* (2015) foram escolhidos por serem empregados pelo fabricante do equipamento de mamografia Selenia Dimensions® (SULEIMAN; BRENNAN; MCENTEE; 2017). Os coeficientes dados por Sobol e Wu (1997) não foram utilizados por não fornecerem as combinações alvo/filtro compatíveis com o mamógrafo utilizado neste estudo.

A faixa de espessura de mama avaliada foi definida conforme normativa brasileira (ANVISA, 2021), entre 20 e 60 mm de PMMA, incluindo-se também a espessura de 70 mm de PMMA conforme recomendado nos protocolos internacionais (ACR 2018, EUREF 2013, EUREF 2018 e IAEA 2011). Desta forma, foram avaliadas espessuras entre 20 e 70 mm de PMMA correspondente a uma faixa de espessura de mama equivalente entre 21 e 90 mm.

Em ambos os modos de imagem, MD e TMD, foram definidos pelo CAE (modo *AutoFilter*) os fatores de exposição, como tensão do tubo (kV), combinação alvo/filtro e a carga transportável (mAs) para as diferentes espessuras de PMMA. Para cada espessura, a bandeja de compressão foi posicionada de modo que a espessura de mama equivalente desejada fosse exibida pelo indicador de espessura de mama comprimida do equipamento.

Devido ao fato de o PMMA ser mais denso que o tecido mamário, qualquer seleção automática da tensão do tubo e combinação alvo-filtro pode ser diferente daquela que seria selecionada para uma mama real. A adição de espaçadores (por exemplo, blocos de poliestireno expandido) ao PMMA, para se obter uma espessura total de mama equivalente, pode corrigir esta divergência (EUREF, 2013).

Em sistemas que determinam os fatores de exposição usando a transmissão, como é o caso do equipamento Selenia Dimensions®, os espaçadores não são necessários. No sistema da Hologic, a compressão não é necessária para imagens

de CQ (NHSBSP, 2012). Assim, neste estudo, foi deixado um espaço de ar entre o PMMA e a bandeja de compressão, de forma a se obter a espessura de mama equivalente (Figura 11).

Figura 11 – Obtenção da espessura de mama equivalente.



Fonte: Autoria própria (2024).

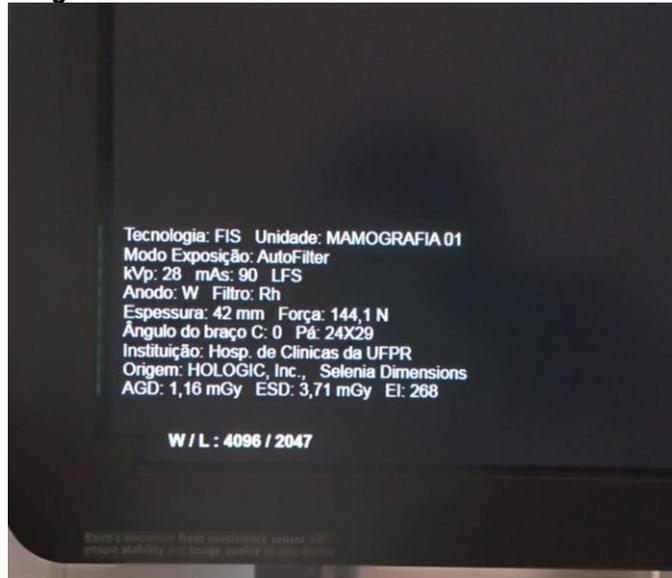
Para cada uma das modalidades (MD e TMD) foram realizadas quatro exposições, no modo *Autofilter*, para cada espessura de mama equivalente avaliada. No modo TMD, os valores definidos pelo CAE foram obtidos com o tubo em movimento.

Após cada exposição, foram registrados os valores dos fatores de exposição definidos pelo CAE e os valores de DGM e DEP exibidos pelo equipamento de mamografia (Figura 12). Foram registrados também os valores de CSR, exibidos no cabeçalho DICOM das imagens, para estimativa da DGM com os parâmetros fornecidos pelo equipamento para posterior comparação com os valores exibidos. Como mencionado anteriormente, o sistema mamográfico utilizado determina os valores de tensão e de CSR com base na EMC, quando utilizado o modo *Autofilter*. Logo, para uma mesma espessura de PMMA, não houve variação entre estes valores fornecidos pelo equipamento.

Para obter-se a estimativa do valor de K_i fornecido pelo equipamento de mamografia para cada espessura de PMMA, o valor de DEP médio das quatro

exposições foi dividido pelo fator de retroespalhamento, B , conforme equação 4. No modo MD, os valores de B foram interpolados (Tabela 12) de acordo com os valores de CSR exibidos pelo equipamento. No modo TMD, foi considerada uma contribuição de 7% dos fótons espalhados conforme recomendado pela EUREF (EUREF, 2018).

**Figura 12 – Informações exibidas pelo equipamento, após a aquisição da imagem.
AGD: Average Glandular Dose. ESD: Entrance Surface Dose.**



Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 12 – Valores do fator de retroespalhamento, B , para diferentes qualidades de feixe em MD, como função da CSR.

CSR (mm Al)	0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65
B	1,07	1,07	1,08	1,09	1,10	1,11	1,12	1,12	1,31

Fonte: IAEA, 2007.

Considerando que o sistema mamográfico utilizado não fornece os erros associados aos valores de DEP e DGM exibidos após cada exposição, foi calculada para estas grandezas a média e o desvio padrão entre as quatro exposições feitas para cada espessura de PMMA.

De forma a se medir os valores de K_i e CSR, foram realizadas quatro medidas no modo manual, a partir dos fatores de exposição definidos pelo CAE, para cada espessura de PMMA avaliada, representando mamas de diferentes atenuações. Considerando que as medidas devem ser feitas sem a contribuição da radiação espalhada, estas foram feitas sem o PMMA.

Para o modo TMD, os valores de K_i foram obtidos com o tubo no modo estacionário, posicionado no ângulo zero grau, conforme recomendação da literatura de referência utilizada (EUREF, 2018). Este modo produz imagens de forma que as exposições de todas as imagens de projeção são dadas sem o movimento do tubo de raios X.

Para realização das medidas dos valores de K_i e CSR, foi utilizado um detector de estado sólido, da marca Ray Safe®, modelo X2 MAM (certificado de calibração no Apêndice B). A incerteza deste detector para medidas de kerma corresponde a 5%, conforme especificado no manual do fabricante (RAYSAFE, 2021).

Para o modo MD, o detector foi fixado na superfície inferior da bandeja de compressão, centralizado lateralmente no feixe, a 40 mm da borda da parede torácica (IAEA, 2011). No modo TMD, o detector foi fixado na superfície inferior da bandeja de compressão, centralizado lateralmente no feixe, a 60 mm da borda da parede torácica (EUREF, 2018). Em ambas as modalidades, a bandeja de compressão foi posicionada em uma altura de 45 mm da superfície do detector de imagem (Figura 13).

Figura 13 – Bandeja de compressão posicionada a 45 mm de altura.



Fonte: Autoria própria (2024)

Nas espessuras em que não foi possível selecionar no modo manual o valor exato da carga transportável fornecido pelo CAE (mAs_{CAE}), foi selecionado manualmente o valor o mais próximo possível (mAs_{manual}) permitido pelo mamógrafo.

Desta forma, o K_i pôde ser estimado através da extrapolação do valor medido no modo manual ($K_{i_{manual}}$), conforme equação 12:

$$K_i = K_{i_{manual}} \left(\frac{mAS_{CAE}}{mAS_{manual}} \right) \quad (12)$$

As medidas do K_i , com o detector posicionado a uma altura de 45 mm ($K_{i,45}$), foram corrigidas conforme a equação 13:

$$K_{i,45} = K_i \cdot f_c \cdot f_{t,p} \quad (13)$$

onde f_c é o valor do fator de calibração, para a qualidade do feixe avaliada. Para cada qualidade de feixe e combinação alvo/filtro, f_c foi calculado por interpolação conforme valores fornecidos no certificado de calibração. Os valores detalhados dos fatores de calibração calculados encontram-se no Apêndice C. O fator de correção para temperatura e pressão, se aplicável, é denotado por $f_{t,p}$. Considerando que o detector utilizado é de estado sólido, o valor de $f_{t,p}$ não foi considerado.

Os valores de K_i para as diferentes alturas de superfície de entrada ($K_{i,x}$) foram corrigidos, conforme a lei do inverso do quadrado da distância (equação 14):

$$K_{i,x} = K_{i,45} \left(\frac{DFD - 45}{DFD - x} \right)^2 \quad (14)$$

onde DFD é a distância foco-detector mantida em 700 mm para o mamógrafo utilizado e x é a altura da superfície de entrada.

As medidas de CSR foram feitas simultaneamente às medidas para determinar o K_i , sendo os valores de CSR fornecidos diretamente pelo detector de estado sólido para cada espessura avaliada. A incerteza do detector para medidas de CSR corresponde a 5% e a 10%, para aquisições feitas com valores de tensão superiores e inferiores a 25 kV, respectivamente, conforme manual do fabricante (RAYSAFE, 2021).

Os valores de CSR, medidos e exibidos pelo equipamento, no modo MD foram comparados com os valores de tolerância fornecidos pela IN 92 (ANVISA, 2021). No modo TMD não há valores de referência de CSR, sendo estes usados para estimativa da DGM (EUREF, 2018). Os valores medidos de CSR foram corrigidos conforme fatores de calibração para a qualidade do feixe utilizada em cada espessura de PMMA (Apêndice C).

3.2.1 Estimativa da DGM – Método de Dance

O modelo Monte Carlo original no método de Dance (DANCE, 1990) incorpora uma correção ao K_i para uma mama mais espessa, cuja atenuação corresponde a essas espessuras de PMMA. Portanto, para estimativa dos valores de DGM com o método de Dance foram utilizados os valores de K_i medidos na superfície superior do PMMA e não da mama equivalente, para cada espessura avaliada.

Na modalidade de MD, para cada espessura de PMMA, o valor da DGM foi estimado conforme a equação 6, utilizando os valores de K_i e CSR medidos, bem como aqueles exibidos pelo equipamento de mamografia. Para obtenção dos fatores g e c , os valores de CSR medidos foram interpolados, conforme recomendado no protocolo EUREF 2013, utilizando os dados das tabelas 6 e 7. O detalhamento destas interpolações, encontra-se no Apêndice D. O fator s utilizado foi de 1,042, conforme tabela 8, para combinações alvo-filtro de W/Rh e W/Ag.

Na modalidade de TMD, para cada espessura de PMMA, o valor da DGM foi estimado conforme a equação 9, utilizando os valores de K_i e CSR medidos, bem como aqueles exibidos pelo equipamento de mamografia. Para obtenção dos fatores g e c , os valores de CSR medidos foram interpolados, conforme recomendado pelo protocolo EUREF 2018, utilizando os dados das tabelas 6 e 7. O detalhamento destes valores interpolados, encontra-se no Apêndice D. Os fatores s e T utilizados foram aqueles definidos conforme tabelas 9 e 10, respectivamente.

3.2.2 Estimativa da DGM – Método de Boone

Os valores de DGM foram estimados, utilizando o método de Boone (BOONE, 1999, BOONE, 2002, BOONE; FEWELL; JENNINGS; 1997), conforme as equações 8 e 10 para as modalidades MD e TMD, respectivamente.

Os coeficientes $D_g N$ foram obtidos após comunicação privada com o autor do estudo feito por Boone *et al.* (NOSRATIEH *et al.*, 2015), para 5 diferentes densidades de tecido mamário: 6,4%, 11,7%, 17,0%, 26,6% e 45,8%, correspondentes aos percentis 5, 25, 50, 75 e 95, respectivamente, conforme reportado em outro estudo (YAFFE; PRITCHARD; 2014).

Os coeficientes $D_g N$ foram interpolados para cada glandularidade avaliada (Apêndice E), através dos valores de CSR e EMC, conforme a equação 15, a qual foi deduzida a partir do estudo publicado em 1999 por Boone (BOONE, 1999):

$$D_g N = (1 - F_{CSR}) \left[(D_g N_{CSR_1, EMC_1} \times (1 - F_{EMC})) + (D_g N_{CSR_1, EMC_2} \times F_{EMC}) \right] \\ + F_{CSR} \left[(D_g N_{CSR_2, EMC_1} \times (1 - F_{EMC})) + (D_g N_{CSR_2, EMC_2} \times F_{EMC}) \right] \quad (15)$$

Sendo,

$D_g N_{CSR_1, EMC_1}$ o coeficiente $D_g N$ correspondente ao valor de CSR imediatamente abaixo do medido e EMC imediatamente abaixo do valor utilizado;

$D_g N_{CSR_1, EMC_2}$, o coeficiente $D_g N$ correspondente ao valor de CSR imediatamente abaixo do medido e EMC imediatamente acima do valor utilizado;

$D_g N_{CSR_2, EMC_1}$, o coeficiente $D_g N$ correspondente ao valor de CSR imediatamente acima do medido e EMC imediatamente abaixo do valor utilizado;

$D_g N_{CSR_2, EMC_2}$, o coeficiente $D_g N$ correspondente ao valor de CSR imediatamente acima do medido e EMC imediatamente acima do valor utilizado.

Os fatores F_{CSR} e F_{EMC} são fatores de peso da interpolação dos valores de CSR e EMC dados pelas equações 16 e 17, respectivamente:

$$F_{CSR} = \frac{CSR_{medida} - CSR_1}{CSR_2 - CSR_1} \quad (16)$$

$$F_{EMC} = \frac{EMC_{equivalente} - EMC_1}{EMC_2 - EMC_1} \quad (17)$$

Sendo,

CSR_{medida} o valor medido da camada semirredutora;

CSR_1 e CSR_2 o valor de CSR fornecidos nas tabelas, imediatamente abaixo e acima do valor medido, respectivamente;

$EMC_{equivalente}$ o valor da espessura de mama equivalente avaliada;

EMC_1 e EMC_2 os valores de EMC fornecidos nas tabelas, imediatamente abaixo e acima do valor utilizado, respectivamente.

3.3 Coleta de Dados de Pacientes

Na avaliação dos NRD, de forma a contabilizar os diferentes tamanhos de mama entre os indivíduos e conseqüentemente as variações na EMC, recomenda-se que os dados sejam coletados para no mínimo 50 pacientes (ICRP, 2017), garantindo que tal amostra seja representativa da população local onde o estudo está sendo realizado. Neste trabalho foram coletados, de forma retrospectiva, dados anonimizados de 200 pacientes entre os meses de abril e maio de 2022, a partir de exames realizados em um único sistema de MD instalado no CHC-UFPR.

Na instituição avaliada, geralmente, são realizados de rotina apenas exames na modalidade de MD. Entretanto, neste estudo foram coletados dados de exames realizados em ambas as modalidades. Os dados coletados destes exames foram independentes da indicação clínica, ou seja, sem distinção entre exames para rastreamento e diagnóstico.

Os parâmetros relevantes para este estudo foram coletados de forma manual (na ausência de um sistema automatizado de coleta de dados) a partir do cabeçalho DICOM de imagens disponíveis no sistema PACS (*Picture Archiving and Communication System*) da instituição avaliada, sendo tais parâmetros: data do exame, idade da paciente, modalidade (MD ou TMD), incidência (CC ou MLO), lateralidade (mama direita ou esquerda), tensão (kVp), carga transportável (mAs), filtro, força de compressão, EMC, CSR, DGM e DEP.

Todos os exames incluídos neste estudo foram adquiridos no modo “combo”, o qual consiste na realização de TMD seguida de MD, durante a mesma compressão. Para cada uma destas técnicas, 4 aquisições são realizadas, sendo duas para cada mama e correspondendo às incidências CC e MLO. Desse modo, 1600 aquisições (ou conjuntos de parâmetros de exposição) foram avaliados, ou seja, 8 aquisições por paciente.

Os critérios de inclusão adotados neste estudo foram selecionados com o objetivo de refletir a rotina dos exames realizados na instituição. Incluíram-se os seguintes aspectos: pacientes do sexo feminino, maiores de 18 anos; imagens adquiridas somente nas incidências CC e MLO, por serem as incidências mais frequentes; imagens adquiridas sem uso de magnificação geométrica, devido a influência desta técnica no controle automático de exposição; e exames adquiridos com uso do CAE no modo *Autofilter*, por ser o modo comumente utilizado.

Foram excluídos deste estudo exames mamográficos de pacientes cujas características poderiam impactar nos parâmetros definidos pelo CAE, tais como: pacientes com implante mamário, pacientes submetidas à mastectomia e pacientes com dispositivos eletrônicos implantados na região do tórax (por exemplo, marcapasso).

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos nas duas etapas deste trabalho. Os resultados da primeira etapa serão apresentados em tabelas e em gráficos, de forma a comparar os valores estimados de DGM a partir das medidas feitas com o detector e daqueles fornecidos pelo equipamento de mamografia, utilizando-se os diferentes coeficientes de conversão. Os cálculos que detalham as estimativas de DGM podem ser consultados nos Apêndices D e E. Posteriormente, serão apresentados os valores típicos determinados para MD e TMD para a amostra de pacientes avaliada, bem como estes valores serão comparados com estudos similares e NRD estabelecidos internacionalmente.

4.1 Estimativas de DGM nas modalidades de MD e TMD

A tabela 13 apresenta os valores de CSR exibidos pelo equipamento de mamografia (CSR Equipamento) e os valores medidos (CSR Medido) na modalidade de MD, com os respectivos valores de tolerância estabelecidos pela IN 92.

Tabela 13 – Valores de CSR na modalidade MD.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Tensão (kV)	Alvo/filtro	CSR Equipamento	CSR Medido (mm Al)	Tolerância IN 92
20	21	25	W/Rh	0,46	0,50 ± 0,03	0,28 – 0,55
30	32	26	W/Rh	0,48	0,52 ± 0,03	0,29 – 0,56
40	45	28	W/Rh	0,50	0,54 ± 0,03	0,31 – 0,58
45	53	29	W/Rh	0,52	0,55 ± 0,03	0,31 – 0,58
50	60	31	W/Rh	0,54	0,56 ± 0,03	0,34 – 0,61
60	75	31	W/Ag	0,59	0,57 ± 0,03	0,34 – 0,63
70	90	34	W/Ag	0,63	0,59 ± 0,03	0,37 – 0,66

Fonte: Autoria própria (2024).

Tanto os valores de CSR exibidos pelo equipamento, bem como os valores medidos, encontram-se dentro dos valores de tolerância estabelecidos pela IN 92.

Conforme os dados apresentados na Tabela 13 verifica-se que, na modalidade de MD, os valores exibidos pelo equipamento são compatíveis com os valores medidos de CSR, em todas as espessuras avaliadas, considerando 3 desvios padrões do valor médio de CSR medido. Entretanto, é possível observar uma tendência do equipamento em subestimar ligeiramente os valores de CSR para espessuras iguais ou inferiores a 50 mm de PMMA.

A tabela 14 apresenta os valores de CSR exibidos pelo equipamento de mamografia e os valores medidos na modalidade de TMD.

Tabela 14 – Valores de CSR na modalidade TMD.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Tensão (kV)	Alvo/filtro	CSR Equipamento (mm Al)	CSR Medido
20	21	26	W/Al	0,44	0,45 ± 0,02
30	32	28	W/Al	0,48	0,50 ± 0,03
40	45	30	W/Al	0,52	0,52 ± 0,03
45	53	31	W/Al	0,54	0,54 ± 0,03
50	60	33	W/Al	0,58	0,57 ± 0,03
60	75	36	W/Al	0,63	0,63 ± 0,03
70	90	42	W/Al	0,73	0,74 ± 0,04

Fonte: Autoria própria (2024).

Para a modalidade de TMD, conforme dados apresentados na Tabela 14, constata-se que os valores exibidos pelo equipamento são compatíveis com os valores medidos de CSR, em todas as espessuras avaliadas, considerando 3 desvios padrões do valor médio de CSR medido.

As tabelas 15 e 16 apresentam os parâmetros fornecidos pelo CAE (tensão e combinação alvo/filtro) para cada espessura avaliada, para as modalidades MD e TMD, respectivamente. Também são fornecidos os valores de carga transportável selecionados manualmente (mAs_{manual}), utilizados na obtenção dos valores de K_i na superfície superior do PMMA ($\overline{K_{lPMMA,x}}$) e superfície superior da mama equivalente ($\overline{K_{lMama,x}}$), medidos com o detector. Além disso, estas mesmas tabelas incluem os valores médios de K_i estimados pelo equipamento de mamografia na superfície superior da mama ($\overline{K_{leq,x}}$) a partir dos valores de DEP exibidos (Tabela 17).

Tabela 15 – Obtenção dos valores de kerma incidente na modalidade de MD.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Tensão (kV)	Alvo/filtro	mAs_{manual}	$\overline{K_{lPMMA,x}}$	$\overline{K_{lMama,x}}$	$\overline{K_{leq,x}}$
						(mGy)	
20	21	25	W/Rh	42,5	0,99 ± 0,05	0,99 ± 0,05	1,09 ± 0,01
30	32	26	W/Rh	62,5	1,69 ± 0,08	1,70 ± 0,09	1,86 ± 0,02
40	45	28	W/Rh	80	2,6 ± 0,1	2,6 ± 0,1	2,98 ± 0,02
45	53	29	W/Rh	90	3,4 ± 0,2	3,4 ± 0,2	3,90 ± 0,01
50	60	31	W/Rh	120	5,2 ± 0,3	5,3 ± 0,3	5,95 ± 0,03
60	75	31	W/Ag	120	7,3 ± 0,4	7,7 ± 0,4	7,41 ± 0,04
70	90	34	W/Ag	120	9,1 ± 0,5	9,7 ± 0,5	9,36 ± 0,02

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 16 – Obtenção dos valores de kerma incidente na modalidade de TMD.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Tensão (kV)	Alvo/filtro	mAs_{manual}	$\overline{K_{l_{PMMA},x}}$	$\overline{K_{l_{Mama},x}}$	$\overline{K_{l_{eq},x}}$
20	21	26	W/AI	37,5	$1,87 \pm 0,09$	$1,88 \pm 0,09$	$1,97 \pm 0,01$
30	32	28	W/AI	40	$2,6 \pm 0,1$	$2,6 \pm 0,1$	$2,78 \pm 0,01$
40	45	30	W/AI	45	$3,8 \pm 0,2$	$3,9 \pm 0,2$	4,04*
45	53	31	W/AI	57,5	$5,4 \pm 0,3$	$5,5 \pm 0,3$	$5,67 \pm 0,01$
50	60	33	W/AI	57,5	$6,6 \pm 0,3$	$6,8 \pm 0,3$	6,94*
60	75	36	W/AI	75	$10,8 \pm 0,5$	$11,3 \pm 0,6$	11,30*
70	90	42	W/AI	67,5	$15,2 \pm 0,8$	$16,2 \pm 0,8$	$15,41 \pm 0,01$

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 17 – Valores de DEP fornecidos pelo equipamento de mamografia e fatores de retroespalhamento empregados, nas modalidades de MD e TMD.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	Modalidade MD		Modalidade TMD	
		DEP (mGy)	B	DEP (mGy)	B
20	21	$1,20 \pm 0,01$	1,101	$2,12 \pm 0,01$	1,075
30	32	$2,06 \pm 0,02$	1,103	$2,99 \pm 0,01$	1,075
40	45	$3,31 \pm 0,02$	1,108	$4,35 \pm 0,00$	1,075
45	53	$4,33 \pm 0,01$	1,110	$6,10 \pm 0,01$	1,075
50	60	$6,63 \pm 0,03$	1,114	7,47*	1,075
60	75	$8,31 \pm 0,04$	1,121	12,15*	1,075
70	90	$10,55 \pm 0,02$	1,127	$16,58 \pm 0,01$	1,075

*Não foi possível avaliar a incerteza.

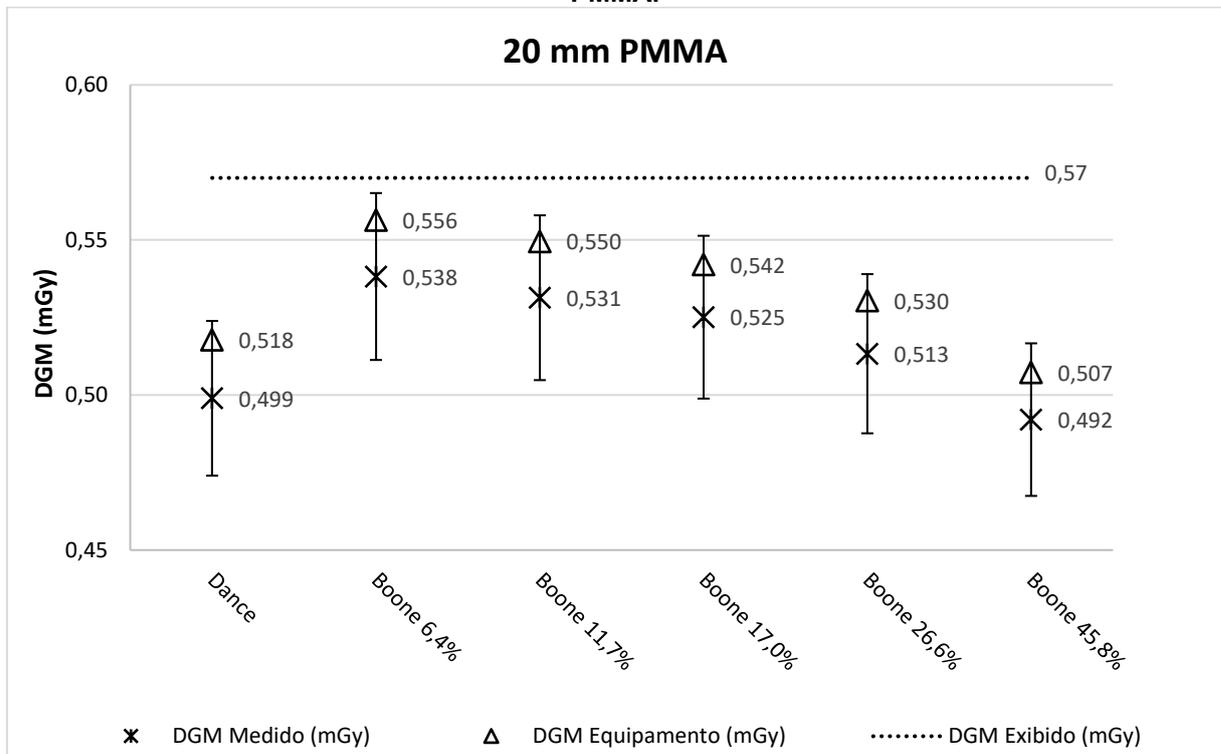
Fonte: Autoria própria (2024).

Conforme os dados apresentados nas Tabelas 15 e 16 verifica-se que, em ambas as modalidades, os valores de $\overline{K_{l_{eq},x}}$ são compatíveis com os valores medidos de $\overline{K_{l_{Mama},x}}$, em todas as espessuras avaliadas, considerando o valor médio medido. Neste caso, é possível inferir uma tendência do equipamento superestimar ligeiramente os valores de K_i para espessuras iguais ou inferiores a 50 mm de PMMA, em ambas as modalidades.

Os gráficos a seguir apresentam os valores estimados de DGM, para cada espessura de PMMA avaliada, utilizando-se os coeficientes de conversão propostos por Dance e Boone. Os valores denominados “DGM Medido” referem-se àqueles calculados a partir dos valores de K_i medidos com o detector. Já os valores denominados “DGM Equipamento” referem-se àqueles calculados a partir dos valores de K_i estimados pelo equipamento de mamografia. Nos gráficos constam também os valores de DGM exibidos pelo equipamento de mamografia (DGM exibido). As barras verticais nos gráficos referem-se a incerteza do detector de radiação.

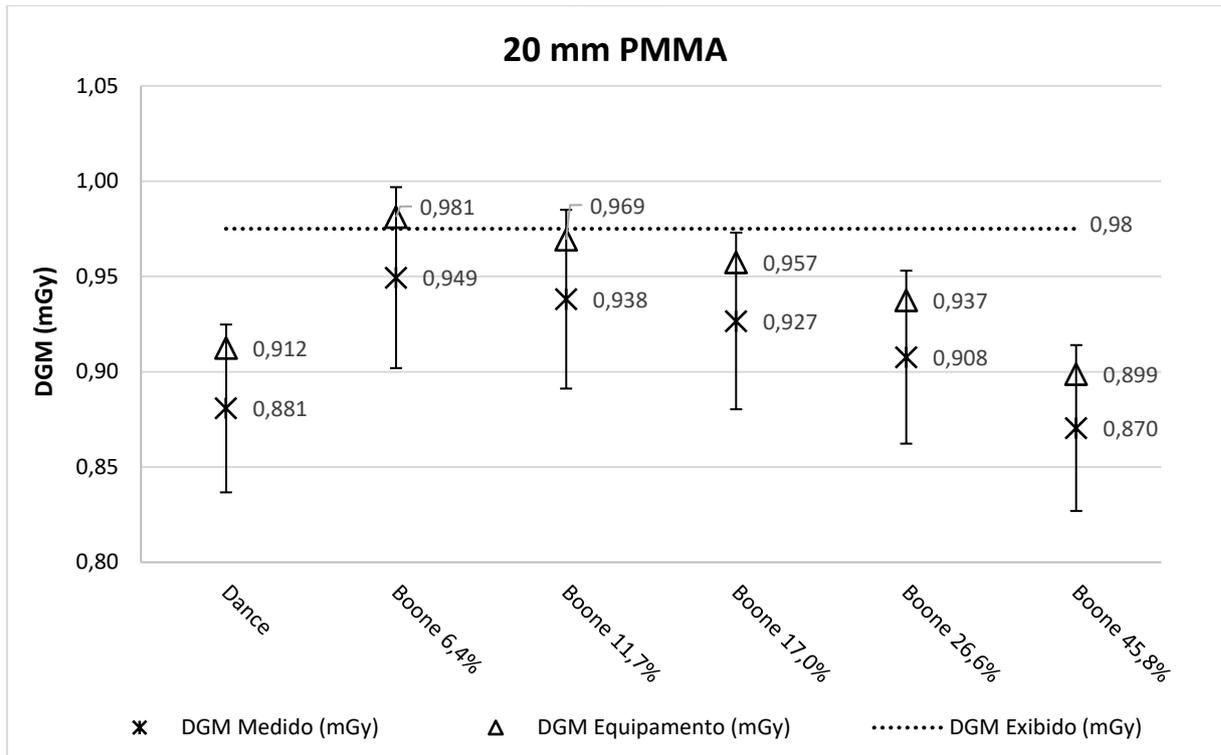
Conforme as Figuras 14 e 15, para espessura de 20 mm de PMMA os valores de DGM estimados através dos coeficientes de Boone para glandularidades de 6,4% e 11,7% foram aqueles que mais se aproximaram do valor de DGM exibido pelo equipamento de mamografia, para ambas as modalidades. Os valores estimados através dos coeficientes de Dance e Boone para glandularidades de 45,8% foram aqueles que apresentaram maiores diferenças quando comparados aos valores exibidos. Observa-se que para esta espessura os valores de DGM medidos, quando considerados os coeficientes de Dance e Boone para glandularidade de 45,8%, são equivalentes em ambas as modalidades.

