UFRJ

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

INSTITUTO DE FÍSICA

CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

Jossana Almeida de Oliveira

DESENVOLVIMENTO DE UM SOFTWARE PARA CÁLCULO DA DOSE GLANDULAR MÉDIA EM MAMOGRAFIA COM VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL

Rio de Janeiro

2025

UFRJ

DESENVOLVIMENTO DE UM SOFTWARE PARA CÁLCULO DA DOSE GLANDULAR MÉDIA EM MAMOGRAFIA COM VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado a Física Médica, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel.

Jossana Almeida de Oliveira

Orientador: Dr. Claudio Domingues de Almeida

UFRJ

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

INSTITUTO DE FÍSICA

CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

Jossana Almeida de Oliveira

DESENVOLVIMENTO DE UM SOFTWARE PARA CÁLCULO DA DOSE GLANDULAR MÉDIA EM MAMOGRAFIA COM VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL

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

Aprovado em: 04 de dezembro de 2025

BANCA EXAMINADORA:

Claudio Domingues de Almeida, D.Sc. IRD/ANSN

Bruno Coelho César Motta, D.Sc. IF/UFRJ

Ryenne Bañolas Bueno, M.Sc. HUAP/UFF

“As pessoas podem fazer seus planos, porém é o Senhor Deus quem dá a última palavra. Você pode pensar que tudo o que faz é certo, mas o Senhor julga as suas intenções. Peça a Deus que abençoe os seus planos, e eles darão certo.”

Provérbios 16. 1-3

Em memória da minha amada mãe Laudinéa

AGRADECIMENTOS

Com o coração repleto de gratidão, dedico este trabalho a todos que, de alguma forma, colaboraram para tornar este sonho uma realidade.

Primeiramente, a Deus, sem Ele nada disso seria possível.

À memória da minha amada mãe, Laudinéa, que, mesmo não estando fisicamente aqui, foi minha base, minha motivação e inspiração constante. Ao meu pai, Carlos, e à minha irmã, Joyce, pelo amor incondicional, apoio irrestrito e por serem os pilares da minha vida. Sem vocês, nada disso seria possível.

Um agradecimento especial à minha avó, Marlene, e aos meus tios, Josias e Vânia, pelo carinho, apoio e por sempre estarem presentes em minha trajetória e que por muitas vezes foram financiadores dos meus sonhos.

Agradeço imensamente a todas as pessoas que cruzaram o meu caminho durante esta jornada acadêmica. Tenho certeza de que cada interação, cada conversa, cada desafio superado ao lado de vocês, contribuiu para que eu chegasse até aqui.

De forma muito especial, meu muito obrigada à Thais, Thamirys e a Duda. Por cada palavra de incentivo, por cada risada que aliviou a tensão, por cada desabafo compartilhado e, principalmente, por cada oração. A amizade e o apoio de vocês foram essenciais para que eu não desistisse. Sem essa rede de apoio, eu não teria chegado até aqui.

Ao meu orientador, Claudio Domingues, minha eterna gratidão. Obrigada por toda a paciência, por acreditar em mim e por embarcar comigo nessa aventura. Sua confiança e orientação foram decisivas para esse momento. Agradeço também ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), pela infraestrutura, apoio institucional e pelas oportunidades que foram fundamentais para o desenvolvimento desta pesquisa.

Aos professores que foram os pilares da minha formação, meu reconhecimento e respeito. Um agradecimento especial à professora Rosimary, que com sua dedicação em estatística, desmistificou o que parecia complexo e me ajudou nesse longo caminho, e ao professor Armando, que com suas aulas de mecânica quântica, ampliou meus horizontes. Muito obrigada por cada ensinamento e por cada ajuda prestada.

Por fim, agradeço a cada projeto do qual tive o privilégio de fazer parte durante minha jornada acadêmica, em especial ao projeto “Tem Menina no Circuito". Ele foi um verdadeiro divisor de águas em minha vida, mostrando-me a importância de encorajar meninas na ciência e me levando a lugares inimagináveis. Minha profunda gratidão às professoras Elis e Thereza, por essa oportunidade transformadora.

A todos, o meu mais sincero muito obrigada.

RESUMO

O câncer de mama representa um dos maiores desafios de saúde pública no Brasil, sendo a neoplasia maligna de maior incidência entre as mulheres. A mamografia é o método de rastreamento mais eficaz para a detecção precoce da doença; contudo, seu uso implica a exposição do tecido mamário à radiação ionizante, exigindo rigoroso controle de qualidade e monitoramento das doses absorvidas. A grandeza dosimétrica mais adequada para estimar o risco radiológico nesse exame é a Dose Glandular Média (DGM), diretamente relacionada à probabilidade de indução de câncer no tecido glandular. O cálculo da DGM é baseado no produto do kerma no ar incidente e nos coeficientes de conversão específicos (fatores g, c e s), cuja aplicação prática demanda conhecimento técnico e é suscetível a erros manuais. Diante disso, este trabalho teve como objetivo desenvolver e validar um software de cálculo automatizado da DGM em mamografia, utilizando a linguagem de programação Python, implementada no ambiente Google Colab, com interface interativa criada via Streamlit. O programa integra parâmetros técnicos do exame — tensão do tubo (kV), produto corrente-tempo (mAs), combinação alvo/filtro, espessura da mama comprimida e idade da paciente — para calcular o kerma no ar incidente, os fatores de conversão e a DGM correspondente, fornecendo também a incerteza associada ao cálculo. Para testar a funcionalidade do software, foram realizadas medições em mamógrafo clínico no Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), utilizando fantomas de tecido equivalente da mama (BTE) para simular diferentes espessuras e glandularidades. Para a validação experimental, foram utilizados dados das mamografias de pacientes e as técnicas radiográficas obtidos no Hospital da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ). Os resultados mostraram boa concordância entre as doses calculadas pelo software e as doses estimadas experimentalmente, demonstrando a eficiência e confiabilidade do sistema proposto. O software desenvolvido se apresenta como uma ferramenta útil para o controle de qualidade em mamografia, promovendo a padronização e automatização dos cálculos dosimétricos, alinhando-se às diretrizes do Programa de Qualidade em Mamografia (PQM/INCA) e às recomendações internacionais de radioproteção.

Palavras-chave: Dose glandular média; mamografia; radioproteção; software dosimétrico; controle de qualidade.

ABSTRACT

Breast cancer represents one of the greatest public health challenges in Brazil, being the most common malignant neoplasm among women. Mammography is the most effective screening method for early detection of the disease; however, its use involves exposing the breast tissue to ionizing radiation, which requires strict quality control and dose monitoring. The most appropriate dosimetric quantity to estimate the radiological risk in this examination is the Mean Glandular Dose (MGD), which is directly related to the probability of radiation-induced cancer in glandular tissue. The MGD is calculated based on the product of the incident air kerma and specific conversion coefficients (g, c, and s factors), whose practical application demands technical knowledge and is prone to manual errors. Therefore, this study aimed to develop and validate a software for the automatic calculation of MGD in mammography, using the Python programming language implemented in the Google Colab environment, with an interactive interface developed via Streamlit. The software integrates the technical parameters of the examination — tube voltage (kV), tube current-time product (mAs), target/filter combination, breast thickness, and patient age — to compute the incident air kerma, conversion factors, and the resulting MGD, also providing the associated uncertainty. For experimental validation, measurements were performed using a clinical mammograph at the Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), employing BTE phantoms to simulate different breast thicknesses and glandularities, and complementary comparisons were made with real patient data obtained at the Federal University of Rio de Janeiro (UFRJ). The results showed good agreement between the doses calculated by the software and the experimentally estimated doses, demonstrating the efficiency and reliability of the proposed system. The developed software represents a valuable tool for quality control in mammography, promoting the standardization and automation of dosimetric calculations, in line with the guidelines of the Brazilian Mammography Quality Program (PQM/INCA) and international recommendations on radiological protection.

Keywords: Mean glandular dose; mammography; radiation protection; dosimetric software; quality control.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Regiões de dominância dos três principais efeitos de interação da radiação.....17

Figura 2 – Ilustração do efeito Fotoelétrico.....18

Figura 3 – Ilustração do efeito Compton..... 20

Figura 4 – Ilustração do espalha Rayleing 21

Figura 5 – Ilustração da Produção Pares.....23

Figura 6 – Ilustração dos modelos clássicos mostrando a produção de bremsstrahlung, raios x característicos e elétrons Auger..... 24

Figura 7 – Descrição do tubo de Cooligde.....26

Figura 8 – Mamógrafo e seus componentes 30

Figura 9 – Anatomia da mama.....32

Figura 10 – Incidências crânio-caudal (CC) e médio-lateral oblíqua (MLO).....34

Figura 11- Ajuste polinomial de grau 3 considerando a Camada semirredutora (CSR) em função da espessura da mama (cm).....49

Figura 12 – Layout do programa com as respectivas entrada de dados "Calculadora da DGM".....56

Figura 13 – *Phantom* BTE.....60

Figura 14 – Relação entre a DGM em função da espessura da mama.....64

Figura 15 – Distribuição da DGM em função do kV.....65

Figura 16 – Mapa de contorno: DGM por espessura e tensão.....65

Figura 17 – Dispersão DGM Calculada x DGM Nominal.....68

Figura 18 – Gráfico de Bland-Altman com os respectivos limites de concordância 69

Figura 19 – Histograma das diferenças entre a DGM calculada e a nominal.....70

Figura 20 – Tendência da DGM Calculada em Função da Espessura da Mama.....71

Figura 21 – Qrcode para acessar o software.....74

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Coeficientes extraídos do artigo Beckett e Kotre (2000) usados para o cálculo do padrão de tecido glandular.....41

Tabela 2 – Fator s para variadas combinações alvo/filtro.....42

Tabela 3 – Fator g para variadas espessuras de mama comprimida e camada semirredutora.....43

Tabela 4 – Fator c para variadas espessuras de mama comprimida, camada semirredutora e composição glandular.....43

Tabela 5 – Faixa de tensão, de espessura, número de medições obtidos nas validações com dados do *phantom* BTE (IRD) e de pacientes (UFRJ) e alvo/filtro utilizados.....61

Tabela 6 – Valores de rendimento obtidos experimentalmente do mámografo do IRD....62

Tabela 7 – Valores de Rendimento extraídos da Tese de Claudio Almeida referentes ao mamógrafo do HU/UFRJ.....63

Tabela 8 – Métricas Estatísticas de Comparação entre a DGM Nominal e a DGM Calculada (UFRJ).....67

Tabela 9 – Apêndice A: Dados Experimentais realizados no Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) utilizando o *phantom* BTE.....78

Tabela 10 – Apêndice B: Dados experimentais clínicos do Hospital Universitário/UFRJ para validação do software com as respectivas doses.....80

LISTA DE ABREVIATURAS

IRD - Instituto de Radioproteção e Dosimetria

ICRU - International Committee for Radiological Units - Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação

ACR - Colégio Americano de Radiologia

AIEA - Agência Internacional de Energia Atômica

ANVISA – Agência de Vigilância Sanitária

CR - Radiologia Computadorizada

CSR - Camada semi-redutora

DGM - Dose Glandular Média

DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine

DP - Desvio Padrão

DR - Radiologia Digital

HUCFF - Hospital Universitário Clementino Fraga Filho

Ki - kerma no ar incidente na superfície

Kv – quilovoltagem

mAs - produto da corrente em miliampère com o tempo de exposição, em segundos mGy - miliGray

Mo - Molibdênio

PMMA - Polimetilmetacrilato

Rh - Ródio

ROI - Região de Interesse

SNR - Razão Sinal-Ruído

STD AUTO - Modo padrão automático

UFRJ - Universidade Federal do Rio de Janeiro

W – Tungstênio

INCA – Instituto Nacional do Câncer

SUS - Sistema Único de Saúde

Kar – Kerma no ar

DgN - dose glandular média normalizada

SI – Sistema Internacional

KeV – Quiloelétron-volt

MeV - Megaelétron-volt

MC – Monte Carlo

CC – Craniocaudal

MLO - Mediolateral-oblíqua

LAT – Incidência Lateral

PQM – Programa de Qualidade na Mamografia

RDC – Resolução da Diretoria Colegiada

IN – Instrução Normativa

Sumário

1. INTRODUÇÃO **12**

1.1. **Objetivos** 15

1.1.1. Objetivos específicos 15

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA **16**

2.1. **A descoberta do Raio X** 16

2.2. **Interação da Radiação com a Matéria** 16

2.2.1. Efeito Fotoelétrico 17

2.2.2. Espalhamento Compton 19

2.2.3. Espalhamento Coerente - Rayleigh 20

2.2.4. Produção de Pares 22

2.3. **Produção de raios x** 23

2.4. **Mamografia** 26

2.4.1. Composição e Características Radiológicas da Mama 28

2.4.2. Componentes e Princípios Operacionais da Mamografia 29

2.4.3. Composição da Mama 31

2.4.4. O exame 32

2.5. **Grandezas e Unidades** 35

2.5.1. Fluência 35

2.5.2. Fluência em energia 35

2.5.3. Kerma 36

2.5.4. Exposição 37

2.5.5. Dose glandular média (DGM) 38

2.5.6. Camada semirredutora (CSR) 40

2.5.7. Padrão mamário (glandularidade) 41

2.6. **Fator s** 42

2.7. **Fator g** 43

2.8. **Fator c** 44

3. MATERIAIS E MÉTODOS **46**

3.1. **Ferramentas e Tecnologias Empregadas** 46

3.1.1. Estrutura do código 47

3.2. **Determinação das equações dos fatores c e g** 47

3.3. **O software** 49

3.3.1. Entrada de dados 50

3.3.2. Cálculo da glandularidade e fatores de conversão.....50
3.3.3. Determinação do Kerma no ar incidente 51
3.3.4. Cálculo da DGM e sua incerteza 51
3.3.5. Armazenamento e exportação dos resultados.....55
3.3.6. Interface gráfica.....55

3.4. **Validação experimental do software**.....**57**

3.4.1. Rendimento.....57
3.4.2. *phantoms* BTE 58

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....**62**

4.1. **Medida do rendimento do mamógrafo**.....62

4.2. **Teste de funcionalidade**.....63

4.3. **Validação experimental com os dados clínicos do HU/UFRJ**...66

5. CONCLUSÃO.....**72**

5.1. **Pespectivas futuras**.....73

5.2. **Acesso ao software**.....74

6. REFERÊNCIAS **75**

7. APÊNDICES **78**

7.1. **Apêndice A** 78

7.2. **Apêndice B** 80

1. INTRODUÇÃO

O câncer de mama representa um dos maiores desafios de saúde pública no Brasil, sendo a neoplasia maligna de maior incidência entre mulheres, desconsiderando os tumores de pele não melanoma. As estimativas do Instituto Nacional de Câncer (INCA) para o triênio 2023–2025 apontam para cerca de 73.610 novos casos por ano, correspondendo a uma taxa ajustada de 41,9 casos por 100 mil mulheres (INCA, 2022a). Essa realidade epidemiológica, mais expressiva nas regiões Sul e Sudeste (INCA, 2023b), reforça a necessidade de estratégias eficazes de prevenção primária e de detecção precoce. Nesse contexto, a conscientização populacional e a realização de exames de rastreamento são fundamentais para a redução da incidência e da mortalidade associadas à doença. No âmbito regulatório, essa preocupação é refletida na legislação sanitária brasileira, que estabelece critérios rigorosos para a realização de exames mamográficos, incluindo o controle da dose de radiação absorvida pelas pacientes.

O impacto desse cenário pode ser dimensionado pelo volume de exames realizados: em 2023, o Sistema Único de Saúde (SUS) registrou 4.415.595 mamografias em mulheres, das quais 4.020.183 foram destinadas ao rastreamento e 395.412 ao diagnóstico. A região Sudeste concentrou mais da metade desses exames (BRASIL, 2024). A mamografia, portanto, consolidou-se como o principal método de rastreamento do câncer de mama, sendo determinante para a detecção precoce e para o aumento da sobrevida das pacientes. Diante dessa ampla utilização, torna-se imprescindível que os exames sejam realizados dentro de padrões técnicos e dosimétricos bem estabelecidos, conforme exigido pela legislação vigente.

Apesar de sua relevância, a utilização da radiação ionizante nesse exame exige rigoroso controle de qualidade e otimização dosimétrica. A qualidade da imagem mamográfica é essencial para garantir a acurácia diagnóstica, uma vez que imagens inadequadas podem gerar resultados falso-negativos ou falso-positivos e, em muitos casos, demandar a repetição do exame, aumentando a exposição da paciente à radiação (EUROPEAN COMMISSION, 2013). No Brasil, esses requisitos estão formalizados na Resolução da Diretoria Colegiada da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (RDC) nº 611, de 9 de março de 2022, que dispõe sobre as boas práticas de funcionamento dos serviços de radiologia diagnóstica e intervencionista, e na Instrução Normativa (IN) nº 92, de 27 de

maio de 2021, que estabelece os requisitos técnicos específicos para a realização de exames de mamografia.

Dentre as exigências normativas, destaca-se a obrigatoriedade da realização do teste anual de Dose Glandular Média (DGM), bem como o cumprimento de valores de referência estabelecidos para diferentes espessuras de mama e condições de exposição, com o objetivo de assegurar que a dose administrada seja compatível com níveis aceitáveis de risco radiológico. Assim, a dosimetria em mamografia torna-se um elemento central do controle de qualidade, destacando-se a DGM como a grandeza física mais representativa para a avaliação do risco radiológico, devido à elevada radiossensibilidade do tecido glandular mamário (AAPM, 2007; ICRP, 2007).

Considerando que o tecido glandular é a principal região da mama suscetível a esse risco, a DGM fornece uma estimativa mais pertinente da probabilidade de efeitos estocásticos, diferentemente do kerma no ar ou da dose de entrada na pele, que não representam adequadamente a distribuição de dose nos tecidos internos (ICRP, 2007; AAPM, 2012). Essa abordagem está alinhada às diretrizes nacionais e internacionais, que reconhecem a DGM como o parâmetro dosimétrico de referência para avaliação da exposição em mamografia.

O cálculo da DGM baseia-se no produto entre o kerma no ar incidente (Kar) e os coeficientes de conversão DgN, obtidos principalmente por meio de simulações Monte Carlo (DANCE et al., 2000). Contudo, a aplicação prática desses coeficientes exige a consulta a tabelas extensas e detalhadas, além de considerações específicas sobre o espectro de radiação, a composição da mama e os parâmetros de exposição. Esse processo é frequentemente suscetível a erros e à propagação de incertezas, especialmente em ambientes clínicos onde há variabilidade de equipamentos e protocolos (CHEN; CHUN, 2006), o que pode dificultar o cumprimento das exigências normativas estabelecidas pela RDC nº 611 e pela IN nº 92.