Figura 14 – Gráfico das estimativas de DGM no modo MD, para a espessura de 20 mm de PMMA.



Fonte: Autoria própria (2024).

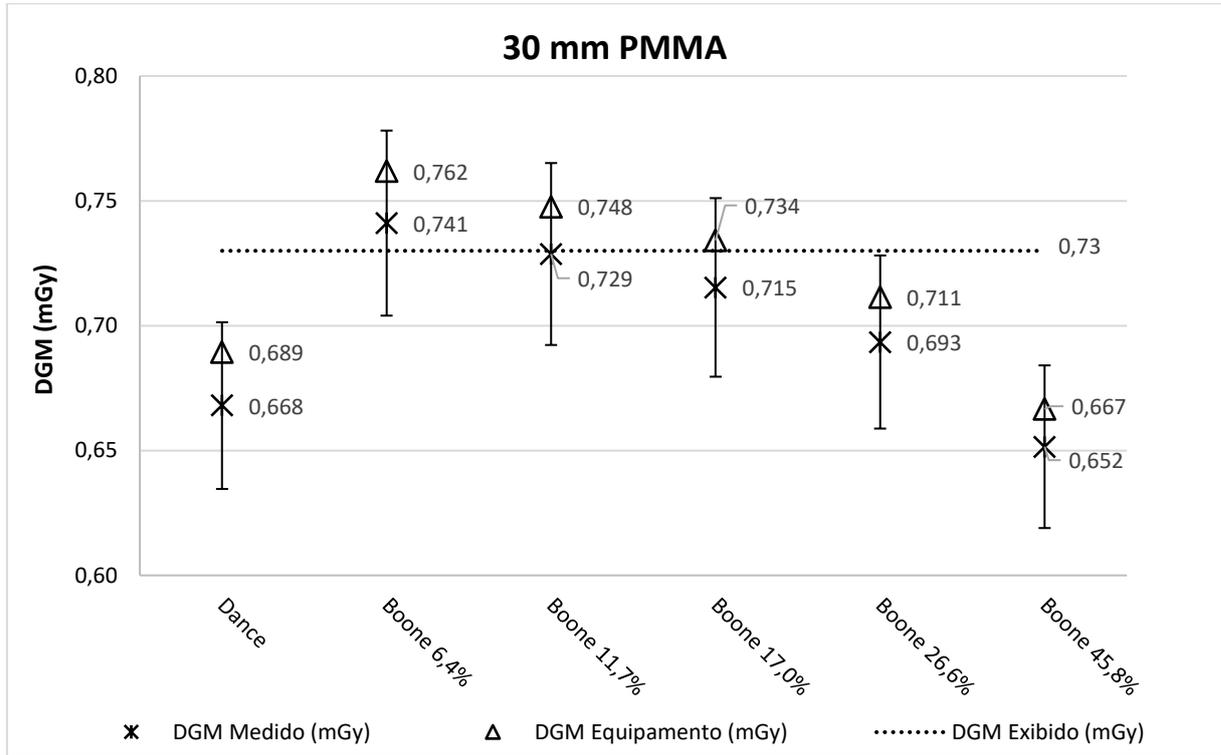
Figura 15 – Gráfico das estimativas de DGM no modo TMD, para a espessura de 20 mm de PMMA.



Fonte: Autoria própria (2024).

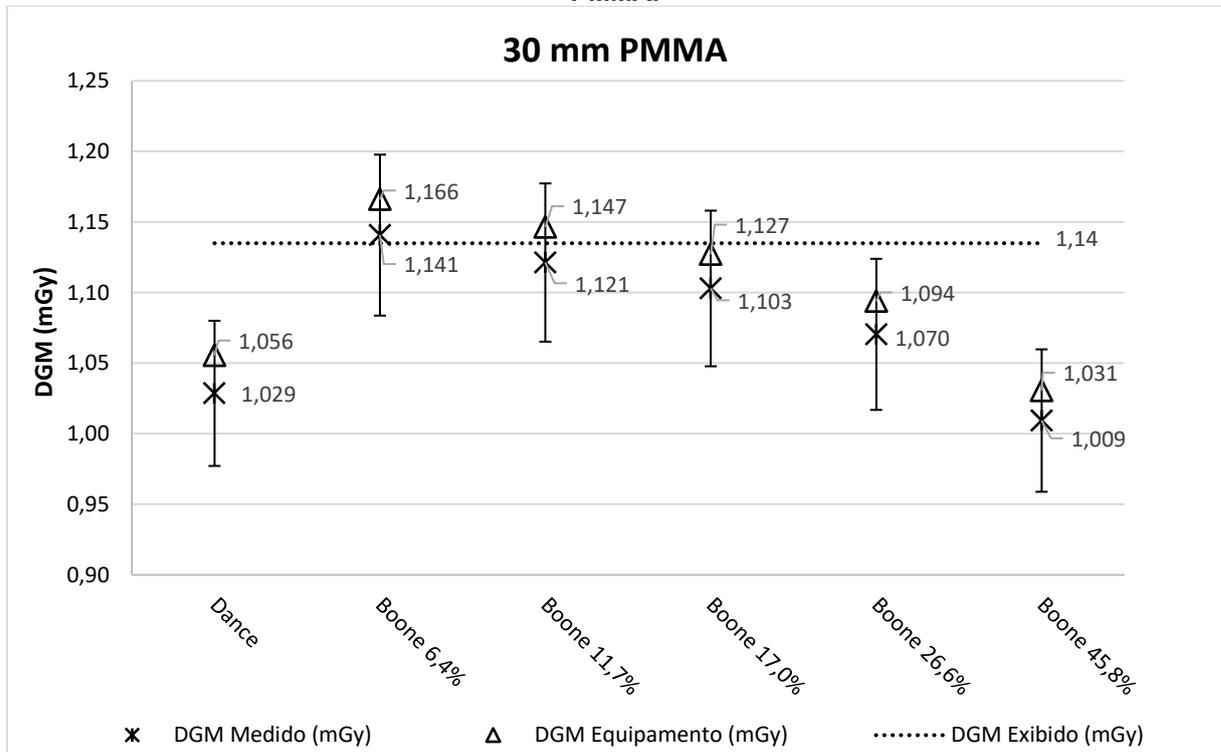
Para a espessura de 30 mm de PMMA, conforme mostram as Figuras 16 e 17, os valores de DGM estimados através dos coeficientes de Boone para glandularidades de 6,4%, 11,7% e 17,0% foram aqueles que mais se aproximaram do valor de DGM exibido pelo equipamento de mamografia, para ambas as modalidades. Os valores estimados através dos coeficientes de Dance e Boone para glandularidades de 45,8% foram aqueles que apresentaram maiores diferenças quando comparados aos valores exibidos.

Figura 16 – Gráfico das estimativas de DGM no modo MD, para a espessura de 30 mm de PMMA.



Fonte: Autoria própria (2024).

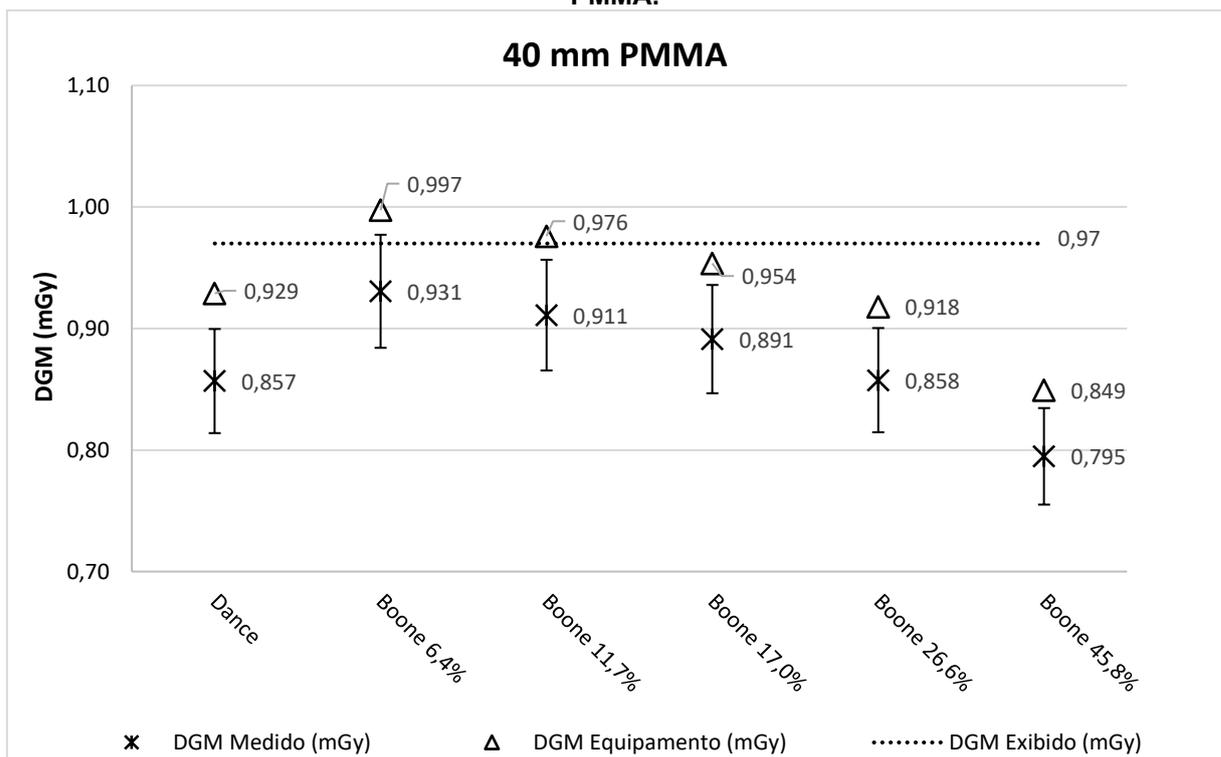
Figura 17 - Gráfico das estimativas de DGM no modo TMD, para uma espessura de 30 mm de PMMA.



Fonte: Autoria própria (2024).

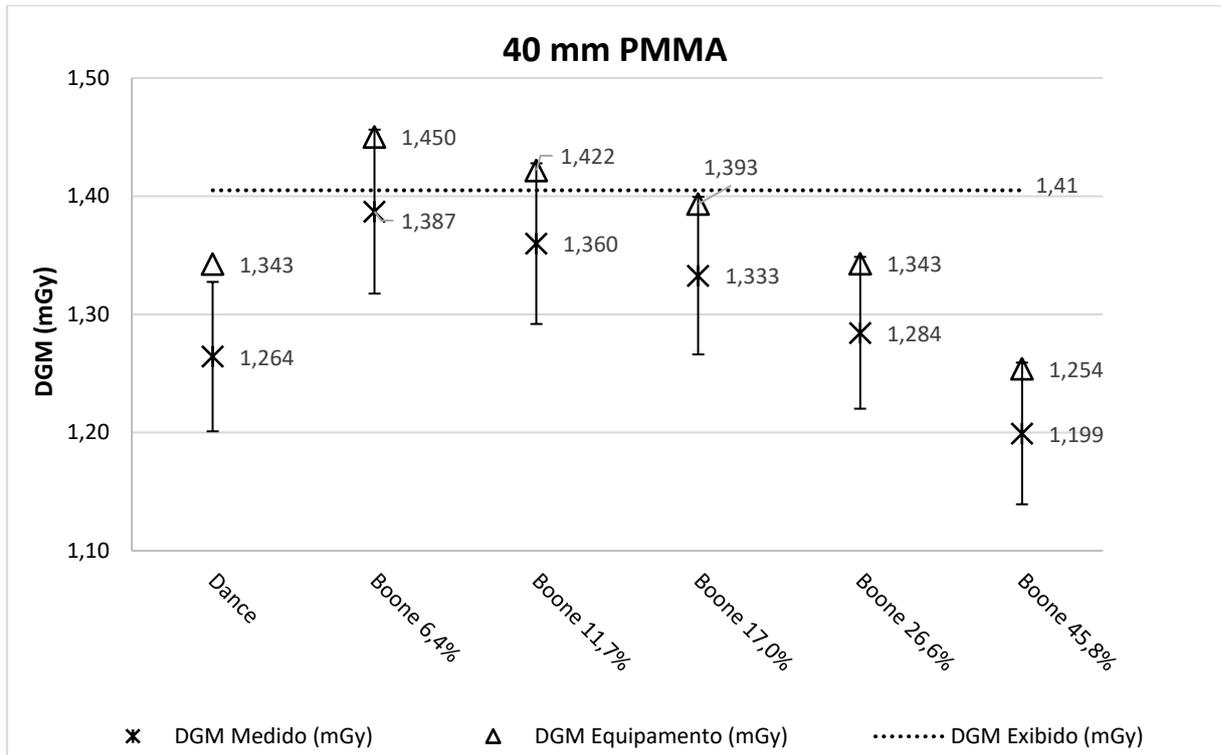
As Figuras 18 e 19, apresentam os valores de DGM estimados para a espessura de 40 mm de PMMA. Para tal espessura, os valores de DGM estimados através dos coeficientes de Boone para glandularidades de 6,4%, 11,7% e 17,0% foram aqueles que mais se aproximaram do valor de DGM exibido pelo equipamento de mamografia, para ambas as modalidades. Assim como nas espessuras de 20 e 30 mm de PMMA, os valores estimados através dos coeficientes de Dance e Boone para glandularidades de 45,8% foram aqueles que apresentaram maior diferença quando comparados aos valores exibidos. Porém, para esta espessura, os valores estimados utilizando-se os coeficientes de Boone para glandularidades de 26,6% apresentaram diferenças semelhantes quando comparados àqueles calculados através dos coeficientes de Dance.

Figura 18 – Gráfico das estimativas de DGM no modo MD, para a espessura de 40 mm de PMMA.



Fonte: Autoria própria (2024).

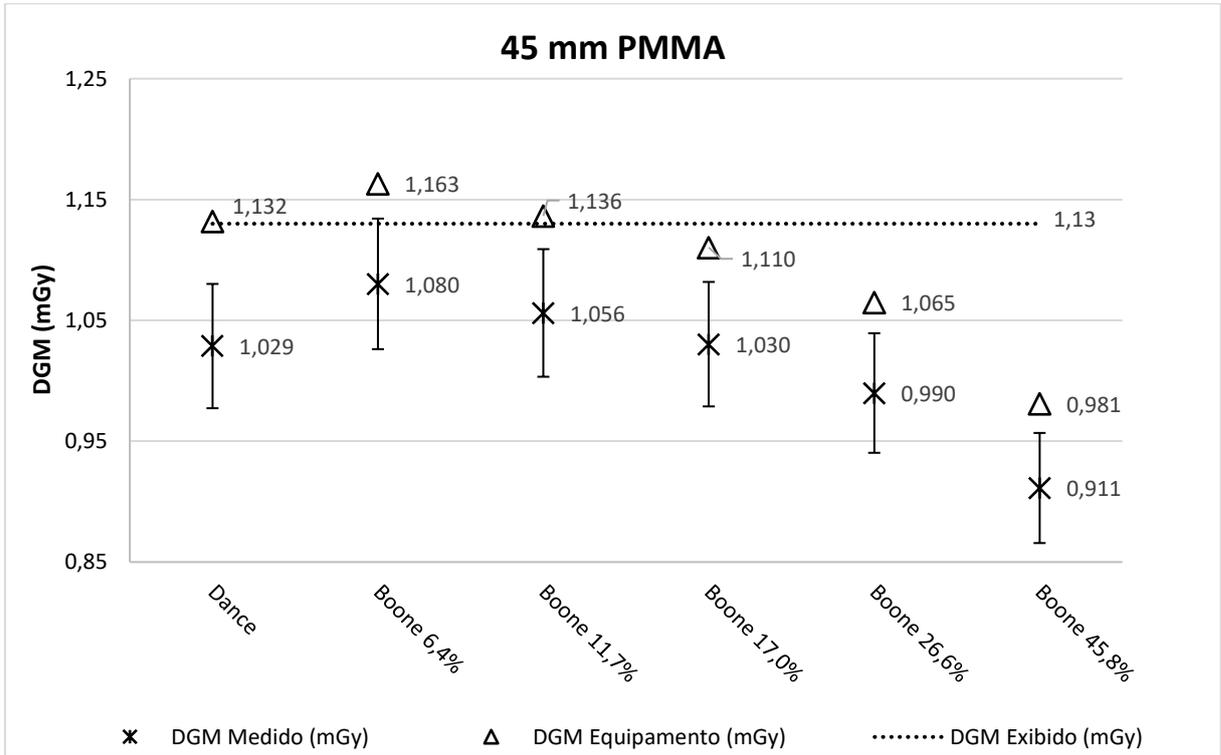
Figura 19 – Gráfico das estimativas de DGM no modo TMD, para uma espessura de 40 mm de PMMA.



Fonte: Autoria própria (2024).

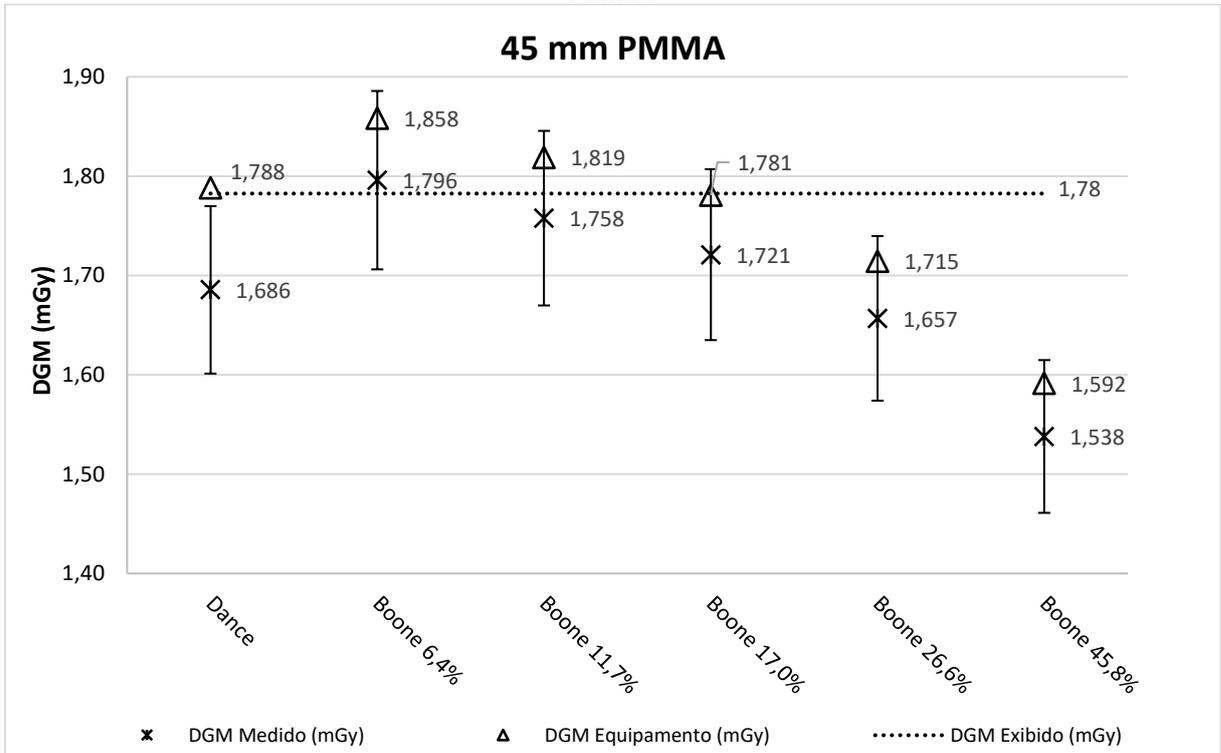
Para a espessura de 45 mm de PMMA, conforme ilustram as Figuras 20 e 21, os valores de DGM estimados através dos coeficientes de Boone para glandularidades de 6,4% e 11,7% foram aqueles que mais se aproximaram do valor de DGM exibido pelo equipamento de mamografia, para ambas as modalidades. Os valores estimados utilizando-se os coeficientes de Dance e Boone para glandularidades de 17,0% apresentaram diferenças semelhantes quando comparados aos valores de DGM exibidos pelo equipamento. Para essa espessura, nota-se que as estimativas de DGM dadas pelos coeficientes de Boone com glandularidades de 26,6% e 45,8% apresentaram maiores diferenças quando comparados aos valores exibidos.

Figura 20 – Gráfico das estimativas de DGM no modo MD, para a espessura de 45 mm de PMMA.



Fonte: Autoria própria (2024).

Figura 21 – Gráfico das estimativas de DGM no modo TMD, para uma espessura de 45 mm de PMMA.

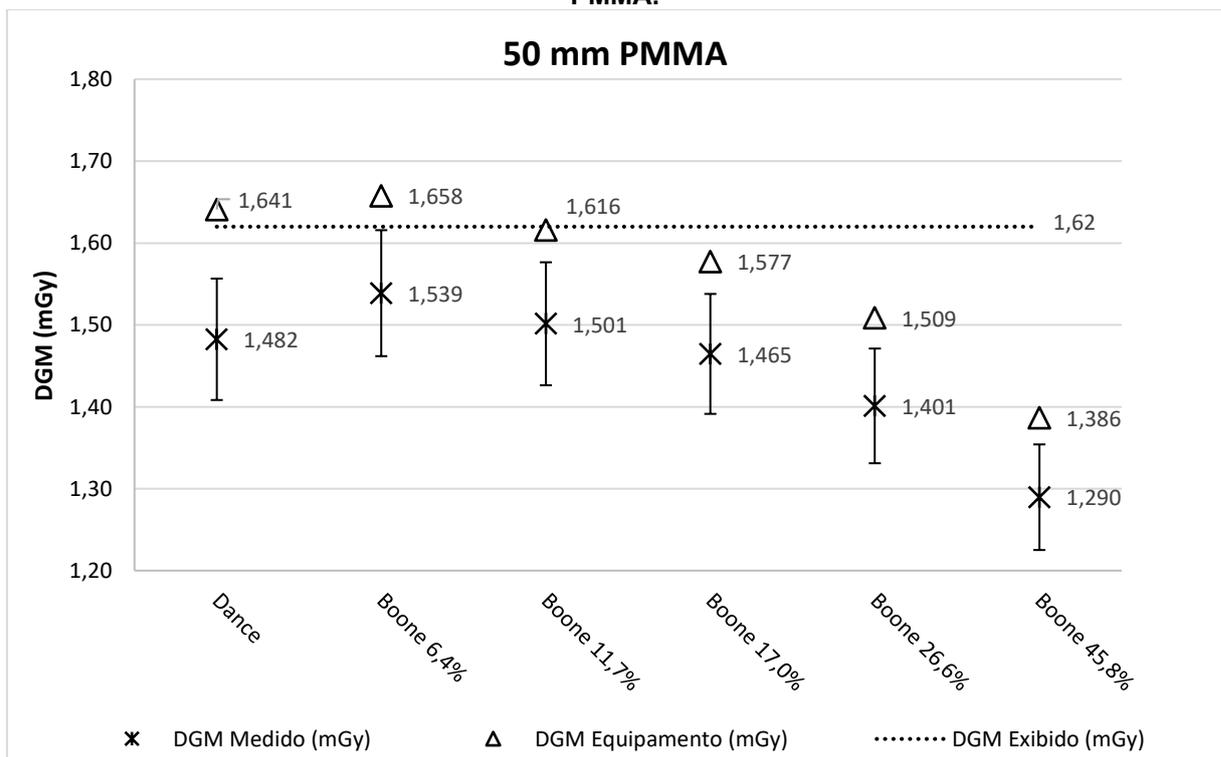


Fonte: Autoria própria (2024).

As Figuras 22 e 23, apresentam os valores de DGM estimados para a espessura de 50 mm de PMMA. Para esta espessura, os valores de DGM estimados através dos coeficientes de Dance e de Boone para glandularidades de 6,4%, 11,7% e 17,0% foram aqueles que mais se aproximaram do valor de DGM exibido pelo equipamento de mamografia, para ambas as modalidades. Assim como para a espessura de 45 mm de PMMA, nota-se que as estimativas dadas pelos coeficientes de Boone com glandularidades de 26,6% e 45,8% apresentaram maiores diferenças quando comparados aos valores exibidos.

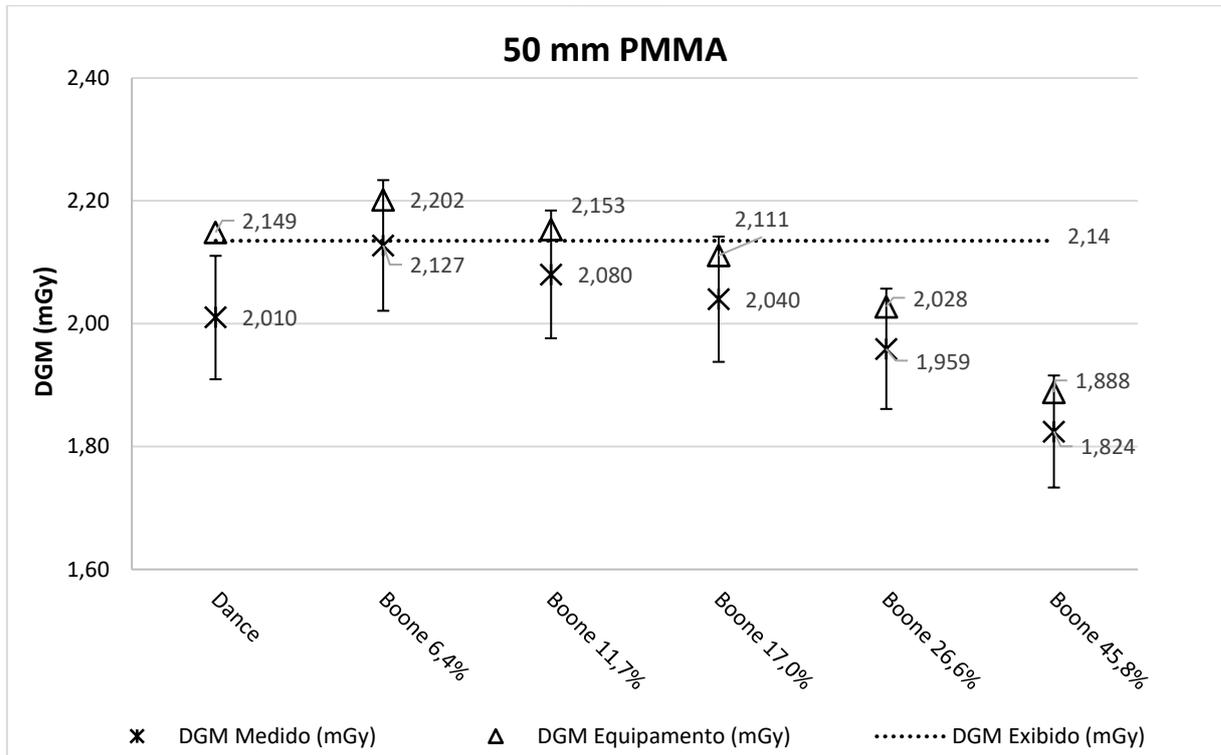
Unicamente nesta espessura, a exatidão entre a estimativa do valor de “DGM Medido” e o valor de “DGM Exibido”, ultrapassa o limite recomendado pelo ACR quando utilizado os coeficientes de Boone para glandularidades de 45,8%, apresentando variação de -25,6% para a modalidade de MD.

Figura 22 – Gráfico das estimativas de DGM no modo MD, para a espessura de 50 mm de PMMA.



Fonte: Autoria própria (2024).

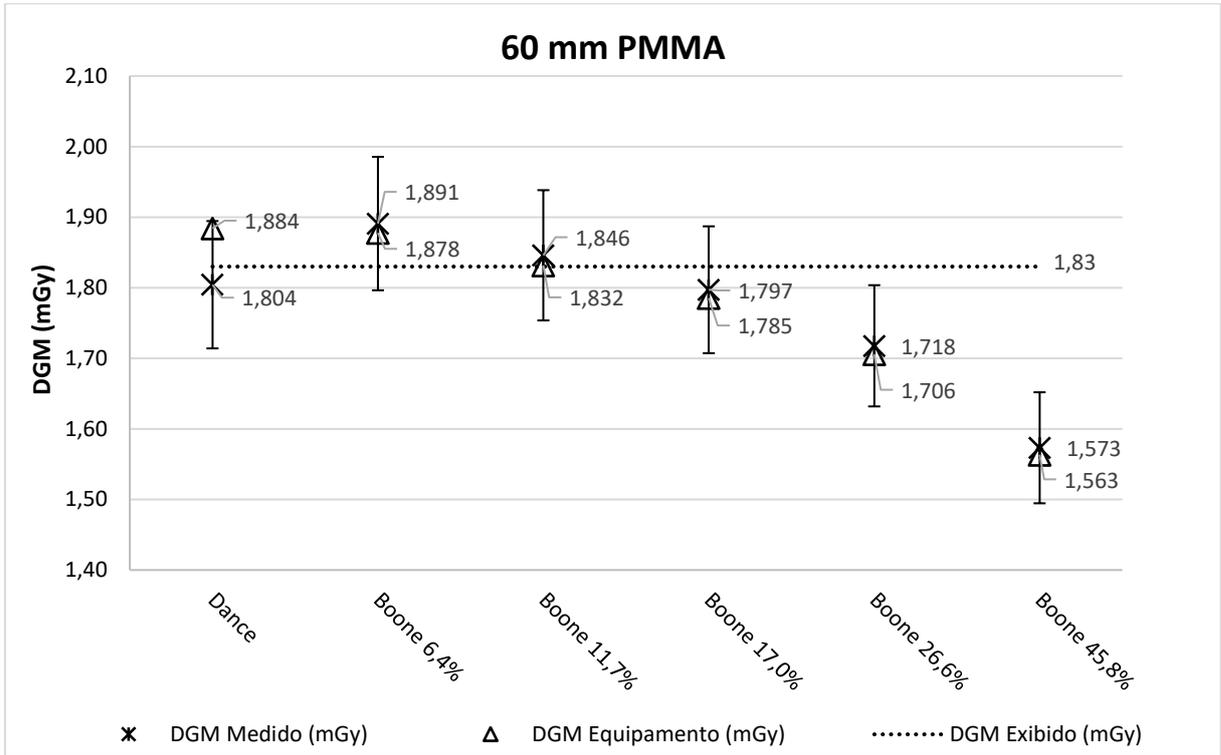
Figura 23 – Gráfico das estimativas de DGM no modo TMD, para uma espessura de 50 mm de PMMA.



Fonte: Autoria própria (2024).

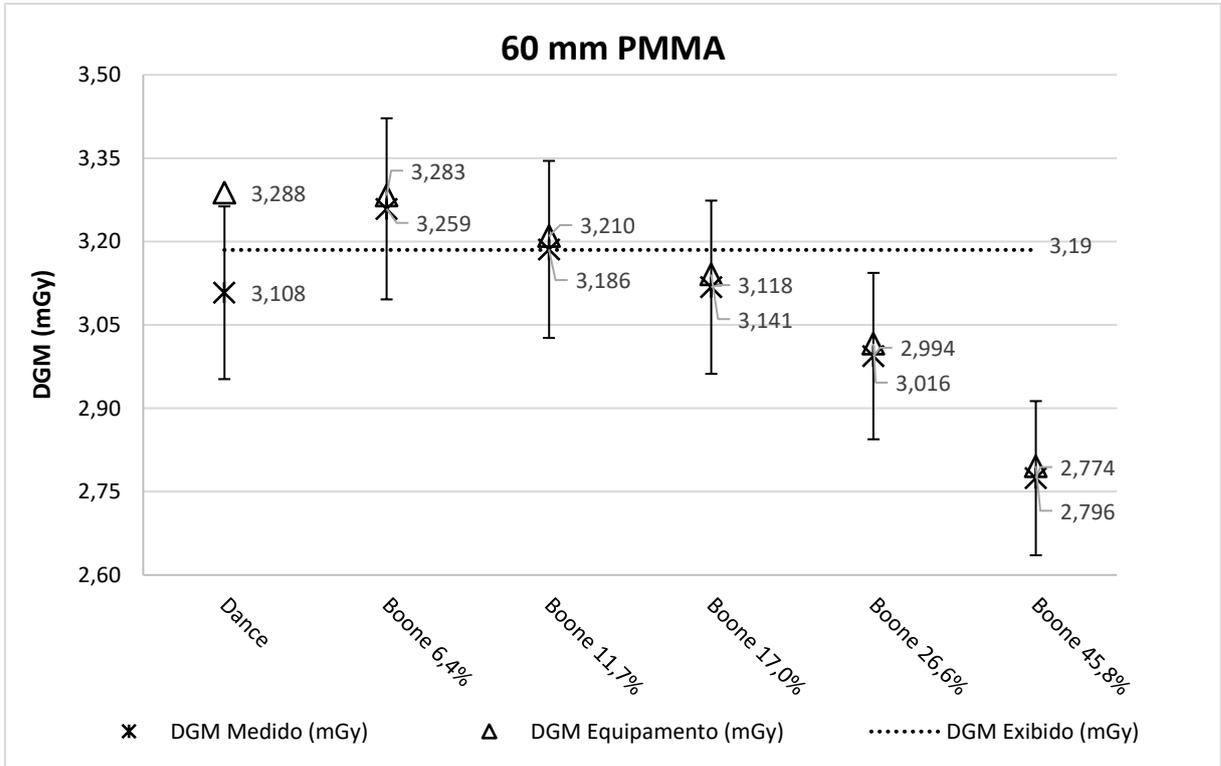
Para a espessura de 60 mm de PMMA, conforme apresentado nas Figuras 24 e 25, não houve diferenças notáveis entre os valores de DGM estimados utilizando-se os coeficientes de Dance e Boone para glandularidades de 6,4%, 11,7% e 17,0% quando comparados aos valores de DGM exibidos pelo equipamento, para ambas as modalidades. As estimativas de DGM dadas pelos coeficientes de Boone com glandularidades de 26,6% e 45,8% apresentaram maiores diferenças quando comparados aos valores exibidos.

Figura 24 – Gráfico das estimativas de DGM no modo MD, para a espessura de 60 mm de PMMA.



Fonte: Autoria própria (2024).

Figura 25 – Gráfico das estimativas de DGM no modo TMD, para uma espessura de 60 mm de PMMA.



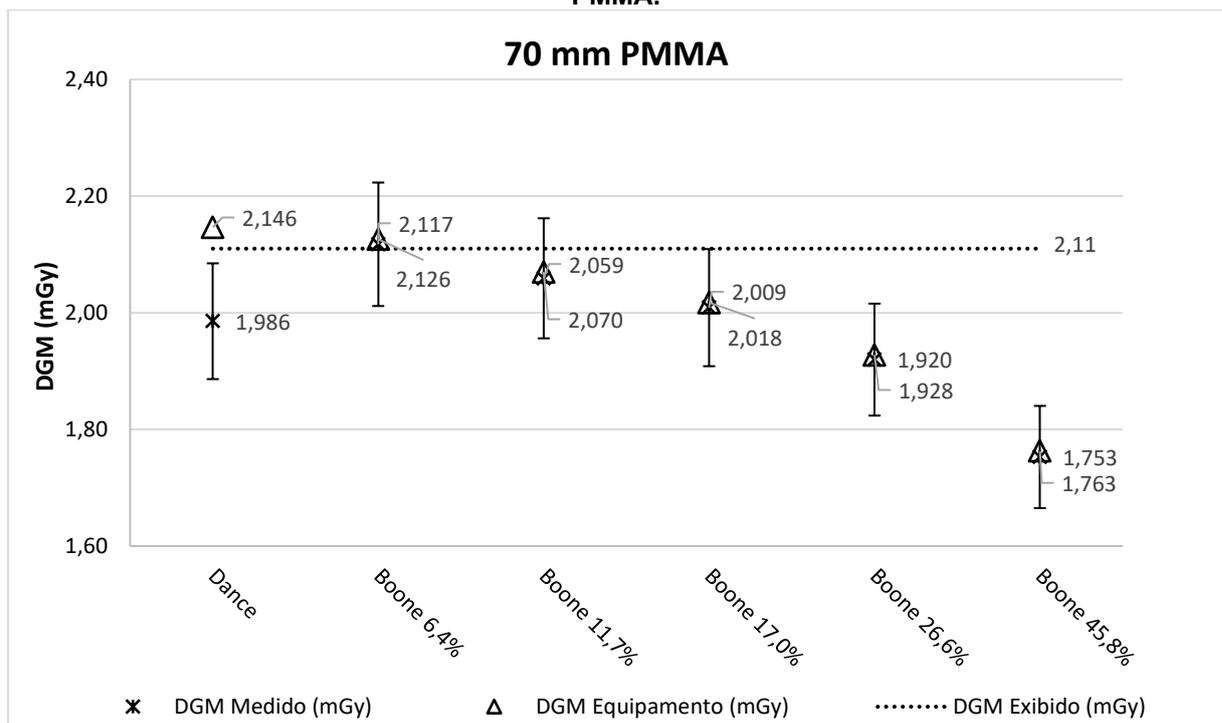
Fonte: Autoria própria (2024).

As Figuras 26 e 27, apresentam os valores de DGM estimados para a espessura de 70 mm de PMMA. Especificamente para esta espessura, os valores de “DGM Medido” e “DGM Equipamento” demonstraram comportamentos distintos ao comparar as modalidades de MD e TMD.

Na modalidade de MD, os valores de DGM estimados utilizando-se os coeficientes de Boone para glandularidades de 6,4% e 11,7% foram os que mais se aproximaram do valor de DGM exibido. As estimativas de DGM estimadas através dos coeficientes de Boone com glandularidades de 26,6% e 45,8% apresentaram maiores diferenças quando comparados aos valores exibidos. Quando utilizados os coeficientes de Dance, os resultados entre os valores de “DGM Medido” e “DGM Equipamento” foram distintos.

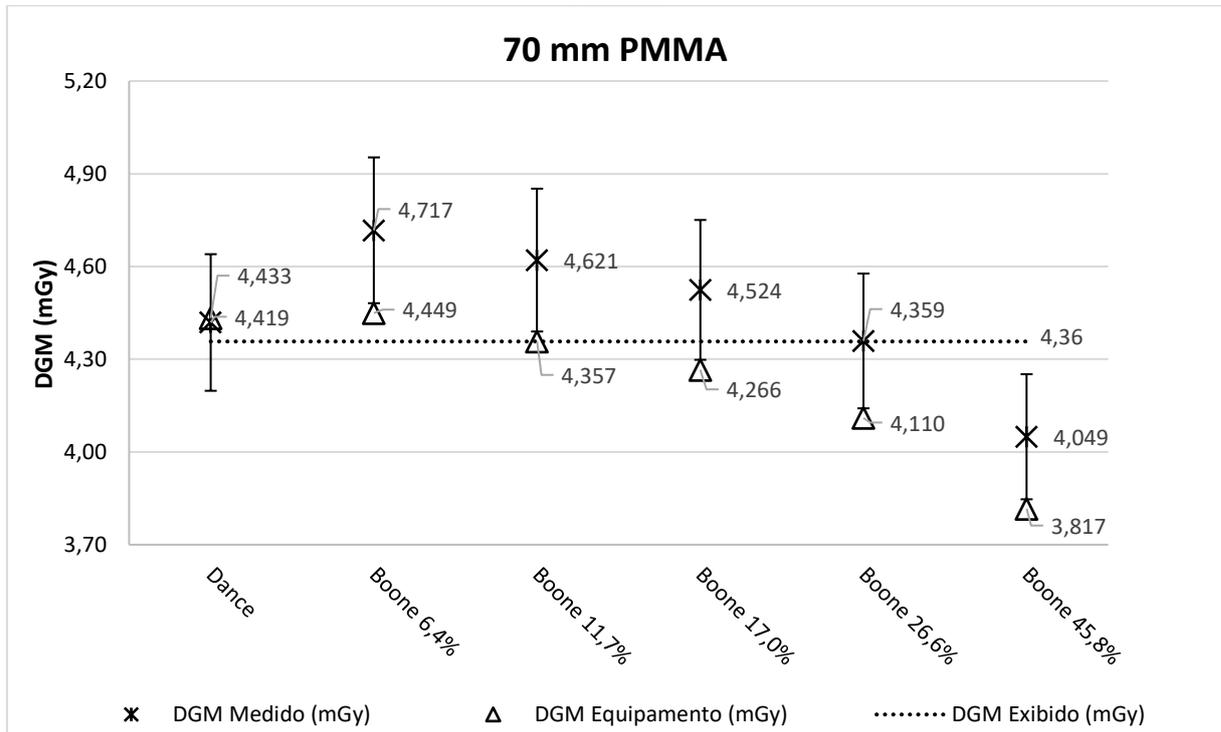
Para a modalidade de TMD, os valores de DGM estimados utilizando-se os coeficientes de Dance e Boone para glandularidades de 17,0% foram os que mais se aproximaram do valor de DGM exibido. As estimativas de DGM dadas pelos coeficientes de Boone com glandularidade de 45,8% apresentaram maiores diferenças quando comparados aos valores exibidos. Para os valores estimados através dos coeficientes de Boone para glandularidades de 6,4%, 11,7% e 26,6%, os resultados entre os valores de “DGM Medido” e “DGM Equipamento” foram distintos.

Figura 26 – Gráfico das estimativas de DGM no modo MD, para a espessura de 70 mm de PMMA.



Fonte: Autoria própria (2024).

Figura 27 – Gráfico das estimativas de DGM no modo TMD, para uma espessura de 70 mm de PMMA.



Fonte: Autoria própria (2024).

Em geral, os valores estimados de DGM, independentemente dos coeficientes de conversão empregados, foram consistentemente inferiores aos valores de referência estabelecidos pela IN 92 e pelo protocolo EUREF 2018, para as modalidades de MD e TMD, em todas as espessuras de PMMA analisadas.

Os valores de “DGM Equipamento” foram comparados, considerando 3 desvios padrões do seu valor médio, com os valores de “DGM Exibido” utilizando os coeficientes de Dance e Boone em todas as espessuras avaliadas. Os quadros 3 e 4 sintetizam de forma qualitativa os resultados encontrados, para as modalidades de MD e TMD, respectivamente.

Quadro 3 – Resumo qualitativo do comparativo dos valores de “DGM Equipamento” e “DGM Exibido”, modalidade MD.

Espessura de PMMA (mm)	Dance	Boone; 6,4%	Boone; 11,7%	Boone; 17,0%	Boone; 26,6%	Boone; 45,8%
20	Superestima	Compatível	Compatível	Superestima	Superestima	Superestima
30	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Superestima
40	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Superestima	Superestima
45	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Superestima	Superestima
50	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Superestima
60	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Superestima
70	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Superestima	Superestima

Fonte: Autoria própria (2024).

Quadro 4 – Resumo qualitativo do comparativo dos valores de “DGM Equipamento” e “DGM Exibido”, modalidade TMD.

Espessura de PMMA (mm)	Dance	Boone; 6,4%	Boone; 11,7%	Boone; 17,0%	Boone; 26,6%	Boone; 45,8%
20	Superestima	Compatível	Compatível	Superestima	Superestima	Superestima
30	Superestima	Subestima	Compatível	Compatível	Superestima	Superestima
40	Superestima	Subestima	Compatível	Compatível	Superestima	Superestima
45	Compatível	Subestima	Compatível	Compatível	Superestima	Superestima
50	Compatível	Subestima	Subestima	Compatível	Superestima	Superestima
60	Subestima	Subestima	Compatível	Superestima	Superestima	Superestima
70	Compatível	Subestima	Compatível	Superestima	Superestima	Superestima

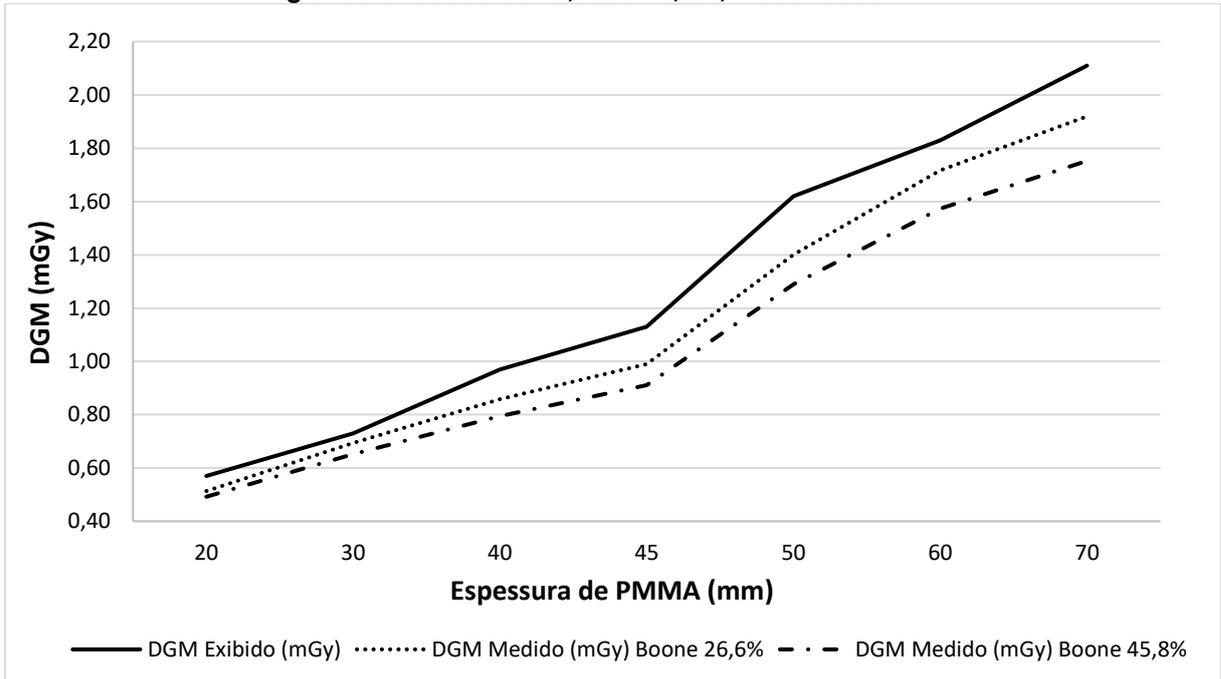
Fonte: Autoria própria (2024).

As disparidades observadas neste estudo, entre os valores de DGM exibidos e os estimados a partir dos parâmetros fornecidos pelo equipamento (Quadros 3 e 4) podem ser justificadas pelo fato dos valores exibidos pelo equipamento serem determinados utilizando dados de saída do tubo e valores de CSR armazenados no software do equipamento de mamografia. Conseqüentemente, é possível que os valores de kerma no ar e de CSR sofram variações ao longo do tempo devido ao desgaste do equipamento. Somente quando utilizados os coeficientes de conversão de Boone considerando glandularidades de 6,4% e 11,7%, especificamente na modalidade de MD, os valores foram compatíveis em todas as espessuras avaliadas. Na modalidade de TMD, para um mesmo coeficiente de conversão, não houve resultados compatíveis em todas as espessuras avaliadas.

Neste estudo, definiu-se que os valores “verdadeiros” de DGM são aqueles estimados a partir dos parâmetros medidos, ou seja, “DGM Medido”.

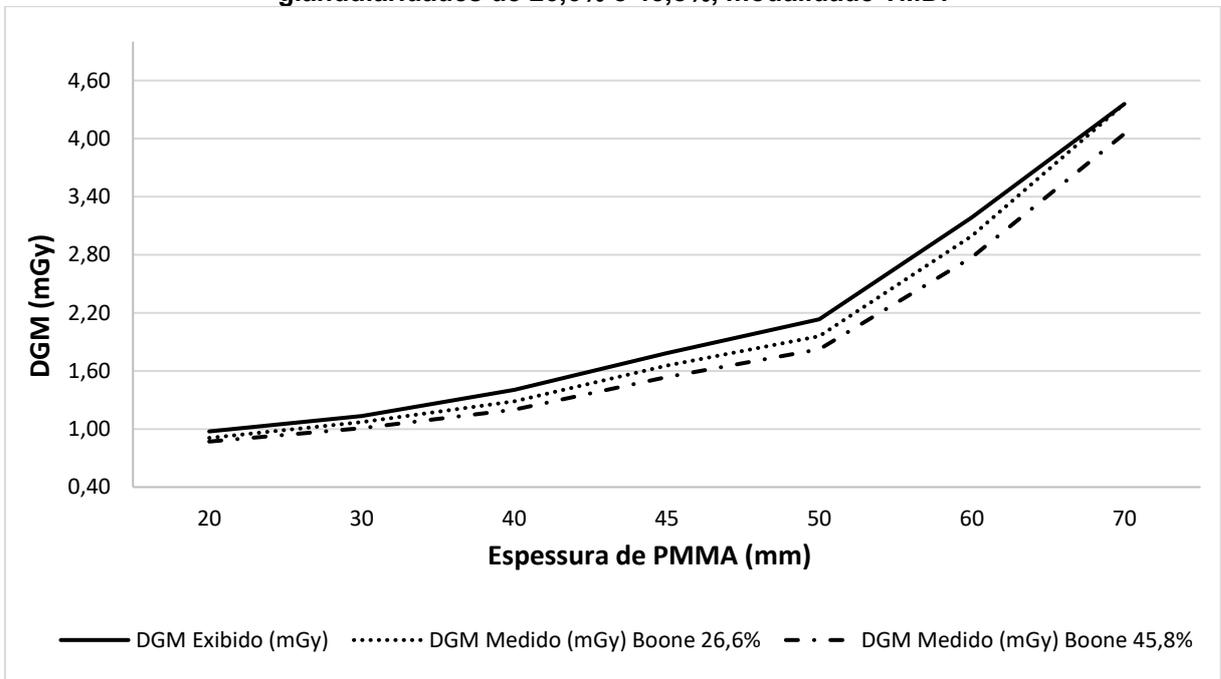
Conforme demonstrado nas Figuras 14 a 27, em geral, os valores de “DGM Medido” estimados através coeficientes de Boone para glandularidades de 26,6% e 45,8%, foram inferiores quando comparados àqueles calculados para as glandularidades de 6,4%, 11,7% e 17,0%. Quando consideradas as glandularidades de 26,6% e 45,8%, há uma tendência do equipamento de mamografia em superestimar os valores de DGM exibidos, para ambas as modalidades, conforme mostram as Figuras 28 e 29.

Figura 28 – Gráfico dos valores de DGM estimados através dos coeficientes de Boone para glandularidades de 26,6% e 45,8%, modalidade MD.



Fonte: Autoria própria (2024).

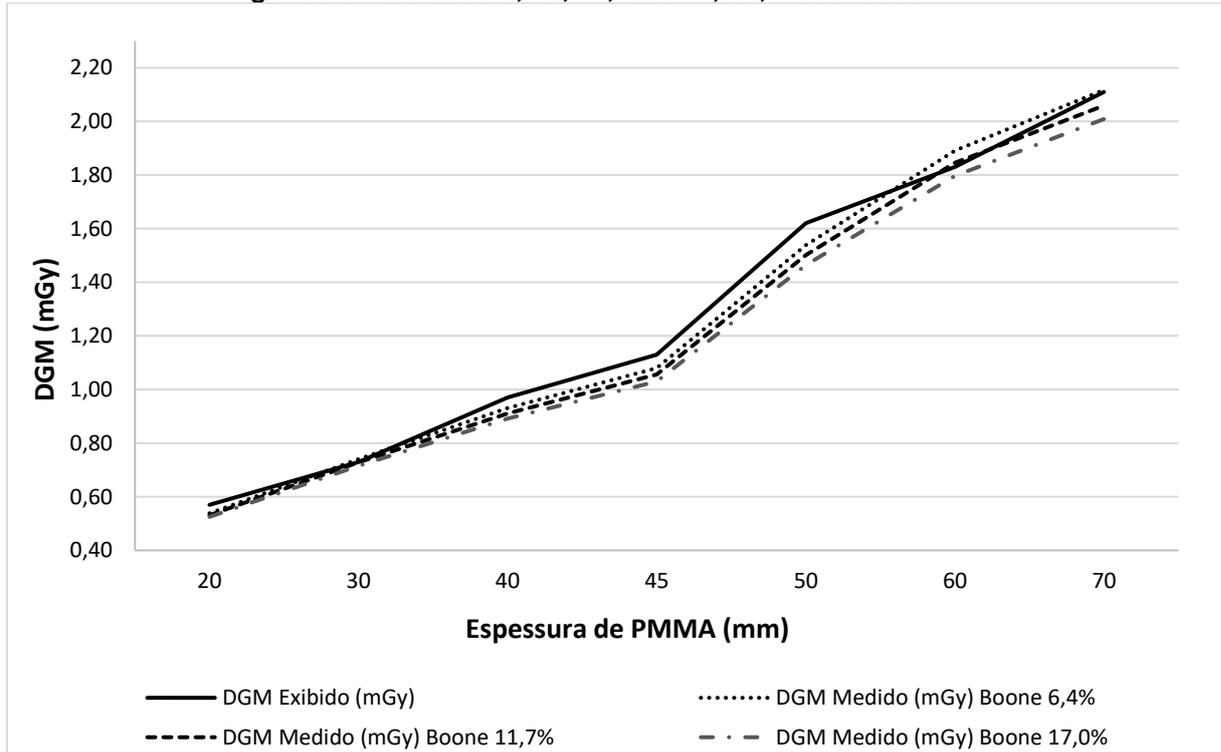
Figura 29 – Gráfico dos valores de DGM estimados através dos coeficientes de Boone para glandularidades de 26,6% e 45,8%, modalidade TMD.



Fonte: Autoria própria (2024).

Como já mencionado, para a modalidade de MD, os valores de DGM exibidos pelo equipamento mais se aproximaram dos valores estimados de DGM quando utilizados os coeficientes de conversão de Boone para as glandularidades de 6,4%, 11,7% e 17,0% (Figura 30).

Figura 30 – Gráfico dos valores de DGM estimados através dos coeficientes de Boone para glandularidades de 6,4%, 11,7% e 17,0%, modalidade MD.

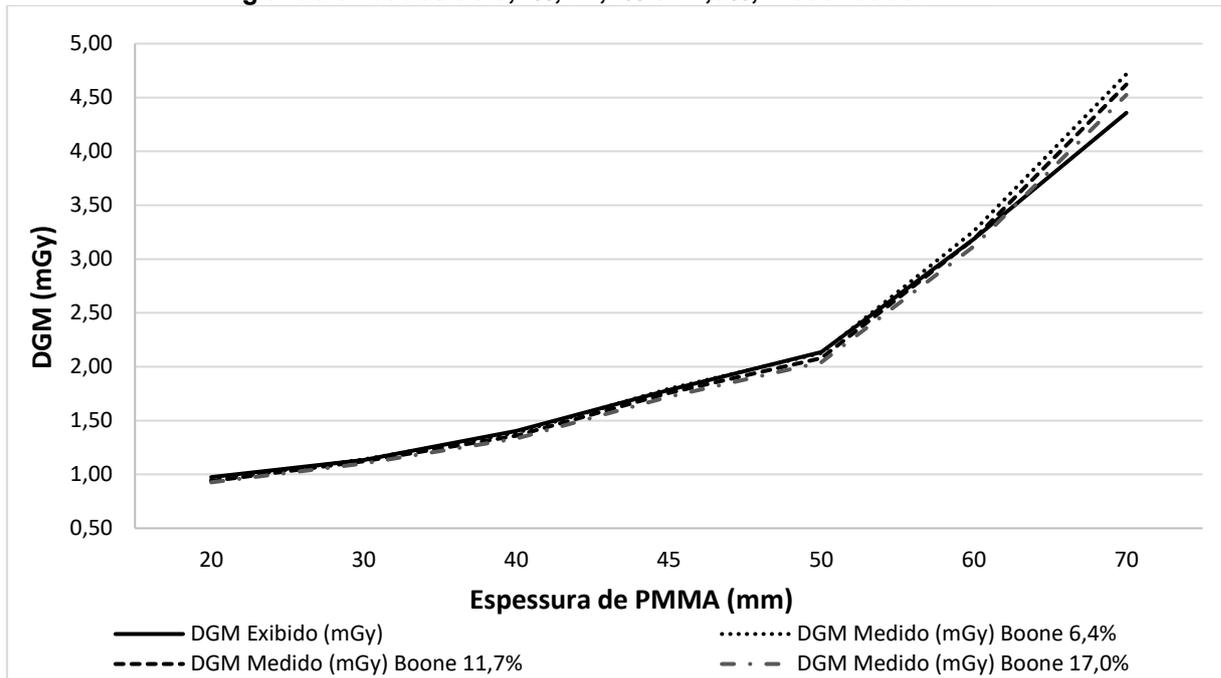


Fonte: Autoria própria (2024).

Conforme apresentado na Figura 30, observa-se que para as espessuras com até 50 mm de PMMA, há uma tendência do equipamento de mamografia em superestimar ligeiramente os valores de DGM exibidos, sendo utilizada a combinação alvo-filtro de W/Rh para esta faixa de espessura. Para as espessuras de 60 e 70 mm de PMMA, sendo utilizada a combinação alvo/filtro de W/Ag, a tendência do equipamento foi de exibir valores de DGM mais próximos dos estimados através dos diferentes coeficientes de conversão.

Para a modalidade de TMD esta mesma análise é apresentada na Figura 31.

Figura 31 – Gráfico dos valores de DGM estimados através dos coeficientes de Boone para glandularidades de 6,4%, 11,7% e 17,0%, modalidade TMD.



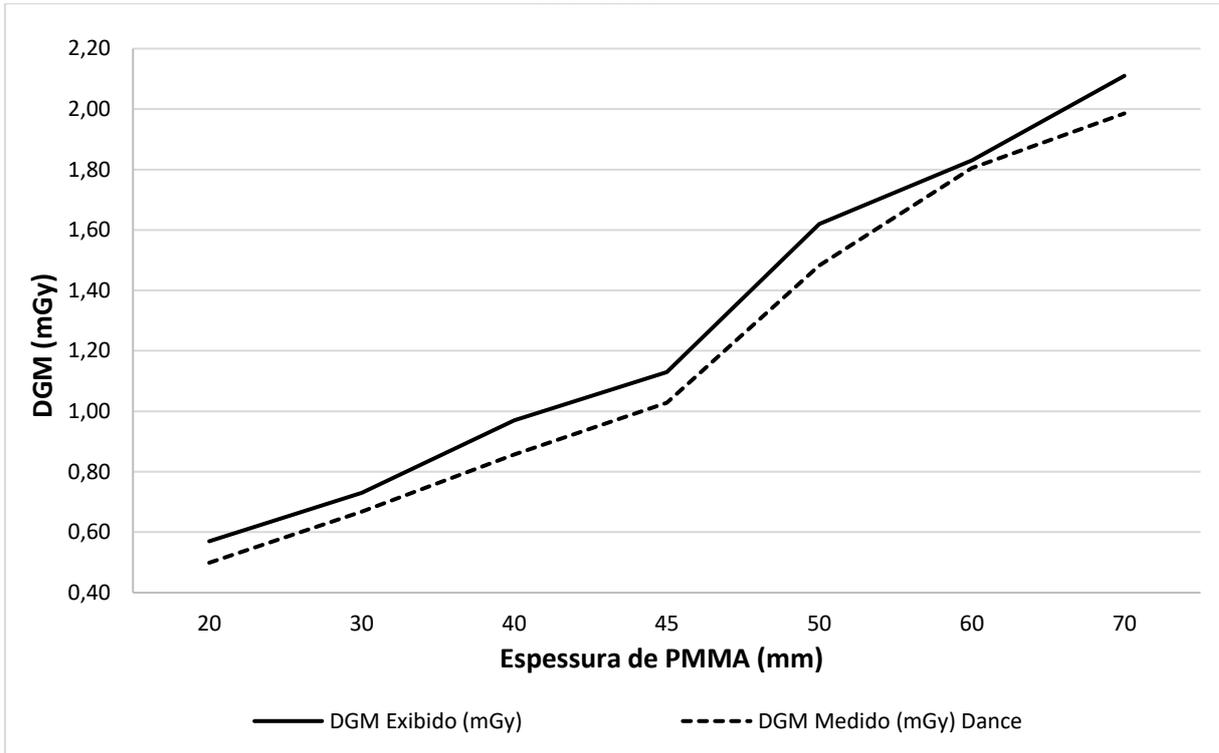
Fonte: Autoria própria (2024).