Reconhecendo a importância da monitoração da dose glandular, programas internacionais de acreditação e qualidade em mamografia foram implementados desde a década de 1990, visando padronizar e garantir a segurança dos procedimentos. Desde 1992, o Colégio Americano de Radiologia (ACR) tornou obrigatório o Programa de Acreditação em Mamografia, exigindo a certificação trienal de todos os serviços de imagem, com ênfase na avaliação da Dose Glandular Média (DGM) e da qualidade da imagem de simuladores

mamográficos (phantoms) (ACR, 1999; ACR, 2018). Iniciativas semelhantes foram adotadas pela Associação Canadense de Radiologistas (CAR), que implantou programas de acreditação com foco na qualidade da imagem e no monitoramento da dose glandular (CAR, 2010).

No Brasil, o Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem (CBR), em parceria com a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) e o Instituto Nacional de Câncer (INCA), desenvolveu programas com objetivos semelhantes. O Programa de Certificação da Qualidade em Mamografia (PCQM/CBR), criado em 1992, monitora voluntariamente a DGM e a qualidade das imagens de phantoms e pacientes. Posteriormente, o Programa de Qualidade em Mamografia (PQM/INCA), instituído em 2009, ampliou o alcance dessas ações para os serviços do país, alinhando-se às diretrizes regulatórias nacionais e consolidando o controle da DGM como eixo fundamental da qualidade assistencial (INCA, 2009).

Essas iniciativas evidenciam que a monitorização sistemática da DGM é um indicador essencial para o controle da exposição à radiação em mamografia, contribuindo diretamente para a segurança da paciente e para o desempenho diagnóstico do exame. No entanto, a implementação rotineira e o acompanhamento sistemático dos valores de DGM, conforme exigido pela legislação brasileira, ainda enfrentam desafios, sobretudo relacionados à disponibilidade de ferramentas computacionais que permitam a realização dos cálculos de forma automatizada, precisa e com rastreabilidade das incertezas associadas.

Nesse contexto, a crescente demanda por exames e a necessidade de métodos robustos de controle de qualidade evidenciam a importância do desenvolvimento de ferramentas computacionais que simplifiquem e otimizem o cálculo da DGM. Mais do que automatizar o processo, tais ferramentas devem integrar múltiplos parâmetros técnicos e clínicos, quantificar incertezas e garantir resultados confiáveis em diferentes equipamentos e protocolos, contribuindo diretamente para o atendimento às exigências regulatórias estabelecidas pela RDC nº 611 e pela IN nº 92.

1.1. OBJETIVOS

Desenvolver e validar um software capaz de calcular a Dose Glandular Média (DGM) em mamografia a partir de parâmetros experimentais e clínicos.

1.1.1. Objetivos específicos:

Determinar os parâmetros físico do mamógrafo utilizado como base para o algoritmo, bem como a implementação computacional das funções matemáticas que descrevem os fatores de conversão.

Testar a funcionalidade do software utilizando dados obtidos em medições com *phantom* com tecido equivalente da mama.

Validar experimentalmente o software utilizando dados obtidos em exames de mamografia.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. A descoberta do Raio X

Em 8 de novembro de 1895, na Universidade de Wurzburg, Alemanha, o professor Wilhelm Conrad Röntgen conduzia experimentos para investigar a fluorescência produzida por raios catódicos. Com o intuito de isolar o fenômeno da luz visível, ele envolveu seu tubo de raios catódicos com uma caixa de papelão preta (KAPLAN, 1978).

Em um ambiente totalmente escuro, Röntgen ligou o tubo e aproximou dele uma tela revestida com cianeto de bário platinocianeto. Para sua surpresa, a tela emitiu um brilho. Ele concluiu que esse brilho era gerado por uma radiação desconhecida, emanada do tubo, à qual denominou raios x (KAPLAN, 1978).

Essa descoberta inesperada, mas significativa, marcou o início de uma nova era. Rapidamente, os raios x encontraram aplicações cruciais em diversas áreas, destacando-se a medicina, onde revolucionaram o diagnóstico por imagem. O impacto de seu trabalho foi reconhecido globalmente, culminando na atribuição do primeiro Prêmio Nobel de Física a Röntgen em 1901 (BRENNER, 2011).

2.2. Interação da Radiação com a Matéria

A interação da radiação eletromagnética com a matéria é fundamental para entender a estrutura atômica e dos materiais, um ponto que MAGALHÃES (1997) ressalta. Ela é especialmente importante em aplicações médicas, como o radiodiagnóstico, exemplificado pela mamografia. Quando os raios x interagem com a matéria, eles podem ser transmitidos, absorvidos ou espalhados. A chance de cada uma dessas interações ocorrer depende diretamente da energia do fóton incidente, da densidade, da espessura e do número atômico dos materiais envolvidos, como detalhado por BUSHBERG et al. (1994).

Os raios x são classificados como radiação indiretamente ionizante, já que não possuem carga elétrica. Eles agem individualmente, transferindo sua energia, total ou parcialmente, para um elétron ou para o núcleo de um átomo no meio de interação. Por terem uma

natureza ondulatória, os raios x conseguem penetrar grandes espessuras de um material sem interagir. Essa capacidade de penetração está ligada à probabilidade ou seção de choque de interação, que, por sua vez, depende da energia da radiação incidente e do número atômico (Z) do material absorvedor.

Os principais processos de interação dos raios x com a matéria são o efeito fotoelétrico, o efeito Compton, a formação de pares e as reações fotonucleares, conforme explicado por TAUHATA (1999). A Figura 1 ilustra a importância relativa desses efeitos – fotoelétrico, Compton e formação de pares – em função da energia do fóton e do número atômico do material absorvedor, um ponto crucial para a compreensão desses fenômenos.

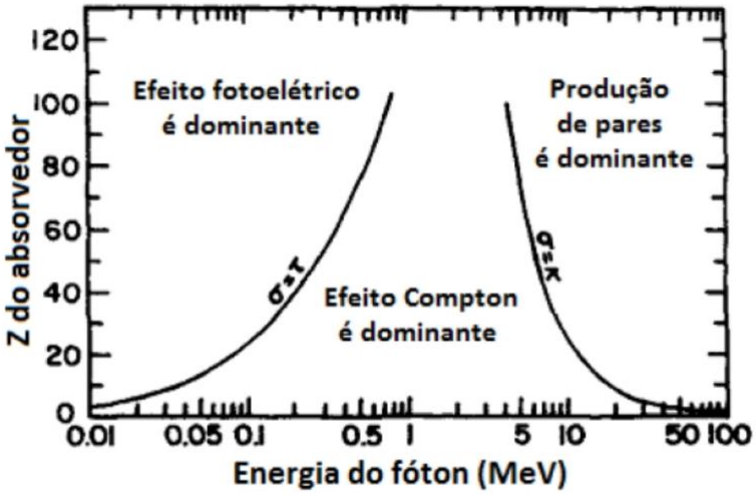

Figura 1: Regiões de dominância dos três principais efeitos de interação da radiação.
Fonte: Adaptado de Hubbel, 1982.

2.2.1. Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é um processo fundamental de interação da radiação eletromagnética, como os fótons de raios x de baixa energia, com a matéria. Ele ocorre quando um fóton incidente transfere toda a sua energia para um elétron ligado a uma órbita atômica, resultando na ejeção desse elétron (fotoelétron) do átomo (TAUHATA, 1999; ATTIX, 2004).

Para que o fenômeno se manifeste, a energia do fóton (hν) deve ser, no mínimo, igual ou superior à energia de ligação (Eb) do elétron à sua camada. O excesso de energia do fóton

é integralmente convertido na energia cinética (Ek) do elétron ejetado, conforme a equação de conservação de energia:

$$E_k = hv - E_b$$

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico (τ) é fortemente dependente do número atômico (Z) do material absorvedor e da energia do fóton, sendo aproximadamente proporcional a $\frac{Z^n}{(hv)^3}$ (ATTIX, 2004; OKUNO, 2011). Isso implica que o efeito é mais significativo em materiais de alto Z e para fótons de baixa energia.

Na mamografia, essa dependência é crucial. As baixas energias dos raios x utilizados maximizam a ocorrência do efeito fotoelétrico nos tecidos. A variação no número atômico efetivo entre diferentes componentes da mama (e.g., tecido glandular vs. adiposo) resulta em diferentes níveis de absorção de fótons via efeito fotoelétrico, o que é fundamental para a formação do contraste na imagem diagnóstica. Além de contribuir para a imagem, o efeito fotoelétrico é um dos principais mecanismos de absorção de energia no tecido, influenciando diretamente a dose absorvida pela paciente. A Figura 2 ilustra esse processo.

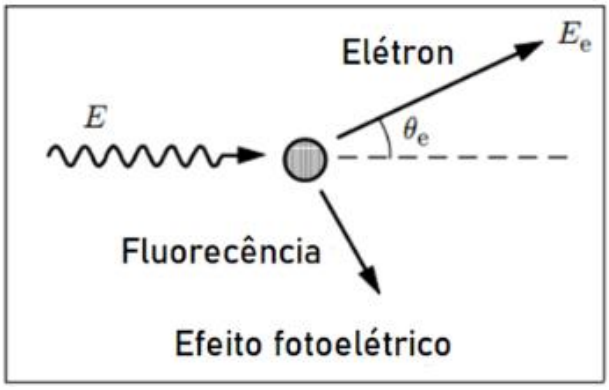

Figura 2: Ilustração do efeito Fotoelétrico
Fonte: Dos Santos (2021).

2.2.2. Espalhamento Compton

O espalhamento incoerente, amplamente conhecido como efeito Compton, representa um dos principais mecanismos de interação dos fótons com a matéria (ATTIX, 2004). Esta interação ocorre quando um fóton incidente colide com um elétron que possui uma energia de ligação relativamente baixa no átomo, podendo ser considerado praticamente livre para os propósitos da interação. Nesse processo, o fóton não é absorvido, mas sim **espalhado**, transferindo apenas uma fração de sua energia e momentum para o elétron. Ao receber essa energia, o elétron é ejetado do átomo, tornando-se um elétron de recuo (também referido como elétron Compton), enquanto o fóton original continua seu trajeto em uma nova direção, porém com energia reduzida e, consequentemente, um maior comprimento de onda (OKUNO, 2011).

Essa característica de transferência parcial de energia é crucial para a compreensão do fenômeno: tanto a energia cinética adquirida pelo elétron de recuo quanto a energia do fóton espalhado dependem diretamente do ângulo em que o fóton é espalhado em relação à sua direção original (θ). A variação no comprimento de onda ($\Delta\lambda$) do fóton após o espalhamento Compton, um aspecto central para a análise desse efeito, pode ser precisamente calculada pela seguinte fórmula:

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda_0 = \frac{h}{m_o c}(1 - \cos\theta)$$

Nesta equação, $\Delta\lambda$ é a mudança no comprimento de onda, λ_0 é o comprimento de onda do fóton incidente, λ' é o comprimento de onda do fóton espalhado, h é a constante de Planck, me é a massa de repouso do elétron, c é a velocidade da luz e θ é o ângulo de espalhamento do fóton. O termo mech é reconhecido como o comprimento de onda Compton do elétron, com um valor de aproximadamente 0.00243 nm. Visto que o ângulo de espalhamento é aleatório e pode variar de 0∘ (sem espalhamento) a 180∘ (espalhamento para trás), um fóton incidente com energia fixa pode resultar na produção de elétrons de recuo com uma gama variável de energias cinéticas, desde zero até um valor máximo. Este é um processo inelástico, no qual a conservação total de energia e momentum é estritamente mantida (TAUHATA, 1999).

O efeito Compton é particularmente relevante para fótons de energias intermediárias, tipicamente entre algumas dezenas de keV e alguns MeV. Nessas faixas de energia, ele se estabelece como o processo de interação dominante para raios x e raios gama em tecidos biológicos, superando o efeito fotoelétrico em energias mais altas e a produção de pares em energias ainda maiores. Em mamografia, embora o efeito fotoelétrico seja mais proeminente nas energias mais baixas usadas para otimizar o contraste, o espalhamento Compton contribui significativamente para a atenuação da radiação e, sobretudo, para a geração de radiação espalhada. Esta radiação espalhada, por atingir o detector de forma aleatória e não carregar informação diagnóstica do ponto de origem, resulta na degradação do contraste da imagem e na contribuição para a dose absorvida pela paciente. A compreensão do efeito Compton é, portanto, fundamental para a dosimetria em radiodiagnóstico e radioterapia, influenciando não apenas a deposição de energia no meio, mas também as estratégias para mitigação do ruído de espalhamento na formação de imagens (BUSHBERG et al., 2012). O fenômeno do efeito Compton é visualizado na Figura 3.

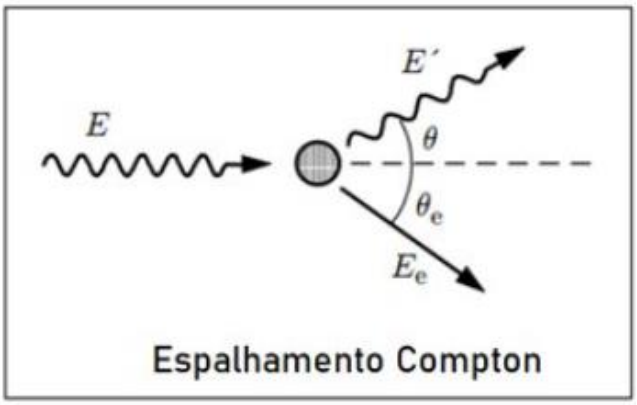

Figura 3:Ilustração do efeito Compton
Fonte: Dos Santos (2021).

2.2.3. Espalhamento Coerente – Rayleigh

O espalhamento coerente, frequentemente denominado espalhamento Rayleigh, constitui um tipo de interação entre fótons incidentes e átomos em que os fótons são desviados de sua trajetória original sem que haja perda de energia para o átomo (TAUHATA, 1999; ATTIX, 2004). Nesse processo, os fótons com energia E0 interagem com os elétrons em órbita atômica, mas essa interação não resulta em ionização (ou seja, o átomo não perde

elétrons) nem em excitação (os elétrons do átomo não são promovidos a níveis de energia mais elevados). O fóton espalhado mantém, portanto, a mesma energia E_0 que o fóton incidente, alterando apenas sua direção de propagação.

A característica distintiva do espalhamento coerente reside no fato de que os fótons espalhados mantêm uma relação de fase com o fóton incidente e entre si. A intensidade da radiação espalhada por um átomo individual é determinada pela soma das amplitudes da radiação que cada elétron atômico espalha de forma coerente. Neste fenômeno, cada elétron contribui individualmente para o espalhamento, e a interação ocorre com o átomo como um todo, em vez de com um elétron específico isolado.

A probabilidade de ocorrência do espalhamento coerente é mais significativa em condições específicas: é mais comum para fótons de baixas energias e em materiais que possuem um número atômico (Z) elevado (OKUNO, 2011). Isso se deve à interação do fóton com a nuvem eletrônica do átomo como um todo, e não com elétrons individuais fracamente ligados, como no efeito Compton.

Na física médica, embora o espalhamento coerente seja menos dominante em termos de deposição de energia se comparado aos efeitos fotoelétrico e Compton (já que não há transferência de energia cinética ao elétron), sua compreensão é relevante. Em mamografia, que utiliza energias de raios x relativamente baixas, o espalhamento coerente contribui para a atenuação do feixe e para a geração de radiação espalhada que atinge o detector (BUSHBERG et al., 2012). Embora sua contribuição para a dose absorvida seja geralmente considerada desprezível (pois a energia do fóton não é absorvida, apenas redirecionada), a radiação espalhada coerentemente pode adicionar "ruído" à imagem, potencialmente degradando o contraste, assim como o espalhamento Compton. A Figura 4 ilustra este processo de interação.

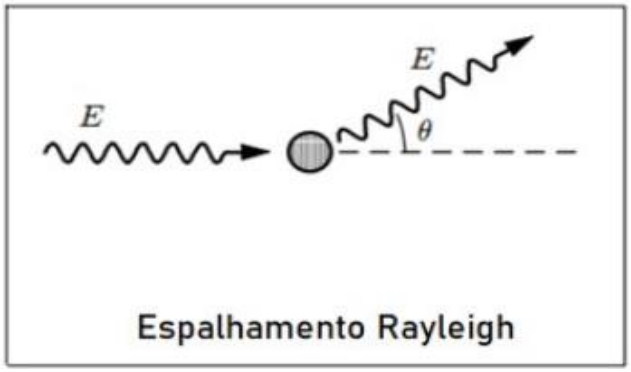

Figura 4: Ilustração do espalhamen Rayleing
Fonte: Dos Santos (2021).

2.2.4. Produção de Pares

A produção de pares é um processo fundamental de interação da radiação eletromagnética que se manifesta quando um fóton de alta energia interage com o campo eletromagnético de um núcleo atômico, convertendo-se completamente em um par elétron-pósitron (ATTIX, 2004). Para que essa conversão de energia em massa ocorra, o fóton incidente deve possuir uma energia mínima, correspondente à massa de repouso das duas partículas criadas (um elétron e um pósitron). Essa energia limiar é de 1,022 MeV, que equivale à soma das massas de repouso de um elétron (0,511 MeV) e de um pósitron (0,511 MeV). Matematicamente, a condição energética é dada por: $h\nu \geq 2mec^2$. Onde: $h\nu$ é a energia do fóton incidente. me é a massa de repouso do elétron. c é a velocidade da luz no vácuo. Este processo ocorre predominantemente nas proximidades de um núcleo atômico, cuja presença é essencial para absorver parte do momentum do fóton, garantindo a conservação do momentum total do sistema. Se a energia do fóton incidente for superior à energia limiar de 1,022 MeV, o excesso de energia será convertido em energia cinética, que será distribuída entre o elétron e o pósitron recém-criados. A probabilidade de ocorrência da produção de pares é diretamente proporcional à energia do fóton e ao quadrado do número atômico (Z) do material absorvedor (Z^2). Consequentemente, esse fenômeno é mais comum em materiais com alto número atômico (Z) e quando expostos a fótons de energias muito elevadas (OKUNO, 2011; TAUHATA, 1999). Uma característica intrínseca da produção de pares é o destino do pósitron. Após sua formação, o pósitron (que é a antipartícula do elétron) viaja por uma curta distância no meio e, eventualmente, se aniquila ao encontrar um elétron. Esse processo de aniquilação massa-energia resulta na emissão de dois fótons gama de 0,511 MeV cada, que se propagam em direções opostas (com 180° de separação angular) para conservar o momentum. Na física médica, a produção de pares é um fenômeno de suma importância em diversas aplicações, especialmente na área da medicina nuclear e da radioterapia. É o princípio fundamental da Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET), uma poderosa técnica de imagem funcional. Em radioterapia, onde feixes de raios x de megavoltagem são empregados, a produção de pares torna-se um mecanismo significativo de interação, contribuindo para a absorção de dose no tecido (BUSHBERG et al., 2012). É crucial destacar, no entanto, que para os fótons de baixa energia utilizados em mamografia (tipicamente na faixa de 15 a 35 keV), a energia incidente está muito abaixo do limiar de 1,022 MeV. Portanto, a

produção de pares não ocorre e não contribui para a atenuação ou dose nesse tipo de exame. O fenômeno da produção de pares é visualizado na Figura 5.