Conforme mostra a Figura 31, na modalidade de TMD, para as espessuras entre 20 e 60 mm de PMMA, os valores de DGM exibidos pelo equipamento apresentaram-se muito próximos dos valores estimados considerando as glandularidades de 6,4%, 11,7% e 17,0%. Para a espessuras superiores a 60 mm de PMMA, há uma tendência do equipamento de mamografia em subestimar ligeiramente os valores de DGM exibidos.

Em relação aos valores de DGM estimados através dos coeficientes de Dance, para a modalidade de MD, observa-se que há uma tendência do equipamento de mamografia em superestimar ligeiramente os valores de DGM exibidos em todas as espessuras avaliadas (Figura 32).

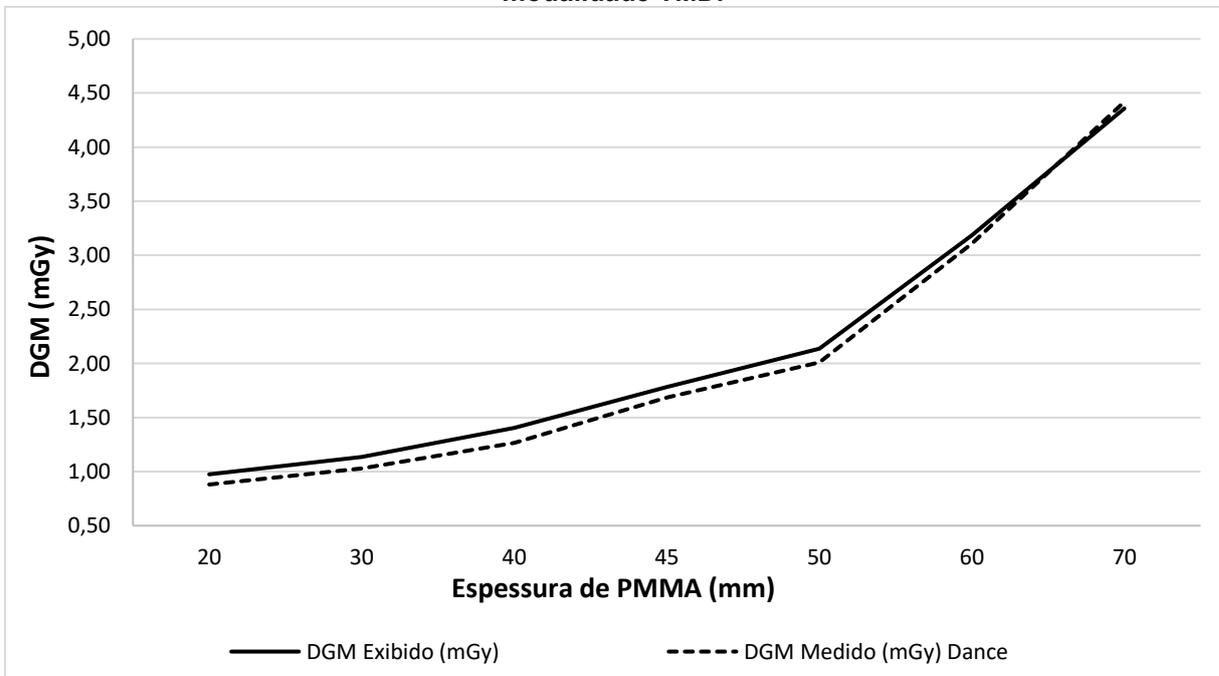
Para a modalidade de TMD, quando utilizados os coeficientes de Dance, observa-se que há uma tendência do equipamento de mamografia em superestimar ligeiramente os valores de DGM exibidos para espessuras com até 60 mm de PMMA. Para espessuras superiores a 60 mm de PMMA, os valores de DGM exibidos pelo equipamento apresentaram-se muito próximos dos valores estimados através dos coeficientes de Dance (Figura 33).

Figura 32 – Gráfico dos valores de DGM estimados através dos coeficientes de Dance, modalidade MD.



Fonte: Autoria própria (2024).

Figura 33 – Gráfico dos valores de DGM estimados através dos coeficientes de Dance, modalidade TMD.



Fonte: Autoria própria (2024).

Foram comparados os valores de “DGM Exibido” e “DGM Medido”, considerando 3 desvios padrões do valor médio de “DGM Medido”, estimado através

dos coeficientes de Dance e Boone em todas as espessuras avaliadas. Os quadros 5 e 6 sintetizam de forma qualitativa os resultados encontrados, para as modalidades de MD e TMD, respectivamente.

Quadro 5 – Resumo qualitativo do comparativo dos valores de “DGM Exibido” e “DGM Medido”, modalidade MD.

Espessura de PMMA (mm)	Dance	Boone; 6,4%	Boone; 11,7%	Boone; 17,0%	Boone; 26,6%	Boone; 45,8%
20	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível
30	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível
40	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Superestima
45	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Superestima
50	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Superestima	Superestima
60	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Superestima
70	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Superestima

Fonte: Aatoria própria (2024).

Quadro 6 – Resumo qualitativo do comparativo dos valores de “DGM Exibido” e “DGM Medido”, modalidade TMD.

Espessura de PMMA (mm)	Dance	Boone; 6,4%	Boone; 11,7%	Boone; 17,0%	Boone; 26,6%	Boone; 45,8%
20	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível
30	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível
40	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Superestima
45	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Superestima
50	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Superestima
60	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível
70	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível	Compatível

Fonte: Aatoria própria (2024).

De acordo com o Quadro 5, para a modalidade de MD, os valores de DGM exibidos pelo equipamento de mamografia são compatíveis com os valores estimados quando empregados os coeficientes de Dance e Boone para as glandularidades de 6,4%, 11,7% e 17,0% em todas as espessuras avaliadas. Quando considerada a glandularidade de 26,6%, o equipamento superestima o valor de DGM exibido somente para a espessura de 50 mm de PMMA, sendo compatível no restante das espessuras. Para a glandularidade de 45,8% os valores são compatíveis somente para as espessuras de 20 e 30 mm de PMMA, sendo superestimados pelo equipamento para as espessuras maiores.

Já para a modalidade de TMD, como mostra o Quadro 6, os valores de DGM exibidos pelo equipamento de mamografia são compatíveis com os estimados quando utilizados os coeficientes de Dance e Boone para as glandularidades de 6,4%, 11,7%, 17,0% e 26,6% em todas as espessuras avaliadas. Para a glandularidade de 45,8%

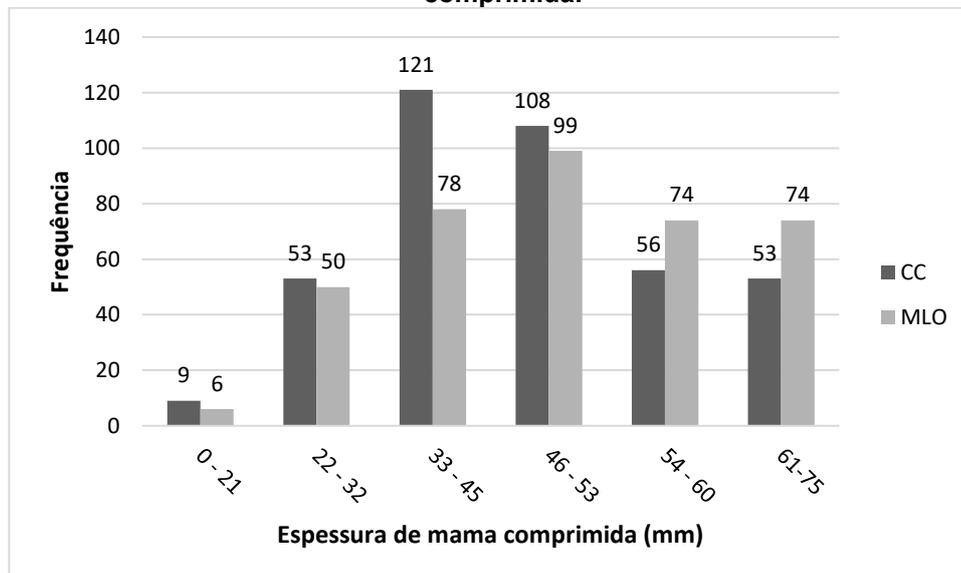
os valores são compatíveis para as espessuras de 20, 30, 60 e 70 mm de PMMA, sendo superestimados pelo equipamento para as espessuras de 40, 45 e 50 mm de PMMA.

4.2 Valores típicos em pacientes

A idade média das pacientes avaliadas foi de (55 ± 11) anos. A idade mínima e máxima foi de 19 e 88 anos, respectivamente.

A Figura 34 ilustra a distribuição, por incidência, da EMC das 200 pacientes avaliadas neste estudo, em intervalos de espessuras definidos conforme a IN 92. Para as espessuras entre 0 e 21 mm, não foi viável coletar um tamanho mínimo de amostra de 50 pacientes devido à baixa frequência de casos com essas espessuras na instituição avaliada. Entre as pacientes avaliadas, 19 apresentaram EMC igual ou superior a 76 mm, especificamente na incidência MLO.

Figura 34 – Distribuição das 200 pacientes avaliadas, por incidência e espessura de mama comprimida.



Fonte: Autoria própria (2024).

As tabelas 18 e 19 apresentam o valor médio de DGM e desvio padrão, intervalo interquartil (IQR – *Interquartile Range*), mediana, 75º percentil e 95º percentil, para cada espessura de mama equivalente avaliada, para as modalidades de MD e TMD, respectivamente. A tabela 18 apresenta os valores de DGM de referência (Ref.) e tolerância (Tol.) conforme estabelecido na IN 92. A tabela 19 apresenta os valores de referência de DGM definidos pelo protocolo EUREF 2018.

Tabela 18 – Valores típicos de DGM para a modalidade de MD. CC, craniocaudal; MLO, médio-lateral oblíqua; IQR, intervalo interquartil; Ref., referência; Tol., tolerância.

Espessura de mama equivalente (mm)	Incidência	N	DGM (mGy)					Ref.	Tol.
			Média	IQR	Mediana	75° percentil	95° percentil		
≤ 21	CC	9	1,0 ± 0,2	0,3	1,1	1,2	1,2	0,6	1,0
	MLO	6	0,9 ± 0,2	0,2	0,9	1,0	1,2		
22 – 32	CC	53	1,2 ± 0,3	0,4	1,3	1,4	1,7	1,0	1,5
	MLO	50	1,2 ± 0,3	0,3	1,3	1,4	1,5		
33 – 45	CC	121	1,5 ± 0,5	0,4	1,4	1,7	2,4	1,6	2,0
	MLO	78	1,6 ± 0,4	0,6	1,5	1,8	2,5		
46 – 53	CC	108	1,7 ± 0,4	0,4	1,7	1,9	2,7	2,0	2,5
	MLO	99	1,8 ± 0,4	0,3	1,8	2,0	2,5		
54 – 60	CC	56	2,3 ± 0,7	0,7	2,1	2,6	3,6	2,4	3,0
	MLO	74	2,3 ± 0,6	0,6	2,3	2,6	3,4		
61 – 75	CC	53	2,7 ± 0,8	1,4	2,8	3,3	3,7	3,6	4,5
	MLO	74	2,9 ± 0,8	0,8	2,9	3,2	4,1		

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 19 – Valores de DGM para a modalidade de TMD. CC, craniocaudal; MLO, médio-lateral oblíqua; IQR, intervalo interquartil.

Espessura de mama equivalente (mm)	Incidência	N	DGM (mGy)					Referência
			Média	IQR	Mediana	75° percentil	95° percentil	
≤ 21	CC	9	1,5 ± 0,2	0,3	1,6	1,7	1,7	1,2
	MLO	6	1,4 ± 0,2	0,3	1,4	1,6	1,7	
22 – 32	CC	53	1,6 ± 0,3	0,4	1,6	1,8	2,0	1,5
	MLO	50	1,5 ± 0,3	0,3	1,6	1,7	1,9	
33 – 45	CC	121	1,7 ± 0,3	0,3	1,6	1,8	2,3	2,0
	MLO	78	1,7 ± 0,3	0,3	1,7	1,9	2,4	
46 – 53	CC	108	1,8 ± 0,2	0,2	1,8	1,9	2,4	2,5
	MLO	99	1,9 ± 0,2	0,2	1,9	2,0	2,3	
54 – 60	CC	56	2,2 ± 0,4	0,3	2,1	2,3	3,1	3,0
	MLO	74	2,2 ± 0,3	0,3	2,2	2,3	2,8	
61 – 75	CC	53	2,7 ± 0,3	0,4	2,7	2,9	3,2	4,5
	MLO	74	2,8 ± 0,4	0,6	2,8	3,1	3,5	

Fonte: Autoria própria (2024).

Para as espessuras de mama equivalente iguais ou inferiores a 21 mm, os valores típicos encontrados, para ambas as modalidades, excederam os valores de

referência. Entretanto, devido à baixa amostragem de pacientes para esta faixa de EMC, estes dados não são suficientemente representativos.

Na faixa de EMC entre 22 e 32 mm, nas incidências CC e MLO, o valor típico excedeu o valor de referência, mas permaneceu abaixo do valor de tolerância na modalidade de MD. Na modalidade de TMD, o valor típico para esta faixa de EMC, excedeu ligeiramente o valor de referência para ambas as incidências. Este fato pode ter ocorrido devido à contribuição mais significativa da dose de radiação proveniente do pulso de pré-exposição utilizado pelo CAE, para mamas de menor espessura.

Conforme os Quadros 5 e 6, os valores de DGM exibidos pelo equipamento de mamografia são compatíveis com os valores de DGM estimados utilizando os coeficientes de Dance e de Boone para todas as glandularidades avaliadas na faixa supracitada de EMC. Entretanto, como citado anteriormente, dependendo do coeficiente de conversão empregado para estimativa da DGM, o equipamento de mamografia apresenta uma tendência em superestimar ligeiramente os valores de DGM para mamas de menor espessura.

Outro fator que pode ter contribuído para o valor típico acima do esperado, é a força de compressão aplicada, especificamente na faixa de EMC entre 22 e 32 mm. De acordo com os dados apresentados na Tabela 20, a força de compressão média aplicada para as mamas com espessuras entre 22 e 32 mm foi ligeiramente inferior àquela aplicada nas mamas de maior espessura.

Para os intervalos de EMC entre 33 e 45 mm, 46 e 53 mm, 54 e 60 mm e 61 e 75 mm, os valores típicos encontrados estão abaixo dos valores de tolerância e referência para a modalidade de MD e TMD, respectivamente. Observa-se também que, nesses intervalos de EMC, os valores típicos encontrados para a modalidade de TMD são compatíveis com os da modalidade de MD.

Considerando-se a incidência MLO, para as faixas de EMC supracitadas, os valores típicos encontrados são ligeiramente maiores quando comparados àqueles encontrados para a incidência CC, para espessuras de mama equivalente superiores a 33 mm em ambas as modalidades. Esse achado pode estar relacionado ao fato de que na incidência MLO, devido à presença do músculo peitoral dentro da área do CAE, são necessários mais fótons de raios X para produzir a qualidade de imagem necessária até que o sistema interrompa a exposição.

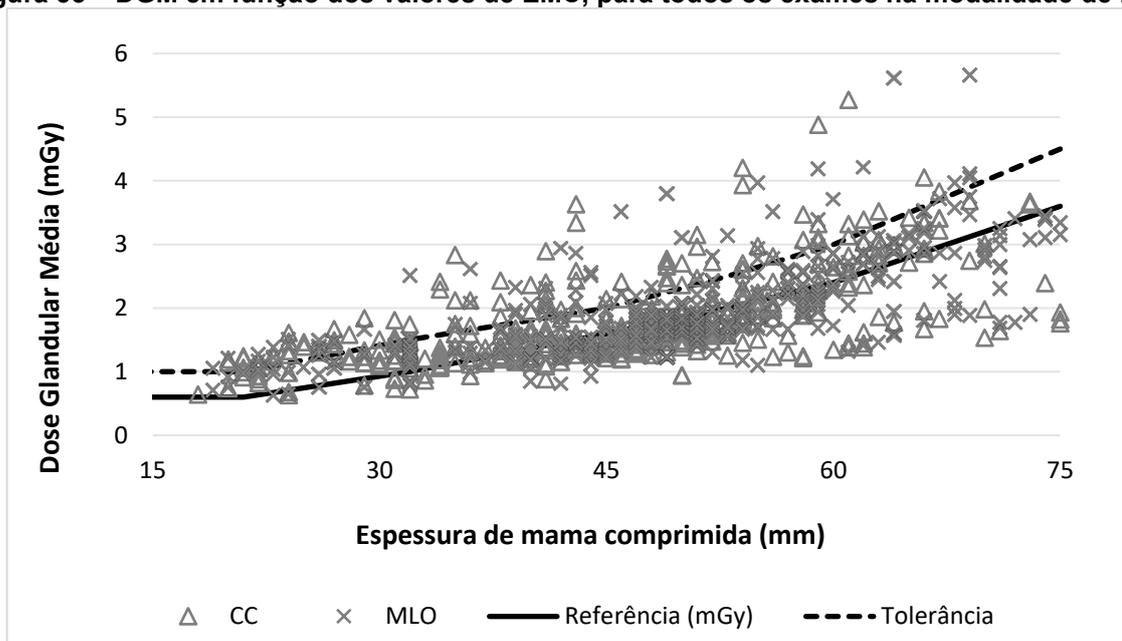
Tabela 20 – Força de compressão por intervalo de EMC. CC, craniocaudal; MLO, médio-lateral oblíqua; IQR, intervalo interquartil.

Espessura de mama equivalente (mm)	Incidência	N	Força de compressão (N)			
			Média	Mínimo	Máximo	IQR
≤ 21	CC	9	64 ± 12	40,7	76,8	11,2
	MLO	6	61 ± 9	48,8	73,2	11,7
22 – 32	CC	53	108 ± 16	80,7	155,0	19,1
	MLO	50	111 ± 23	54,5	166,1	21,0
33 – 45	CC	121	120 ± 15	69,8	151,0	18,0
	MLO	78	117 ± 21	51,7	180,9	25,2
46 – 53	CC	108	122 ± 16	82,7	163,9	22,8
	MLO	99	123 ± 17	83,0	163,3	24,3
54 – 60	CC	56	125 ± 20	73,0	181,8	21,1
	MLO	74	119 ± 20	75,7	183,8	24,0
61 – 75	CC	53	128 ± 16	85,2	161,0	19,4
	MLO	74	128 ± 21	77,4	172,9	26,6

Fonte: Autoria própria (2024).

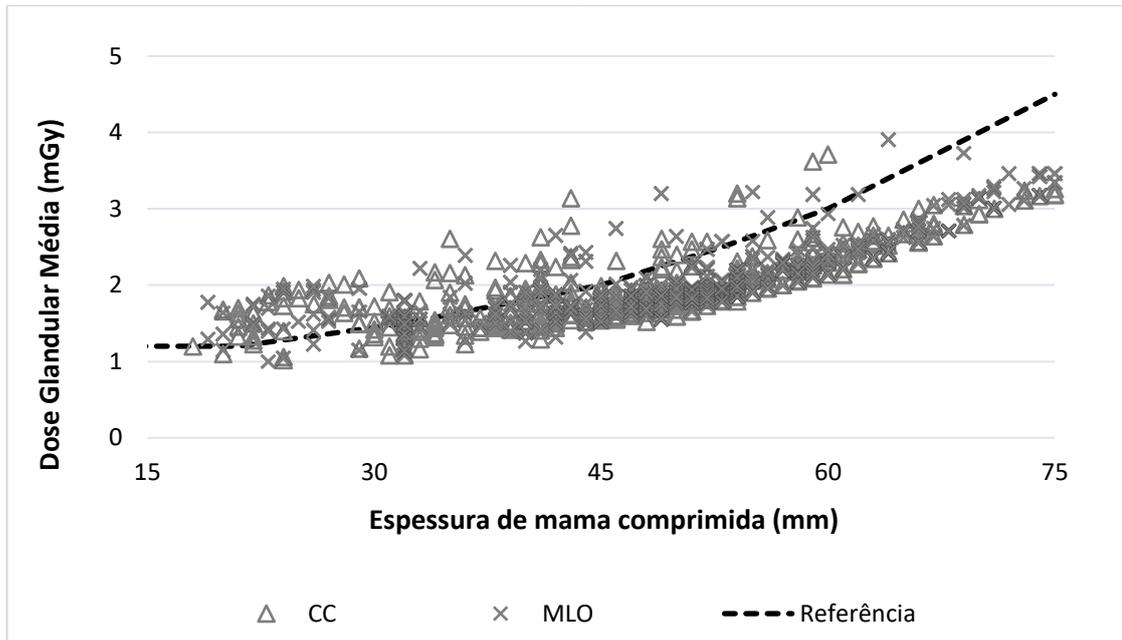
Os valores de DGM coletados, para a toda amostra de pacientes avaliada, são exibidos em função dos valores de EMC, juntamente com os valores de referência e tolerância estabelecidos na IN 92 para a modalidade de MD (Figura 35) e valores de referência estabelecidos pelo protocolo EUREF 2018 para a modalidade de TMD (Figura 36).

Figura 35 – DGM em função dos valores de EMC, para todos os exames na modalidade de MD.



Fonte: Autoria própria (2024).

Figura 36 – DGM em função dos valores de EMC, para todos os exames na modalidade de TMD.



Fonte: Autoria própria (2024).

Conforme as Figuras 35 e 36 a distribuição dos valores de DGM para a modalidade de MD é mais ampla em comparação a modalidade de TMD. Essa dispersão pode ser corroborada pelos valores superiores de IQR para a modalidade de MD (Tabela 18) em comparação a modalidade de TMD (Tabela 19).

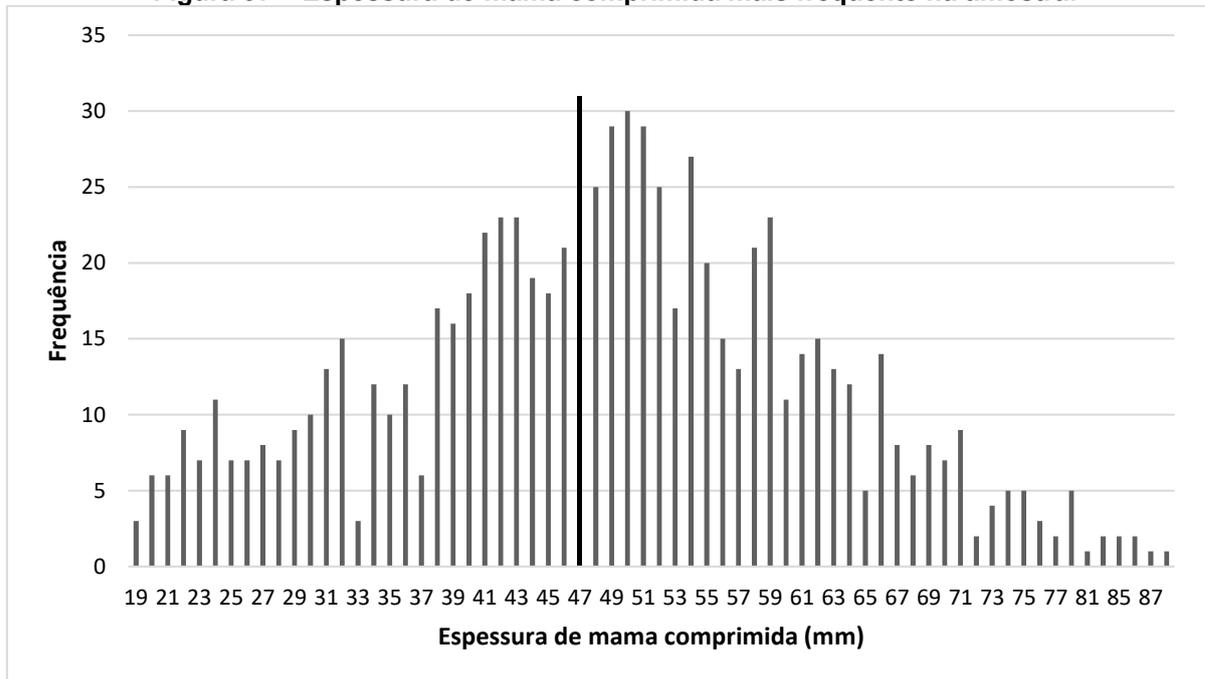
Resultados semelhantes desta mesma análise foram demonstrados por outros autores como Osteras *et al.* (2018) e Jeyasugiththan *et al.* (2023). No estudo feito por Osteras *et al.* (2018) os autores relatam que mamas densas de espessura semelhante apresentaram maiores valores de DGM na modalidade MD em comparação a TMD. Segundo os autores, isso se deve ao fato do CAE ser sensível à densidade da mama, ajustando assim a exposição para compensar a parte mais densa da mama. Os autores afirmam que a diferença de dose de radiação para a TMD é inferior porque, nesta modalidade, o CAE ajusta a dose de acordo com a EMC e não com a densidade. Desta forma, as distribuições de DGM para a modalidade de MD são mais amplas em comparação a modalidade de TMD, o que é confirmado pelos resultados encontrados neste estudo.

Outro fato que pode justificar esta dispersão é que para mamas mais espessas, o valor de CSR da aquisição de TMD é em geral maior do que para a aquisição de MD correspondente. Assim, os espectros TMD serão mais penetrantes.

Isto também poderá contribuir potencialmente para a redução da variação da dose devido à densidade mamária para a modalidade TMD em comparação à MD.

O histograma das espessuras das mamas comprimidas obtidas neste estudo apresentou distribuição normal com média de 47 mm (Figura 37). Com base nisso, de forma a se realizar uma análise mais restrita, foi considerado o intervalo entre (47 ± 5) mm, sendo esta faixa definida como a espessura padrão característica da população local.

Figura 37 – Espessura de mama comprimida mais frequente na amostra.



Fonte: Aatoria própria (2024).

A Tabela 21 apresenta os valores típicos encontrados para todas as espessuras de mama comprimida incluídas neste estudo. Também são apresentados estes mesmos dados para a espessura de mama definida neste estudo como padrão, entre 42 e 52 mm.

As diferenças nos valores típicos são maiores quando consideradas mamas de todas as espessuras, apresentando uma maior dispersão destes valores (IQR maior) quando comparado ao valor típico estabelecido para a espessura de mama padrão (IQR menor). Tal fato pode ser observado na Tabela 21 em ambas as modalidades e incidências. Desta forma, observa-se que considerar uma ampla faixa de EMC pode não ser adequado, visto que podem ser incluídos *outliers* na determinação dos valores típicos.

Tabela 21 – Valores típicos de DGM para a modalidade de MD e TMD para todas as espessuras de mama e para a espessura definida como padrão. CC, craniocaudal; MLO, médio-lateral oblíqua; IQR, intervalo interquartil.

Modalidade	Incidência	Espessura (Média)	N	DGM (mGy)				
				Média	IQR	Mediana	75° percentil	95° percentil
MD	CC	18 – 75 (48,5)	400	1,8 ± 0,7	0,8	1,6	2,1	3,3
		Padrão: 42 – 52	142	1,7 ± 0,5	0,4	1,6	1,8	2,7
	MLO	19 – 88 (50,9)	400	2,0 ± 0,8	1,1	1,9	2,5	3,5
		Padrão: 42 – 52	130	1,8 ± 0,5	0,4	1,7	1,9	2,5
TMD	CC	18 – 75 (48,5)	400	1,9 ± 0,5	0,6	1,8	2,2	2,8
		Padrão: 42 – 52	142	1,8 ± 0,3	0,3	1,8	1,9	2,4
	MLO	19 – 88 (50,9)	400	2,1 ± 0,6	0,7	2,0	2,4	3,4
		Padrão: 42 – 52	130	1,8 ± 0,3	0,2	1,8	1,9	2,4

Fonte: Autoria própria (2024).

4.3 Comparação dos resultados com a literatura

Conforme já mencionado, a avaliação da acurácia dos valores de DGM exibidos pelo equipamento de mamografia, realizada na primeira etapa deste trabalho, já foi proposta por outros autores para a modalidade de MD.

Neste estudo, adotou-se como “verdadeiro”, os valores de DGM estimados a partir dos parâmetros dosimétricos medidos com o detector de radiação, garantindo assim, medidas feitas de maneira independente através de um detector calibrado no período avaliado.

Em 2012, Borg *et al.* realizaram esta avaliação para o mesmo equipamento utilizado neste estudo, considerando diferentes espessuras de PMMA. Os autores relatam que os valores de DGM exibidos pelo equipamento ficaram entre àqueles calculados através dos coeficientes de Dance e Boone. Os valores de dose no órgão exibidos pelo equipamento foram semelhantes aos estimados pelo método Monte Carlo em simuladores de espessura pequena (menor que 30 mm) e média (40 a 45 mm) e diferiram ligeiramente das doses levantadas em simuladores com maior espessura (faixa 50 a 70 mm). Apesar das diferenças encontradas para espessuras maiores de PMMA, os autores concluíram que os valores de DGM exibidos se correlacionam bem com os valores calculados e desenvolveram equações que convertem os valores exibidos pelo equipamento em valores de DGM calculados por Monte Carlo (BORG; BARD; ROYLE, 2012).

Suleiman *et al.* publicaram um estudo em 2016, no qual os autores analisaram a concordância entre a DGM estimada pelo mamógrafo e a DGM calculada utilizando-se os coeficientes de Dance, considerando dados obtidos de exames de pacientes. Para o equipamento da Hologic os autores encontraram diferenças de até 0,74 mGy, o que é clinicamente inaceitável, uma vez que este valor representa a dose absorvida completa para pequenas espessuras de mama. É relevante observar que estudos anteriores relataram uma discrepância de até 19% nos resultados entre o método de Boone e o método de Dance, o que é consistente com os resultados encontrados por estes autores, dependendo da glandularidade considerada (SULEIMAN; BRENNAN; MCENTEE; 2016).

Em 2021, Skrzynski *et al.* também verificaram a confiabilidade dos valores de DGM exibidos, a partir de exames de pacientes, e os compararam com valores calculados independentemente através dos coeficientes de Dance. Das 5 instituições avaliadas pelas autoras que possuíam o equipamento da Hologic, somente 1 não forneceu valores superestimados exibidos pelo equipamento. Para um determinado grupo de pacientes, os valores calculados pelas autoras foram em média 14% inferiores aos valores exibidos (SKRZYNSKI; PASICZ; FABISZEWSKA; 2021).

Conforme reportado por Suleiman *et al.* a Hologic utiliza os coeficientes de Boone para estimar a DGM, porém a glandularidade é desconhecida (SULEIMAN; BRENNAN; MCENTEE; 2017). Os resultados encontrados neste presente estudo mostram que em três das glandularidades avaliadas para a modalidade de MD e quatro para a modalidade de TMD, os valores de DGM exibidos pelo equipamento avaliado foram compatíveis com os estimados através dos coeficientes de Boone, para todas as espessuras avaliadas.

Na segunda etapa deste estudo, foram determinados os valores típicos de DGM para as modalidades de MD e TMD a partir de exames realizados em pacientes na instituição avaliada. Os valores típicos estabelecidos foram comparados com estudos similares e com NRD estabelecidos internacionalmente.

Todos os estudos incluídos neste comparativo, atenderam ao tamanho amostral mínimo de 50 pacientes, sendo estes exames adquiridos em sistemas digitais (detector plano), nas incidências CC e MLO. Além disso, todos os estudos selecionados foram publicados a partir de 2017, ano em que foi publicada a ICRP 135.

A Tabela 22 apresenta os estudos incluídos neste comparativo, indicando as modalidades abordadas, o país de origem, a abrangência do NRD, as projeções

mamográficas incluídas, o método de coleta de dados e os fatores de conversão utilizados em cada estudo.

Tabela 22 – Síntese da metodologia empregada na obtenção dos valores de DGM nos estudos incluídos neste comparativo para ambas as modalidades. CC: crânio-caudal; MLO: mediolateral oblíqua; N.E.: não especificado.

Autor (Ano)	Modalidade	País	Abrangência do NRD	Projeções Incluídas	Método de coleta de dados	Fatores de conversão
Este estudo	MD e TMD	Brasil	Valor típico	CC e MLO (bilateral)	Leitura direta da DGM	Boone <i>et al.</i>
AlNaemi <i>et al.</i> (2020)	MD	Qatar	Nacional	CC e MLO	K_e estimado	Dance <i>et al.</i>
Asada <i>et al.</i> (2020)	MD	Japão	Nacional	N.E.	K_e estimado	Wu <i>et al.</i>
Gennaro <i>et al.</i> (2020)	MD	Itália	N.E.	CC e MLO (bilateral e unilateral)	K_i estimado	Dance <i>et al.</i>
Jeyasugiththan <i>et al.</i> (2023)	MD e TMD	Sri Lanka	Nacional	CC e MLO	Leitura direta da DGM	N.E.
Lekatou <i>et al.</i> (2019)	MD	Grécia	Valor típico	CC e MLO (bilateral)	Leitura direta da DGM	Boone <i>et al.</i>
Mohd Norsuddin <i>et al.</i> (2022)	MD e TMD	Malásia	Valor típico	CC e MLO (bilateral)	Leitura direta da DGM	Boone <i>et al.</i>
Osteras <i>et al.</i> (2018)	MD e TMD	Noruega	N.E.	CC e MLO (bilateral)	K_e medido	Dance <i>et al.</i>
Parmaksiz <i>et al.</i> (2020)	MD	Turquia	Nacional	CC e MLO	K_e estimado	Dance <i>et al.</i>
Suliman <i>et al.</i> (2019)	MD	Arábia Saudita	Local	CC, MLO e LM	K_e estimado	Dance <i>et al.</i>

Fonte: Autoria própria (2024).

Conforme mostra a Tabela 22, observa-se uma variedade nos métodos de coleta de dados e nos fatores de conversão empregados para determinação dos NRD nos estudos analisados. Dos 10 estudos avaliados, somente 2 adotaram o método de leitura direta da DGM e os fatores de conversão propostos por Boone, semelhante ao utilizado neste estudo.

Os estudos publicados por AlNaemi *et al.* (2020), Lekatou *et al.* (2019), Mohd Norsuddin *et al.* (2022) e Osteras *et al.* (2018) foram realizados em equipamentos de marca e modelo idênticos ao realizado neste estudo.

A Tabela 23 compara os valores típicos encontrados neste estudo, na modalidade de MD, com os estabelecidos por outros autores na literatura.

Tabela 23 – Resumo dos NRD estabelecidos na modalidade de MD, nos estudos incluídos. CC: crânio-caudal; MLO: médio-lateral oblíqua.

Autor (Ano)	Faixa de EMC (Média) mm	DGM (mGy)			
		Média	Mediana	75° Percentil	95° Percentil
Este estudo	Todas: 18 – 88 (48,5)	Todas: 1,91	Todas: 1,72	Todas: 2,30	Todas: 3,41
	CC: 18 – 75 (46)	CC: 1,80	CC: 1,60	CC: 2,07	CC: 3,32
	MLO: 19 – 88 (50,9)	MLO: 2,03	MLO: 1,86	MLO: 2,51	MLO: 3,53
	42 - 52	Todas: 1,73 CC: 1,71 MLO: 1,76	Todas: 1,67 CC: 1,60 MLO: 1,72	Todas: 1,89 CC: 1,84 MLO: 1,89	Todas: 2,68 CC: 2,70 MLO: 2,53
AlNaemi <i>et al.</i> (2020)	CC: 60,3 MLO: 67	2,2 2,5	- -	- -	- -
Asada <i>et al.</i> (2020)	(42)	Todas: 1,48	1,4	1,84	2,22
Gennaro <i>et al.</i> (2020)	(53,5)	1,24	1,19	-	2,01
Jeyasugiththan <i>et al.</i> (2023)	20 – 99	Diagnóstico: 1,61 Rastreio: 2,13	Diagnóstico: 1,46 Rastreio: 1,94	Diagnóstico: 2,10 Rastreio: 2,58	-
Lekatou <i>et al.</i> (2019)	Todas: 26 – 99 (56,3)	Todas: 1,25	Todas: 1,2	Todas: 1,51	Todas: 1,86
	CC: 26 – 91 (53,9)	CC: 1,18	CC: 1,13	CC: 1,4	CC 1,77
	MLO: 27 – 99 (58,6)	MLO: 1,32	MLO: 1,3	MLO: 1,59	MLO: 1,89
	55 - 65	Todas: 1,33 CC: 1,3 MLO: 1,36	Todas: 1,29 CC: 1,24 MLO: 1,32	Todas: 1,44 CC: 1,41 MLO: 1,48	Todas: 1,77 CC: 1,76 MLO: 1,78
Mohd Norsuddin <i>et al.</i> (2022)	CC: 21 – 87 MLO: 24 – 99	CC: 1,53 MLO: 1,92	CC: 1,40 MLO: 1,65	CC: 1,68 MLO: 2,25	CC: 2,92 MLO: 3,94
Osteras <i>et al.</i> (2018)	14 – 101 (53,4)	1,74	1,63	2,10	-
Parmaksiz <i>et al.</i> (2020)	20 – 99	CC: 1,6 MLO: 1,9	-	CC: 2,2 MLO: 2,6	CC: 3,8 MLO: 4,4
Suliman <i>et al.</i> (2019)	23 – 76 (48,1)	1,1	1,1	1,2	-

Fonte: Autoria própria (2024).

Como mencionado anteriormente, a ICRP 135 sugere que seja apropriado limitar a análise dos dados dentro de uma faixa mais estreita de EMC, a fim de obter resultados para uma espessura padrão representativa da população local. A espessura padrão encontrada neste estudo foi entre 42 e 52 mm. Esta espessura encontrada é compatível com a faixa padrão de 35 a 65 mm, encontrada por outros autores (SULEIMAN; BRENNAN; MCENTEE; 2015).

Conforme apresentado na Tabela 23, somente o estudo publicado por Lekatou *et al.* (2019) utilizou esta abordagem de definição de uma EMC padrão, como sugerido pela ICRP 135. A faixa de espessura padrão encontrada pelos autores é de 55 a 65 mm, sendo superior à encontrada no presente estudo.

A ICRP 135 recomenda que para as mesmas incidências (ou seja, CC e MLO), os programas de rastreamento de câncer de mama para pacientes assintomáticas devem utilizar os mesmos valores NRD dos exames realizados para investigar pacientes com sintomas clínicos (diagnóstico), sendo essa condição atendida no presente estudo. Dos estudos avaliados, somente o que foi feito por Jeyasugiththan *et al.* (2023) fez esta diferenciação entre as pacientes que realizaram exames de rastreamento e diagnóstico.

Todos os estudos avaliados que não estratificaram os NRD em relação as incidências foram realizados no âmbito nacional. Assim, foi comparado o valor típico encontrado no presente estudo em termos de mediana e levando-se em conta todas as EMC de 1,72 mGy, com os valores definidos no 75º percentil dos estudos nacionais. Este valor é inferior quando comparado aos encontrados por Asada *et al.* (2020) e Jeyasugiththan *et al.* (2023).

Quando considerado o valor NRD, determinado no 75º percentil da amostra, o valor encontrado neste estudo, levando-se em conta todas as incidências e toda faixa de EMC, foi de 2,30 mGy. Este valor, foi superior ao encontrado no estudo feito por Lekatou *et al.* (2019), também em nível institucional, considerando as mesmas condições de incidências e EMC.

Os valores típicos encontrados neste estudo para toda a faixa de EMC avaliada foram de 1,60 mGy e 1,86 mGy, para as incidências CC e MLO, respectivamente. Estes valores são superiores, para estas mesmas incidências, àqueles encontrados por Lekatou *et al.* (2019) e Mohd Norsuddin *et al.* (2022).

Em comparação ao estudo feito por Parmaksiz *et al.* (2020), o qual estabeleceu NRD no âmbito nacional, os valores típicos encontrados neste estudo

foram inferiores quando comparados ao estabelecidos pelos autores no 75º percentil para ambas as incidências.

Em relação aos valores típicos determinados para a EMC padrão, os valores encontrados neste estudo foram de 1,60 mGy e 1,72 mGy para as incidências CC e MLO, respectivamente. Estes valores foram superiores aos encontrados por Lekatou *et al.* (2019), quando considerada a espessura de mama padrão definida pelos autores.

No âmbito da América Latina, incluindo o Brasil, foram conduzidos estudos para a determinação dos NRD em pacientes submetidas à exames de MD. Esses estudos não consideraram a metodologia proposta pela ICRP 135, visto que foram publicados antes da emissão dessa recomendação (IAEA, 2010; MORA *et al.*, 2015).

No Brasil, foram realizados alguns estudos para estimar os valores de DGM para pacientes submetidas a exames de MD e TMD em diferentes modelos de equipamentos. No entanto, esses estudos não foram desenvolvidos com o objetivo de determinar os NRD, e, portanto, não utilizaram os critérios propostos pela ICRP 135 (XAVIER *et al.*, 2017; ENGLER *et al.*, 2020a; ENGLER *et al.*, 2020b; NOGUEIRA *et al.* 2020).

Na modalidade de TMD, dos 10 estudos internacionais avaliados, somente 3 incluem a determinação dos NRD (Tabela 24).

O valor típico encontrado neste estudo para todas as incidências e EMC, para a modalidade de TMD foi de 1,89 mGy. Considerando estas mesmas condições, observa-se que este valor encontrado é inferior em comparação aos determinados no 75º percentil por Jeyasugiththan *et al.* (2023) e por Osteras *et al.* (2018).

Na modalidade de TMD, o único estudo encontrado que determinou os valores de NRD por incidência foi realizado por Mohd Norsuddin *et al.* (2022). O valor típico encontrado por estes autores na incidência CC é de 1,69 mGy, sendo inferior ao valor de 1,83 mGy encontrado neste estudo. Entretanto, para a incidência MLO, o valor típico encontrado no presente estudo é de 1,95 mGy, sendo inferior ao valor de 2,08 mGy encontrado por estes mesmos autores.

Nenhuma das publicações incluídas neste comparativo, determinou os valores típicos para uma espessura de mama padrão na modalidade de TMD.

**Tabela 24 – Resumo dos NRD estabelecidos na modalidade de TMD, nos estudos incluídos.
CC: crânio-caudal; MLO: médio-lateral oblíqua.**

Autor (Ano)	Faixa de EMC (Média) mm	DGM (mGy)			
		Média	Mediana	75° Percentil	95° Percentil
Este estudo	Todas: 18 – 88 (48,5)	Todas: 2,03	Todas: 1,89	Todas: 2,29	Todas: 3,18
	CC: 18 – 75 (46)	CC: 1,92	CC: 1,83	CC: 2,16	CC: 2,80
	MLO: 19 – 88 (50,9)	MLO: 2,14	MLO: 1,95	MLO: 2,42	MLO: 3,44
	42 - 52	Todas: 1,84 CC: 1,82 MLO: 1,85	Todas: 1,80 CC: 1,78 MLO: 1,82	Todas: 1,91 CC: 1,89 MLO: 1,94	Todas: 2,41 CC: 2,40 MLO: 2,41
Jeyasugiththan <i>et al.</i> (2023)	20 – 99	Diagnóstico: 1,62 Rastreio: 2,72	Diagnóstico: 1,51 Rastreio: 2,02	Diagnóstico: 1,93 Rastreio: 2,48	-
Mohd Norsuddin <i>et al.</i> (2022)	CC: 20 – 87 MLO: 23 – 114	CC: 1,79 MLO: 2,17	CC: 1,69 MLO: 2,08	CC: 2,06 MLO: 2,59	CC: 2,68 MLO: 3,53
Osteras <i>et al.</i> (2018)	14 – 101 (53,4)	2,10	2,02	2,50	-

Fonte: Autoria própria (2024).

As diferenças encontradas nos valores típicos estabelecidos neste estudo, em relação a literatura, podem ser explicadas por fatores que não foram considerados neste estudo, como por exemplo a idade e a densidade mamária das pacientes avaliadas. Contudo, deve-se ter cuidado ao implicar que estas discrepâncias são características das populações locais, e uma análise mais elaborada deve ser empregada, como por exemplo, a estratificação dos valores típicos por faixas mais restritas de EMC.

Deve-se considerar também o fato que de, conforme avaliado anteriormente, o equipamento de mamografia pode apresentar uma tendência em superestimar ou subestimar ligeiramente os valores exibidos de DGM, dependendo dos coeficientes de conversão utilizados nas modalidades de MD e TMD.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O objetivo deste estudo foi determinar, no âmbito dos NRD, valores típicos de DGM para as modalidades de MD e TMD na instituição avaliada, através dos valores de DGM exibidos pelo equipamento de mamografia após cada exposição. Para isso, inicialmente foi averiguada a concordância dos valores de DGM exibidos pelo equipamento com aqueles estimados utilizando coeficientes de conversão propostos por diferentes autores.

Os resultados alcançados na primeira etapa deste estudo indicaram que, dependendo dos coeficientes de conversão empregados para estimar a DGM, o equipamento de mamografia pode superestimar os valores de DGM exibidos para espessuras de PMMA superiores a 40 mm na modalidade de MD e para espessuras entre 40 e 50 mm de PMMA na modalidade de TMD.

Dada a falta de especificações do fabricante do equipamento de mamografia utilizado, acerca da glandularidade empregada para estimar o valor de DGM exibido pelo sistema, uma determinação confiável deste fator seria de grande importância na dosimetria. Demonstrou-se neste estudo que o uso de diferentes coeficientes de conversão, os quais consideram glandularidades distintas, leva a diferenças no valor de DGM resultante, visto que a DGM estimada depende crucialmente da glandularidade do tecido mamário específico.

De modo geral, observou-se que o valor exibido de DGM pelo sistema mamográfico pode ser utilizado como um método robusto para avaliar a dose em uma ampla faixa de espessuras de mama, sendo potencialmente útil em auditorias de dose e estabelecimento de NRD, além de possibilitar a coleta de dados para uma amostra maior de pacientes. Entretanto, este valor precisa ser validado considerando-se os coeficientes de conversão propostos por diferentes autores, sendo crucial compreender que os métodos de cálculos de DGM são todos estimativas as quais herdam erros sistemáticos ao longo das medidas e cálculos.

Na segunda etapa deste trabalho, para a determinação dos valores típicos na instituição avaliada, foram atendidos os critérios propostos pela ICRP 135, sendo eles: utilização de dados originários de pacientes em vez de simuladores; valores típicos determinados com base na mediana da amostra, considerando-se as diferentes incidências; tamanho mínimo de amostra de 50 pacientes; valor típico determinado

para uma EMC padrão representativa da população local e; determinação dos valores típicos independente da finalidade do exame (rastreamento ou diagnóstico).

Além dos critérios supracitados, os valores típicos determinados para ambas as modalidades foram estabelecidos também intervalos de EMC, definidos conforme a normativa brasileira vigente. Na modalidade de MD, os valores típicos ficaram abaixo dos valores de tolerância estabelecidos pela IN 92 em todas as EMC avaliadas. Na modalidade de TMD, os valores típicos mostraram-se compatíveis com os valores estabelecidos pelo protocolo EUREF 2018, exceto para EMC entre 22 e 32 mm.

Na etapa de comparação dos valores típicos obtidos neste estudo com estudos internacionais, foram identificadas algumas diferenças nos valores que podem ser atribuídas às disparidades encontradas entre os estudos nos métodos empregados para estimar a DGM, em termos de coeficientes de conversão e faixas de EMC.

Embora as recomendações da ICRP 135 tenham esclarecido e padronizado metodologias para determinação dos NRD, a falta de um método de cálculo padronizado para estimativa da DGM e de faixas de EMC ainda afeta a comparação entre os estudos, dificultando assim a identificação da necessidade de iniciativas para otimização das doses.

Devido as grandes variações nos valores típicos encontrados entre as faixas de EMC, este estudo concluiu que é essencial estratificá-los por EMC, e que os coeficientes de conversão empregados para estimativa da DGM devem ser padronizados. Essa abordagem pode sugerir uma comparação mais eficaz entre os estudos e NRD estabelecidos internacionalmente, no que diz respeito à proteção radiológica de pacientes submetidas a exames de MD e TMD.

No Brasil, os órgãos regulatórios, como a ANVISA e a CNEN, não estabelecem uma metodologia padronizada para determinação dos NRD. A implementação obrigatória de ferramentas automatizadas de monitoramento das doses de radiação nos equipamentos de mamografia facilitaria a coleta de informações sobre as doses de radiação, permitindo o gerenciamento e a otimização dessas doses, além de possibilitar o estabelecimento preciso dos NRD a nível nacional.

REFERÊNCIAS

AGUILLAR, V. L. N.; BAUAB, S. P.; BELFER, A. Breast tomosynthesis: a better mammography. **Mastology**, v. 28, n. 1, p. 51 – 56, mar. 2018.

ALNAEMI, H.; ALY, A.; OMAR, J.; ALOBADLI, A.; CIRAJ-BJELAC, O.; KHARITA, M. H.; REHANI, M. M. Evaluation of radiation dose for patients undergoing mammography in Qatar. **Radiation protection dosimetry**, v. 189, n. 3, p. 354 – 361, 2020.

ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária). Ministério da Saúde. **Instrução Normativa – IN Nº 92**. Diário Oficial da União, Brasília, 31 mai. 2021. Disponível em https://antigo.anvisa.gov.br/documents/10181/6278817/IN_92_2021_COMP.pdf/3662a170-a70e-41a7-b9a1-c6df30bdc348. Acesso em: 29 dez. 2023

ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária). Ministério da Saúde. **Resolução De Diretoria Colegiada - RDC Nº 611**. Diário Oficial da União, Brasília, 9 mar. 2022. Disponível em: <https://www.in.gov.br/en/web/dou/-/resolucao-rdc-n-611-de-9-de-marco-de-2022-386107075>. Acesso em: 07 jan. 2024.

ASADA, Y.; KONDO, Y.; KOBAYASHI, M.; KOBAYASHI, K.; ICHIKAWA, T.; MATSUNAGA, Y. Proposed diagnostic reference levels for general radiography and mammography in Japan. **Journal of radiological protection: official journal of the Society for Radiological Protection**, v. 40, n. 3, p. 867–876, 2020.

BERNS, E. A.; PFEIFFER, D. E.; BUTLER, P. F.; *et al.* **Mammography Quality Control Manual**. American College of Radiology. Reston: ACR. 2018.

BOONE, J. M.; FEWELL, T. R.; JENNINGS, R. J. Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography. **Med. Phys**, v. 24, n. 12, p. 1863 – 1874, 1997.

BOONE, J. M. Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy X-ray beams: Monte-Carlo assessment. **Radiology**, v. 213, n. 1, p. 23 – 27, 1999.

BOONE, J. M. Normalized glandular dose (DgN) coefficients for arbitrary X-ray spectra in mammography: computer-fit values of Monte-Carlo derived data. **Med. Phys**, v. 29, n. 5, p. 869 – 875, 2002.

BORG, M.; BADR, I.; ROYLE, J. A study to determine the differences between the displayed dose values for two full-field digital mammography units and values calculated using a range of Monte-Carlo based techniques: a phantom study. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 154, n. 2, p. 217 – 228, jul. 2012.

BRESLOW, L.; THOMAS, L. B.; UPTON, A. C. Final reports of the National Cancer Institute ad hoc Working Groups on Mammography in Screening for Breast Cancer and a summary report of their joint findings and recommendations. **Journal of the National Cancer Institute**, v. 59, n. 2, p. 467 – 541, 1977.

BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLD, E. M.; BOONE, J. M. **The Essential Physics of Medical Imaging**. 4. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2021.

CIATTO, S.; HOUSSAMI, N.; BERNARDI, D.; CAUMO, F.; PELLEGRINI, M.; BRUNELLI, S.; TUTTOBENE, P.; BRICOLO, P.; FANTÒ, C.; VALENTINI, M.; MONTEMEZZI, S.; MACASKILL, P. Integration of 3D digital mammography with tomosynthesis for population breast-cancer screening (STORM): a prospective comparison study. **The Lancet Oncology**, v 14, n.7, p. 583 – 589, 2013.

CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear). Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação. **Resolução Nº 323 – CNEN NN 3.01**. Diário Oficial da União, Brasília, 28 mar. 2024. Disponível em: <https://www.in.gov.br/web/dou/-/resolucao-n-323-de-28-de-marco-de-2024-554935100>. Acesso em 01 jun. 2024.

DANCE, D. R. Monte-Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. **Physics in medicine and biology**, v. 35, n. 9, p. 1211 – 1219, 1990.

DANCE, D. R.; SKINNER, C. L.; YOUNG, K. C.; BECKETT, J. R.; KOTRE, C. J. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. **Physics in medicine and biology**, v. 45, n. 11, p. 3225 – 3240, 2000.

DANCE, D. R.; YOUNG, K. C.; VAN ENGEN, R. E. Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols. **Physics in medicine and biology**, v. 54, n. 14, p. 4361 – 4372, 2009.

DANCE, D. R.; YOUNG, K. C.; VAN ENGEN, R. E. Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols. **Physics in medicine and biology**, v. 56, n. 2, p. 453 - 471, 2011.

ENGLER, C.; NOGUEIRA, M. S.; SQUAIR, L. P.; MORAIS, I. S.; GOMES, D. S.; SOUZA, D. N.; ATTIE, M. R. P.; CORREIA, R.; SOUZA, L. F.; LEYTON, F.; CHEVALIER, M. Comparison of breast doses for tomosynthesis estimated from patient exposures of four different DBT units models commercial in Brazil. **Proc. SPIE 11513**, 15th International Workshop on Breast Imaging (IWBI2020), 115132H, 2020a.

ENGLER, C.; ATTIE, M. R. P.; REIS, L. P.; SQUAIR, P. L.; CHEVALIER, M.; NOGUEIRA, M. S. Estudo sobre fatores intrínsecos a paciente que influenciam na dose glandular média em exames de tomossíntese de mama. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 8, n. 1, 2020b.

EUREF (European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services). **European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis: Fourth edition**. Belgium: EUREF, 2013.

EUREF (European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services). **Update - European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis**. 2017. Disponível em: <https://euref.org/download/update-digital-mammography-protocol-01-2017/>. Acesso em: 07 jan. 2024.

EUREF (European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services). **Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems, version 1.03.** 2018.

GAO, Y.; BABB, J. S.; HILDEGARD, K. T.; MOY, L.; HELLER, S. L. Digital Breast Tomosynthesis Practice Patterns Following 2011 FDA Approval: A Survey of Breast Imaging Radiologists. **Academic Radiology**, v. 24, n. 88, p. 947 – 953, fev. 2017.

GENNARO, G.; BIGOLARO, S.; HILL, M. L.; STRAMARE, R.; CAUMO, F. Accuracy of mammography dosimetry in the era of the European Directive 2013/59/Euratom transposition. **European journal of radiology**, 127, 108986, 2020.

GLOBOCAN (Global Cancer Observatory). Data visualization tools for exploring the global cancer burden in 2022. **Cancer today**. Disponível em: <https://gco.iarc.fr/today/en>. Acesso em: 11 fev. 2024.

HAMMERSTEIN, G. R.; MILLER, D. W.; WHITE, D. R.; MASTERSON, M. E.; WOODDARD, H. Q.; LAUGHLIN, J. S. Absorbed radiation dose in mammography. **Radiology**, v. 130, n. 2, p. 485 – 491, 1979.

HOLOGIC. **Selenia Dimensions Quality Control Manual: Selenia Dimensions 2D FFDM, Selenia Dimensions DBT, Selenia Dimensions CEDM.** Part Number MAN-03706. Revision 001. July, 2014.

HOUSSAMI, N.; BERNARDI, D.; PELLEGRINI, M.; VALENTINI, M.; FANTÒ, C.; OSTILLIO, L.; TUTTOBENE, P.; LUPARIA, A.; MACASKILL, P. Breast cancer detection using single-reading of breast tomosynthesis (3D-mammography) compared to double-reading of 2D-mammography: evidence from a population-based trial. **Cancer Epidemiology**, v. 47, p. 94 – 99, 2017.

HOUSSAMI, N. Evidence on Synthesized Two-dimensional Mammography Versus Digital Mammography When Using Tomosynthesis (Three-dimensional Mammography) for Population Breast Cancer Screening. **Clinical breast cancer**, v. 18, n.4, p. 255 – 260, 2018.

IAEA (International Atomic Energy Agency). **Dosimetry In Diagnostic Radiology: An International Code of Practice.** Technical Reports Series n° 457. Vienna: IAEA, 2007.

IAEA (International Atomic Energy Agency). **Establecimiento de Niveles Orientativos en Radiografía General y Mamografía.** IAEA-TECDOC-1646. Vienna: IAEA, 2010.

IAEA (International Atomic Energy Agency). **Quality Assurance Programme for Digital Mammography:** IAEA Human Health Series No. 17. Vienna: IAEA. 2011.
IAEA (International Atomic Energy Agency). **Diagnostic Radiology Physics.** Non-serial Publications. Vienna: IAEA, 2014.

IAEA (International Atomic Energy Agency). **Patient Radiation Exposure Monitoring in Medical Imaging:** Safety Report Series. No. 112. Vienna: IAEA. 2023.

IARC (International Agency for Research on Cancer). **IARC handbooks of cancer prevention. Breast Cancer Screening**. France: IARC, 2016.

ICRP (International Comision on Radiological Protection). **Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging**: ICRP Publication 135. London: Sage Publications. 2017.

ICRP (International Comision on Radiological Protection). **Protection of the Patient in Nuclear Medicine (and Statement from the 1987 Como Meeting of ICRP)**. ICRP Publication 52. Oxford: Pergamon. 1987.

ICRP (International Comision on Radiological Protection). **Radiological Protection and Safety in Medicine**: ICRP Publication 73. Oxford: Pergamon. 1996.

ICRP (International Comision on Radiological Protection). **The 2007 Recomendations of the International Comision on Radiological protection**: ICRP Publication 103. Elsevier. 2007.

INCA (Instituto Nacional de Câncer). **A situação do câncer de mama no Brasil: síntese de dados dos sistemas de informação**. Rio de Janeiro: INCA, 2019.

Disponível em:

https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document//a_situacao_do_cancer_de_mama_no_brasil.pdf. Acesso em: 15 dez. 2023.

INCA (Instituto Nacional de Câncer). **Estimativa 2023: Incidência de Câncer no Brasil**. Rio de Janeiro: INCA, 2022. Disponível em:

<https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document//estimativa-2023.pdf>. Acesso em: 02 jul. 2023.

INCA (Instituto Nacional de Câncer). Controle do Câncer de mama, dados e números. **Mamografias no SUS**. 01 out. 2023. Disponível em:

<https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/gestor-e-profissional-de-saude/controlado-cancer-de-mama/dados-e-numeros/mamografias-no-sus>. Acesso em: 01 jan. 2024.

JENSEN, J. E.; BUTLER, P. F. Breast exposure: Nationwide trends; a mammographic quality assurance program – results to date. **Radiol Technol**, v. 50, n. 3, p. 251- 257, Nov-Dec. 1978.

JEYASUGITHTHAN, J.; MAHESHIKA BANDARA, B. G. U.; WICKRAMARATHNA, S. H. D.; THENUWARA, H.; SATHARASINGHE, D.; PALLEWATTE, A. S.; HETTIARACHCHI, P. Evaluation of average glandular dose (AGD) in screening and diagnostic digital mammography and digital breast tomosynthesis (DBT) towards establishing a reference dose range band (DRB): a developing country experience. **Journal of radiological protection**, v. 43, n. 3, 2023.

KARLSSON, M.; NYGREN, K.; WICKMAN, G. Absorbed dose in mammary radiography. **Acta Radiol Ther Phys Biol**, v. 15, n. 3, p. 252 – 258, 1976.

LEKATOU, A.; METAXAS, V.; MESSARIS, G.; ANTZELE, P.; TZAVELLAS, G.; PANAYIOTAKIS, G. Institutional breast doses in digital mammography. **Radiation protection dosimetry**, v. 185, n. 2, p. 239–251, 2019.

LIU, Q.; SULEIMAN, M. E.; MCENTEE, M. F.; SOH, B. P. Diagnostic reference levels in digital mammography: a systematic review. **Journal of radiological protection: official journal of the Society for Radiological Protection**, v. 42, n. 1, 2022.

MERCER, C.; HOGG, P.; KELLY, J. **Digital Mammography: A Holistic Approach**. 2. ed. Cham: Springer, 2022.

MOHD NORSUDDIN, N.; SEGAR, S.; RAVINTARAN, R.; MOHD ZAIN, N.; ABDUL KARIM, M. K. Local Diagnostic Reference Levels for Full-Field Digital Mammography and Digital Breast Tomosynthesis in a Tertiary Hospital in Malaysia. **Healthcare**, v. 10, 1917, 2022.