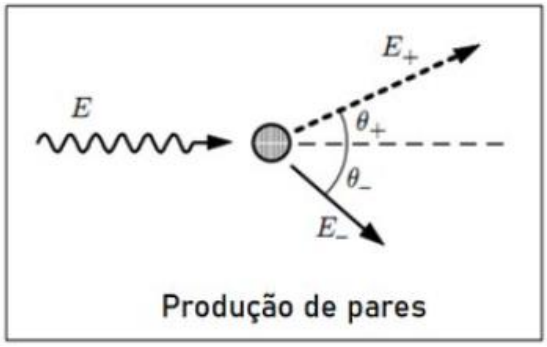

Figura 5: Ilustração da Produção de Pares
Fonte: Dos Santos (2021).

2.3. Produção de raios x

A geração de raios x em um tubo especializado é um fenômeno complexo, resultante da interação de dois processos físicos primários: a radiação de freamento (Bremsstrahlung) e a emissão de raios x característicos (TAUHATA, 1999). A compreensão aprofundada desses mecanismos é crucial para otimizar a qualidade da imagem radiográfica e a eficácia de tratamentos que empregam essa forma de radiação.

O Bremsstrahlung é o mecanismo predominante na produção de raios x, especialmente no diagnóstico por imagem. Ele ocorre quando elétrons de alta energia, acelerados no tubo de raios x, interagem com o campo eletrostático dos núcleos atômicos do alvo, que é tipicamente composto de tungstênio devido ao seu alto número atômico (Z). Ao se aproximar do núcleo, o elétron incidente é desacelerado e desviado de sua trajetória original pela força de atração coulombiana. Essa desaceleração súbita converte parte ou toda a energia cinética do elétron em um fóton de Raio X e calor. Os fótons de Bremsstrahlung apresentam um espectro contínuo de energia, variando de zero até a energia máxima dos elétrons incidentes. Isso se deve à capacidade dos elétrons de perderem diferentes quantidades de energia em suas interações nucleares, gerando fótons com uma vasta gama de energias (BUSHBERG et al., 2012). A eficiência da produção de raios x por Bremsstrahlung é diretamente proporcional ao número atômico do material alvo e à energia dos elétrons incidentes.

Em contraste, os raios x característicos são gerados por um processo de excitação e relaxamento atômico. Esse mecanismo é ativado quando um elétron incidente, com energia suficiente, colide com um elétron de uma das camadas eletrônicas mais internas (como as camadas K ou L) de um átomo do material alvo, resultando na ejeção desse elétron. A vacância criada nessa camada interna torna o átomo altamente instável. Para restaurar a estabilidade, um elétron de uma camada eletrônica mais externa, possuindo maior energia potencial, decai para preencher essa vacância. Durante essa transição de uma órbita de maior para menor energia, o excesso de energia é liberado na forma de um fóton de raios x. A energia desses fótons é discreta e específica para cada elemento químico, sendo, portanto, "característica" do átomo emissor. Essa propriedade monoenergética é fundamental para aplicações como a identificação de elementos em análises de materiais (JENKINS; SNYDER, 1996). No diagnóstico médico, as séries K de raios x característicos, resultantes de transições para a camada K, são as mais relevantes devido às suas energias mais elevadas.

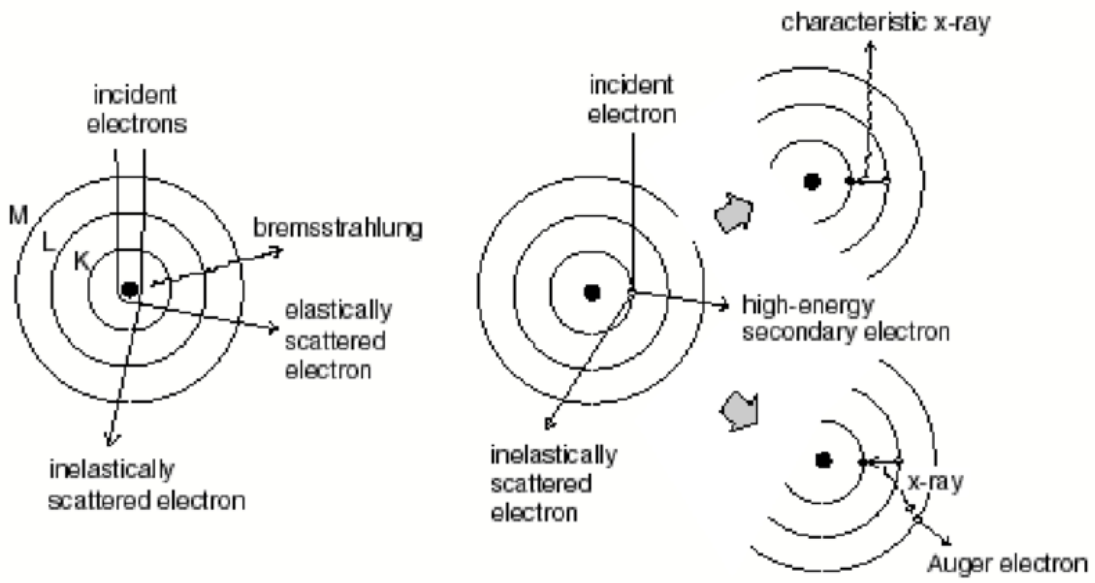

Figura 6: Illustração dos modelos clássicos mostrando a produção de bremsstrahlung, raios x característicos e elétrons Auger.
Fonte: https://www.researchgate.net/figure/FigA5-illustration-of-the-classical-models-showing-the-production-of-bremsstrahlung_fig8_325553320

Os aparelhos de raios x utilizados em radiodiagnóstico são, em sua essência, compostos por quatro elementos fundamentais: o gerador, o tubo de raios x, o painel de controle e os receptores de imagem (SIEMENS, 1977). O gerador é a unidade responsável por fornecer

a alta voltagem (tipicamente entre 40 kV e 150 kV) e a intensidade de corrente (de 20 mA a 1200 mA) necessárias para o funcionamento do tubo de raios x e, consequentemente, para a emissão dos feixes de radiação. Existem diversas configurações de geradores, incluindo modelos monofásicos, trifásicos e de potencial constante, cada um com suas próprias características de desempenho e eficiência (BUSHBERG et al., 2012).

O tubo de raios x, como o exemplificado pelo tubo de Coolidge na Figura 2, representa o cerne do equipamento, onde a radiação é de fato originada. Ele consiste em um invólucro de vidro especial, projetado para suportar temperaturas elevadas e manter um vácuo rigoroso em seu interior. Este invólucro é envolto por uma blindagem protetora de metal chumbado, conhecida como cabeçote, cuja função primordial é mitigar a dispersão de radiação indesejada. No cabeçote, há uma janela específica que permite a projeção controlada do feixe de raios x para o exterior. No interior do tubo, sob condições de vácuo, encontram-se o ânodo (polo positivo) e o cátodo (polo negativo) (SELVARAJ; PITCHAIMUTHU, 2018).

O cátodo é o terminal negativo do tubo e é formado por uma estrutura focalizadora e um filamento de tungstênio, geralmente com 1 a 2 cm de comprimento e aproximadamente 2 mm de diâmetro. Quando uma corrente elétrica, tipicamente em torno de 5 A, atravessa esse filamento, ele é aquecido a temperaturas elevadas. Esse aquecimento induz a emissão de elétrons por termoluminescência. Esses elétrons são então acelerados em direção ao ânodo, impulsionados pela significativa diferença de potencial (d.d.p.) aplicada entre os terminais, formando um feixe de elétrons concentrado (BUSHBERG et al., 2012).

O ânodo é o terminal positivo e funciona como a superfície de impacto (alvo) para os elétrons provenientes do cátodo. Usualmente, é um disco rotatório com aproximadamente 7 cm de diâmetro, confeccionado em tungstênio. A escolha do tungstênio para o ânodo é essencial, uma vez que cerca de 95% da energia cinética dos elétrons que o atingem é convertida em calor, e apenas uma fração menor se transforma em Raios-X. Dada essa considerável conversão energética em calor, o tungstênio é ideal devido ao seu elevado ponto de fusão (3380°C) (JENKINS; SNYDER, 1996). A rotação do anodo auxilia na dissipação do calor gerado, distribuindo o impacto dos elétrons sobre uma área mais ampla.

Por fim, o painel de controle é a interface que possibilita ao tecnólogo em radiologia selecionar e ajustar os parâmetros técnicos da exposição radiográfica para cada

procedimento específico. Normalmente, este painel é situado em uma sala adjacente ou atrás de uma barreira protetora, garantindo a segurança do profissional contra a radiação secundária durante a emissão dos raios x no paciente (BUSHBERG et al., 2012).

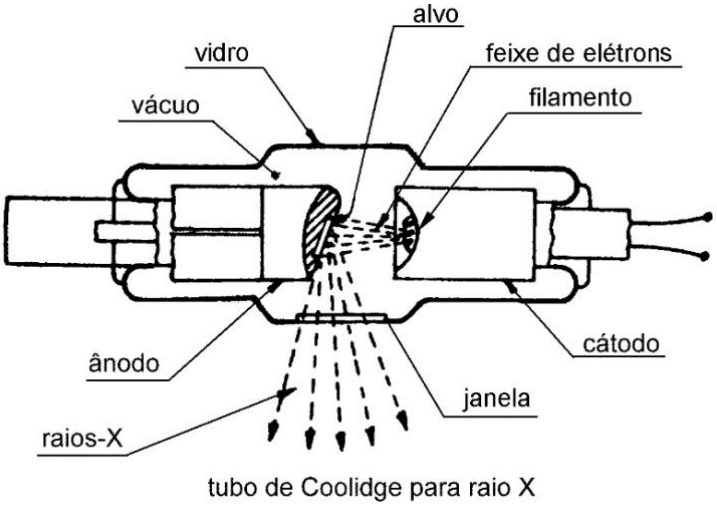

Figura 7: Descrição do tubo de Coolidge

Fonte: Radiação & Saúde. Disponível em: https://radiacaoblog.wordpress.com/2016/04/22/raios-x/. Acessado em 18/08/2025

2.4. MAMOGRAFIA

A mamografia se estabelece como um exame de imagem de vital importância para a identificação de patologias mamárias, sendo reconhecida como o método mais eficaz na detecção precoce de indicadores do câncer de mama. Sua ampla aplicação global, especialmente no rastreamento de mulheres assintomáticas, sublinha sua relevância na saúde pública (COLÉGIO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA E DIAGNÓSTICO POR IMAGEM, 2023). O procedimento envolve a irradiação da mama, que é submetida a uma compressão mecânica para a aquisição de imagens radiográficas destinadas ao diagnóstico clínico. As técnicas de irradiação devem garantir a produção de imagens com qualidade suficiente para identificar assimetrias, diferenciar entre tecido glandular e neoplásico, e detectar microcalcificações (COLÉGIO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA E DIAGNÓSTICO POR IMAGEM, 2023). Tais microcalcificações, caracterizadas como depósitos de fosfato ou oxalato de cálcio com dimensões micrométricas, entre 50 e 300

µm, podem surgir como resultado da secreção de lesões malignas (COLÉGIO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA E DIAGNÓSTICO POR IMAGEM,2023)

Geralmente, o exame inicial é conduzido utilizando as projeções craniocaudal (CC) e médio-lateral oblíqua (MLO). Contudo, achados radiográficos como microcalcificações ou densidades assimétricas de tecido fibroglandular, por vezes, não são completamente elucidados na avaliação primária, exigindo investigações adicionais (TELEMEDICINA MORSCH, [s.d.]). Nesses cenários, a projeção lateral (LAT) pode ser empregada para a precisa localização de anormalidades, e técnicas de magnificação são aplicadas para ampliar essas estruturas na imagem (REDE D'OR SÃO LUIZ, [s.d.]). A ampliação geométrica, ou magnificação, é realizada posicionando a mama sobre um suporte específico, conhecido como torre de magnificação, a uma distância fixa do detector, tipicamente em torno de 30 cm, dependendo do fator de ampliação desejado. Esse método gera uma imagem ampliada (1,5x a 2x) de uma região específica da mama, otimizando a resolução espacial, minimizando o ruído e reduzindo a influência da radiação espalhada que alcança o detector (COLÉGIO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA E DIAGNÓSTICO POR IMAGEM, 2023).

O rastreamento do câncer de mama por meio da mamografia tem demonstrado um impacto substancial na redução da taxa de mortalidade associada a essa neoplasia em diversos países (SANTA CASA DE ARAÇATUBA, 2024; BROMBERG, 2020). No Brasil, o Ministério da Saúde (MS) recomenda a realização do exame para mulheres na faixa etária de 50 a 69 anos, com um intervalo máximo de dois anos entre as avaliações (BRASIL, 2015). Em contrapartida, na prática clínica, o Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagens (CBR) preconiza o rastreamento anual para mulheres classificadas no grupo de risco médio, com idades entre 40 e 74 anos (COLÉGIO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA E DIAGNÓSTICO POR IMAGEM, 2025). Essa disparidade nas recomendações reflete as discussões em andamento para otimizar os protocolos de rastreamento e maximizar os benefícios para a população feminina.

2.4.1. Composição e Características Radiológicas da Mama

No âmbito dosimétrico e macroscópico, a estrutura mamária pode ser segmentada em duas componentes primárias: o tecido glandular e o tecido adiposo. Essas duas frações, que se encontram dispostas de maneira heterogênea, são revestidas por uma camada

cutânea com espessura média de aproximadamente 1,45 mm. Adicionalmente, dados provenientes de um abrangente estudo populacional que analisou pacientes de treze países revelaram que a espessura da mama sob compressão pode variar consideravelmente, oscilando entre 0,5 cm e 11,7 cm (KELARANTA et al., 2015). Para este estudo, o conceito de glandularidade é empregado para quantificar a proporção de massa de tecido glandular presente na mama. Conforme ilustrado na Figura 1, que detalha as estruturas mamárias e sua representação em imagens radiográficas, a densidade global da mama está diretamente associada à sua proporção de tecido glandular, uma vez que este é inerentemente mais denso que o tecido adiposo.

Em termos de propriedades de atenuação da radiação, os tecidos glandular e adiposo exibem coeficientes de atenuação linear que divergem significativamente na faixa de energia empregada em mamografia. Essa distinção pronunciada facilita a visualização e diferenciação desses dois tipos de tecido em uma imagem mamográfica. Contudo, é fundamental ressaltar que as variações nos coeficientes de atenuação dos raios x entre o tecido glandular e o tecido canceroso são notoriamente pequenas. Essa sutil diferença justifica o desenvolvimento e a utilização de equipamentos de raios x projetados especificamente para otimizar a detecção precoce de neoplasias mamárias.

Apesar da reconhecida heterogeneidade na composição dos tecidos glandular e adiposo da mama, a maioria dos modelos de mama comumente utilizados para estimativas de dose glandular, bem como a maior parte dos modelos físicos de mama comprimida (como materiais radiologicamente equivalentes ao tecido mamário ou *phantoms*), adota a simplificação de uma mistura homogênea. Embora a consideração de uma composição de 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo (glandularidade de 50%) seja uma prática disseminada na estimativa de dose, uma análise detalhada de imagens de tomografias mamárias revelou que essa proporção é, na realidade, pouco frequente.

2.4.2. Componentes e Princípios Operacionais da Mamografia

O equipamento de mamografia, cujo esquema básico é ilustrado na Figura 8, é fundamental para a aquisição de imagens diagnósticas. Em sua parte superior, localiza-se o tubo de raios x, que opera com ânodos rotativos, geralmente fabricados em Molibdênio

(Mo), Tungstênio (W) ou Ródio (Rh). A escolha do material do ânodo é crucial devido às energias da radiação característica emitida: para o Mo, resultam em 17,5 e 19,6 keV; para o Rh, em 20,2 e 22,7 keV. É importante notar que as linhas características do W possuem energias superiores à faixa ideal para mamografia (BUSHBERG et al., 2011).

Os tamanhos de ponto focal do feixe de elétrons no ânodo são variados para otimizar a imagem: o ponto focal pequeno (0,1 a 0,15 mm) é ideal para técnicas de magnificação, onde se busca maior detalhe; já o ponto focal grande (0,3 a 0,4 mm) é empregado em técnicas sem amplificação (BUSHBERG et al., 2011).

Na prática clínica, os tubos de raios x operam com tensões no intervalo de 25-35 kV. Os espectros produzidos são uma combinação da radiação contínua (bremsstrahlung) e das linhas de emissão característica do ânodo. Para a melhor distinção entre tecido mamário normal e tecido cancerígeno, a imagem deve ser gerada por fótons com energias próximas a 20 keV. Energias acima desse valor comprometem o contraste, enquanto energias inferiores aumentam significativamente a dose de radiação na mama (BUSHBERG et al., 2011).

Para otimizar o contraste e minimizar a dose, utilizam-se filtros, localizados após a saída do tubo de raios x (Figura 7). Os mais comuns são de Mo ou Rh, materiais que possuem bordas de absorção K em 20 e 23,2 keV, respectivamente. Essa característica cria uma "janela" de transmissão no espectro, concentrando os fótons na faixa de energia desejada. Por exemplo, a combinação ânodo/filtro Mo/Rh resulta em um espectro composto majoritariamente por fótons entre 20 e 23 keV (BUSHBERG et al., 2011).

O equipamento mamográfico também conta com um sistema de colimação para variar o tamanho do campo de irradiação e uma bandeja de compressão. Esta última, feita de plástico resistente, aplica uma força de dezenas de Newtons para comprimir a mama contra um suporte. Os exames são tipicamente realizados com tensões entre 25 e 35 kV, correntes anódicas entre 28 e 180 mA, e tempos de exposição da ordem de milissegundos. Essa rapidez é crucial para reduzir o desconforto da paciente pela compressão e minimizar artefatos de movimento (BUSCH et al., 2004).

Atualmente, os sistemas de detecção mais modernos são computadorizados (CR) ou digitais (DR), embora sistemas baseados em combinação tela-filme ainda sejam utilizados.