MORA, P.; BLANCO S.; KHOURY, H.; LEYTON, F.; CÁRDENAS, J.; DEFAZ, M. Y.; GARAY, F.; TELÓN, F.; AGUILAR, J. G.; ROAS, N.; GAMARRA, M.; BLANCO, D.; QUINTERO, A. R.; NADER, A. Latin American dose survey results in mammography studies under IAEA programme: radiological protection of patients in medical exposures (TSA3). **Radiation protection dosimetry**, v. 163, n. 4, p. 473 – 479, 2015.

NHSBSP (National Health Service Cancer Screening Programmes). **Technical evaluation of Hologic Selenia Dimensions 2-D Digital Breast Imaging Systems: with software version 1.4.2**. NHSBSP Equipment Report 1201. 2012. Disponível em: <https://medphys.royalsurrey.nhs.uk/nccpm/files/other/Hologic-2012-SeleniaV1.4.2-nhsbsp-equipment-report-1201.pdf>. Acesso em: 09 jan. 2024.

NIKLASON, L. T.; CHRISTIAN, B. T.; NIKLASON, L. E.; KOPANS, D. B.; CASTLEBERRY, D. E.; OPSAHL-ONG, B. H.; LANDBERG, C. E.; SLANETZ, P. J.; GIARDINO, A. A.; MOORE, R.; ALBAGLI, D.; DEJULE, M. C.; FITZGERALD, P. F.; FOBARE, D. F.; GIAMBATTISTA, B. W.; KWASNICK, R. F.; LIU, J.; LUBOWSKI, S. J.; POSSIN, G. E.; RICHOTTE, J. F.; WEI, C. Y.; WIRTH, R. F. Digital tomosynthesis in breast imaging. **Radiology**, v. 205, n. 2, p. 399-406, 1997.

NOGUEIRA, M. S, SQUAIR, P.; GOMES, D. S.; ENGLER, C.; SOUZA, D. N.; ATTIE, M. R. P.; HWANG, S.; SILVEIRA, R.; MENEZES, C.; PEIXOTO, J. E.; ALMEIDA, C. D.; VILORIA, C.; SILVA, T. A.; LEYTON, F.; SOUZA, L. F.; CHEVALIER, M. Experimental evaluation of the MGD for digital mammography and tomosynthesis estimated from patient exposures and using PMMA breast phantoms in Brazil, **Proc. SPIE 11513**, 15th International Workshop on Breast Imaging (IWBI2020), 115132G, 2020.

NOSRATIEH, A.; HERNANDEZ, A.; SHEN, S. Z.; YAFFE, M. J.; SEIBERT, J. A.; BOONE, J. M. Mean glandular dose coefficients (D(g)N) for x-ray spectra used in contemporary breast imaging systems. **Physics in medicine and biology**, v. 60, n. 18, p. 7179 – 7190, 2015.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. **Física das radiações**. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

OSTERAS, B. H.; SKAANE, P.; GULLIEN, R.; MARTINSEN, A. C. T. Average glandular dose in paired digital mammography and digital breast tomosynthesis acquisitions in a population based screening program: effects of measuring breast density, air kerma and beam quality. **Physics in medicine and biology**, v. 63, n. 3, 2018.

PARMAKSIZ, A.; ATAÇ, G. K.; BULUR, E.; INAL, T.; ALHAN, A. Average glandular doses and national diagnostic reference levels in mammography examinations in Turkey. **Radiation protection dosimetry**, n. 190, v. 1, p. 100–107, 2020.

RAYSAFE. **RaySafe Specification Brochure**. Disponível em: https://www.raysafe.com/sites/default/files/2021-07/raysafe_x2_specification_brochure.pdf. Acesso em: 17 fev. 2024.

ROTHENBERG, L. N.; KIRCH, R. L. A.; SNYDER, R. E. Patient Exposures from Film and Xeroradiographic Mammographic Techniques. **Radiology**, v. 177, n. 3, p. 701 – 703, 1975.

SECHOPOULOS, I. A review of breast tomosynthesis. Part I. The imagem aquisition process. **Medical Physics**, v. 40, n. 1, 014301, jan. 2013.

SKAANE, P.; BANDOS, A. I.; GULLIEN R.; EBEN, E. B.; EKSETH, U., HAAKENAASEN, U.; IZADI, M.; JEBSEN, I. N.; JAHR, G.; KRAGER, M.; NIKLASON, L. T.; HOFVIND, S.; GUR, D. Comparison of digital mammography alone and digital mammography plus tomosynthesis in a population-based screening program. **Radiology**, v. 267, n. 1, p. 47 – 56, 2013.

SKRZYNSKI, W.; PASICZ, K.; FABISZEWSKA, E. Average glandular dose reported by mammography units: how reliable are they? **NOWOTWORY J Oncol**, v. 71, n. 5, p. 257 – 262, ago. 2021.

SOBOL, W. T.; WU, X. Parametrization of mammography normalized average glandular dose tables. **Medical physics**, v. 24, n. 4, p. 547 – 554, 1997.

STANTON, L.; LIGHFOOT, D. A.; BOYLE JR, J. J.; CULLINAN, J. E. Physical Aspects of Breast Radiography. **Radiology**, v. 81, n. 1, p. 1 – 16, 1963.

STANTON, L.; VILLAFANA, T.; DAY, J. L.; LIGHFOOT, D. A. Dosage evaluation in mammography. **Radiology**, v. 150, n. 2, p. 577 – 584, 1984.

SULEIMAN, M. E.; BRENNAN, P. C.; MCENTEE, M. F. Diagnostic reference levels in digital mammography: a systematic review. **Radiation protection dosimetry**, v. 167, n. 4 , p. 608 – 619, 2015.

SULEIMAN, M. E.; BRENNAN, P. C.; MCENTEE, M. F. DICOM organ dose does not accurately represent calculated dose in mammography. *In*: SPIE MEDICAL IMAGING. 3., 2016, San Diego. **Proceeding SPIE 9783, Medical Imaging 2016: Physics of Medical Imaging**.

SULEIMAN, M. E.; BRENNAN, P. C.; MCENTEE, M. F. Mean glandular dose in digital mammography: a dose calculation method comparison. **Journal of medical Imaging**, v. 4, n. 1, 2017.

SULIEMAN, A.; SERHAN O.; AL-MOHAMMED, H. I.; MAHMOUD, M. Z.; ALKHORAYEF, M.; ALONAZI, B.; MANSSOR E; YOUSEF, A. Estimation of cancer risks during mammography procedure in Saudi Arabia. **Saudi J Biol Sci.**, v. 26, n. 6, p. 1107-1111, 2019.

URBAN, L. A. B. D.; CHALA, L. F.; BAUAB, S. P.; SCHAEFER, M. B.; SANTOS, R. P.; MARANHÃO, N. M. A.; KEFALAS, A. L.; KALAF, J. M.; FERREIRA, C. A. P.; CANELLA, E. O.; PEIXOTO, J. E.; AMORIM, H. L. E.; CAMARGO JUNIOR, H. S. A. Recomendações do Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, da Sociedade Brasileira de Mastologia e da Federação Brasileira das Associações de Ginecologia e Obstetrícia para rastreamento do câncer de mama. **Radiologia Brasileira**, v. 50, n. 4, p. 244 – 249, jul/ago 2017.

XAVIER, A.; ANDRADE, M.; PINTO, B.; BARROS, V.; KRAMER, R.; KHOURY, H. Study on patient dosimetry and image quality in digital mammography. **Research on Biomedical Engineering**, v. 33, n. 2, p. 138 – 143, 2017.

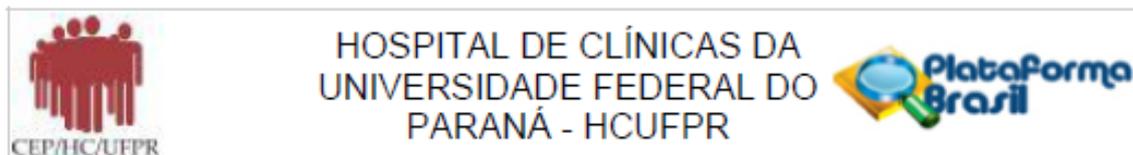
WU, X.; BARNES, G. T.; TUCKER, D. M. Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. **Radiology**, v. 179, n. 1. P. 143 – 148, 1991.

WU, X.; GINGOLD, E. L.; BARNES, G. T.; TUCKER, D. M. Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography. **Radiology**, v. 193, n. 1, p. 83 – 89, 1994.

YAFFE, M. J.; MAINPRIZE, J. G. Risk of radiation-induced breast cancer from mammographic screening. **Radiology**, v. 258, n. 1, p. 98 – 105, 2011.

YAFFE, M. J.; PRITCHARD, K. I. Overdiagnosing overdiagnosis. **Oncologist**, v. 19, n. 2, p. 103 – 106, 2014.

**APÊNDICE A - Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos
do Complexo Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná**



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Levantamento e Avaliação de Valores Típicos para Grandezas em Níveis de Referência em Radiologia Diagnóstica e Intervencionista em um Hospital Universitário de Grande Porte.

Pesquisador: JESSICA VILLA REAL

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 53273721.6.0000.0096

Instituição Proponente: Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 5.157.771

Apresentação do Projeto:

Levantamento e Avaliação de Valores Típicos para Grandezas em Níveis de Referência em Radiologia Diagnóstica e Intervencionista em um Hospital Universitário de Grande Porte

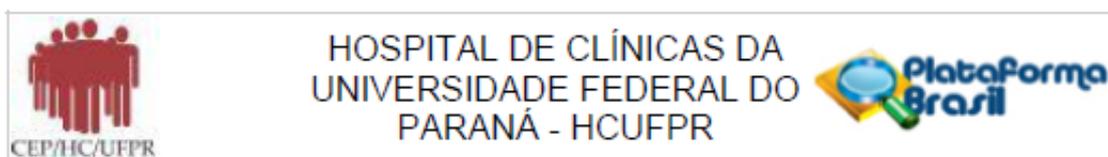
Responsável Principal: Jessica Villa Real

Equipe de Pesquisa: Anna Metidieri Cruz Malthez

A presente pesquisa trata-se de um estudo descritivo, retrospectivo transversal com abordagem quantitativa. Este estudo consiste na verificação da condição atual de determinadas práticas radiológicas diagnósticas e intervencionistas realizadas no Complexo do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná (CHC-UFPR), em particular na Unidade de Diagnóstico por Imagem (UDIM) e Unidade de Cardiologia Pneumologia (UCP), em relação ao nível de exposição médica de pacientes à radiação ionizante, visando o direcionamento de futuras iniciativas de otimização de proteção radiológica.

Nessa proposta de estudo, não haverá exposição dos indivíduos, pois não haverá qualquer mudança na rotina normal de realização dos exames. O objetivo deste projeto é verificar a condição atual de determinadas práticas radiológicas diagnósticas e intervencionistas realizadas

Endereço: Rua Gal. Carneiro, 181
Bairro: Alto da Glória **CEP:** 80.060-900
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3380-1041 **Fax:** (41)3380-1041 **E-mail:** cep@hc.ufpr.br



Continuação do Parecer: 5.157.771

no Complexo do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná (CHC-UFPR), em particular, na Unidade de Diagnóstico por Imagem (UDIM) e na Unidade de Cardiologia-Pneumologia (UCP), em relação ao nível de exposição médica de pacientes à radiação ionizante, especificamente, visando o direcionamento de futuras iniciativas de otimização de proteção radiológica. O levantamento e a avaliação destes indicadores são de fundamental importância para a implementação de iniciativas de otimização, de modo que segurança e eficácia possam ser estabelecidas em técnicas de imageamento diagnóstico e intervencionista. O processo de avaliação destes parâmetros deve ser entendido não apenas no âmbito comparativo com padrões locais ou internacionais, mas também dentro de um contexto relacionado à necessidade clínica, onde idade e constituição física dos pacientes devem ser levadas em consideração, por exemplo. Sendo assim, a interpretação correta dos resultados se faz necessária para que procedimentos e protocolos sejam classificados em relação à real oportunidade de otimização e à exigência clínica. Em outras palavras, é preciso diferenciar práticas em que a redução de dose (otimização) é possível devido aos recursos (tecnológicos ou humanos) disponíveis, em relação às rotinas em que melhorias não são imediatamente obtidas devido a determinadas condições clínicas relacionadas aos pacientes.

Metodologia de Análise de Dados:

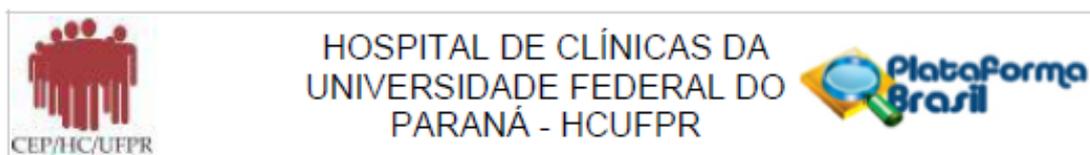
A coleta de dados será feita por meio de levantamento retrospectivo no sistema PACS (Picture Archiving and Communication System) do HCUFPR. Os valores dos descritores de dose são exibidos de forma automatizada pelos equipamentos emissores de radiação ionizante, após o término do exame diagnóstico e/ou intervencionista, a fim de determinar os valores típicos para grandezas em níveis de referência em radiologia diagnóstica e intervencionista.

A metodologia a ser seguida é determinada pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica, a qual determina que os valores típicos devem ser estabelecidos a partir da mediana da distribuição de dados de um determinado descritor de dose, de acordo com a modalidade diagnóstica e intervencionista. Esta distribuição deve incluir Os dados obtidos de uma pesquisa local, a partir dos exames realizados. Este levantamento não permitirá identificar os pacientes, nem utilizará as imagens geradas pelos exames. O número de participantes da pesquisa (1000 pacientes).

Critério de Inclusão:

Pacientes adultos e pediátricos, do sexo feminino ou masculino, com indicação médica de realização de exames radiológicos diagnósticos e/ou intervencionistas no CHC-UFPR.

Endereço: Rua Gal. Carneiro, 181
 Bairro: Alto da Glória CEP: 80.060-900
 UF: PR Município: CURITIBA
 Telefone: (41)3360-1041 Fax: (41)3360-1041 E-mail: cep@hc.ufpr.br



Continuação do Parecer: 5.157.771

Critério de Exclusão:

Pacientes que possuam algum tipo de prótese metálica ou dispositivo eletrônico implantável, que possa interferir nos parâmetros utilizados nos procedimentos

O período da coleta de dados ocorrerá entre Janeiro/2022 e Outubro/2022. A especificação dos valores típicos de dose para as práticas radiológicas diagnósticas e intervencionistas será feita a partir da distribuição dos dados conforme a modalidade diagnóstica, tipo de exame, idade, constituição física do paciente.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Identificar se os valores típicos para grandezas em níveis de referência em radiologia diagnóstica e intervencionista praticados estão condizentes com as recomendações internacionais.

Objetivo Secundário:

Verificar a necessidade de otimização dos valores típicos de dose da instituição avaliada.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

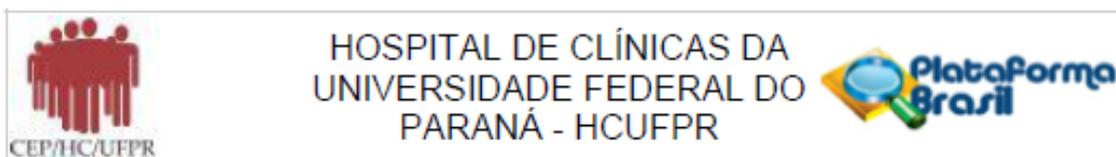
Riscos:

Os valores dos descritores de dose são fornecidos de forma automatizada pelos equipamentos emissores de radiação ionizante e arquivados no banco de dados do sistema de visualização de imagens do hospital, PACS (Picture Archiving and Communication System). Sendo uma coleta de dados retrospectiva, o risco estimado é de perda ou extravio de documentação e dados; contudo, esse risco é muito pequeno. Para minimizar essa pequena possibilidade, a coleta será realizada em um único computador no setor de física médica, com cópia manual em computador pessoal da pesquisadora, excluindo dados pessoais dos indivíduos: como nome e laudos médicos, garantindo a confidencialidade das informações.

Benefícios:

A preocupação com a proteção radiológica, com a otimização das práticas, em termos de dose de radiação, é de grande importância para a sociedade. Sendo assim, é extremamente relevante o conhecimento dos valores típicos das grandezas e identificação de iniciativas de otimização. Os exames radiológicos são métodos eficazes no diagnóstico de doenças, sendo uma ferramenta imprescindível na conduta médica.

Endereço: Rua Gal. Carneiro, 181
 Bairro: Alto da Glória CEP: 80.060-900
 UF: PR Município: CURITIBA
 Telefone: (41)3360-1041 Fax: (41)3360-1041 E-mail: cep@hc.ufpr.br



Continuação do Parecer: 5.157.771

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa apresenta relevância científica e clínica por especificar valores de dose típicos para as modalidades radiológicas diagnósticas e intervencionistas do CHC-UFPR, compatíveis ou inferiores aos recomendados por órgãos internacionais e a outras publicações científicas. Como resultados esperados tem-se a verificação de possibilidades de otimização das práticas mantendo a qualidade da imagem e a monitoração das doses de radiação em procedimentos específicos. Espera-se também que a definição dos valores típicos de dose facilitem as comparações de equipamentos e protocolos, que poderão ser utilizadas como uma ferramenta adicional de forma a preconizar a otimização das práticas.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Foram apresentados os Termos de apresentação obrigatória.

Recomendações:

Não há recomendações.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

projeto aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

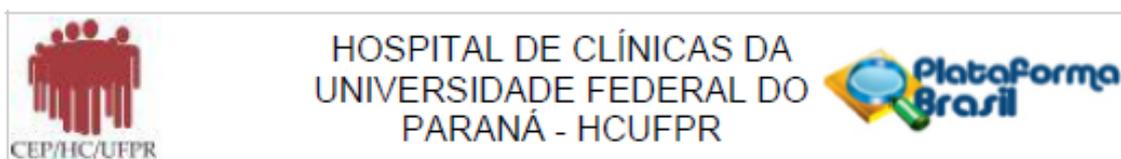
Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do HC-UFPR, de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/2012 e na Norma Operacional Nº 001/2013 do CNS, manifesta-se pela aprovação do projeto, conforme proposto, para início da Pesquisa. Solicitamos que sejam apresentados a este CEP relatórios semestrais sobre o andamento da pesquisa, bem como informações relativas às modificações do protocolo, cancelamento, encerramento e destino dos conhecimentos obtidos. Os documentos da pesquisa devem ser mantidos arquivados.

É dever do CEP acompanhar o desenvolvimento dos projetos por meio de relatórios semestrais dos pesquisadores e de outras estratégias de monitoramento, de acordo com o risco inerente à pesquisa.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BASICAS_DO_PROJETO_1855446.pdf	16/11/2021 07:36:52		Aceito

Endereço: Rua Gal. Carneiro, 181
 Bairro: Alto da Glória CEP: 80.060-900
 UF: PR Município: CURITIBA
 Telefone: (41)3380-1041 Fax: (41)3380-1041 E-mail: cep@hc.ufpr.br



Continuação do Parecer: 5.157.771

Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_PESQUISA.docx	16/11/2021 07:30:52	JESSICA VILLA REAL	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	16/11/2021 07:27:30	JESSICA VILLA REAL	Aceito
Outros	DECLARAO_AUSENCIA_CUSTOS.pdf	10/11/2021 19:27:51	JESSICA VILLA REAL	Aceito
Declaração de concordância	CONCORDANCIA_UNIDADES.pdf	10/11/2021 19:22:07	JESSICA VILLA REAL	Aceito
Outros	LISTA_DE_CONFERENCIA.pdf	10/11/2021 19:18:07	JESSICA VILLA REAL	Aceito
Outros	QUALIFICAO_PESQUISADORES_LAT TES.pdf	10/11/2021 19:16:28	JESSICA VILLA REAL	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	DISPENSA_TERMOS_CONSENTIMENTO.pdf	10/11/2021 19:15:22	JESSICA VILLA REAL	Aceito
Declaração de Pesquisadores	DECLARACOES_COMPROMISSO_EQUIPE_PESQUISA.pdf	10/11/2021 19:14:38	JESSICA VILLA REAL	Aceito
Outros	DECLARACAO_ORIENTADOR_DO_PROJETO.pdf	10/11/2021 19:13:38	JESSICA VILLA REAL	Aceito
Outros	CARTA_ENCAMINHAMENTO_PESQUISADOR_AO_CEP.pdf	10/11/2021 19:12:15	JESSICA VILLA REAL	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

CURITIBA, 09 de Dezembro de 2021

Assinado por:
Niazy Ramos Filho
(Coordenador(a))

Endereço: Rua Gal. Carneiro, 181
Bairro: Alto da Glória CEP: 80.080-900
UF: PR Município: CURITIBA
Telefone: (41)3380-1041 Fax: (41)3380-1041 E-mail: cep@hc.ufpr.br

APÊNDICE B - Certificado de Calibração

Certificate number: o10205205i291361-B-1



Calibration Certificate



Customer
 BrasilRad - Consultoria em Radioproteção Ltda
 Rodovia José Carlos Daux 600
 88030 Florianópolis
 BRAZIL

Laboratory
 Unfors RaySafe AB
 Uggledalsvägen 29
 SE-427 40 Billdal
 Sweden
 +46 31 719 97 10 (phone)
 +46 31 910 950 (fax)
 customerservice.se@raysafe.com

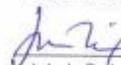
CUSTOMER INSTRUMENT

Product X2 MAM
 Serial number 291361
 Manufacturer RaySafe

CALIBRATION INFORMATION

As found Not performed
 As left 2021-06-18
 Adjustment done Yes
 Tested by Kreshnik Raca

Approved by


 Jakob Dahlqvist
 Lab Technician

Certificate date 2021-06-28

CALIBRATION RESULT

The calibration factor (k) is the ratio of the standard to the instrument reading. The corrected value of the quantity (Q) can then be calculated from the instrument reading (M) using the formula:

$$Q = k \times M$$

Q : corrected value of the quantity

k : calibration factor

M : instrument reading

This laboratory is accredited by the "Swedish Board for Accreditation and Conformity Assessment" (SWEDAC) and the results shown in this certificate have been determined within the scope of accreditation unless stated otherwise in this certificate.





Certificate number: o10205205i291361-B-1

LABORATORY INFORMATION

ENVIRONMENTAL CONDITIONS

Ambient temperature: 15 – 30 °C
Relative humidity: < 80 %

CALIBRATION METHODS

RaySafe calibration method(s) used for this certificate: "Calibration method for Half value Layer (HVL).ACCR-1982 version 1".

LABORATORY CALIBRATION

All reference standards used for this calibration are valid for one year. Voltage, Time, Electrical current, Electrical charge, Illuminance and Luminance standards are traceable to RISE Research Institute of Sweden. All Air kerma and Air kerma rate standards are traceable to Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB). HVL standards are traceable to RISE and PTB.

UNCERTAINTY

All measurements are associated with some level of uncertainty. The measurement uncertainties in this certificate are stated in accordance with EA-4/02 (Expression of the Uncertainty of Measurement in Calibration) and JGCM 100:2008, Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement (GUM).

The term *Expanded uncertainty* in this certificate, is defined as the standard uncertainty multiplied by a coverage factor $k = 2$. For a normal distribution, this gives approximately 95 % probability that the measurement result is within the stated uncertainty.

Certificate number: o10205205i291361-B-1



CALIBRATION AS LEFT

REFERENCE EQUIPMENT

INSTRUMENT	VALID UNTIL DATE
Siemens Mammomat 3000 Serial number: 06602	2022-02-23
Siemens P40 Mo W Serial number: 575920	
Siemens Mammomat 3000 Serial number: 07258	2022-01-28
Siemens P40 Mo W Serial number: 575914	
Hologic Selenia Serial number: 28009089089RM	2021-09-07
Varian M-113T Serial number: 31513-8V	
GE Medical systems Seno DMR Serial number: 109268BU3	2022-03-11
GE Medical Systems GS 412-49 Serial number: 111225TX9	

MEASUREMENTS

HVL

Set voltage	Anode target	Nominal tube filtration	Added filtration	Air kerma rate $\mu\text{Gy/s}$	Instrument setting	Standard	Calibration factor	Expanded uncertainty
23 kV	Mo	30 μm Mo	0.1 mm Al	7584	Mo/Mo paddle	0,295 mm Al	1.005	3,5 %
28 kV	Mo	30 μm Mo	0.1 mm Al	13421	Mo/Mo paddle	0,364 mm Al	1.000	3,0 %
35 kV	Mo	30 μm Mo	0.1 mm Al	20907	Mo/Mo paddle	0,418 mm Al	1.018	3,0 %
23 kV	Mo	25 μm Rh	0.1 mm Al	5030	kVp off	0,354 mm Al	1.033	3,4 %
28 kV	Mo	25 μm Rh	0.1 mm Al	9852	kVp off	0,429 mm Al	0.999	3,0 %
35 kV	Mo	25 μm Rh	0.1 mm Al	15740	kVp off	0,477 mm Al	1.003	3,0 %
23 kV	W	50 μm Ag	0.1 mm Al	2705	W/Ag paddle	0,471 mm Al	1.007	3,1 %
28 kV	W	50 μm Ag	0.1 mm Al	5520	W/Ag paddle	0,613 mm Al	0.985	3,0 %
35 kV	W	50 μm Ag	0.1 mm Al	7930	W/Ag paddle	0,692 mm Al	0.983	3,1 %
23 kV	W	0.5 mm Al	0.1 mm Al	8083	W/Al	0,348 mm Al	1.033	3,6 %

This certificate may not be reproduced other than in full, except with the prior written approval of Unfors RaySafe AB.



Certificate number: o10205205i291361-B-1

HVL – continued

Set voltage	Anode target	Nominal tube filtration	Added filtration	Air kerma rate $\mu\text{Gy/s}$	Instrument setting	Standard	Calibration factor	Expanded uncertainty
28 kV	W	0.5 mm Al	0.1 mm Al	13857	W/Al	0,451 mm Al	1.004	3,4 %
35 kV	W	0.5 mm Al	0.1 mm Al	20425	W/Al	0,576 mm Al	0.999	4,2 %
47 kV	W	0.3 mm Cu	0 mm Al	568,8	W/Al	3,308 mm Al	1.009	2,8 %
23 kV	W	50 μm Rh	0.1 mm Al	2852	W/Rh Siemens paddle	0,465 mm Al	1.003	3,1 %
28 kV	W	50 μm Rh	0.1 mm Al	5097	W/Rh Siemens paddle	0,556 mm Al	0.994	2,9 %
35 kV	W	50 μm Rh	0.1 mm Al	6889	W/Rh Siemens paddle	0,609 mm Al	0.988	2,8 %
27 kV	Rh	30 μm Ag	0.1 mm Al	3615	Rh/Ag paddle	0,450 mm Al	1.012	3,2 %
34 kV	Rh	30 μm Ag	0.1 mm Al	7397	Rh/Ag paddle	0,560 mm Al	0.980	3,0 %
40 kV	Rh	30 μm Ag	0.1 mm Al	9767	Rh/Ag paddle	0,614 mm Al	0.973	3,0 %



Certificate number: o10205205i291361-A-1

Calibration Certificate



Customer
 BrasilRad - Consultoria em Radioproteção Ltda
 Rodovia José Carlos Daux 600
 88030 Florianópolis
 BRAZIL

Laboratory
 Unfors RaySafe AB
 Uggledalsvägen 29
 SE-427 40 Billdal
 Sweden
 +46 31 719 97 10 (phone)
 +46 31 910 950 (fax)
 customerservice.se@raysafe.com

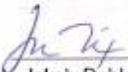
CUSTOMER INSTRUMENT

Product X2 MAM
 Serial number 291361
 Manufacturer RaySafe

CALIBRATION INFORMATION

As found Not performed
 As left 2021-06-18
 Adjustment done Yes
 Tested by Kreshnik Raca

Approved by


 Jakob Dahlqvist
 Lab Technician

Certificate date 2021-06-28

CALIBRATION RESULT

AS LEFT: All measured and tested values of this certificate were found to be in compliance with the specification.

Relevant instrument specifications

Air kerma: 5%

Voltage: 2% or 0.5 kV (without paddle), 2 % or 0.7 kV (with paddle)

This laboratory is accredited by the "Swedish Board for Accreditation and Conformity Assessment" (SWEDAC) and the results shown in this certificate have been determined within the scope of accreditation unless stated otherwise in this certificate.



This certificate may not be reproduced other than in full, except with the prior written approval of Unfors RaySafe AB.

Page 1 of 6



Certificate number: o10205205i291361-A-1

LABORATORY INFORMATION

ENVIRONMENTAL CONDITIONS

Ambient temperature: 15 – 30 °C
Relative humidity: < 80 %

CALIBRATION METHODS

RaySafe calibration method(s) used for this certificate: "Calibration method for Air Kerma.ACCR-0453 version 5" and "Calibration method for Voltage.ACCR-0454 version 6".

LABORATORY CALIBRATION

All reference standards used for this calibration are valid for one year. Voltage, Time, Electrical current, Electrical charge, Illuminance and Luminance standards are traceable to RISE Research Institute of Sweden. All Air kerma and Air kerma rate standards are traceable to Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB). HVL standards are traceable to RISE and PTB.

UNCERTAINTY

All measurements are associated with some level of uncertainty. The measurement uncertainties in this certificate are stated in accordance with EA-4/02 (Expression of the Uncertainty of Measurement in Calibration) and JGCM 100:2008, Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement (GUM).

The term *Expanded uncertainty* in this certificate, is defined as the standard uncertainty multiplied by a coverage factor $k = 2$. For a normal distribution, this gives approximately 95 % probability that the measurement result is within the stated uncertainty.



Certificate number: o10205205i291361-A-1

COMPLIANCE WITH SPECIFICATION

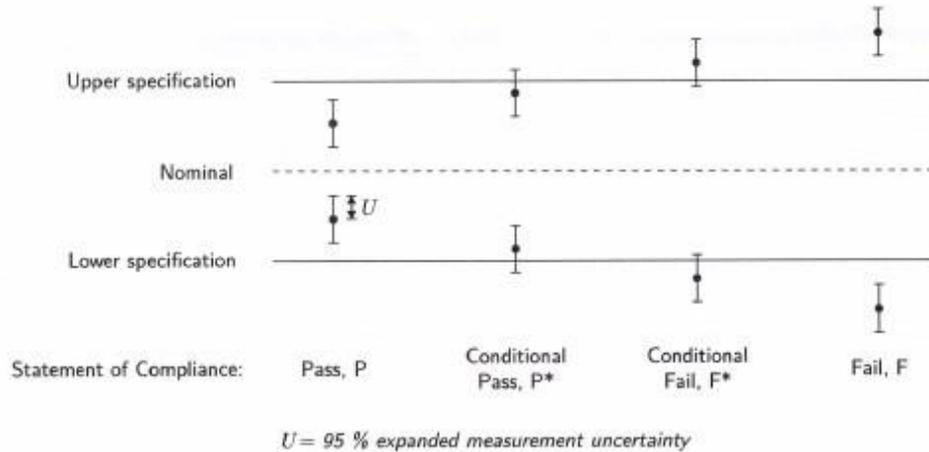
The compliance with specification (*Result*) has been determined in accordance with ILAC publication ILAC-G8:09/2019.

The statement of compliance is based on a 95 % coverage probability for the expanded uncertainty and is only valid for the tested measurements.

All statements of compliance with specification in this certificate are reported as:

- P PASS** – The measured value is within the specification by a margin greater than the expanded uncertainty.
- P* CONDITIONAL PASS** – The measured value is within the specification by a margin less than the expanded measurement uncertainty. Therefore, it is not possible to state compliance with specification using a 95 % coverage probability for the expanded uncertainty.
- F* CONDITIONAL FAIL** – The measured value is outside of the specification by a margin less than the expanded measurement uncertainty. Therefore, it is not possible to state non-compliance with specification using a 95 % coverage probability for the expanded uncertainty.
- F FAIL** – The measured value is outside of the specification by a margin greater than the expanded measurement uncertainty.

A summary of all performed tests is reported on the first page of this certificate. Whether the device under test conforms to the requirements for its intended use or not, has to be decided by its user.



Other terms that may be used:

- NS NO SPECIFICATION** – The measured value has no specification.
- NM NOT MEASURED** – The measurement has not been performed and no value is tested against the specification.



Certificate number: o10205205i291361-A-1

CALIBRATION AS LEFT

REFERENCE EQUIPMENT

INSTRUMENT	VALID UNTIL DATE
RaySafe X2 MAM Serial number: 246438	2022-02-22
Siemens Mammomat 3000 Serial number: 06602	2022-05-07
Siemens P40 Mo W Serial number: 575920	
RaySafe X2 MAM Serial number: 246681	2022-01-27
Siemens Mammomat 3000 Serial number: 07258	2022-05-07
Siemens P40 Mo W Serial number: 575914	
RaySafe X2 MAM Serial number: 247675	2021-09-09
RaySafe X2 MAM Serial number: 222866	2022-03-11
GE Medical systems Seno DMR Serial number: 109268BU3	2022-05-03
GE Medical Systems GS 412-49 Serial number: 111225TX9	

MEASUREMENTS

AIR KERMA

Set voltage	Anode target	Nominal tube filtration	Added filtration	Air kerma rate $\mu\text{Gy/s}$	Instrument setting	Standard	Deviation from standard	Expanded uncertainty	Result
23 kV	Mo	30 μm Mo	0.1 mm Al	7584	Mo/Mo paddle	2524 μGy	0,2 %	2,2 %	P
28 kV	Mo	30 μm Mo	0.1 mm Al	13421	Mo/Mo paddle	5055 μGy	-1,1 %	2,3 %	P
35 kV	Mo	30 μm Mo	0.1 mm Al	20907	Mo/Mo paddle	9751 μGy	-0,9 %	2,2 %	P
23 kV	Mo	25 μm Rh	0.1 mm Al	5030	kVp off	1716 μGy	1,5 %	2,2 %	P
28 kV	Mo	25 μm Rh	0.1 mm Al	9852	kVp off	3765 μGy	0,6 %	2,1 %	P
35 kV	Mo	25 μm Rh	0.1 mm Al	15740	kVp off	7523 μGy	0,4 %	2,1 %	P

This certificate may not be reproduced other than in full, except with the prior written approval of Unfors RaySafe AB.

Certificate number: o10205205i291361-A-1



AIR KERMA – continued

Set voltage	Anode target	Nominal tube filtration	Added filtration	Air kerma rate $\mu\text{Gy/s}$	Instrument setting	Standard	Deviation from standard	Expanded uncertainty	Result
23 kV	W	50 μm Ag	0.1 mm Al	2705	W/Ag paddle	719,1 μGy	1,0 %	1,9 %	P
28 kV	W	50 μm Ag	0.1 mm Al	5520	W/Ag paddle	1663 μGy	0,8 %	1,9 %	P
35 kV	W	50 μm Ag	0.1 mm Al	7930	W/Ag paddle	2941 μGy	1,0 %	1,9 %	P
23 kV	W	0.5 mm Al	0.1 mm Al	8083	W/Al	2148 μGy	0,3 %	2,1 %	P
28 kV	W	0.5 mm Al	0.1 mm Al	13857	W/Al	4174 μGy	-0,8 %	1,8 %	P
35 kV	W	0.5 mm Al	0.1 mm Al	20425	W/Al	7573 μGy	-0,3 %	1,9 %	P
47 kV	W	0.3 mm Cu	0 mm Al	568,8	W/Al	386,6 μGy	0,2 %	2,3 %	P
23 kV	W	50 μm Rh	0.1 mm Al	2852	W/Rh Siemens paddle	758,0 μGy	0,5 %	1,9 %	P
28 kV	W	50 μm Rh	0.1 mm Al	5097	W/Rh Siemens paddle	1537 μGy	0,6 %	1,9 %	P
35 kV	W	50 μm Rh	0.1 mm Al	6889	W/Rh Siemens paddle	2555 μGy	1,5 %	2,0 %	P
27 kV	Rh	30 μm Ag	0.1 mm Al	3615	Rh/Ag paddle	2604 μGy	0,6 %	2,2 %	P
34 kV	Rh	30 μm Ag	0.1 mm Al	7397	Rh/Ag paddle	5592 μGy	-0,6 %	2,3 %	P
40 kV	Rh	30 μm Ag	0.1 mm Al	9767	Rh/Ag paddle	8672 μGy	-0,8 %	2,2 %	P

VOLTAGE

Set voltage	Anode target	Nominal tube filtration	Added filtration	Air kerma rate $\mu\text{Gy/s}$	Instrument setting	Standard	Deviation from standard	Expanded uncertainty	Result
23 kV	Mo	30 μm Mo	0.1 mm Al	7584	Mo/Mo paddle	22,95 kV	0,2 %	0,7 %	P
28 kV	Mo	30 μm Mo	0.1 mm Al	13421	Mo/Mo paddle	27,97 kV	0,1 %	0,6 %	P
35 kV	Mo	30 μm Mo	0.1 mm Al	20907	Mo/Mo paddle	34,98 kV	-0,2 %	0,8 %	P
32 kV	Mo	25 μm Rh	2 mm Al	15983	Mo/Rh 2 mm Al	32,05 kV	0,5 %	0,9 %	P
35 kV	Mo	25 μm Rh	2 mm Al	18787	Mo/Rh 2 mm Al	35,05 kV	0,1 %	0,8 %	P
39 kV	Mo	25 μm Rh	2 mm Al	20246	Mo/Rh 2 mm Al	38,92 kV	-0,6 %	0,8 %	P
23 kV	W	50 μm Ag	0.1 mm Al	2705	W/Ag paddle	22,94 kV	0,3 %	0,6 %	P
28 kV	W	50 μm Ag	0.1 mm Al	5520	W/Ag paddle	27,97 kV	0,8 %	0,9 %	P
35 kV	W	50 μm Ag	0.1 mm Al	7930	W/Ag paddle	34,97 kV	0,7 %	0,8 %	P

This certificate may not be reproduced other than in full, except with the prior written approval of Unfors RaySafe AB.

Certificate number: o10205205i291361-A-1



VOLTAGE – continued

Set voltage	Anode target	Nominal tube filtration	Added filtration	Air kerma rate $\mu\text{Gy/s}$	Instrument setting	Standard	Deviation from standard	Expanded uncertainty	Result
23 kV	W	0.5 mm Al	0.1 mm Al	8083	W/Al	22,94 kV	-0,6 %	0,6 %	P
28 kV	W	0.5 mm Al	0.1 mm Al	13857	W/Al	27,97 kV	0,1 %	0,6 %	P
35 kV	W	0.5 mm Al	0.1 mm Al	20425	W/Al	34,97 kV	0,4 %	0,7 %	P
23 kV	W	50 μm Rh	0.1 mm Al	2852	W/Rh Siemens paddle	22,94 kV	0,3 %	0,5 %	P
28 kV	W	50 μm Rh	0.1 mm Al	5097	W/Rh Siemens paddle	27,97 kV	1,2 %	0,7 %	P
35 kV	W	50 μm Rh	0.1 mm Al	6889	W/Rh Siemens paddle	34,97 kV	0,9 %	0,6 %	P
27 kV	Rh	30 μm Ag	0.1 mm Al	3615	Rh/Ag paddle	26,66 kV	0,2 %	0,7 %	P
34 kV	Rh	30 μm Ag	0.1 mm Al	7397	Rh/Ag paddle	33,64 kV	0,2 %	0,7 %	P
40 kV	Rh	30 μm Ag	0.1 mm Al	9767	Rh/Ag paddle	39,61 kV	-0,8 %	0,7 %	P

APÊNDICE C - Fatores de calibração

Os fatores de calibração do detector utilizado foram interpolados para cada qualidade de feixe utilizada conforme recomendado no TRS 457 (IAEA, 2007). As interpolações foram feitas, por meio obtenção de uma curva de tendência, através de um ajuste polinomial de segunda ordem, a partir dos valores fornecidos no certificado de calibração do instrumento.

A tabela 25, apresenta as equações utilizadas em função da qualidade do feixe, para obtenção dos fatores de calibração para cada grandeza utilizada, considerando-se a combinação alvo/filtro. O coeficiente de determinação, para as todas as curvas ajustadas foi de $R^2 = 1$.

Tabela 25 – Obtenção dos fatores de calibração.

Grandeza	Alvo/Filtro	Equação
Kerma	W/Rh	$y = 9E - 05x^2 - 0,0044x + 1,0587$
	W/Ag	$y = 6E - 05x^2 - 0,0033x + 1,056$
	W/AI	$y = 7E - 04x^2 - 0,0429x + 1,651$
CSR	W/Rh	$y = 8E - 05x^2 - 0,0058x + 1,095$
	W/Ag	$y = 3E - 04x^2 - 0,0219x + 1,329$
	W/AI	$y = 4E - 04x^2 - 0,0274x + 1,4393$

Fonte: Autoria própria (2024).

APÊNDICE D - Interpolação dos valores dos fatores g e c e estimativa da DGM utilizando os coeficientes de Dance

Modalidade MD

O produto entre os fatores de g e c utilizados no método de Dance, foi interpolado para cada valor de CSR medido com o detector (CSR Medido) e exibido pelo equipamento (CSR Equipamento), conforme apresentado nas Tabelas 26 e 27, considerando-se cada espessura de PMMA avaliada.

As interpolações foram feitas conforme recomendado no TRS 457 (IAEA, 2007), por meio da obtenção de uma curva de tendência, através de um ajuste polinomial de segunda ordem, a partir dos valores fornecidos na tabela 6 e 7.

Para cada espessura de PMMA, o equipamento exibiu o mesmo valor de CSR, não havendo variação as medidas.

Tabela 26 – Obtenção do produto entre os fatores g e c para a modalidade de MD, CSR medido.

Espessura de PMMA (mm)	Equação	R^2	CSR Medido (mm AI)	$g \cdot c$
20	$y = -0,4912x^2 + 1,1157x + 0,0467$	0,9998	$0,50 \pm 0,03$	0,483
30	$y = -0,2789x^2 + 0,8556x + 0,0118$	0,9997	$0,52 \pm 0,03$	0,379
40	$y = -0,1589x^2 + 0,6794x - 0,0022$	0,9986	$0,54 \pm 0,03$	0,317
45	$y = -0,1732x^2 + 0,6543x - 0,0126$	0,9984	$0,55 \pm 0,03$	0,293
50	$y = -0,1227x^2 + 0,5714 - 0,0072$	0,9977	$0,56 \pm 0,03$	0,275
60	$y = -0,0782x^2 + 0,4689 - 0,0046$	0,9960	$0,57 \pm 0,03$	0,237
70	$y = -0,0347x^2 + 0,3734 - 0,0003$	0,9964	$0,59 \pm 0,03$	0,209

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 27 – Obtenção do produto entre os fatores g e c para a modalidade MD, CSR equipamento.

Espessura de PMMA (mm)	Equação	R^2	CSR Equipamento (mm AI)	$g \cdot c$
20	$y = -0,4912x^2 + 1,1157x + 0,0467$	0,9998	0,46	0,456
30	$y = -0,2789x^2 + 0,8556x + 0,0118$	0,9997	0,48	0,355
40	$y = -0,1589x^2 + 0,6794x - 0,0022$	0,9986	0,50	0,299
45	$y = -0,1732x^2 + 0,6543x - 0,0126$	0,9984	0,52	0,278
50	$y = -0,1227x^2 + 0,5714 - 0,0072$	0,9977	0,54	0,265
60	$y = -0,0782x^2 + 0,4689 - 0,0046$	0,9960	0,59	0,244
70	$y = -0,0347x^2 + 0,3734 - 0,0003$	0,9964	0,63	0,220

Fonte: Autoria própria (2024).

A tabela 28, apresenta a estimativa da DGM (DGM Medido), utilizando-se a equação 6, através do produto entre os valores medidos de kerma incidente na entrada do PMMA ($\overline{K_{l_{PMMA},x}}$) e dos fatores g , c e s .

Tabela 28 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Dance.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$g \cdot c$	s	$\overline{K_{l_{PMMA},x}}$	DGM Medido (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,483	1,042	$0,99 \pm 0,05$	$0,50 \pm 0,02$	$0,57 \pm 0,01$
30	32	0,379	1,042	$1,69 \pm 0,08$	$0,67 \pm 0,03$	$0,73 \pm 0,01$
40	45	0,317	1,042	$2,6 \pm 0,1$	$0,86 \pm 0,04$	$0,97 \pm 0,02$
45	53	0,293	1,042	$3,4 \pm 0,2$	$1,03 \pm 0,05$	$1,13 \pm 0,01$
50	60	0,275	1,042	$5,2 \pm 0,3$	$1,48 \pm 0,07$	$1,62 \pm 0,01$
60	75	0,237	1,042	$7,3 \pm 0,4$	$1,80 \pm 0,09$	$1,83 \pm 0,01$
70	90	0,209	1,042	$9,1 \pm 0,5$	$2,0 \pm 0,1$	2,11*

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

A tabela 29 apresenta a estimativa da DGM (DGM equipamento), utilizando-se a equação 6, através do produto entre os valores fornecidos pelo equipamento de kerma incidente na entrada do PMMA ($\overline{K_{i_{eq},x}}$) e dos fatores g , c e s .

Tabela 29 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir dos valores fornecidos pelo equipamento, utilizando o método de Dance.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$g \cdot c$	s	$\overline{K_{i_{eq},x}}$	DGM Equipamento (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,456	1,042	$1,09 \pm 0,01$	$0,52 \pm 0,01$	$0,57 \pm 0,01$
30	32	0,355	1,042	$1,86 \pm 0,02$	$0,69 \pm 0,02$	$0,73 \pm 0,01$
40	45	0,299	1,042	$2,98 \pm 0,02$	$0,93 \pm 0,02$	$0,97 \pm 0,02$
45	53	0,278	1,042	$3,90 \pm 0,01$	$1,13 \pm 0,01$	$1,13 \pm 0,01$
50	60	0,265	1,042	$5,95 \pm 0,03$	$1,64 \pm 0,04$	$1,62 \pm 0,01$
60	75	0,244	1,042	$7,41 \pm 0,04$	$1,88 \pm 0,08$	$1,83 \pm 0,01$
70	90	0,220	1,042	$9,36 \pm 0,02$	$2,15 \pm 0,03$	2,11*

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

Modalidade TMD

Os valores dos fatores de g e c utilizados no método de Dance na modalidade TMD, foram interpolados para cada valor de CSR medido com o detector (CSR Medido) e exibido pelo equipamento (CSR Equipamento), conforme apresentado nas Tabelas 30 a 33.

As interpolações foram feitas, conforme recomendado no Protocolo Europeu (EUREF, 2015), por meio da obtenção de uma curva de tendência, através de um ajuste polinomial de segunda ordem, a partir dos valores fornecidos nas tabelas 6 e 7, considerando-se cada espessura de PMMA avaliada.

Assim como na modalidade de MD, para cada espessura de PMMA o equipamento exibiu o mesmo valor de CSR, não havendo variação as medidas.

Tabela 30 – Obtenção do fator g para a modalidade de TMD, CSR medido.

Espessura de PMMA (mm)	Equação	R^2	CSR Medido (mm AI)	g
20	$y = -0,5622x^2 + 1,1941x + 0,0717$	0,9999	$0,45 \pm 0,02$	0,495
30	$y = -0,3263x^2 + 0,9157x + 0,0135$	0,9996	$0,50 \pm 0,03$	0,391
40	$y = -0,1329x^2 + 0,6438x + 0,0015$	0,9987	$0,52 \pm 0,03$	0,296
45	$y = -0,1142x^2 + 0,5713x + 0,0094$	0,9986	$0,54 \pm 0,03$	0,264
50	$y = -0,049x^2 + 0,4635x + 0,0029$	0,9981	$0,57 \pm 0,03$	0,246
60	$y = -0,0023x^2 + 0,3413x + 0,0006$	0,9968	$0,63 \pm 0,03$	0,215
70	$y = -0,0354x^2 + 0,2534x + 0,0046$	0,9971	$0,74 \pm 0,04$	0,213

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 31 – Obtenção do fator c para a modalidade de TMD, CSR medido.

Espessura de PMMA (mm)	Equação	R^2	CSR Medido (mm AI)	c
20	$y = -0,0615x^2 + 0,1601x + 0,8473$	0,9961	$0,45 \pm 0,02$	0,907
30	$y = 0,014x^2 + 0,0315x + 0,9297$	0,9961	$0,50 \pm 0,03$	0,949
40	$y = -0,0168x^2 - 0,015x + 1,0487$	0,9977	$0,52 \pm 0,03$	1,036
45	$y = -0,0508x^2 - 0,0254 + 1,1207$	0,9986	$0,54 \pm 0,03$	1,092
50	$y = -0,0807x^2 - 0,0322 + 1,1802$	0,9947	$0,57 \pm 0,03$	1,136
60	$y = -0,1170x^2 - 0,0467x + 1,2763$	0,9968	$0,63 \pm 0,03$	1,201
70	$y = -0,1534x^2 - 0,0278x + 1,3202$	0,9982	$0,74 \pm 0,04$	1,215

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 32 – Obtenção do fator g para o modo TMD, CSR equipamento.

Espessura de PMMA (mm)	Equação	R^2	CSR Equipamento (mm Al)	g
20	$y = -0,5622x^2 + 1,1941x + 0,0717$	0,9999	0,44	0,488
30	$y = -0,3263x^2 + 0,9157x + 0,0135$	0,9996	0,48	0,378
40	$y = -0,1329x^2 + 0,6438x + 0,0015$	0,9987	0,52	0,297
45	$y = -0,1142x^2 + 0,5713x + 0,0094$	0,9986	0,54	0,265
50	$y = -0,049x^2 + 0,4635x + 0,0029$	0,9981	0,58	0,248
60	$y = -0,0023x^2 + 0,3413x + 0,0006$	0,9968	0,63	0,217
70	$y = -0,0354x^2 + 0,2534x + 0,0046$	0,9971	0,73	0,210

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 33 – Obtenção do fator c para a modalidade modo TMD, CSR equipamento.

Espessura de PMMA (mm)	Equação	R^2	CSR Equipamento (mm Al)	c
20	$y = -0,0615x^2 + 0,1601x + 0,8473$	0,9961	0,44	0,906
30	$y = 0,014x^2 + 0,0315x + 0,9297$	0,9961	0,48	0,948
40	$y = -0,0168x^2 - 0,015x + 1,0487$	0,9977	0,52	1,036
45	$y = -0,0508x^2 - 0,0254 + 1,1207$	0,9986	0,54	1,092
50	$y = -0,0807x^2 - 0,0322 + 1,1802$	0,9947	0,58	1,135
60	$y = -0,1170x^2 - 0,0467x + 1,2763$	0,9968	0,63	1,200
70	$y = -0,1534x^2 - 0,0278x + 1,3202$	0,9982	0,73	1,217

Fonte: Autoria própria (2024).

A tabela 34 apresenta a estimativa da DGM (DGM Medido), utilizando-se a equação 9, através do produto entre os valores medidos de kerma incidente na entrada do PMMA ($\overline{K_{l_{PMMA},x}}$) e dos fatores g , c , s e T .

Tabela 34 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Dance.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$g \cdot c$	s	T	$\overline{K_{l_{PMMA},x}}$	DGM Medido (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,449	1,052	0,997	$1,87 \pm 0,09$	$0,88 \pm 0,04$	$0,98 \pm 0,01$
30	32	0,371	1,064	0,996	$2,6 \pm 0,1$	$1,03 \pm 0,05$	$1,14 \pm 0,01$
40	45	0,307	1,082	0,996	$3,8 \pm 0,2$	$1,26 \pm 0,06$	$1,41 \pm 0,01$
45	53	0,289	1,094	0,995	$5,4 \pm 0,3$	$1,69 \pm 0,08$	$1,78 \pm 0,01$
50	60	0,279	1,105	0,994	$6,6 \pm 0,3$	$2,0 \pm 0,1$	$2,14 \pm 0,01$
60	75	0,258	1,123	0,994	$10,8 \pm 0,5$	$3,1 \pm 0,2$	$3,19 \pm 0,01$
70	90	0,258	1,136	0,992	$15,2 \pm 0,8$	$4,4 \pm 0,2$	$4,36 \pm 0,01$

Fonte: Autoria própria (2024).

A tabela 35 apresenta a estimativa da DGM (DGM Medido), utilizando-se a equação 9, através do produto entre os valores fornecidos pelo equipamento de kerma incidente na entrada do PMMA ($\overline{K_{l_{eq},x}}$) e dos fatores g , c , s e T .

Tabela 35 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir dos valores fornecidos pelo equipamento, utilizando o método de Dance.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$g \cdot c$	s	T	$\overline{K}_{ieq,x}$	DGM Equipamento (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,442	1,052	0,997	$1,97 \pm 0,01$	$0,91 \pm 0,01$	$0,98 \pm 0,01$
30	32	0,359	1,064	0,996	$2,78 \pm 0,01$	$1,06 \pm 0,01$	$1,14 \pm 0,01$
40	45	0,308	1,082	0,996	4,04*	$1,34 \pm 0,01$	$1,41 \pm 0,01$
45	53	0,290	1,094	0,995	$5,67 \pm 0,01$	$1,79 \pm 0,01$	$1,78 \pm 0,01$
50	60	0,282	1,105	0,994	6,94*	$2,15 \pm 0,01$	$2,14 \pm 0,01$
60	75	0,261	1,123	0,994	11,30*	3,29*	$3,19 \pm 0,01$
70	90	0,255	1,136	0,992	$15,41 \pm 0,01$	$4,43 \pm 0,03$	$4,36 \pm 0,01$

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

APÊNDICE E - Interpolação dos valores de DgN e estimativa da DGM utilizando os coeficientes de Boone

Modalidade MD

Valores medidos

Os coeficientes DgN foram interpolados, através dos valores de CSR medidos, para cada glandularidade avaliada conforme a equação 14. As tabelas 36, 37, 38, 39 e 40 apresentam os valores de calculados de DgN , para as glandularidade de 6,4%, 11,7%, 17,0% 26,6% e 45,8%, respectivamente.

Tabela 36 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR medida, glandularidade 6,4%.

Espessura mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	DgN_{CSR_1,EMC_1}	DgN_{CSR_1,EMC_2}	DgN_{CSR_2,EMC_1}	DgN_{CSR_2,EMC_2}	$DgN_{6,4\%}$
21	0,862	0,100	0,511	0,404	0,559	0,448	0,541
32	0,863	0,200	0,415	0,337	0,458	0,376	0,436
45	0,882	0,500	0,352	0,294	0,389	0,326	0,353
53	0,873	0,300	0,299	0,255	0,331	0,283	0,313
60	0,897	1,000	0,310	0,265	0,340	0,291	0,288
75	0,248	0,500	0,255	0,225	0,284	0,252	0,247
90	0,169	1,000	0,239	0,214	0,264	0,236	0,218

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 37 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR medida, glandularidade 11,7%.

Espessura mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	DgN_{CSR_1,EMC_1}	DgN_{CSR_1,EMC_2}	DgN_{CSR_2,EMC_1}	DgN_{CSR_2,EMC_2}	$DgN_{11,7\%}$
21	0,862	0,100	0,505	0,397	0,552	0,441	0,534
32	0,863	0,200	0,407	0,330	0,451	0,368	0,429
45	0,882	0,500	0,345	0,287	0,381	0,319	0,346
53	0,873	0,300	0,292	0,249	0,324	0,276	0,306
60	0,897	1,000	0,303	0,258	0,332	0,284	0,281
75	0,248	0,500	0,249	0,220	0,277	0,245	0,241
90	0,169	1,000	0,233	0,208	0,257	0,230	0,212

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 38 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR medida, glandularidade 17,0%.

Espessura mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	$DgN_{CSR1,EMC1}$	$DgN_{CSR1,EMC2}$	$DgN_{CSR2,EMC1}$	$DgN_{CSR2,EMC2}$	$DgN_{17,0\%}$
21	0,862	0,100	0,498	0,390	0,546	0,433	0,528
32	0,863	0,200	0,400	0,323	0,443	0,360	0,421
45	0,882	0,500	0,337	0,280	0,373	0,312	0,338
53	0,873	0,300	0,286	0,243	0,316	0,269	0,298
60	0,897	1,000	0,296	0,252	0,325	0,277	0,274
75	0,248	0,500	0,242	0,214	0,271	0,239	0,235
90	0,169	1,000	0,228	0,203	0,251	0,224	0,207

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 39 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR medida, glandularidade 26,6%.

Espessura mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	$DgN_{CSR1,EMC1}$	$DgN_{CSR1,EMC2}$	$DgN_{CSR2,EMC1}$	$DgN_{CSR2,EMC2}$	$DgN_{26,6\%}$
21	0,862	0,100	0,488	0,377	0,534	0,420	0,516
32	0,863	0,200	0,388	0,311	0,430	0,347	0,408
45	0,882	0,500	0,325	0,269	0,360	0,299	0,326
53	0,873	0,300	0,274	0,232	0,304	0,258	0,287
60	0,897	1,000	0,284	0,241	0,312	0,265	0,263
75	0,248	0,500	0,232	0,204	0,259	0,228	0,224
90	0,169	1,000	0,218	0,194	0,240	0,214	0,197

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 40 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR medida, glandularidade 45,8%.

Espessura mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	$DgN_{CSR1,EMC1}$	$DgN_{CSR1,EMC2}$	$DgN_{CSR2,EMC1}$	$DgN_{CSR2,EMC2}$	$DgN_{45,8\%}$
21	0,862	0,100	0,467	0,354	0,513	0,395	0,495
32	0,863	0,200	0,364	0,288	0,405	0,323	0,383
45	0,882	0,500	0,302	0,247	0,335	0,276	0,302
53	0,873	0,300	0,253	0,213	0,280	0,237	0,264
60	0,897	1,000	0,262	0,221	0,289	0,244	0,242
75	0,248	0,500	0,212	0,187	0,238	0,209	0,205
90	0,169	1,000	0,199	0,177	0,220	0,196	0,180

Fonte: Autoria própria (2024).

As tabelas 41 a 45 apresentam as estimativas da DGM (DGM Medido) usando os coeficientes de Boone calculados nas tabelas 36 a 40 e os valores de kerma

incidente na entrada da mama ($\overline{K_{lMama,x}}$) medidos com o detector, conforme equação 8.

Tabela 41 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 6,4%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$D_g N_{6,4\%}$	$\overline{K_{lMama,x}}$	DGM Medido (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,541	$0,99 \pm 0,05$	$0,54 \pm 0,03$	$0,57 \pm 0,01$
30	32	0,436	$1,70 \pm 0,09$	$0,74 \pm 0,04$	$0,73 \pm 0,01$
40	45	0,353	$2,6 \pm 0,1$	$0,93 \pm 0,05$	$0,97 \pm 0,02$
45	53	0,313	$3,4 \pm 0,2$	$1,08 \pm 0,05$	$1,13 \pm 0,01$
50	60	0,288	$5,3 \pm 0,3$	$1,54 \pm 0,08$	$1,62 \pm 0,01$
60	75	0,247	$7,7 \pm 0,4$	$1,89 \pm 0,09$	$1,83 \pm 0,01$
70	90	0,218	$9,7 \pm 0,5$	$2,1 \pm 0,1$	2,11*

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 42 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 11,7%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$D_g N_{11,7\%}$	$\overline{K_{lMama,x}}$	DGM Medido (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,534	$0,99 \pm 0,05$	$0,53 \pm 0,03$	$0,57 \pm 0,01$
30	32	0,429	$1,70 \pm 0,09$	$0,73 \pm 0,04$	$0,73 \pm 0,01$
40	45	0,346	$2,6 \pm 0,1$	$0,91 \pm 0,05$	$0,97 \pm 0,02$
45	53	0,306	$3,4 \pm 0,2$	$1,06 \pm 0,05$	$1,13 \pm 0,01$
50	60	0,281	$5,3 \pm 0,3$	$1,50 \pm 0,08$	$1,62 \pm 0,01$
60	75	0,241	$7,7 \pm 0,4$	$1,85 \pm 0,09$	$1,83 \pm 0,01$
70	90	0,212	$9,7 \pm 0,5$	$2,1 \pm 0,1$	2,11*

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 43 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 17,0%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$D_g N_{17,0\%}$	$\overline{K_{lMama,x}}$	DGM Medido (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,528	$0,99 \pm 0,05$	$0,53 \pm 0,03$	$0,57 \pm 0,01$
30	32	0,421	$1,70 \pm 0,09$	$0,72 \pm 0,04$	$0,73 \pm 0,01$
40	45	0,338	$2,6 \pm 0,1$	$0,89 \pm 0,04$	$0,97 \pm 0,02$
45	53	0,298	$3,4 \pm 0,2$	$1,03 \pm 0,05$	$1,13 \pm 0,01$
50	60	0,274	$5,3 \pm 0,3$	$1,46 \pm 0,07$	$1,62 \pm 0,01$
60	75	0,235	$7,7 \pm 0,4$	$1,80 \pm 0,09$	$1,83 \pm 0,01$
70	90	0,207	$9,7 \pm 0,5$	$2,0 \pm 0,1$	2,11*

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 44 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 26,6%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$D_g N_{26,6\%}$	$\overline{K}_{tMama,x}$	DGM Medido (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,516	0,99 ± 0,05	0,51 ± 0,03	0,57 ± 0,01
30	32	0,408	1,69 ± 0,08	0,69 ± 0,03	0,73 ± 0,01
40	45	0,326	2,6 ± 0,1	0,86 ± 0,04	0,97 ± 0,02
45	53	0,287	3,4 ± 0,2	0,99 ± 0,05	1,13 ± 0,01
50	60	0,263	5,2 ± 0,3	1,40 ± 0,07	1,62 ± 0,01
60	75	0,224	7,3 ± 0,4	1,72 ± 0,09	1,83 ± 0,01
70	90	0,197	9,1 ± 0,5	1,9 ± 0,1	2,11*

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 45 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 45,8%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$D_g N_{45,8\%}$	$\overline{K}_{tMama,x}$	DGM Medido (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,495	0,99 ± 0,05	0,49 ± 0,02	0,57 ± 0,01
30	32	0,383	1,69 ± 0,08	0,65 ± 0,03	0,73 ± 0,01
40	45	0,302	2,6 ± 0,1	0,79 ± 0,04	0,97 ± 0,02
45	53	0,264	3,4 ± 0,2	0,91 ± 0,05	1,13 ± 0,01
50	60	0,242	5,2 ± 0,3	1,29 ± 0,06	1,62 ± 0,01
60	75	0,205	7,3 ± 0,4	1,57 ± 0,08	1,83 ± 0,01
70	90	0,180	9,1 ± 0,5	1,75 ± 0,09	2,11*

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

Valores exibidos pelo equipamento

Os coeficientes $D_g N$ foram interpolados, através dos valores de CSR exibidos pelo equipamento, para cada glandularidade avaliada conforme a equação 14. As tabelas 46, 47, 48, 49 e 50 apresentam os valores de calculados de $D_g N$, para as glandularidade de 6,4%, 11,7%, 17,0% 26,6% e 45,8%, respectivamente.