A técnica de exposição é ajustada conforme a densidade e a espessura da mama comprimida. Por exemplo, para uma mama com 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo, em um sistema digital com detector de selênio: a combinação alvo/filtro Mo/30µm Mo é usualmente empregada para espessuras de até 7 cm; para espessuras maiores que 7 cm, utiliza-se Mo/25 µm Rh. Observa-se que, quanto menor a espessura da mama, menores os valores de tensão e carga aplicadas. Assim, para espessuras inferiores a 3 cm, são usados aproximadamente 24 kV e 35 mAs, enquanto para espessuras superiores a 7 cm, os valores podem ser de 33 kV e 150 mAs (BUSCH et al., 2004).

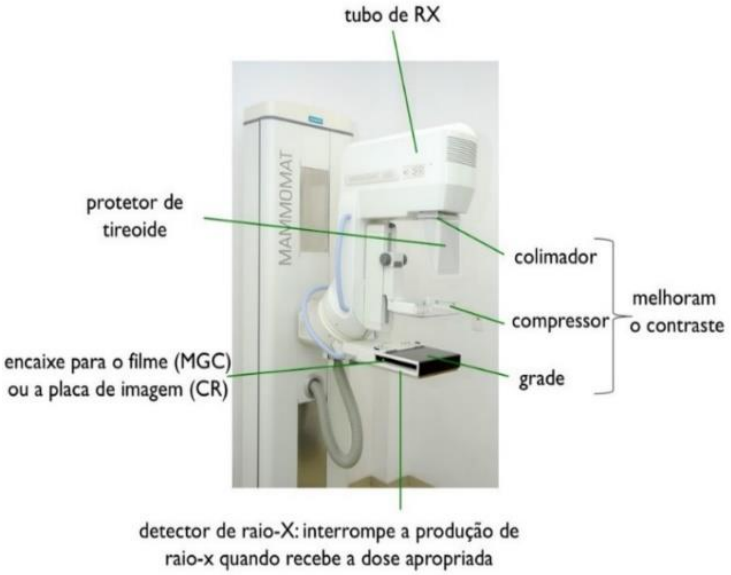

Figura 8: Mamógrafo e seus componentes

Fonte: https://drpixel.fcm.unicamp.br/es/node/9 acessado em: 25/08/2025

2.4.3. Composição da mama

As mamas são órgãos glandulares pares, simetricamente localizados na parede anterior do tórax, posicionadas superficialmente aos músculos peitorais maiores. A estrutura externa de cada mama é caracterizada pela presença da aréola, uma área circular pigmentada que circunda a papila mamária, uma proeminência central onde se abrem de 15 a 20 orifícios ductais, que representam as terminações do sistema de drenagem láctea.

Internamente, a arquitetura da glândula mamária é organizada em 15 a 20 lobos mamários independentes. Esses lobos são compartimentalizados por septos de tecido fibroso e cada um possui um sistema de drenagem próprio que converge para a papila. Os componentes funcionais e estruturais da mama incluem:

- Ácinos: São as unidades secretoras microscópicas, compostas por células epiteliais que produzem o leite.
- Lóbulos Mamários: Agrupamentos de ácinos, formando as unidades básicas de produção.
- Lobos Mamários: Constituem unidades macroscópicas formadas por um conjunto de lóbulos (geralmente 15 a 20), conectados à papila por meio de um ducto lactífero principal.
- Ductos Lactíferos: Sistema tubular (15 a 20 canais) responsável pela condução do leite dos lobos até a papila, onde é exteriorizado pelos orifícios ductais.
- Papila: Estrutura protuberante de fibras musculares elásticas e tecido conjuntivo, que serve como ponto de efluxo para os ductos lactíferos.
- Aréola: Região circular de pele pigmentada que circunda a papila, contendo glândulas sebáceas que lubrificam a área.

O volume e a consistência das mamas são majoritariamente determinados pela quantidade de tecido adiposo (gorduroso) interposto entre os elementos glandulares e de sustentação. A proporção de tecido adiposo varia conforme características individuais, estado nutricional e idade da mulher. Estruturas de suporte cruciais, os ligamentos de Cooper, são expansões fibrosas que se projetam da fáscia peitoral para a pele da mama. A retração desses ligamentos pode indicar processos patológicos subjacentes, como o câncer de mama.

A composição tecidual mamária não é estática, sofrendo modificações significativas ao longo do ciclo de vida feminino. Em mulheres mais jovens, há uma predominância de tecido glandular, o que confere maior densidade e firmeza às mamas. Com o avanço da idade, e particularmente no período peri e pós-menopausa, ocorre uma involução

glandular progressiva. O tecido glandular é gradualmente substituído por tecido adiposo, resultando em mamas que são predominantemente adiposas na fase pós-menopausa, com apenas resquícios de tecido glandular.

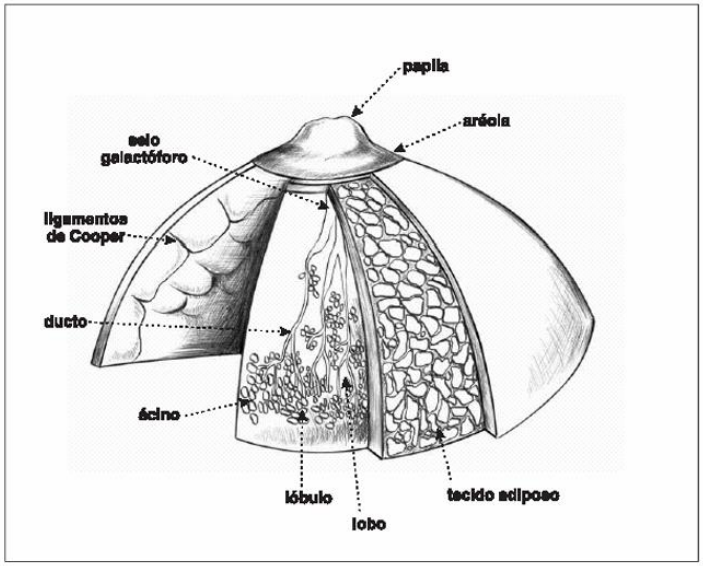

Figura 9: Anatomia da mama
Fonte: Falando sobre o câncer de mama – INCA

2.4.4. O exame

A mamografia é uma ferramenta diagnóstica fundamental para a identificação precoce de patologias mamárias, representando um pilar essencial na saúde da mulher e na luta contra o câncer de mama (INCA, 2019). Este método de imagem emprega radiação ionizante de baixa quilovoltagem (kV) e alta miliamperagem (mAs), uma configuração técnica otimizada para gerar o elevado contraste necessário à diferenciação das estruturas mamárias. Essa capacidade é crucial, visto que os tecidos da mama possuem densidade radiográfica intrinsecamente semelhante, o que exige alta precisão para a detecção de microcalcificações ou pequenas massas, frequentemente indicativas de malignidade em estágios iniciais (SANTOS; BRITO; RODRIGUES, [s.d.]). A aplicação de compressão eficiente da mama é um procedimento técnico indispensável para a obtenção de imagens mamográficas de qualidade diagnóstica superior, recomendada entre 13 e 15 kgf ou até o limite de tolerância da paciente. As vantagens dessa compressão são diversas e impactam diretamente a dose de radiação, a qualidade da imagem e a precisão diagnóstica. Ela reduz

a dose de radiação absorvida ao diminuir a espessura do tecido mamário, aumenta o contraste da imagem pela minimização do espalhamento da radiação (efeito Compton), melhora a resolução espacial ao imobilizar a mama, diminui distorções ao aproximar a mama do detector, "separa" as estruturas mamárias, diminuindo a superposição e facilitando a detecção de lesões, e uniformiza a densidade radiográfica, resultando em uma radiografia mais homogênea (BRITO; RODRIGUES; SANTOS, [s.d.]). As incidências básicas — crânio-caudal (CC) e médio-lateral oblíqua (MLO) — constituem o fundamento de qualquer exame mamográfico de rotina (JALES, [s.d.]). Na incidência crânio-caudal (CC), o tubo de raios-X é posicionado verticalmente, e o feixe incide perpendicularmente à mama. A paciente é posicionada de frente para o receptor, com a 9*cabeça virada para o lado oposto ao exame, e o braço do lado examinado na cintura ou ao longo do corpo com rotação externa do ombro. É imperativo que o sulco inframamário seja elevado adequadamente para assegurar a inclusão e melhor exposição da porção superior da mama. A mama deve ser centralizada no bucky, com o mamilo paralelo ao filme, que deve estar mais próximo dos quadrantes inferiores. É fundamental que ambas as mamas sejam posicionadas de forma simétrica. Critérios de qualidade para a imagem CC incluem a visibilização completa das porções lateral e medial da mama, a presença do músculo grande peitoral em 30-40% das radiografias e a visibilização da gordura retromamária (INCA, 2019). A incidência médio-lateral oblíqua (MLO) exige uma angulação do tubo de raios-X para que o receptor de imagem se alinhe paralelamente ao músculo peitoral maior, variando tipicamente entre 30º e 60º. O feixe incide perpendicularmente à margem lateral do músculo peitoral maior. A paciente é posicionada de frente para o bucky, com o braço do lado examinado formando um ângulo de 90º com o tórax. A axila e o grande peitoral são encaixados no ângulo superior externo do bucky, e o técnico realiza uma manobra de tração para puxar o peitoral e a mama para o bucky, elevando-a e "abrindo" o sulco inframamário. A paciente é rotacionada antes da compressão. A mama deve ser centralizada, com o mamilo paralelo ao filme, que deve estar próximo aos quadrantes externos. A simetria entre as mamas é vital, com a mesma angulação. Os critérios de referência para uma imagem MLO de qualidade abrangem a visualização do músculo peitoral maior estendendo-se até o plano do mamilo ou abaixo, com borda anterior convexa, a inclusão do sulco inframamário e da gordura retromamária. Caso o mamilo não possa ser posicionado paralelamente ao filme sem excluir o tecido posterior, uma incidência adicional da região retroareolar (em MLO ou CC) é indicada (INCA, 2019; CAMPOS; COELHO, 2020). Além das incidências básicas, incidências

mamográficas complementares são realizadas para elucidar achados ou avaliar regiões não visualizadas. Destacam-se a crânio-caudal forçada, a incidência cleavage (CC bilateral para a região medial), as incidências médio-lateral e lateromedial (perfil sem angulação oblíqua), e a incidência caudocranial (feixe de baixo para cima), úteis em casos específicos como mamas com implantes (CAMPOS; COELHO, 2020). A seleção dessas incidências adicionais depende da avaliação radiológica inicial e da necessidade de otimizar a visualização de áreas específicas da mama.

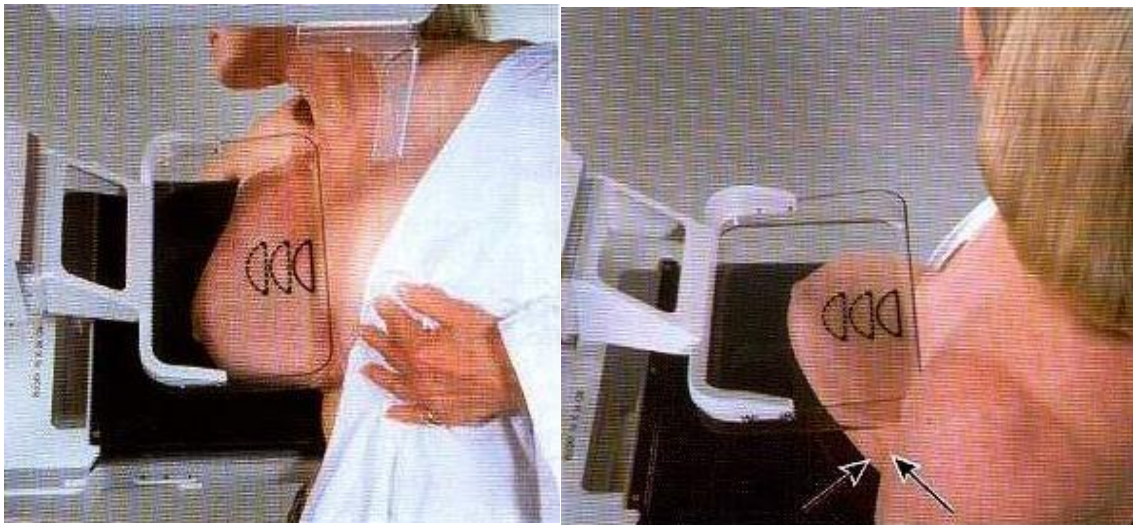

Figura 10: Posicionamentos durante o exame crânio-caudal (CC) e médio-lateral oblíqua (MLO)
Fonte : MARTINS, 2013

2.5. GRANDEZAS E UNIDADES

2.5.1. Fluência

A fluência, simbolizada por ϕ, representa a quantidade de partículas que incidem sobre uma determinada área. Em termos mais específicos, é a razão entre o número total de partículas (dN) que atingem uma superfície e a área (dA) dessa superfície, considerada como a área transversal de uma esfera, então:

$$\emptyset = \frac{dN}{dA} \quad [m^{-2}] \tag{1}$$

2.5.2. Fluência em energia

A fluência de energia, designada por ψ, representa a quantidade de energia radiante que incide sobre uma determinada área. Mais precisamente, ela corresponde à razão entre a energia radiante total (dR) que atinge uma superfície e a área (dA) transversal dessa superfície esférica, sendo expressa em Joules por metro quadrado (J m^{-2}).

$$\varphi = \frac{dR}{dA} \quad [Jm^{-2}] \tag{2}$$

A variável R refere-se à energia das partículas (excluindo sua energia de repouso) que são emitidas, transferidas ou recebidas. No caso de partículas com uma energia específica E, a energia radiante R é simplesmente o produto do número de partículas N pela sua energia (R=NE).

Quando lidamos com um feixe de fótons polienergético (ou seja, com fótons de diferentes energias), é fundamental considerar todo o espectro de energias desses fótons ao calcular a fluência de energia. Isso garante uma estimativa precisa, pois a contribuição de cada energia individual de fóton para a energia radiante total é levada em conta.

2.5.3. Kerma

O Kerma, denotado pela letra K, é um conceito central em dosimetria radiológica, especialmente para partículas que não possuem carga elétrica, como os fótons. Ele quantifica a energia cinética que é liberada por unidade de massa em um determinado material quando exposto à radiação. Essencialmente, o Kerma representa a soma da energia cinética inicial média de todas as partículas carregadas (primariamente elétrons)

que são postas em movimento por intermédio das partículas incidentes não carregadas (RADIOPAEDIA.ORG, [s.d.]a). Sua expressão matemática é dada por

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \qquad [Jkg^{-1}] \tag{3}$$

onde dE_{tr} refere-se à energia total transferida para as partículas carregadas e dm à massa do material em questão. No Sistema Internacional (SI), o Kerma é medido em Joules por quilograma (Jkg^{-1}), unidade também conhecida como Gray (Gy). É relevante mencionar que, para as energias tipicamente empregadas em exames de diagnóstico por imagem, os valores de Kerma e dose absorvida são muito semelhantes; contudo, em faixas de energia mais elevadas, o Kerma pode ser superior, uma vez que parte da energia transferida pode se dissipar antes de ser completamente absorvida localmente (RADIOPAEDIA.ORG, 2016).

A determinação prática do Kerma frequentemente envolve sua avaliação no **ar**. Para isso, utilizam-se **câmaras de ionização**, instrumentos que permitem estimar o Kerma no ar ao quantificar a ionização produzida pelo feixe de radiação ao atravessar um volume de ar (ICTP, 2005).

Para feixes de raios x, o Kerma no ar pode ser precisamente calculado a partir da fluência de fótons do feixe, conforme a equação:

$$K_{ar} = \sum_{E_{min}}^{E_{max}} \emptyset(E) E \left(\frac{\mu_{tr}(E)}{\rho}\right)_{ar} \Delta E \tag{4}$$

Nessa formulação, $\emptyset(E)$ representa a fluência de fótons em uma energia específica E, enquanto $\left(\frac{\mu_{tr}(E)}{\rho}\right)_{ar}$ denota os coeficientes mássicos de transferência de energia para o ar (NIST, [s.d.]). Esses coeficientes são cruciais para a conversão da fluência de energia dos fótons incidentes em energia cinética liberada no meio, sendo usualmente expressos em unidades como $cm^2\ g^{-1}$ ou $m^2\ kg^{-1}$. Essa abordagem permite uma análise detalhada do Kerma, considerando a distribuição energética completa do feixe de raios x.

2.5.4. Exposição

A Exposição (X) é uma grandeza dosimétrica fundamental em radiologia, que quantifica a capacidade da radiação X e gama de ionizar o ar. Ela é definida como a carga elétrica total de íons de um mesmo sinal (dQ) produzida por unidade de massa de ar (dm), conforme a fórmula:

$$X = \frac{dQ}{dm} \tag{5}$$

No Sistema Internacional de Unidades (SI), sua unidade é o Coulomb por quilograma (C/kg). Embora a unidade histórica seja o Roentgen (R), que equivale a $2{,}58 \times 10^{-4}$ C/kg, seu uso é desencorajado. É crucial entender que a Exposição se aplica exclusivamente a raios x e gama, e se refere especificamente à interação com o ar, distinguindo-se de outras grandezas como a dose absorvida por tecidos biológicos (Almeida et al., 2011).

2.5.5. Dose glandular média (DGM)

Com a consolidação da mamografia como uma ferramenta de imagem crucial para a detecção precoce de neoplasias mamárias, tornou-se imperativo o estabelecimento de uma grandeza dosimétrica precisa para quantificar a exposição radiológica da mama. Ao longo da história da dosimetria mamográfica, diversas métricas foram propostas por pesquisadores. Dance e colaboradores, por exemplo, catalogaram grandezas como a dose mamna superfície de entrada da pele, a dose no centro da mama e a energia total absorvida (DANCE et al., 1990).

Até a década de 1970, a dose no centro da mama, definida como a dose recebida no plano médio da mama sob compressão, era a grandeza predominantemente empregada (PERREAU et al., 2002). No entanto, essa abordagem apresentava limitações significativas, notadamente por desconsiderar a variação espacial da dose no interior do tecido mamário e sua intrínseca heterogeneidade composicional.

Em resposta a essas deficiências, a Dose Glandular Média (DGM), inicialmente proposta por Karlson e colaboradores (1987), emergiu como a grandeza dosimétrica recomendada pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) (ICRP, 2000). A adoção da DGM foi um marco, pois esta grandeza está diretamente correlacionada ao risco de indução de câncer por radiação no tecido mamário. Considerando que o tecido glandular é o principal elemento suscetível a esse risco, a DGM fornece uma estimativa mais pertinente da probabilidade de efeitos estocásticos. Desde sua recomendação, a DGM foi incorporada às regulamentações sanitárias de diversos países, solidificando-se como o padrão internacional para a dosimetria em mamografia.