Tabela 46 – Interpolação dos coeficientes $D_g N$ para a modalidade de MD, CSR exibida, glandularidade 6,4%.

Espessura mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	$D_g N_{CSR_1,EMC_1}$	$D_g N_{CSR_1,EMC_2}$	$D_g N_{CSR_2,EMC_1}$	$D_g N_{CSR_2,EMC_2}$	$D_g N_{6,4\%}$
21	0,215	0,100	0,511	0,404	0,559	0,448	0,511
32	0,231	0,200	0,415	0,337	0,458	0,376	0,409
45	0,328	0,500	0,352	0,294	0,389	0,326	0,334
53	0,400	0,300	0,299	0,255	0,331	0,283	0,298
60	0,524	1,000	0,310	0,265	0,340	0,291	0,279
75	0,481	0,500	0,255	0,225	0,284	0,252	0,253
90	0,603	1,000	0,239	0,214	0,264	0,236	0,227

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 47 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR exibida, glandularidade 11,7%.

Espessura mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	DgN_{CSR_1,EMC_1}	DgN_{CSR_1,EMC_2}	DgN_{CSR_2,EMC_1}	DgN_{CSR_2,EMC_2}	$DgN_{11,7\%}$
21	0,215	0,100	0,505	0,397	0,552	0,441	0,504
32	0,231	0,200	0,407	0,330	0,451	0,368	0,401
45	0,328	0,500	0,345	0,287	0,381	0,319	0,327
53	0,400	0,300	0,292	0,249	0,324	0,276	0,291
60	0,524	1,000	0,303	0,258	0,332	0,284	0,272
75	0,481	0,500	0,249	0,220	0,277	0,245	0,247
90	0,603	1,000	0,233	0,208	0,257	0,230	0,221

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 48 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR exibida, glandularidade 17,0%.

Espessura mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	DgN_{CSR_1,EMC_1}	DgN_{CSR_1,EMC_2}	DgN_{CSR_2,EMC_1}	DgN_{CSR_2,EMC_2}	$DgN_{17,0\%}$
21	0,215	0,100	0,498	0,390	0,546	0,433	0,497
32	0,231	0,200	0,400	0,323	0,443	0,360	0,394
45	0,328	0,500	0,337	0,280	0,373	0,312	0,320
53	0,400	0,300	0,286	0,243	0,316	0,269	0,285
60	0,524	1,000	0,296	0,252	0,325	0,277	0,265
75	0,481	0,500	0,242	0,214	0,271	0,239	0,241
90	0,603	1,000	0,228	0,203	0,251	0,224	0,216

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 49 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR exibida, glandularidade 26,6%.

Espessura mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	DgN_{CSR_1,EMC_1}	DgN_{CSR_1,EMC_2}	DgN_{CSR_2,EMC_1}	DgN_{CSR_2,EMC_2}	$DgN_{26,6\%}$
21	0,215	0,100	0,488	0,377	0,534	0,420	0,487
32	0,231	0,200	0,388	0,311	0,430	0,347	0,382
45	0,328	0,500	0,325	0,269	0,360	0,299	0,308
53	0,400	0,300	0,274	0,232	0,304	0,258	0,273
60	0,524	1,000	0,284	0,241	0,312	0,265	0,254
75	0,481	0,500	0,232	0,204	0,259	0,228	0,230
90	0,603	1,000	0,218	0,194	0,240	0,214	0,206

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 50 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade de MD, CSR exibida, glandularidade 45,8%.

Espessura mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	DgN_{CSR_1,EMC_1}	DgN_{CSR_1,EMC_2}	DgN_{CSR_2,EMC_1}	DgN_{CSR_2,EMC_2}	$DgN_{45,8\%}$
21	0,215	0,100	0,467	0,354	0,513	0,395	0,466
32	0,231	0,200	0,364	0,288	0,405	0,323	0,358
45	0,328	0,500	0,302	0,247	0,335	0,276	0,285
53	0,400	0,300	0,253	0,213	0,280	0,237	0,251
60	0,524	1,000	0,262	0,221	0,289	0,244	0,233
75	0,481	0,500	0,212	0,187	0,238	0,209	0,211
90	0,603	1,000	0,199	0,177	0,220	0,196	0,188

Fonte: Autoria própria (2024).

As tabelas 51 a 55, apresentam as estimativas da DGM (DGM Equipamento) usando os coeficientes de Boone calculados nas tabelas 46 a 50 e os valores de kerma incidente na entrada da mama ($\overline{K_{teq,x}}$) exibidos pelo equipamento.

Tabela 51 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma exibido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 6,4%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$DgN_{6,4\%}$	$\overline{K_{teq,x}}$	DGM Equipamento (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,511	1,09 ± 0,01	0,56 ± 0,01	0,57 ± 0,01
30	32	0,409	1,86 ± 0,02	0,76 ± 0,02	0,73 ± 0,01
40	45	0,334	2,98 ± 0,02	1,00 ± 0,02	0,97 ± 0,02
45	53	0,298	3,90 ± 0,01	1,16 ± 0,01	1,13 ± 0,01
50	60	0,279	5,95 ± 0,03	1,66 ± 0,04	1,62 ± 0,01
60	75	0,253	7,41 ± 0,04	1,88 ± 0,08	1,83 ± 0,01
70	90	0,227	9,36 ± 0,02	2,13 ± 0,03	2,11*

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 52 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma exibido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 11,7%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$DgN_{11,7\%}$	$\overline{K_{teq,x}}$	DGM Equipamento (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,504	1,09 ± 0,01	0,55 ± 0,01	0,57 ± 0,01
30	32	0,401	1,86 ± 0,02	0,75 ± 0,02	0,73 ± 0,01
40	45	0,327	2,98 ± 0,02	0,98 ± 0,02	0,97 ± 0,02
45	53	0,291	3,90 ± 0,01	1,14 ± 0,01	1,13 ± 0,01
50	60	0,272	5,95 ± 0,03	1,62 ± 0,04	1,62 ± 0,01
60	75	0,247	7,41 ± 0,04	1,83 ± 0,08	1,83 ± 0,01
70	90	0,221	9,36 ± 0,02	2,07 ± 0,03	2,11*

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 53 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma exibido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 17,0%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$D_g N_{17,0\%}$	$\overline{K_{teq,x}}$	DGM Equipamento (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,497	1,09 ± 0,01	0,54 ± 0,01	0,57 ± 0,01
30	32	0,394	1,86 ± 0,02	0,73 ± 0,02	0,73 ± 0,01
40	45	0,320	2,98 ± 0,02	0,95 ± 0,02	0,97 ± 0,02
45	53	0,285	3,90 ± 0,01	1,11 ± 0,01	1,13 ± 0,01
50	60	0,265	5,95 ± 0,03	1,58 ± 0,04	1,62 ± 0,01
60	75	0,241	7,41 ± 0,04	1,79 ± 0,07	1,83 ± 0,01
70	90	0,216	9,36 ± 0,02	2,02 ± 0,03	2,11*

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 54 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma exibido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 26,6%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$D_g N_{26,6\%}$	$\overline{K_{teq,x}}$	DGM Equipamento (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,487	1,09 ± 0,01	0,53 ± 0,01	0,57 ± 0,01
30	32	0,382	1,86 ± 0,02	0,71 ± 0,02	0,73 ± 0,01
40	45	0,308	2,98 ± 0,02	0,92 ± 0,02	0,97 ± 0,02
45	53	0,273	3,90 ± 0,01	1,06 ± 0,01	1,13 ± 0,01
50	60	0,254	5,95 ± 0,03	1,51 ± 0,04	1,62 ± 0,01
60	75	0,230	7,41 ± 0,04	1,71 ± 0,07	1,83 ± 0,01
70	90	0,206	9,36 ± 0,02	1,93 ± 0,03	2,11*

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 55 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de MD, a partir do kerma exibido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 45,8%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$D_g N_{45,8\%}$	$\overline{K_{teq,x}}$	DGM Equipamento (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,466	1,09 ± 0,01	0,51 ± 0,01	0,57 ± 0,01
30	32	0,358	1,86 ± 0,02	0,67 ± 0,02	0,73 ± 0,01
40	45	0,285	2,98 ± 0,02	0,85 ± 0,01	0,97 ± 0,02
45	53	0,251	3,90 ± 0,01	0,98 ± 0,01	1,13 ± 0,01
50	60	0,233	5,95 ± 0,03	1,39 ± 0,03	1,62 ± 0,01
60	75	0,211	7,41 ± 0,04	1,56 ± 0,06	1,83 ± 0,01
70	90	0,188	9,36 ± 0,02	1,76 ± 0,03	2,11*

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

Modalidade TMD

Valores medidos

Os coeficientes DgN foram interpolados, através dos valores de CSR medidos, para cada glandularidade avaliada conforme a equação 14. As tabelas 56, 57, 58, 59 e 60 apresentam os valores de calculados de DgN , para as glandularidade de 6,4%, 11,7%, 17,0% 26,6% e 45,8%, respectivamente

Tabela 56 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade TMD, CSR medida, glandularidade 6,4%.

Espessura de mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	DgN_{CSR_1,EMC_1}	DgN_{CSR_1,EMC_2}	DgN_{CSR_2,EMC_1}	DgN_{CSR_2,EMC_2}	$DgN_{6,4\%}$
21	0,585	0,100	0,488	0,388	0,539	0,435	0,508
32	0,414	0,200	0,435	0,359	0,473	0,393	0,435
45	0,031	0,500	0,387	0,329	0,423	0,360	0,359
53	0,042	0,300	0,341	0,295	0,373	0,324	0,328
60	0,010	1,000	0,364	0,316	0,398	0,347	0,316
75	0,055	0,500	0,305	0,272	0,334	0,299	0,290
90	0,281	1,000	0,316	0,286	0,346	0,313	0,294

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 57 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade TMD, CSR medida, glandularidade 11,7%.

Espessura de mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	DgN_{CSR_1,EMC_1}	DgN_{CSR_1,EMC_2}	DgN_{CSR_2,EMC_1}	DgN_{CSR_2,EMC_2}	$DgN_{11,7\%}$
21	0,585	0,100	0,482	0,382	0,533	0,428	0,502
32	0,414	0,200	0,428	0,352	0,465	0,385	0,428
45	0,031	0,500	0,380	0,322	0,415	0,353	0,352
53	0,042	0,300	0,334	0,288	0,366	0,317	0,321
60	0,010	1,000	0,357	0,309	0,390	0,340	0,309
75	0,055	0,500	0,298	0,266	0,327	0,293	0,284
90	0,281	1,000	0,309	0,280	0,339	0,307	0,288

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 58 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade TMD, CSR medida, glandularidade 17,0%.

Espessura de mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	DgN_{CSR_1,EMC_1}	DgN_{CSR_1,EMC_2}	DgN_{CSR_2,EMC_1}	DgN_{CSR_2,EMC_2}	$DgN_{17,0\%}$
21	0,585	0,100	0,476	0,375	0,527	0,421	0,495
32	0,414	0,200	0,421	0,345	0,458	0,378	0,421
45	0,031	0,500	0,373	0,315	0,407	0,346	0,345
53	0,042	0,300	0,327	0,282	0,359	0,310	0,315
60	0,010	1,000	0,350	0,303	0,383	0,333	0,303
75	0,055	0,500	0,292	0,260	0,320	0,286	0,277
90	0,281	1,000	0,303	0,274	0,332	0,301	0,282

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 59 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade TMD, CSR medida, glandularidade 26,6%.

Espessura de mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	DgN_{CSR_1,EMC_1}	DgN_{CSR_1,EMC_2}	DgN_{CSR_2,EMC_1}	DgN_{CSR_2,EMC_2}	$DgN_{26,6\%}$
21	0,585	0,100	0,466	0,364	0,517	0,409	0,485
32	0,414	0,200	0,409	0,333	0,445	0,365	0,408
45	0,031	0,500	0,360	0,303	0,394	0,333	0,332
53	0,042	0,300	0,315	0,271	0,346	0,298	0,303
60	0,010	1,000	0,337	0,291	0,370	0,320	0,291
75	0,055	0,500	0,280	0,250	0,308	0,275	0,266
90	0,281	1,000	0,292	0,264	0,321	0,290	0,271

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 60 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade TMD, CSR medida, glandularidade 45,8%.

Espessura de mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	DgN_{CSR_1,EMC_1}	DgN_{CSR_1,EMC_2}	DgN_{CSR_2,EMC_1}	DgN_{CSR_2,EMC_2}	$DgN_{45,8\%}$
21	0,585	0,100	0,447	0,342	0,497	0,386	0,465
32	0,414	0,200	0,386	0,311	0,421	0,341	0,385
45	0,031	0,500	0,338	0,281	0,370	0,310	0,310
53	0,042	0,300	0,293	0,250	0,323	0,276	0,281
60	0,010	1,000	0,315	0,271	0,346	0,298	0,271
75	0,055	0,500	0,260	0,231	0,287	0,255	0,247
90	0,281	1,000	0,272	0,245	0,299	0,270	0,252

Fonte: Autoria própria (2024).

As tabelas 61 a 65, apresentam as estimativas da DGM (DGM Medido) usando os coeficientes de Boone calculados nas tabelas 56 a 60 e os valores de

kerma incidente na entrada da mama ($\overline{K_{tMama,x}}$) medidos com o detector, conforme equação 10.

Tabela 61 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 6,4%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$D_g N_{6,4\%}$	T	$\overline{K_{tMama,x}}$	DGM Medido (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,508	0,997	$1,88 \pm 0,09$	$0,95 \pm 0,05$	$0,98 \pm 0,01$
30	32	0,435	0,996	$2,6 \pm 0,1$	$1,14 \pm 0,06$	$1,14 \pm 0,01$
40	45	0,359	0,996	$3,9 \pm 0,2$	$1,39 \pm 0,07$	$1,41 \pm 0,01$
45	53	0,328	0,995	$5,5 \pm 0,3$	$1,80 \pm 0,09$	$1,78 \pm 0,01$
50	60	0,316	0,994	$6,8 \pm 0,3$	$2,1 \pm 0,11$	$2,14 \pm 0,01$
60	75	0,290	0,994	$11,3 \pm 0,6$	$3,3 \pm 0,2$	$3,19 \pm 0,01$
70	90	0,294	0,992	$16,2 \pm 0,8$	$4,7 \pm 0,2$	$4,36 \pm 0,01$

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 62 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 11,7%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$D_g N_{11,7\%}$	T	$\overline{K_{tMama,x}}$	DGM Medido (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,502	0,997	$1,88 \pm 0,09$	$0,94 \pm 0,05$	$0,98 \pm 0,01$
30	32	0,428	0,996	$2,6 \pm 0,1$	$1,12 \pm 0,06$	$1,14 \pm 0,01$
40	45	0,352	0,996	$3,9 \pm 0,2$	$1,36 \pm 0,07$	$1,41 \pm 0,01$
45	53	0,321	0,995	$5,5 \pm 0,3$	$1,76 \pm 0,09$	$1,78 \pm 0,01$
50	60	0,309	0,994	$6,8 \pm 0,3$	$2,1 \pm 0,1$	$2,14 \pm 0,01$
60	75	0,284	0,994	$11,3 \pm 0,6$	$3,2 \pm 0,2$	$3,19 \pm 0,01$
70	90	0,288	0,992	$16,2 \pm 0,8$	$4,6 \pm 0,2$	$4,36 \pm 0,01$

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 63 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 17,0%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$D_g N_{17,0\%}$	T	$\overline{K_{tMama,x}}$	DGM Medido (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,495	0,997	$1,88 \pm 0,09$	$0,93 \pm 0,05$	$0,98 \pm 0,01$
30	32	0,421	0,996	$2,6 \pm 0,1$	$1,10 \pm 0,06$	$1,14 \pm 0,01$
40	45	0,345	0,996	$3,9 \pm 0,2$	$1,33 \pm 0,07$	$1,41 \pm 0,01$
45	53	0,315	0,995	$5,5 \pm 0,3$	$1,72 \pm 0,09$	$1,78 \pm 0,01$
50	60	0,303	0,994	$6,8 \pm 0,3$	$2,0 \pm 0,1$	$2,14 \pm 0,01$
60	75	0,277	0,994	$11,3 \pm 0,6$	$3,1 \pm 0,2$	$3,19 \pm 0,01$
70	90	0,282	0,992	$16,2 \pm 0,8$	$4,5 \pm 0,2$	$4,36 \pm 0,01$

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 64 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 26,6%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$D_g N_{26,6\%}$	T	$\overline{K_{\iota_{Mama-x}}}$	DGM Medido (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,485	0,997	$1,88 \pm 0,09$	$0,91 \pm 0,05$	$0,98 \pm 0,01$
30	32	0,408	0,996	$2,6 \pm 0,1$	$1,07 \pm 0,05$	$1,14 \pm 0,01$
40	45	0,332	0,996	$3,9 \pm 0,2$	$1,28 \pm 0,06$	$1,41 \pm 0,01$
45	53	0,303	0,995	$5,5 \pm 0,3$	$1,66 \pm 0,08$	$1,78 \pm 0,01$
50	60	0,291	0,994	$6,8 \pm 0,3$	$2,0 \pm 0,1$	$2,14 \pm 0,01$
60	75	0,266	0,994	$11,3 \pm 0,6$	$3,3 \pm 0,2$	$3,19 \pm 0,01$
70	90	0,271	0,992	$16,2 \pm 0,8$	$4,4 \pm 0,2$	$4,36 \pm 0,01$

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 65 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma medido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 45,8%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$D_g N_{45,8\%}$	T	$\overline{K_{\iota_{Mama-x}}}$	DGM Medido (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,465	0,997	$1,88 \pm 0,09$	$0,87 \pm 0,04$	$0,98 \pm 0,01$
30	32	0,385	0,996	$2,6 \pm 0,1$	$1,01 \pm 0,05$	$1,14 \pm 0,01$
40	45	0,310	0,996	$3,9 \pm 0,2$	$1,20 \pm 0,06$	$1,41 \pm 0,01$
45	53	0,281	0,995	$5,5 \pm 0,3$	$1,54 \pm 0,08$	$1,78 \pm 0,01$
50	60	0,271	0,994	$6,8 \pm 0,3$	$1,82 \pm 0,09$	$2,14 \pm 0,01$
60	75	0,247	0,994	$11,3 \pm 0,6$	$2,8 \pm 0,1$	$3,19 \pm 0,01$
70	90	0,252	0,992	$16,2 \pm 0,8$	$4,0 \pm 0,2$	$4,36 \pm 0,01$

Fonte: Autoria própria (2024).

Valores exibidos pelo equipamento

Os coeficientes $D_g N$ foram interpolados, através dos valores de CSR exibidos pelo equipamento, para cada glandularidade avaliada conforme a equação 14. As tabelas 66, 67, 68, 69 e 70, apresentam os valores de calculados de $D_g N$, para as glandularidade de 6,4%, 11,7%, 17,0% 26,6% e 45,8%, respectivamente.

Tabela 66 – Interpolação dos coeficientes $D_g N$ para a modalidade TMD, CSR exibida, glandularidade 6,4%.

Espessura mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	$D_g N_{CSR_1,EMC_1}$	$D_g N_{CSR_1,EMC_2}$	$D_g N_{CSR_2,EMC_1}$	$D_g N_{CSR_2,EMC_2}$	$D_g N_{6,4\%}$
21	0,441	0,100	0,488	0,388	0,539	0,435	0,500
32	0,052	0,200	0,435	0,359	0,473	0,393	0,422
45	0,063	0,500	0,387	0,329	0,423	0,360	0,360
53	0,074	0,300	0,341	0,295	0,373	0,324	0,329
60	0,095	1,000	0,364	0,316	0,398	0,347	0,319
75	0,134	0,500	0,305	0,272	0,334	0,299	0,292
90	0,184	1,000	0,316	0,286	0,346	0,313	0,291

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 67 – Interpolação dos coeficientes DgN para modalidade TMD, CSR exibida, glandularidade 11,7%.

Espessura mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	$DgN_{CSR1,EMC1}$	$DgN_{CSR1,EMC2}$	$DgN_{CSR2,EMC1}$	$DgN_{CSR2,EMC2}$	$DgN_{11,7\%}$
21	0,441	0,100	0,482	0,382	0,533	0,428	0,494
32	0,052	0,200	0,428	0,352	0,465	0,385	0,415
45	0,063	0,500	0,380	0,322	0,415	0,353	0,353
53	0,074	0,300	0,334	0,288	0,366	0,317	0,322
60	0,095	1,000	0,357	0,309	0,390	0,340	0,312
75	0,134	0,500	0,298	0,266	0,327	0,293	0,286
90	0,184	1,000	0,309	0,280	0,339	0,307	0,285

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 68 – Interpolação dos coeficientes DgN para modalidade TMD, CSR exibida, glandularidade 17,0%.

Espessura mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	$DgN_{CSR1,EMC1}$	$DgN_{CSR1,EMC2}$	$DgN_{CSR2,EMC1}$	$DgN_{CSR2,EMC2}$	$DgN_{17,0\%}$
21	0,441	0,100	0,476	0,375	0,527	0,421	0,488
32	0,052	0,200	0,421	0,345	0,458	0,378	0,408
45	0,063	0,500	0,373	0,315	0,407	0,346	0,346
53	0,074	0,300	0,327	0,282	0,359	0,310	0,316
60	0,095	1,000	0,350	0,303	0,383	0,333	0,306
75	0,134	0,500	0,292	0,260	0,320	0,286	0,280
90	0,184	1,000	0,303	0,274	0,332	0,301	0,279

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 69 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade TMD, CSR exibida, glandularidade 26,6%.

Espessura mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	$DgN_{CSR1,EMC1}$	$DgN_{CSR1,EMC2}$	$DgN_{CSR2,EMC1}$	$DgN_{CSR2,EMC2}$	$DgN_{26,6\%}$
21	0,441	0,100	0,466	0,364	0,517	0,409	0,478
32	0,052	0,200	0,409	0,333	0,445	0,365	0,396
45	0,063	0,500	0,360	0,303	0,394	0,333	0,334
53	0,074	0,300	0,315	0,271	0,346	0,298	0,304
60	0,095	1,000	0,337	0,291	0,370	0,320	0,294
75	0,134	0,500	0,280	0,250	0,308	0,275	0,269
90	0,184	1,000	0,292	0,264	0,321	0,290	0,269

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 70 – Interpolação dos coeficientes DgN para a modalidade TMD, CSR exibida, glandularidade 45,8%.

Espessura mama equivalente (mm)	F_{CSR}	F_{EMC}	$DgN_{CSR1,EMC1}$	$DgN_{CSR1,EMC2}$	$DgN_{CSR2,EMC1}$	$DgN_{CSR2,EMC2}$	$DgN_{45,8\%}$
21	0,441	0,100	0,447	0,342	0,497	0,386	0,458
32	0,052	0,200	0,386	0,311	0,421	0,341	0,373
45	0,063	0,500	0,338	0,281	0,370	0,310	0,311
53	0,074	0,300	0,293	0,250	0,323	0,276	0,282
60	0,095	1,000	0,315	0,271	0,346	0,298	0,274
75	0,134	0,500	0,260	0,231	0,287	0,255	0,249
90	0,184	1,000	0,272	0,245	0,299	0,270	0,250

Fonte: Autoria própria (2024).

As tabelas 71 a 75, apresentam as estimativas da DGM (DGM Equipamento) usando os coeficientes de Boone calculados nas tabelas 66 a 70 e os valores de kerma incidente na entrada da mama ($\overline{K_{teq,x}}$) exibidos pelo equipamento.

Tabela 71 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma exibido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 6,4%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$DgN_{6,4\%}$	T	$\overline{K_{teq,x}}$	DGM Equipamento (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,500	0,997	$1,97 \pm 0,01$	$0,98 \pm 0,01$	$0,98 \pm 0,01$
30	32	0,422	0,996	$2,78 \pm 0,01$	$1,17 \pm 0,01$	$1,14 \pm 0,01$
40	45	0,360	0,996	4,04*	$1,45 \pm 0,01$	$1,41 \pm 0,01$
45	53	0,329	0,995	$5,67 \pm 0,01$	$1,86 \pm 0,01$	$1,78 \pm 0,01$
50	60	0,319	0,994	6,94*	$2,20 \pm 0,01$	$2,14 \pm 0,01$
60	75	0,292	0,994	11,30*	3,28*	$3,19 \pm 0,01$
70	90	0,291	0,992	$15,41 \pm 0,01$	$4,45 \pm 0,03$	$4,36 \pm 0,01$

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 72 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma exibido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 11,7%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$DgN_{11,7\%}$	T	$\overline{K_{teq,x}}$	DGM Equipamento (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,494	0,997	$1,97 \pm 0,01$	$0,97 \pm 0,01$	$0,98 \pm 0,01$
30	32	0,415	0,996	$2,78 \pm 0,01$	$1,15 \pm 0,01$	$1,14 \pm 0,01$
40	45	0,353	0,996	4,04*	$1,42 \pm 0,01$	$1,41 \pm 0,01$
45	53	0,322	0,995	$5,67 \pm 0,01$	$1,82 \pm 0,01$	$1,78 \pm 0,01$
50	60	0,312	0,994	6,94*	$2,15 \pm 0,01$	$2,14 \pm 0,01$
60	75	0,286	0,994	11,30*	3,21*	$3,19 \pm 0,01$
70	90	0,285	0,992	$15,41 \pm 0,01$	$4,36 \pm 0,03$	$4,36 \pm 0,01$

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 73 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma exibido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 17,0%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$D_g N_{17,0\%}$	T	$\overline{K_{1eq,x}}$	DGM Equipamento (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,488	0,997	$1,97 \pm 0,01$	$0,96 \pm 0,01$	$0,98 \pm 0,01$
30	32	0,408	0,996	$2,78 \pm 0,01$	$1,13 \pm 0,01$	$1,14 \pm 0,01$
40	45	0,346	0,996	4,04*	$1,39 \pm 0,01$	$1,41 \pm 0,01$
45	53	0,316	0,995	$5,67 \pm 0,01$	$1,78 \pm 0,01$	$1,78 \pm 0,01$
50	60	0,306	0,994	6,94*	$2,11 \pm 0,01$	$2,14 \pm 0,01$
60	75	0,280	0,994	11,30*	3,14*	$3,19 \pm 0,01$
70	90	0,279	0,992	$15,41 \pm 0,01$	$4,27 \pm 0,02$	$4,36 \pm 0,01$

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 74 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma exibido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 26,6%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$D_g N_{26,6\%}$	T	$\overline{K_{1eq,x}}$	DGM Equipamento (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,478	0,997	$1,97 \pm 0,01$	$0,94 \pm 0,01$	$0,98 \pm 0,01$
30	32	0,396	0,996	$2,78 \pm 0,01$	$1,09 \pm 0,01$	$1,14 \pm 0,01$
40	45	0,334	0,996	4,04*	$1,34 \pm 0,01$	$1,41 \pm 0,01$
45	53	0,304	0,995	$5,67 \pm 0,01$	$1,71 \pm 0,01$	$1,78 \pm 0,01$
50	60	0,294	0,994	6,94*	$2,03 \pm 0,01$	$2,14 \pm 0,01$
60	75	0,269	0,994	11,30*	3,02*	$3,19 \pm 0,01$
70	90	0,269	0,992	$15,41 \pm 0,01$	$4,11 \pm 0,02$	$4,36 \pm 0,01$

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).

Tabela 75 – Estimativa do valor de DGM para a modalidade de TMD, a partir do kerma exibido, utilizando o método de Boone, glandularidade de 45,8%.

Espessura de PMMA (mm)	Espessura de mama equivalente (mm)	$D_g N_{45,8\%}$	T	$\overline{K_{1eq,x}}$	DGM Equipamento (mGy)	DGM Exibido
20	21	0,458	0,997	$1,97 \pm 0,01$	$0,90 \pm 0,01$	$0,98 \pm 0,01$
30	32	0,373	0,996	$2,78 \pm 0,01$	$1,03 \pm 0,01$	$1,14 \pm 0,01$
40	45	0,311	0,996	4,04*	$1,25 \pm 0,01$	$1,41 \pm 0,01$
45	53	0,282	0,995	$5,67 \pm 0,01$	$1,59 \pm 0,01$	$1,78 \pm 0,01$
50	60	0,274	0,994	6,94*	$1,89 \pm 0,01$	$2,14 \pm 0,01$
60	75	0,249	0,994	11,30*	2,80*	$3,19 \pm 0,01$
70	90	0,250	0,992	$15,41 \pm 0,01$	$3,82 \pm 0,02$	$4,36 \pm 0,01$

*Não foi possível avaliar a incerteza.

Fonte: Autoria própria (2024).