A dose glandular média ($\overline{D}_g$), é definida formalmente como a razão entre a energia média absorvida no tecido glandular, $(\overline{E}_{abs})_g$, e a massa do tecido glandular da mama, m_g (HÄSING; DANCE, 2000). Essa relação é expressa pela equação:

$$\overline{D}_g = \frac{(\overline{E}_{abs})_g}{m_g} \tag{6}$$

A medição direta da DGM em ambiente clínico não é praticável. Consequentemente, sua determinação baseia-se comumente na aplicação de fatores de conversão que estabelecem uma relação entre o kerma no ar e a dose glandular absorvida (DANCE et al., 1990). De maneira mais operacional, a $\overline{D}_g$ pode ser estimada por meio do produto do kerma no ar (K_{ar}) medido na superfície de entrada da pele por fatores de conversão que, em conjunto, constituem a dose glandular normalizada (DgN) (HÄSING; DANCE, 2000; WU et al., 1990), conforme a Equação 7:

$$\overline{D}_g = K_{ar} \times DgN \tag{7}$$

A dose glandular média normalizada pelo kerma no ar incidente ($\frac{\overline{D}_g}{K_{ar}}$) é uma grandeza de elevado interesse prático na dosimetria mamográfica. Essa normalização é crucial, pois

permite uma comparação efetiva de resultados obtidos sob condições de exposição idênticas e para anatomias mamárias comparáveis. A dose glandular não depende apenas do espectro do feixe de radiação incidente, mas também das características intrínsecas da mama (DANCE et al., 1990; HÄSING; DANCE, 2000).

No que diz respeito ao feixe incidente, os parâmetros que mais influenciam a dose glandular são a combinação alvo/filtro e a tensão aplicada ao tubo de raios x. Estes elementos são cruciais, pois determinam a camada semirredutora do feixe, impactando diretamente a qualidade e a penetração da radiação. Em relação às características da mama, a composição — especificamente as proporções de tecido glandular e adiposo — e a espessura da mama comprimida são fatores de grande relevância para a precisão da estimativa dosimétrica (DANCE et al., 2000; ICRU, 2011).

Na prática dosimétrica, a mensuração direta dos parâmetros que compõem as definições da dose glandular média (equação 7, conforme discutido anteriormente) e da dose glandular média normalizada é complexa. Métodos diretos e simples para esse cálculo ainda não foram desenvolvidos satisfatoriamente. Por essa razão, a estimativa da DGM recorre, historicamente, à aplicação do Método Monte Carlo. Essa abordagem computacional permite estimar a DGM a partir de um valor mensurável: o kerma no ar na entrada de um objeto que simula a mama (DANCE et al., 1990). Os estudos pioneiros de David Dance e seus colaboradores nas últimas décadas fundamentaram essa metodologia, que hoje é um padrão de avaliação dosimétrica reconhecido no Reino Unido (NHSBSP, 2005) e na União Europeia (EUREF, 2001), além de ser sugerida pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2007).

O Método de Dance original (DANCE et al., 1990) estabeleceu uma relação simplificada para o cálculo da DGM, expressa pelo produto do kerma no ar na superfície de entrada da mama por um fator de conversão, g. Este fator g foi calculado via Método Monte Carlo para uma mama com composição de 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo (conhecida como 50/50) e estava associado às combinações de ânodo/filtro dos mamógrafos comerciais da época.

Posteriormente, a metodologia de Dance foi aprimorada. Novos parâmetros de correção foram introduzidos para permitir o cálculo da DGM em mamas com diferentes glandularidades e espectros de raios x. Atualmente, o cálculo da dose glandular média a

partir dos valores de kerma no ar é modelado pela Equação 8 (DANCE et al., 2000; ICRU, 2011):

$$\overline{D}_g = K_{ar} \times gcs \tag{8}$$

Nesta equação, K_{ar} representa o kerma no ar incidente na superfície de entrada da mama, mensurado na ausência de material equivalente à mama; g é o fator de conversão do kerma no ar para a DGM em uma mama 50/50; c é um fator de correção para outras composições mamárias (sendo c=1 para mamas 50/50); e s é o fator que ajusta a dose de acordo com as variações nos espectros de raios x incidentes. Mais recentemente, Dance e colaboradores (2014) incorporaram um fator adicional, t, para adaptar o modelo aos sistemas de tomossíntese. O produto dos fatores g, c e s é o que compõe a dose glandular normalizada (DgN).

2.5.6. Camada semirredutora

A camada semirredutora, conhecida internacionalmente como Half Value Layer (HVL), corresponde à espessura de material necessário para reduzir à metade a intensidade do feixe de radiação incidente (ICRP, 2007; Khan, 2014). Esta grandeza é amplamente utilizada na caracterização da qualidade do feixe de raios-X, sendo diretamente relacionada à energia média dos fótons e à penetração do feixe no tecido biológico. Na prática clínica, o conhecimento da HVL é essencial para o controle de qualidade de equipamentos de imagem médica, incluindo mamógrafos, uma vez que influencia a dose absorvida pelo tecido glandular e a eficiência diagnóstica das imagens radiográficas (AAPM, 2007).

A HVL pode ser obtida experimentalmente a partir da lei exponencial de atenuação, dada por:

$$I = I_0 \, e^{-\mu x} \tag{9}$$

em que I é a intensidade transmitida, I_0 é a intensidade inicial, μ é o coeficiente de atenuação linear do material e x a espessura do absorvedor. A camada semirredutora é então calculada como:

$$HVL = \frac{ln2}{\mu} \tag{10}$$

A determinação da camada semirredutora fornece informações críticas para a otimização da exposição radiológica, permitindo equilibrar a produção de imagens de alta qualidade e a minimização da dose de radiação ao paciente. Em mamografia, feixes com HVL adequadamente calibradas garantem que a radiação utilizada seja suficiente para penetrar o tecido mamário e revelar estruturas internas, como microcalcificações, sem exceder os limites de dose seguros estabelecidos pelas normas internacionais de radioproteção (ICRU, 2010). Assim, o conceito de HVL se torna um parâmetro central tanto na dosimetria teórica quanto na prática clínica de rastreamento do câncer de mama.

2.5.7. Padrão Mamário (glandularidade)

Este estudo emprega o método de Beckett e Kotre para determinar o padrão mamário, específico para mulheres entre 30 e 88 anos.

$$G_{i,t} = at^3 + bt^2 + ct + k \tag{11}$$

Esse método calcula a percentagem glandular da mama usando a Equação 11, que considera a idade (i) e a espessura da mama comprimida (t). Os coeficientes a, b, c e k na equação variam de acordo com a faixa etária, e seus valores podem ser encontrados na Tabela 1.

Tabela 1: Coeficientes extraídos do artigo Beckett e Kotre (2000) usados para o cálculo do padrão de tecido glandular

	Coeficientes			
Faixa etária (anos)	A	B	c	K
30-49	-0,000196	0,0666	-7,450000	278
50-54	-0,000255	0,0768	-7,670000	259
55-59	-0,000199	0,0593	-6,000000	207
60-88	-0,000186	0,0572	-5,990000	208

2.6. **Fator s**

O fator s corresponde à correção para a combinação específica de ânodo/filtro utilizada no mamógrafo. A escolha dessa combinação (por exemplo, Molibdênio/Molibdênio, Molibdênio/Ródio, Tungstênio/Ródio) influencia diretamente a qualidade e o espectro do feixe de raiosX. Embora o kerma no ar seja mensurado, o espectro real pode variar conforme a combinação ânodo/filtro. Assim, o fator s garante que a DGM seja calculada com precisão para o equipamento específico em uso, independentemente da Camada semirredutora (CSR) ou da espessura da mama.

Tabela 2: Fator s para variadas combinações alvo/filtro

Alvo/ Filtro	Fator s	Erro (%)
Mo/Mo	1,000	3,1
Mo/Rh	1,017	2,2
Rh/Rh	1,061	3,6
Rh/Al	1,041	2,4
W/Rh	1,042	2,1

2.7. **Fator g**

O fator g consiste no fator de conversão do kerma no ar na entrada da mama em Dose Glandular Média. Ele é empregado para converter a energia absorvida no ar em uma dose efetiva para uma mama "padrão", geralmente considerada com uma composição de 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo. Esse fator representa a dose absorvida pelo tecido glandular de referência, levando em consideração a qualidade do feixe de raiosX (DANCE,2000).

Tabela 3: Fator g para variadas espessuras de mama comprimida e camada semirredutora

Espessura da mama (cm)	Camada semirredutora (mm Al)						
	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
2	0.390	0.433	0.473	0.509	0.543	0.573	0.587
3	0.274	0.309	0.342	0.374	0.406	0.437	0.466
4	0.207	0.235	0.261	0.289	0.318	0.346	0.374
4.5	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339
5	0.164	0.187	0.209	0.232	0.258	0.287	0.310
6	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261
7	0.114	0.130	0.145	0.163	0.177	0.202	0.224
8	0.098	0.112	0.126	0.140	0.154	0.175	0.195
9	0.0859	0.0981	0.1106	0.1233	0.1357	0.1543	0.1723
10	0.0763	0.0873	0.0986	0.1096	0.1207	0.1375	0.1540
11	0.0687	0.0786	0.0887	0.0988	0.1088	0.1240	0.1385

2.8. **Fator c**

O fator c é utilizado para corrigir a DGM de acordo com a percentagem de tecido glandular presente na mama. Dada a variabilidade na composição mamária entre as mulheres, o fator c ajusta a dose para mamas com diferentes densidades glandulares. Mamas mais densas tendem a absorver mais radiação, tornando essa correção essencial. O estudo de Dance et al. (2000) expandiu a aplicação desse fator, incluindo diferentes glandularidades (como 0,1%, 25%, 75% e 100%).

Tabela 4: Fator c para variadas espessuras de mama comprimida, camada semirredutora e composição glandular.

CSR (mm Al)	Espessura da mama (cm)	Percentual de glandularidade (%)				
		0,1	25,0	50,0	75,0	100,0
0.30	2	1.130	1.059	1.000	0.938	0.885
0.30	3	1.206	1.098	1.000	0.915	0.836
0.30	4	1.253	1.120	1.000	0.898	0.808
0.30	5	1.282	1.127	1.000	0.886	0.794
0.30	6	1.303	1.135	1.000	0.882	0.785
0.30	7	1.317	1.142	1.000	0.881	0.784
0.30	8	1.325	1.143	1.000	0.879	0.780
0.30	9	1.328	1.145	1.000	0.879	0.780
0.30	10	1.329	1.147	1.000	0.880	0.780
0.30	11	1.328	1.143	1.000	0.879	0.779

0.35	2	1.123	1.058	1.000	0.943	0.891
0.35	3	1.196	1.090	1.000	0.919	0.842
0.35	4	1.244	1.112	1.000	0.903	0.816
0.35	5	1.272	1.121	1.000	0.890	0.801
0.35	6	1.294	1.132	1.000	0.886	0.793
0.35	7	1.308	1.138	1.000	0.886	0.788
0.35	8	1.312	1.140	1.000	0.884	0.786
0.35	9	1.319	1.145	1.000	0.884	0.786
0.35	10	1.319	1.144	1.000	0.881	0.785
0.35	11	1.322	1.142	1.000	0.882	0.784
0.40	2	1.111	1.054	1.000	0.949	0.900
0.40	3	1.181	1.087	1.000	0.922	0.851
0.40	4	1.227	1.105	1.000	0.907	0.825
0.40	5	1.258	1.120	1.000	0.899	0.810
0.40	6	1.276	1.125	1.000	0.890	0.798
0.40	7	1.292	1.132	1.000	0.887	0.793
0.40	8	1.302	1.136	1.000	0.885	0.790
0.40	9	1.308	1.138	1.000	0.884	0.789
0.40	10	1.311	1.138	1.000	0.883	0.788
0.40	11	1.315	1.140	1.000	0.885	0.791
0.45	2	1.099	1.052	1.000	0.948	0.905
0.45	3	1.169	1.080	1.000	0.924	0.858
0.45	4	1.209	1.102	1.000	0.909	0.829
0.45	5	1.248	1.115	1.000	0.898	0.815
0.45	6	1.267	1.125	1.000	0.891	0.801
0.45	7	1.283	1.129	1.000	0.892	0.797
0.45	8	1.298	1.137	1.000	0.887	0.799
0.45	9	1.301	1.135	1.000	0.886	0.792
0.45	10	1.305	1.138	1.000	0.886	0.791
0.45	11	1.312	1.138	1.000	0.885	0.789
0.50	2	1.098	1.050	1.000	0.955	0.910
0.50	3	1.164	1.078	1.000	0.928	0.864
0.50	4	1.209	1.094	1.000	0.912	0.835
0.50	5	1.242	1.111	1.000	0.903	0.817
0.50	6	1.263	1.120	1.000	0.896	0.807
0.50	7	1.278	1.127	1.000	0.890	0.800
0.50	8	1.289	1.132	1.000	0.889	0.794
0.50	9	1.295	1.134	1.000	0.887	0.793
0.50	10	1.302	1.138	1.000	0.886	0.791
0.50	11	1.303	1.140	1.000	0.885	0.789
0.55	2	1.086	1.043	1.000	0.955	0.914
0.55	3	1.154	1.071	1.000	0.932	0.870
0.55	4	1.196	1.093	1.000	0.918	0.843
0.55	5	1.227	1.105	1.000	0.906	0.824
0.55	6	1.252	1.115	1.000	0.900	0.814
0.55	7	1.267	1.122	1.000	0.896	0.805
0.55	8	1.278	1.125	1.000	0.890	0.800
0.55	9	1.289	1.128	1.000	0.890	0.798
0.55	10	1.290	1.133	1.000	0.889	0.796
0.55	11	1.293	1.134	1.000	0.888	0.793

0.60	2	1.089	1.045	1.000	0.959	0.919
0.60	3	1.142	1.065	1.000	0.933	0.874
0.60	4	1.185	1.090	1.000	0.923	0.850
0.60	5	1.216	1.102	1.000	0.910	0.830
0.60	6	1.238	1.113	1.000	0.904	0.820
0.60	7	1.252	1.120	1.000	0.899	0.812
0.60	8	1.266	1.123	1.000	0.894	0.806
0.60	9	1.272	1.124	1.000	0.893	0.801
0.60	10	1.279	1.125	1.000	0.891	0.797
0.60	11	1.284	1.129	1.000	0.893	0.798

3. MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho caracteriza-se como uma pesquisa aplicada, de natureza experimental e quantitativa, uma vez que busca desenvolver e validar um software computacional para o cálculo automatizado da Dose Glandular Média (DGM) em exames de mamografia, a partir de dados técnicos e parâmetros dosimétricos obtidos experimentalmente.

A pesquisa foi conduzida com o objetivo de integrar fundamentos teóricos consolidados — como os propostos por Dance et al. (2000), AAPM (2007, 2017) e European Commission (2013) — à implementação prática de um sistema de cálculo que simplifica o processo de estimativa da Dose Glandular Média na mama, assegurando confiabilidade, rastreabilidade e precisão.

A abordagem metodológica envolveu três etapas principais:

- ✓ Desenvolvimento do modelo matemático e da base de dados teórica;
- ✓ Construção do software e implementação dos algoritmos de cálculo;
- ✓ Validação experimental do programa por meio de medições com *phantom* e comparação com dados reais de pacientes.

3.1. **Ferramentas e Tecnologias Empregadas**

O desenvolvimento da aplicação foi realizado na linguagem de programação Python, por sua versatilidade, clareza sintática e ampla gama de bibliotecas científicas voltadas ao cálculo numérico e análise de dados. O ambiente Google Colab foi escolhido como plataforma inicial de codificação, por permitir a execução de scripts em nuvem, facilitando o compartilhamento, a depuração e o armazenamento do código sem necessidade de infraestrutura local.

Durante o desenvolvimento, foram utilizadas as seguintes bibliotecas:

- Streamlit: para construção da interface gráfica interativa, permitindo a execução do software em um navegador web de forma intuitiva;
- Pandas: responsável pela organização dos resultados e armazenamento em estruturas tabulares, facilitando o histórico dos cálculos e exportações;
- Math: empregada nas operações matemáticas de base e nas funções dosimétricas;
- Datetime: utilizada para registrar automaticamente data e hora de cada cálculo realizado, assegurando rastreabilidade e documentação;
- NumPy e SciPy: utilizadas para cálculos vetoriais, manipulação de matrizes e implementação de expressões polinomiais ajustadas.

Após a implementação e os testes de funcionalidade, o código foi hospedado no GitHub, garantindo versionamento, integridade e possibilidade de reprodutibilidade do projeto. Por fim, a aplicação foi vinculada à plataforma Streamlit Cloud, que gerou um link público para acesso direto à ferramenta, sem necessidade de instalação local. A versão final foi publicada sob o nome "Calculadora de Dose Glandular Média".

3.1.2. Estrutura do Código e Lógica de Implementação

O código-fonte do software foi estruturado de maneira modular, permitindo clareza e manutenção facilitada. A lógica de funcionamento segue uma sequência hierárquica de blocos que reproduzem o processo físico-matemático do cálculo da DGM, partindo dos dados de entrada até a obtenção do resultado final com incerteza associada.

3.2. Determinação das Equações dos Fatores c e g

Os fatores de conversão c e g são parâmetros fundamentais para o cálculo da Dose Glandular Média (DGM), pois estabelecem a relação entre o kerma no ar incidente e a energia absorvida no tecido glandular. Esses fatores dependem fortemente da espessura e da composição da mama, bem como da combinação kV/alvo/filtro (CSR) utilizada, e são originalmente disponibilizados em tabelas discretas nos estudos clássicos de Dance et al. (2000).

Contudo, para possibilitar a automação do cálculo dentro do software desenvolvido, foi necessário transformar essas tabelas em funções matemáticas contínuas. Assim, em vez de depender de valores tabulados fixos, o sistema é capaz de calcular c e g para qualquer espessura mamária dentro do intervalo clínico, sem necessidade de interpolação manual.

Para isso, os valores tabulados de c e g correspondentes a cada combinação alvo/filtro foram importados para o programa QtiPlot, uma ferramenta amplamente utilizada para análise de dados e ajustes de curvas experimentais. Com base nesses conjuntos de dados, foram realizados ajustes polinomiais de diferentes ordens (segunda, terceira e quarta), sendo selecionado o modelo que melhor representasse o comportamento físico esperado com o menor erro residual.

O ajuste polinomial de grau 3 apresentaram o melhor desempenho estatístico, com coeficientes de determinação (R^2) superiores a 0,99 em todas as combinações testadas. Dessa forma, cada conjunto alvo/filtro passou a ser descrito por uma equação da forma:

$$f(x) = a_0 + a_1x + a_2x^2 + a_3x^3 \tag{12}$$

em que representa a espessura da mama (em cm), e corresponde ao fator c ou g obtido para aquela espessura.

A Figura 11 ilustra um exemplo do ajuste polinomial obtido para um dos conjuntos de dados, onde observa-se a excelente concordância entre os pontos experimentais (em azul) e a curva ajustada (em verde). O modelo cúbico reproduziu com elevada precisão a variação não linear observada, especialmente nas faixas de espessura entre 2 e 10 cm, que são clinicamente mais relevantes. O coeficiente de determinação ($R^2 = 0,9972$) confirma a qualidade estatística do ajuste.

Essas equações foram posteriormente incorporadas ao código-fonte do software, implementadas em linguagem Python, de modo que o valor de c e g é calculado dinamicamente a partir da espessura e da CSR inserida pelo usuário. Assim, o sistema elimina a necessidade de consulta manual às tabelas de referência e assegura maior precisão, flexibilidade e agilidade no cálculo da DGM.

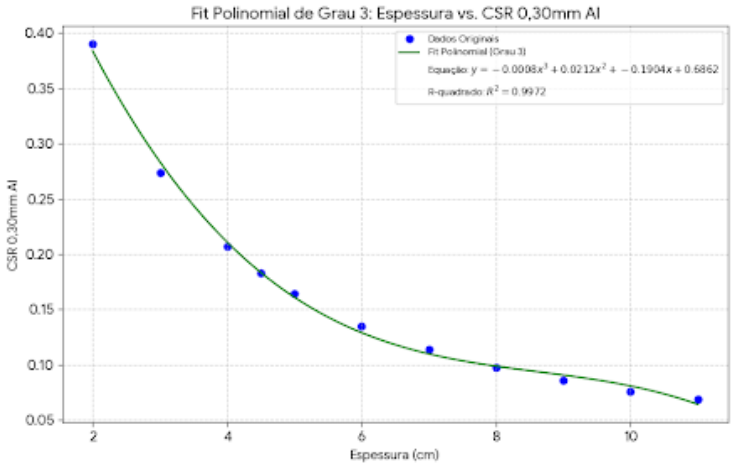

Figura 11: Ajuste polinomial de grau 3 considerando a Camada semirredutora (CSR) em função da espessura da mama (cm).

3.3. **O software**

O software desenvolvido neste trabalho teve como objetivo principal automatizar e padronizar o cálculo da Dose Glandular Média (DGM) em exames de mamografia, reduzindo a suscetibilidade a erros manuais e aumentando a rastreabilidade dos resultados. O programa foi concebido para integrar todos os parâmetros necessários ao cálculo — tanto experimentais quanto clínicos — em uma única interface, permitindo que o usuário obtenha de forma rápida e precisa o valor da DGM e sua respectiva incerteza.

Esse programa foi concebido com base no modelo matemático proposto por Dance et al. (2000), amplamente aceito internacionalmente para a estimativa da DGM em mamografia. Esse modelo utiliza o produto do Kerma no Ar Incidente (K_i) pelos fatores de conversão g, c e s, os quais levam em consideração a espessura e a composição tecidual da mama, bem como a qualidade espectral do feixe de radiação em pregado no exame.

A ferramenta foi idealizada para ser de uso direto por profissionais da radiologia, físicos médicos e pesquisadores, permitindo que os cálculos de DGM sejam realizados de forma rápida, rastreável e reprodutível. Além disso, o programa visa contribuir para os programas de controle de qualidade e acreditação em mamografia, nos quais o monitoramento da dose glandular média é um dos parâmetros de avaliação mais relevantes.

O algoritmo principal pode ser dividido nas seguintes etapas:

3.3.1. Entrada de Dados

O programa recebe as informações fornecidas pelo usuário por meio da interface Streamlit. Os parâmetros obrigatórios são:

- Identificação (ID e iniciais da paciente, para fins de rastreabilidade);
- Local do mamógrafo (P. Ex. IRD ou UFRJ);
- Espessura da mama comprimida (em cm);
- Idade da paciente;
- Combinação alvo/filtro (Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, Rh/Al ou W/Rh);
- Tensão de pico (kV) e carga (mAs).

Adicionalmente, o usuário pode optar por inserir manualmente o valor da glandularidade caso este já seja conhecido. Caso contrário, o programa realiza o cálculo automático com base na idade e espessura mamária, utilizando o modelo empírico de Dance (Equação 10, Tabela 01).

3.3.2. Cálculo da Glandularidade e Fatores de Conversão:

O software aplica uma função polinomial cúbica para estimar a glandularidade (fração de tecido glandular presente), em função da espessura e idade informadas (Equação 10, Tabela 01). Em seguida, utiliza equações ajustadas para determinar os fatores g (dose

glandular por unidade de kerma no ar), c (correção espectral) e s (dependente do anodo/filtro).

As equações correspondentes foram obtidas a partir de ajustes polinomiais das tabelas originais de Dance et al. (2000), realizados previamente no programa QtiPlot, garantindo continuidade matemática em toda a faixa clínica de espessuras (2 a 8 cm).

3.3.3. Determinação do Kerma no Ar Incidente (K_i):

utilizadas nas mamografias e determinados experimentalmente serviram para alimentar o software com objetivo do cálculo do Kerma no ar incidente na mama. Neste estudo foram usados dados obtidos nos mamógrafos do IRD e da UFRJ. Para o cálculo o software aplicou-se a equação 11:

$$K_i = R \times \frac{{d_{FC}}^2}{(d_{FB} - e_{MAMA})^2} \times mAs \qquad (13)$$

3.3.4. Cálculo da DGM e sua incerteza:

A estimativa da Dose Glandular Média (DGM) foi determinada a partir das variáveis obtidas experimentalmente e de fatores derivados de tabelas e ajustes matemáticos(equação 9) Para garantir a confiabilidade do cálculo, foi realizada uma estimativa das incertezas associadas aos parâmetros que compõem a equação final da DGM. As incertezas foram tratadas seguindo o método da propagação das incertezas independentes, conforme recomendação do Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement (GUM, 2008), sendo combinadas quadraticamente.

A partir da equação 8, a incerteza relativa total foi calculada por:

$$\left(\frac{\partial \mathrm{DGM}}{\mathrm{DGM}}\right)^2 = \left(\frac{\partial \mathrm{K_i}}{\mathrm{K_i}}\right)^2 + \left(\frac{\partial \mathrm{g}}{\mathrm{g}}\right)^2 + \left(\frac{\partial \mathrm{c}}{\mathrm{c}}\right)^2 + \left(\frac{\partial \mathrm{s}}{\mathrm{s}}\right)^2 \qquad (14)$$

Onde,

$\left(\frac{\partial K_i}{K_i}\right)$ é a incerteza associada ao kerma incidente;

$\left(\frac{\partial g}{g}\right)$ é a incerteza associada ao fator de correção g;

$\left(\frac{\partial c}{c}\right)$ é a incerteza associada ao fator de correção c;

$\left(\frac{\partial s}{s}\right)$ é a incerteza associada ao fator de correção s.

Incerteza associada ao Kerma no ar incidente (Ki)

O Ki foi calculado a partir do rendimento do tubo e da distância foco-superfície da mama. As incertezas associadas foram:

- Incerteza do rendimento (∂R):

Derivada das três leituras consecutivas feitas com o Piranha para cada combinação kV/alvo/filtro. A incerteza padrão foi obtida pela repetibilidade das medidas.

- Incerteza da distância foco-superfície (∂d):

Depende diretamente da determinação experimental da espessura da mama comprimida, pois a distância real é dada por:

$$d = 63 \text{ cm - espessura comprimida} \quad (15)$$

A espessura é informada automaticamente pelo mamógrafo e apresenta incerteza instrumental conhecida, usualmente de ±0,1 a ±0,2 cm. Essa incerteza foi propagada para a equação de Ki, cujo termo depende de $\frac{1}{d^2}$

- Incerteza do ajuste das curvas de rendimento:

O rendimento foi obtido por média de três medidas, e o desvio-padrão dessas leituras foi utilizado como incerteza tipo A.

Assim, a incerteza relativa do kerma incidente foi calculada como:

$$\left(\frac{\partial K_i}{K_i}\right) = \sqrt{\left(\frac{\partial R}{R}\right)^2 + \left(\frac{2\,\partial d}{d}\right)^2} \tag{16}$$

- **Incerteza dos fatores g, c e s**

Os fatores g e c a utilizados no software foram obtidos a partir das tabelas de Dance et al. (2000). Onde cada ajuste originado dos valores tabelados resultou em um polinômio e no respectivo coeficiente de determinação (R^2), que foi utilizado como indicativo de qualidade do ajuste.

A incerteza de cada fator foi composta por:

- Incerteza do modelo matemático:

Relacionada ao erro de regressão do ajuste polinomial — extraído do próprio Qtiplot.

- Incerteza da espessura (∂esp):

Como os fatores dependem diretamente da espessura comprimida, a incerteza da espessura foi propagada na função polinomial, utilizando derivada parcial.

- Incerteza dos valores tabulados originais (∂tab):

Embora Dance não forneça explicitamente uma incerteza numérica, essa contribuição foi tratada como incerteza tipo B e considerada pequena, assumindo comportamento constante ao longo da tabela.

A incerteza relativa de cada fator foi então estimada por:

$$\left(\frac{\partial F}{F}\right) = \sqrt{\left(\frac{\partial_{modelo}}{F}\right)^2 + \left(\frac{\partial_{esp}}{F}\right)^2} \tag{17}$$

Onde,

F representa o fator g ou c.

No caso do fator s, não foi atribuída incerteza à sua contribuição no cálculo da Dose Glandular Média. Pois, este fator depende exclusivamente da combinação alvo/filtro utilizada no mamógrafo e não varia com a espessura, com a idade da paciente ou com qualquer outro parâmetro experimental. Como o valor de s foi diretamente extraído das tabelas originais de Dance, sem a necessidade de interpolações, ajustes polinomiais ou medições experimentais adicionais, sua determinação é considerada exata dentro do contexto do modelo adotado. Além disso, a combinação alvo/filtro empregada em cada exposição é registrada pelo próprio equipamento, eliminando qualquer ambiguidade ou variabilidade associada à identificação desse parâmetro. Dessa forma, como não existe variação estatística nem incerteza instrumental relacionada ao fator s, sua contribuição na propagação da incerteza da DGM foi definida como zero.

- **Determinação das grandezas empíricas do equipamento**

Diversos parâmetros utilizados no cálculo da DGM não são teóricos, mas sim diretamente obtidos do mamógrafo ou do conjunto mamógrafo-*phantom*. Esses valores foram tratados como grandezas empíricas, essenciais para a caracterização correta da mama e do feixe.

- **Espessura da mama comprimida**

A espessura informada pelo mamógrafo foi registrada para cada paciente ou cada combinação do *phantom* BTE. Esse valor foi considerado como dado primário porque:

  - Influencia diretamente o cálculo da glandularidade,
  - Determina os fatores g e c,
  - É utilizado para obter a distância foco-superfície.

A incerteza associada é a do próprio equipamento (tipicamente 1 mm).

- **kV, mAs e combinação alvo/filtro**

Esses parâmetros foram registrados diretamente do painel do mamógrafo para cada aquisição. Eles serviram para:

  - Identificar o espectro de radiação

- Selecionar o fator s adequado,
- Determinar o rendimento correspondente.

A incerteza foi tratada como tipo B, considerando a estabilidade de calibração do equipamento.

- **Determinação da glandularidade**

A glandularidade foi calculada utilizando o modelo de Dance, que relaciona idade e espessura da mama à porcentagem de tecido glandular. A incerteza desse parâmetro depende exclusivamente da incerteza da espessura, pois a idade não apresenta incerteza instrumental.

3.3.5. Armazenamento e Exportação dos Resultados:

Cada cálculo executado é automaticamente registrado em uma tabela dinâmica (DataFrame do Pandas), contendo ID da paciente, parâmetros de entrada, DGM calculada e incerteza. O usuário pode visualizar o histórico de cálculos ou exportá-lo para arquivo .csv, permitindo análises comparativas e documentação dos resultados.

3.3.6. Interface Gráfica e Aplicação Web

A interface foi desenvolvida com a biblioteca Streamlit, que possibilita a execução de códigos Python em formato de aplicação web. O layout foi projetado com ênfase na usabilidade e clareza, dividindo o painel lateral (entrada de dados) e a área principal (resultados e histórico).

Na seção de entrada, o usuário insere os parâmetros clínicos e técnicos do exame. O programa inclui menus suspensos e campos numéricos com validação automática, reduzindo o risco de erro de digitação. Após o preenchimento, o botão “Calcular DGM” inicia a execução do código e exibe o resultado instantaneamente.

O resultado é apresentado em destaque, incluindo o valor calculado de DGM (em mGy), a incerteza expandida, a glandularidade estimada e o grupo de composição mamária. Abaixo, o histórico de cálculos é atualizado em tempo real, listando as execuções

anteriores. Essa funcionalidade permite ao usuário comparar diferentes combinações de parâmetros e verificar a variação da dose conforme alterações técnicas.

A aplicação também apresenta um rodapé informativo com a autoria do projeto — “Desenvolvido por Jossana Almeida” — e o nome da ferramenta. (Figura 12)

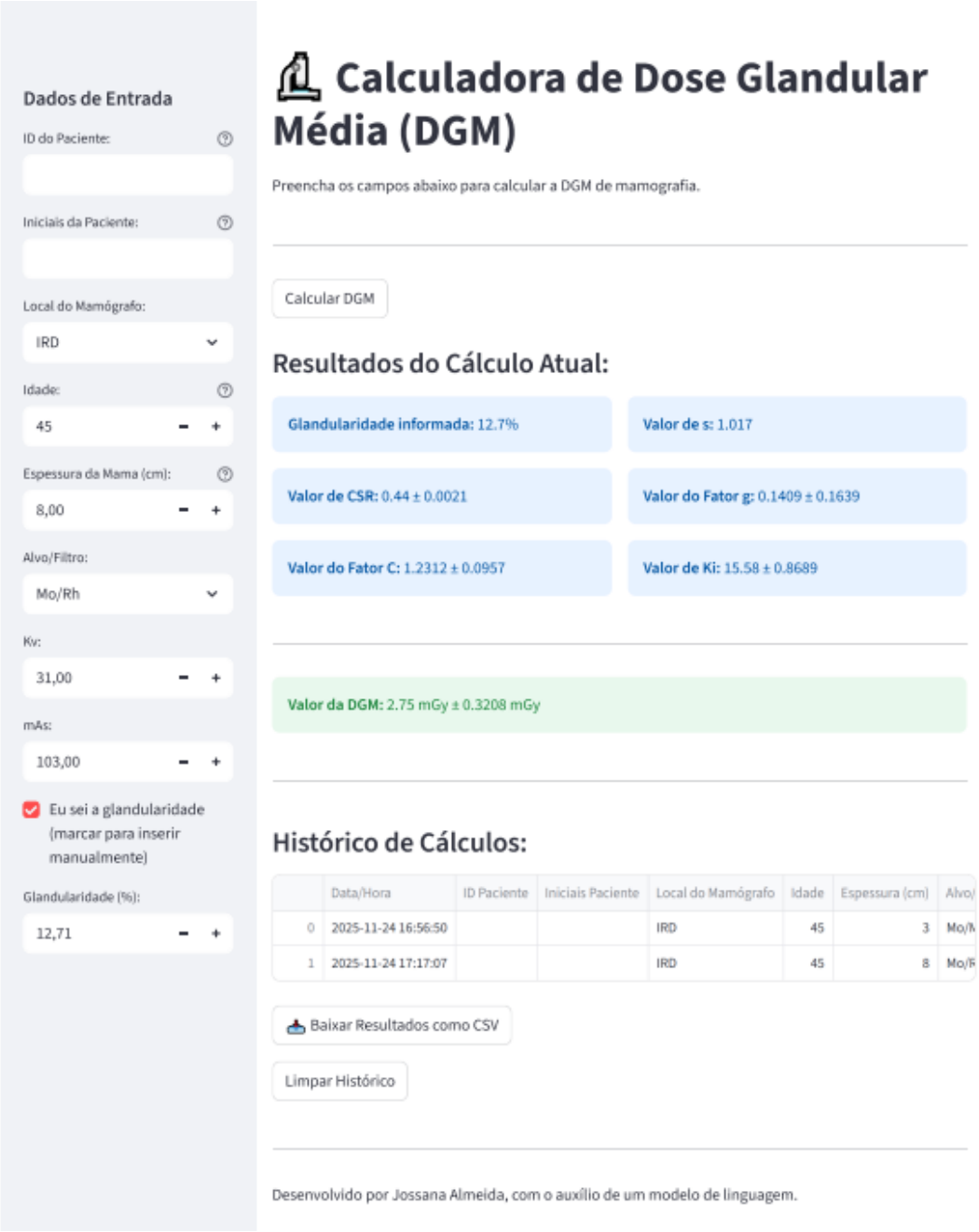

Figura 12: Layout do programa com as respectivas entrada de dados “Calculadora da DGM”

3.4. **Validação Experimental do Software**

Para a validação experimental do software desenvolvido, foram utilizadas duas bases de dados complementares, provenientes do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) e da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ). Essas bases foram selecionadas de forma a abranger tanto condições controladas de medição quanto situações clínicas reais, possibilitando uma análise mais abrangente da precisão e confiabilidade do sistema.

3.4.1. Rendimento

A determinação do rendimento do tubo de raios x é uma etapa essencial para o cálculo preciso do kerma no ar e, consequentemente, da Dose Glandular Média (DGM). O rendimento expressa a quantidade de radiação produzida por unidade de carga (mGy/mAs) em condições específicas, refletindo a eficiência do mamógrafo e servindo como base para a avaliação dosimétrica do sistema.

As medições foram realizadas com o sistema Piranha Black (RTI Electronics), amplamente utilizado em ensaios de controle de qualidade em radiodiagnóstico. O Piranha é um dispositivo multifuncional composto por detectores de estado sólido capazes de medir parâmetros como tensão de pico (kVp), tempo de exposição, camada semirredutora (HVL) e kerma no ar. O princípio de funcionamento baseia-se na detecção direta da radiação incidente sobre seus sensores, que convertem a energia dos fótons em sinais elétricos proporcionais à dose absorvida. Esses sinais são processados e enviados ao computador, onde o software RTI Ocean informa a leitura, o registro e a análise dos dados. O programa permite acompanhar as medições em tempo real, armazenar as leituras e exportar os resultados com alta precisão e rastreabilidade metrológica.

Durante o experimento, o detector do Piranha foi posicionado sobre o suporte da mama, a 43,5 cm de distância do foco do tubo centrado lateralmente e a 6 cm da borda da parede torácica, de forma a reproduzir a geometria empregada nos exames clínicos. A bandeja de compressão foi mantida o mais próxima possível do tubo, e um colimador foi utilizado na saída do feixe, limitando o campo de irradiação a cerca de 5 cm sobre o detector. Essa

configuração minimizou a radiação espalhada e garantiu a representatividade dos valores obtidos.

Foram realizadas exposições com três valores distintos de mAs para cada combinação de tensão (kV) e alvo/filtro utilizada rotineiramente no mamógrafo. Após cada exposição, o software RTI Ocean forneceu o valor do kerma em mGy. A média dos três resultados obtidos para cada conjunto de parâmetros foi adotada como o rendimento final, expresso em mGy/mAs.

O rendimento (R) foi calculado segundo a relação:

$$R = \frac{\text{Kar}}{\text{mAs}} \tag{18}$$

Onde R é o rendimento do tubo (mGy/mAs), Kar é o kerma no ar medido (mGy), e representa o produto corrente-tempo da exposição. A média dos três resultados obtidos para cada conjunto de parâmetros foi adotada como o rendimento final, expresso em mGy/mAs. Esses resultados foram incorporados à base de dados interna do software desenvolvido, servindo como referência para o cálculo automatizado do kerma incidente (Ki) e, consequentemente, da Dose Glandular Média (DGM).

Esses dados foram posteriormente tabulados para os mamógrafos do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) e do Hospital da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), servindo de base para as etapas seguintes de cálculo e validação do software desenvolvido.

3.4.2. *Phantom* BTE

Para verificar a capacidade do software desenvolvido em calcular a Dose Glandular Média (DGM) em diferentes condições de exposição, foram realizadas medições experimentais utilizando os fantomas mamários equivalentes a tecidos (Breast Tissue Equivalent – BTE). Esses *phantoms* são amplamente empregados em estudos

dosimétricos por apresentarem propriedades de atenuação e densidade semelhantes às dos tecidos mamários reais, possibilitando a simulação controlada de diferentes espessuras e composições de mama.

Os *phantoms* BTE utilizados neste estudo são constituídos por placas semicirculares de resina epóxi, projetadas para representar as proporções típicas de tecido adiposo e glandular. Cada placa apresenta espessura nominal de 0,5 cm ou 1,0 cm e raio de 9,0 cm, o que permite sua combinação em diversas configurações experimentais (Figura 13). Essa montagem possibilita a obtenção de mamas simuladas com espessuras variando entre 2 cm e 8 cm, abrangendo a faixa observada na prática clínica (ALMEIDA et al., 2011).

As medições foram realizadas no mamógrafo do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), utilizando o modo automático de exposição (AEC – Automatic Exposure Control). Esse modo foi escolhido para reproduzir de forma mais fiel o comportamento clínico do equipamento, no qual o sistema ajusta automaticamente o kV/alvo/filtro e mAs em função da espessura e da composição do objeto irradiado, de modo a otimizar a qualidade da imagem e a dose recebida.

Durante os experimentos, foram configuradas diferentes combinações de placas para representar mamas com variações tanto de espessura quanto de glandularidade. Para cada configuração, foram registradas as informações exibidas pelo painel do mamógrafo, incluindo:

- Tensão de pico (kV);
- Produto corrente-tempo (mAs);
- Combinação de alvo/filtro (Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh);
- Espessura total da mama simulada (em cm);
- Percentual estimado de glandularidade.

Esses parâmetros foram utilizados como dados de entrada no software Calculadora de Dose Glandular Média, permitindo avaliar sua capacidade de processar e calcular a DGM sob diferentes condições de exposição. Assim, o software foi testado quanto à sua funcionalidade e consistência dos resultados, assegurando que o algoritmo fosse capaz de se adaptar corretamente às variações dos parâmetros técnicos e físicos de entrada.

Ao todo, foram realizadas aproximadamente 60 simulações experimentais, cobrindo uma ampla gama de espessuras e combinações kV/alvo/filtro. Essa abordagem permitiu testar se o software responde de forma coerente às mudanças nas condições de exame, gerando valores de DGM compatíveis com o comportamento físico esperado — isto é, variação crescente da dose com o aumento da espessura e da glandularidade mamária.

Dessa forma, essa etapa experimental teve como principal finalidade verificar o desempenho operacional do software e confirmar que ele é capaz de calcular, de forma autônoma e precisa, a DGM em uma ampla faixa de parâmetros técnicos e condições simuladas. Essa validação funcional foi essencial para consolidar a aplicabilidade do programa em situações clínicas reais, garantindo sua robustez e adaptabilidade ao contexto prático dos serviços de mamografia.

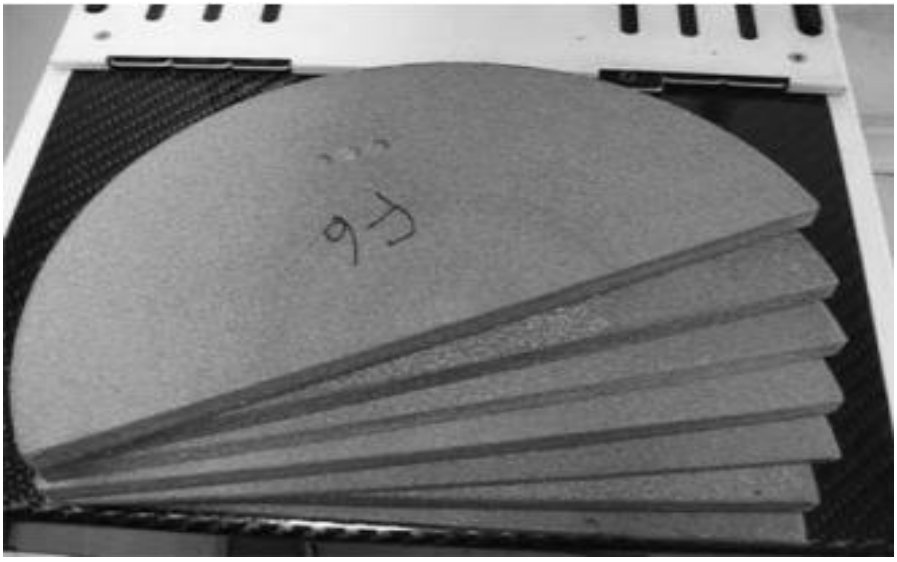

Figura 13: phantoms BTE

No IRD, foram realizadas medições experimentais em um mamógrafo clínico, utilizando *phantoms* de mama equivalentes ao tecido mamário (Breast Tissue Equivalent phantoms – BTE) (ALMEIDA et al.,2012). As medições compreenderam diferentes combinações de tensão do tubo (kV), espessura equivalente e proporção de tecido glandular, totalizando aproximadamente 60 aquisições. Essa etapa teve como objetivo principal verificar a capacidade do software em calcular a Dose Glandular Média (DGM) de forma consistente sob diferentes parâmetros técnicos de exposição, sem a influência de variáveis biológicas.

Os resultados obtidos nessa fase permitiram validar o comportamento matemático e o desempenho do algoritmo implementado.

A validação foi conduzida com dados reais de pacientes, totalizando 154 exames mamográficos realizados no Serviço de mamografia do Hospital Universitário da UFRJ. As informações foram coletadas a partir dos protocolos clínicos utilizados rotineiramente no serviço, incluindo espessura da mama comprimida, tensão do tubo (kV), produto corrente-tempo (mAs), combinação alvo/filtro e demais parâmetros técnicos. Nessa etapa, o objetivo foi comparar os valores de DGM calculados pelo software com os valores de DGM calculados manualmente, avaliando a concordância entre os métodos e a aplicabilidade prática do programa em contextos clínicos reais.

De forma sintética, a Tabela 5 apresenta o resumo dos parâmetros avaliados e obtidos nas duas etapas experimentais. As tabelas completas com todos os valores medidos e calculados encontram-se apresentadas no Apêndice A (dados do IRD) e no Apêndice B (dados da UFRJ), para consulta detalhada.

Tabela 5 – Faixa de tensão, de espessura, número de medições obtidos nas validações com dados do *phantom* BTE (IRD) e de pacientes (UFRJ) e alvo/filtro utilizados.

Instituição	Tipo de amostra	Nº de medições	Faixa de espessura (cm)	Faixa de tensão (kV)	Alvo/filtro utilizados
IRD	*Phantom* BTE	60	2,0 – 8,0	26 – 34	Mo/Mo e Mo/Rh
UFRJ	Pacientes reais	154	2,5 – 7,5	25 – 35	Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A etapa de Análise de Resultados é fundamental para validar o software de cálculo da Dose Glandular Média (DGM) em mamografia, atestando sua precisão, estabilidade e aplicabilidade prática. Após desenvolver e ajustar as rotinas computacionais, o programa foi submetido a duas fases: (i) Validação Experimental no IRD, que utilizou dados obtidos com a exposição do *phantoms* (simuladores de tecido equivalente) para testar o software sob diferentes espessuras e parâmetros técnicos controlados; e (ii) Validação Clínica com dados obtidos da exposição de pacientes no mamógrafo do Hospital Universitário da UFRJ, onde foram usados para verificar a capacidade do programa de reproduzir a DGM nominal do mamógrafo em condições reais de exame. A análise final contemplará métricas estatísticas e gráficos para demonstrar a eficiência e a robustez da ferramenta proposta frente às variações dos parâmetros técnicos.

4.1. **Medida do Rendimento do Mamógrafo**

Com os valores de rendimento previamente determinados para cada qualidade de feixe de raios x, foi possível calcular o Kerma no Ar Incidente (K_i) em todas as mamas avaliadas. O K_i representa a quantidade de energia transferida pela radiação ao ar imediatamente antes de atingir o tecido mamário, sendo o ponto de partida para o cálculo da Dose Glandular Média (DGM) (Tabelas 6 e 7).

Tabela 6: Valores de rendimento obtidos experimentalmente do mámografo do IRD

Alvo/Filtro	kv	Rendimento (mGy/mAs)
Mo/Mo	26	0,1357
Mo/Mo	27	0,1530
Mo/Rh	29	0,1540
Mo/Rh	31	0,1830

Tabela 7: Valores de Rendimento extraídos da Tese de Claudio Almeida referentes ao mámografo do HU/UFRJ

Alvo/Filtro	kv	Rendimento (mGy/mAs)
Mo/Mo	25	0,119094
Mo/Mo	26	0,136889
Mo/Mo	27	0,155258
Mo/Mo	28	0,175158
Mo/Rh	26	0,114301
Mo/Rh	27	0,131012
Mo/Rh	28	0,148476
Mo/Rh	29	0,166424
Rh/Rh	28	0,126825
Rh/Rh	29	0,1423
Rh/Rh	30	0,15849
Rh/Rh	31	0,175165

4.2. Teste de funcionalidade

O teste de funcionalidade do software para estimativa da Dose Glandular Média (DGM) foi conduzido utilizando um conjunto de 60 simulações com *phantoms* BTE, permitindo avaliar o comportamento da ferramenta em diferentes condições de espessura e técnicas de exposição. A análise dos dados concentrou-se na verificação da estabilidade dos cálculos, da resposta do software às variações dos parâmetros técnicos e da coerência dos valores gerados em relação ao comportamento físico esperado para a mamografia. Os resultados obtidos possibilitaram identificar padrões de desempenho, quantificar discrepâncias e confirmar a capacidade do algoritmo de reproduzir tendências dosimétricas consistentes em ambiente controlado.

O resumo geral dos resultados indica uma DGM média de 2,20 mGy (desvio-padrão = 1,10 mGy), com valores individuais variando entre 1,09 mGy e 5,49 mGy; a mediana observada foi 1,95 mGy. Essas ordens de grandeza são compatíveis com os intervalos reportados na literatura técnica para mamografia clínica (AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY,2018), considerando diferentes espessuras e composições mamárias. A dispersão observada (desvio-padrão de 1,10 mGy) reflete a amplitude das condições simuladas e a sensibilidade do cálculo da DGM frente às variáveis de entrada.

A análise da dependência entre a DGM calculada e a espessura da mama demonstrou forte correlação positiva: o coeficiente de Pearson obtido foi r = 0,8362 ($p = 8{,}70\times10^{-13}$), indicando que a maior parte da variabilidade da DGM é explicada pela variação da espessura comprimida. Esse resultado está em acordo com o comportamento físico esperado, pois o aumento da espessura demanda maior produto corrente-tempo (mAs) pelo sistema de controle automático do mamógrafo, elevando o kerma no ar incidente e, consequentemente, a dose absorvida pelo tecido glandular. O ajuste linear (Figura 14) evidencia esse comportamento e fornece um coeficiente angular descritivo da taxa de aumento da DGM por centímetro adicional de espessura.

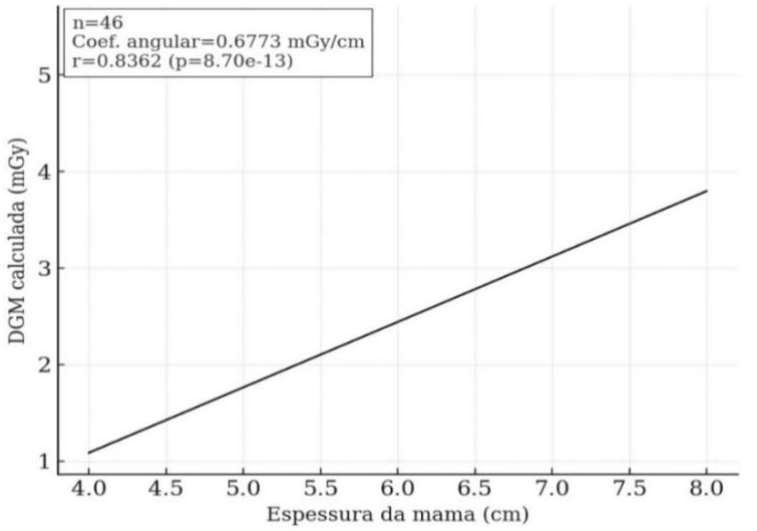

Figura 14: Relação entre a DGM em função da espessura da mama.

Para avaliar a influência da tensão de tubo (kV) sobre a DGM calculada, conduziu-se uma análise de variância (ANOVA) entre os grupos definidos por níveis distintos de kV registrados no banco de dados. O resultado revelou um efeito significativo ($F = 201{,}45$; $p = 6{,}49\times10^{-32}$), indicando que as mudanças na tensão impactam de forma estatisticamente relevante a DGM calculada. Além disso, o teste de comparações múltiplas de Tukey demonstrou que existem diferenças significativas entre todos os pares de tensões analisados ($p < 0{,}05$), confirmando que o aumento da tensão resulta em elevação consistente da DGM em todos os níveis testados (26, 27, 29 e 31 kV). Tal comportamento é coerente com a física do problema: diferentes kV alteram a energia média do espectro de raios x e, portanto, a penetração do feixe e a fração de energia absorvida no tecido glandular. A Figura 15 ilustra claramente as diferenças entre os níveis

de tensão (kV), permitindo identificar quais configurações tendem a produzir maiores ou menores doses para a mesma faixa de espessura.

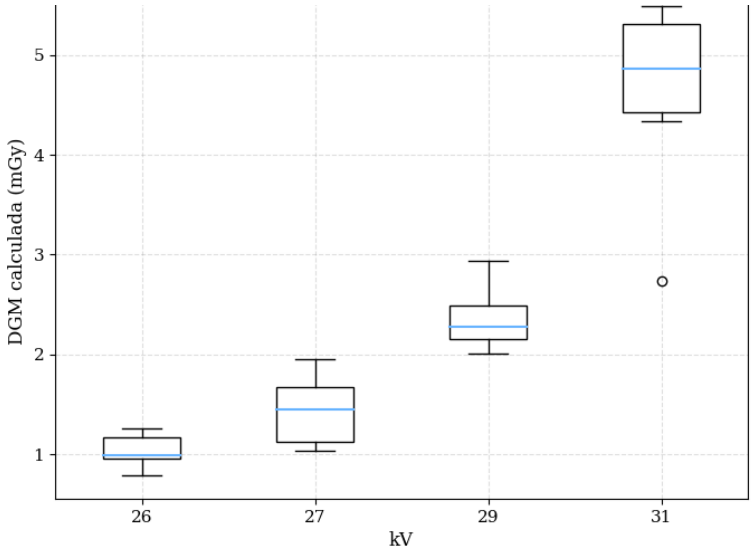

Figura 15: Distribuição da DGM em função do kV

Complementarmente, o mapa de contorno apresentado na Figura 16 oferece uma perspectiva integrada do comportamento dosimétrico, ilustrando como a interação entre a espessura da mama e a tensão do tubo (kV) modula a DGM. É possível visualizar, através das faixas de cor e isolinhas, as combinações de espessura e tensão que resultam em maiores valores de DGM, bem como identificar regiões onde a otimização da técnica poderia reduzir a dose sem comprometer a qualidade da imagem.

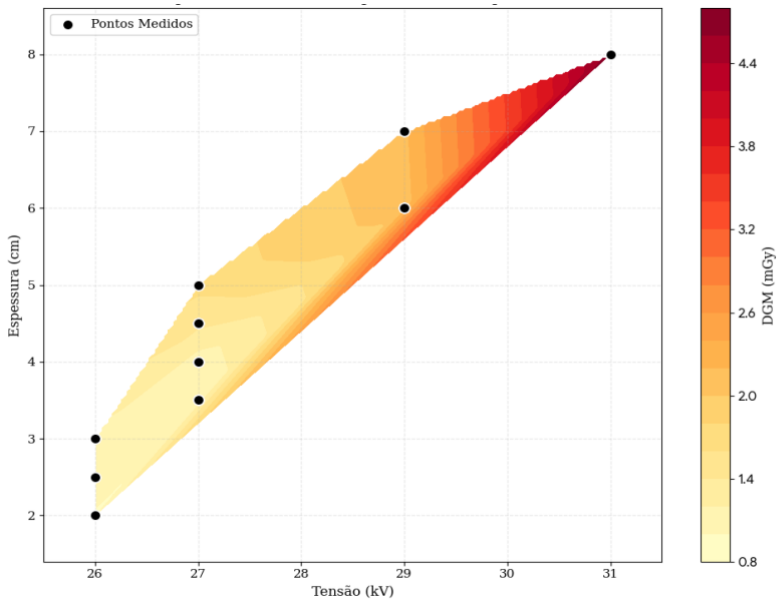

Figura 16: Mapa de contorno: DGM por espessura e tensão

Em termos metodológicos, os resultados obtidos confirmam a consistência interna do software: o algoritmo responde de forma coerente às variações das entradas (espessura, kV e alvo/filtro) e reproduz as tendências físicas esperadas. A forte correlação com a espessura e o efeito significativo do kV reforçam que o modelo incorpora adequadamente os fatores determinantes da dosimetria em mamografia. Por fim, a baixa ocorrência de valores extremos não explicados e a distribuição das medições demonstram estabilidade computacional nas condições testadas.

4.3. **Validação experimental da Dose Glandular Média (DGM) com dados clínicos do HU/UFRJ**

A validação foi conduzida com dados de pacientes, totalizando 154 exames mamográficos realizados no Serviço de mamografia do Hospital Universitário da UFRJ. As informações dos pacientes foram obtidas de um banco de dados de um trabalho de pesquisa realizado em 2014 (ALMEIDA,2014), incluindo espessura da mama comprimida e idade do paciente, tensão do tubo (kV), produto corrente-tempo (mAs), combinação alvo/filtro usado em cada mamografia. A tabela do rendimento e da camada semiredutora também foi extraída desse trabalho de pesquisa. Nessa etapa, o objetivo foi comparar os valores de DGM calculados pelo software com os valores de DGM calculados manualmente, avaliando a concordância entre os métodos e a aplicabilidade prática do programa em contextos clínicos reais.

A Dose Glandular Média (DGM) calculada manualmente foi adotada como valor de referência (DGM nominal) para a validação do software. Esses valores foram obtidos a partir do banco de dados do trabalho de Almeida (2014). Os fatores de conversão **c**, **g** e **s** utilizados no cálculo da DGM nominal foram extraídos das tabelas propostas por Dance et al. (2000), enquanto a determinação da glandularidade mamária baseou-se nas tabelas de Beckett, que relacionam idade da paciente e espessura da mama comprimida. Os mesmos modelos e parâmetros foram incorporados ao software, garantindo consistência metodológica entre os cálculos manuais e automatizados.

A análise estatística (tabela 8) revelou uma concordância entre os métodos. Ao observarmos as médias globais, a DGM nominal foi de 2,49 mGy, enquanto o software calculou uma média de 2,46 mGy. Essa proximidade resulta em uma diferença média (viés) de apenas –0,03 mGy. Embora o teste t pareado tenha identificado essa diferença

como estatisticamente significativa (p = 0,0485) — o que aponta para uma tendência sistemática muito leve de subestimação —, é crucial notar que, em termos clínicos, essa discrepância é mínima.

Para quantificar a acurácia do sistema, utilizou-se o erro percentual médio, que resultou em –0,99%. Esse dado é fundamental, pois demonstra que o desvio relativo do software em relação ao valor nominal é inferior a 1%, atestando sua alta confiabilidade para aplicações práticas. Complementarmente, a análise de precisão indicou um Erro Médio Absoluto (MAE) de apenas 0,09 mGy e um desvio-padrão das diferenças de 0,19 mGy. Esses indicadores sugerem que os erros individuais são pequenos e que o software mantém um comportamento estável, sem grandes oscilações ou outliers frequentes.

Por fim, a consistência do algoritmo foi corroborada pelo coeficiente de correlação de Pearson (r = 0,952). Este valor, muito próximo de 1, evidencia uma associação linear forte, confirmando que o software é capaz de acompanhar as variações dos dados nominais em toda a faixa de espessuras e técnicas avaliadas.

Tabela 8: Métricas Estatísticas de Comparação entre a DGM Nominal e a DGM Calculada (UFRJ).

Métrica	Valor Calculado
DGM $_{\text{Nominal Média}}$	2,49 mGy
DGM $_{\text{Calculada Média}}$	2,45 mGy
DGM $_{\text{Nominal Mediana}}$	2.35 mGy
DGM $_{\text{Calculada Mediana}}$	2,32 mGy
Desvio Padrão $_{\text{DGM Nominal}}$	0.84 mGy
Desvio Padrão $_{\text{DGM Calculada}}$	0.83 mGy
Variância $_{\text{DGM Nominal}}$	0.71 mGy
Variância $_{\text{DGM Calculada}}$	0,69 mGy
Diferença Média (Δ)	0.029 mGy
Erro percentual médio	0,99 %
Desvio – Padrão das diferenças	0,19 mGy
Erro Médio Absoluto	0,09 mGy
Teste t pareado (p-valor)	0,49
Coeficiente de Pearson (r)	0,952

A avaliação visual dos dados foi realizada por meio de três abordagens complementares: o gráfico de dispersão, o gráfico de Bland-Altman e a análise da diferença em função da espessura da mama. O gráfico de dispersão permitiu verificar a concordância geral entre a DGM calculada pelo software e a DGM nominal informada pelo equipamento, evidenciando se os valores se alinham à linha de identidade ou se há tendência de superestimação ou subestimação. O gráfico de Bland-Altman possibilitou identificar o comportamento do erro em função da magnitude da dose, revelando a presença de vieses sistemáticos ou erros proporcionais. Por fim, o gráfico da diferença pela espessura permitiu analisar se a discrepância entre os métodos varia com a espessura comprimida da mama, indicando se o desempenho do software é influenciado por mudanças anatômicas ou por características do feixe. Juntos, esses gráficos complementam a análise estatística numérica e ajudam a identificar padrões de erro que não seriam evidentes apenas pelos indicadores quantitativos.

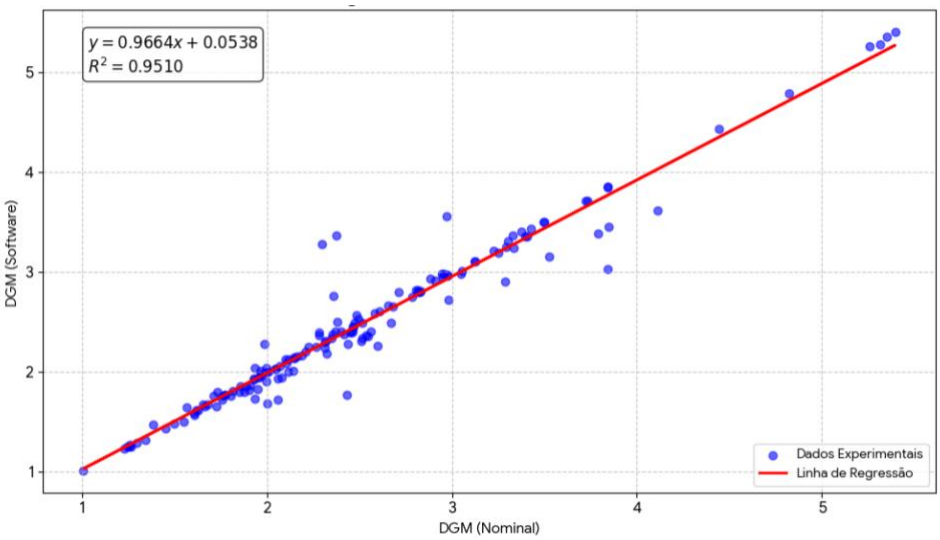

Figura 17: Dispersão DGM Calculada x DGM Nominal

A validação do software é demonstrada inicialmente pelo gráfico de dispersão (Figura 17), no qual se observa uma correspondência entre os valores calculados e os valores de referência fornecidos pelo equipamento. A relação entre os métodos apresenta uma correlação linear igual a 0,951, confirmando que o algoritmo é capaz de reproduzir com precisão a variação real da dose glandular. A reta de regressão ajustada, descrita por y = 0,97x + 0,05, que nos mostra o coeficiente angular, o qual é responsável pela inclinação

da reta, proximo de 1, o que faz com que ela se sobreponha de maneira muito próxima à linha de identidade (y = x). Esse comportamento indica que o software não apenas acompanha a tendência dos dados nominais, mas também estima adequadamente a magnitude da DGM em todo o intervalo avaliado.

A confiabilidade do programa é reforçada pela análise de concordância de Bland–Altman (Figura 18), que oferece uma avaliação direta de possíveis vieses sistemáticos. O viés médio calculado foi de –0,03 mGy, valor relativamente pequeno considerando o contexto clínico da mamografia. Isso evidencia que as diferenças observadas entre o método proposto e o método de referência são aleatórias e distribuídas de forma equilibrada, sem qualquer tendência consistente de superestimação ou subestimação. Assim, o software demonstra operar com elevada fidelidade e estabilidade, oferecendo resultados confiáveis para aplicações reais em avaliação de dose glandular.

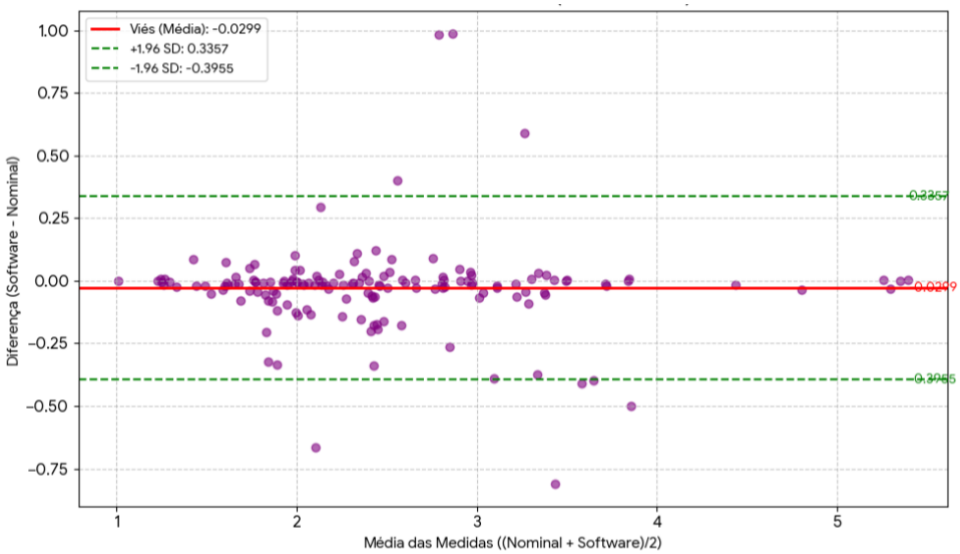

Figura 18: Gráfico de Bland-Altman com os respectivos limites de concordância

A avaliação dos Limites de Concordância (1,96 \ σ) resultou em um intervalo entre + 0,34 mGy e –0,40 mGy. A distribuição dos pontos dentro dessa faixa estreita, somada ao baixo desvio-padrão das diferenças (σ = 0,19 mGy), demonstra que as discrepâncias individuais entre a DGM nominal e a calculada permanecem pequenas e bem controladas. O histograma da Figura 19 reforça essa conclusão ao revelar uma distribuição aproximadamente normal, centrada em –0,03 mGy — valor muito próximo de zero e compatível com uma concordância elevada entre os métodos. Esse comportamento indica

a ausência de vieses sistemáticos relevantes e confirma que o erro residual é aleatório e de baixa magnitude.

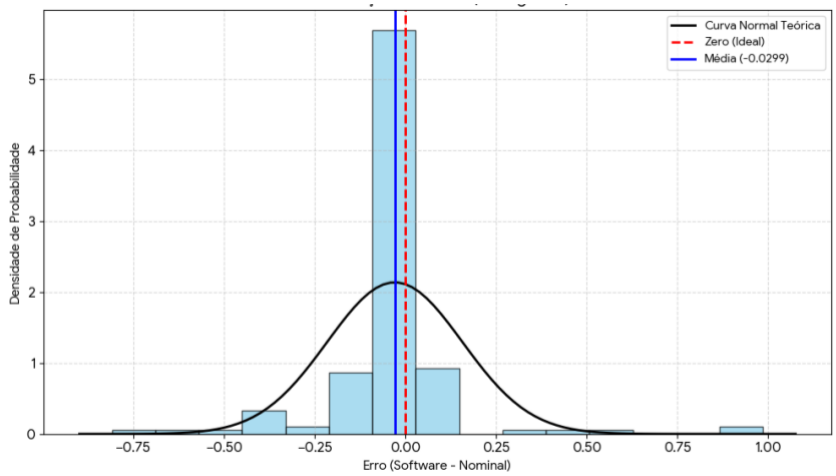

Figura 19: Histograma das diferenças entre a DGM calculada e a nominal

A consistência física do algoritmo é demonstrada pela análise de tendência apresentada na Figura 20, que relaciona a DGM calculada com a espessura da mama. O gráfico evidencia o padrão esperado em sistemas mamográficos: doses maiores aparecem conforme a espessura do tecido aumenta. Essa relação positiva é quantificada por um coeficiente de correlação forte (r = 0,762), compatível com os princípios da formação de imagem. Tecidos mais espessos exigem maior carga de mAs para compensar a atenuação do feixe de raios x e preservar a qualidade da imagem — comportamento amplamente descrito na literatura (SOARES, 2008). A concordância entre o que se observa e o que a física prevê confirma que o algoritmo integra adequadamente os fatores de conversão (g, c, s), bem como os parâmetros técnicos de exposição, garantindo que o modelo matemático reproduza fielmente o comportamento real da dose glandular média.

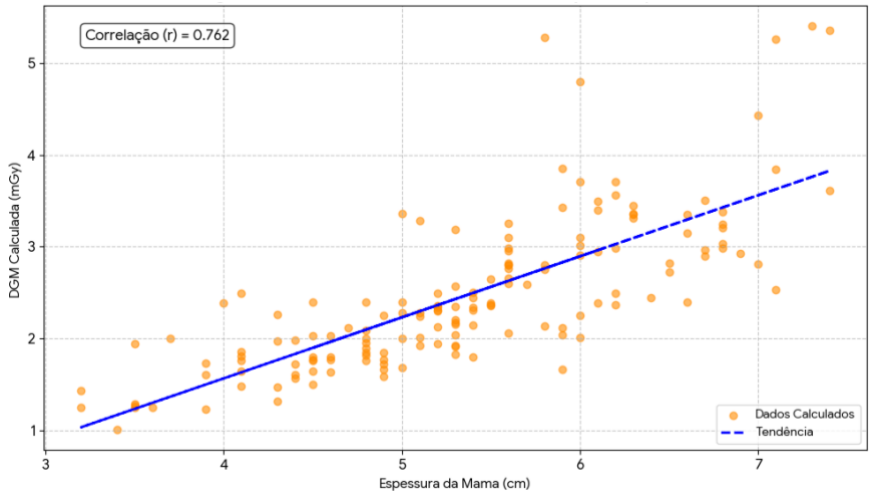

Figura 20: Tendência da DGM Calculada em Função da Espessura da Mama

5. CONCLUSÃO

Foi desenvolvido um software para o cálculo da DGM em mamografia utilizando os parâmetros da técnica radiográfica e dados da paciente. Com base nas evidências experimentais, conclui-se que o software é apto à calcular a DGM em um amplo espectro de condições operacionais, sendo uma ferramenta válida para aplicações de controle de qualidade, pesquisas de otimização e suporte à prática clínica.

No âmbito experimental, o software mostrou desempenho estável e fisicamente coerente quando aplicado ao conjunto de simulações realizadas com o *phantom* BTE. A variação entre a DGM calculada e os valores esperados manteve-se majoritariamente abaixo de 5%, com média entre 2% e 3%, valores compatíveis com padrões internacionais aceitos (ACR, 2018; IAEA, 2011). Em nenhuma condição técnica — seja por espessura, combinação alvo/filtro ou tensão aplicada — foram observadas discrepâncias que comprometessem a confiabilidade dos resultados. Esses achados demonstram que o algoritmo responde adequadamente às mudanças nos parâmetros físicos, reproduzindo com fidelidade o comportamento real da dose em mama.

A validação clínica reforçou ainda mais a confiabilidade dos valores gerados pelo software. Utilizando dados provenientes do HU/UFRJ, observou-se uma correlação linear entre a DGM nominal e a calculada pelo software no valor de 0,952 acompanhada de um viés médio próximo de zero (Δ = 0,03 mGy) e um erro percentual médio inferior a 1% (0,99%). Tanto a análise dos limites de concordância quanto a distribuição dos resíduos confirmaram que as diferenças observadas são pequenas, aleatórias e não geram relevância clínica (ZAR, 2010). Além disso, o Erro Médio Absoluto de apenas 0,09 mGy evidencia o elevado grau de precisão da ferramenta, demonstrando concordância estatística e física com os valores de referência sem necessidade de ajustes ou calibrações adicionais.

Esses resultados confirmam que o software atinge o propósito estabelecido: fornecer uma estimativa precisa, prática e confiável da DGM, com potencial para uso em rotinas de controle de qualidade, auditorias dosimétricas, estudos de otimização e suporte clínico (ISO, 1995).

Conclui-se, portanto, que a Calculadora de Dose Glandular Média desenvolvida representa uma contribuição relevante para a dosimetria em mamografia, unindo fundamentação teórica, validação experimental e facilidade de aplicação prática. Em outras palavras, a ferramenta demonstrou aderência ao modelo de referência, consolidando-se como um instrumento confiável a fim de promover exames mamográficos mais seguros, controlados e alinhados às melhores práticas internacionais de radioproteção e qualidade.

5.1. PESPECTIVAS FUTURAS

Como perspectiva de continuidade, o software desenvolvido apresenta amplo potencial de aplicação em laboratórios de pesquisa, centros de controle de qualidade e serviços de radiodiagnóstico, podendo ser empregado tanto em estudos dosimétricos quanto em auditorias internas de dose em mamografia. Sua estrutura modular facilita a expansão futura, permitindo a incorporação de novos fatores de conversão — como versões atualizadas dos modelos de Dance — e a inclusão de parâmetros adicionais, como espessura equivalente da mama, HVL variável ou correções espectrais específicas para diferentes equipamentos e condições de feixe.

Além de sua utilidade prática, a ferramenta também se destaca como recurso educacional em cursos de Radioproteção e Física Médica, auxiliando estudantes e profissionais no entendimento da influência dos parâmetros técnicos sobre a Dose Glandular Média e no aprofundamento dos fundamentos físicos envolvidos no exame mamográfico.

Propõe-se, ainda, a realização de estudos complementares em serviços que operam com mamógrafos digitais capazes de fornecer a DGM automaticamente no laudo ou no cabeçalho das imagens. A comparação direta entre esses valores e os futuramente obtidos pelo software permitirá ampliar a validade externa da ferramenta e avaliar seu desempenho em diferentes tecnologias e protocolos clínicos. Adicionalmente, em instituições cujo equipamento não disponibiliza o valor DGM na imagem, o uso do valor calculado pela presente calculadora pode representar uma alternativa confiável para inclusão nos laudos e registros internos, contribuindo para o aprimoramento da segurança radiológica e para a padronização dos indicadores de dose em mamografia.

5.2. ACESSO AO SOFTWARE

O acesso ao software pode ser obtido através do qrcode abaixo:

Figura 21: Qrcode para acessar o software

6. REFERÊNCIA

BUSHBERG, J.T.; SEIBERT, LA, LEIDHOLDT, Jr.F.M..; BOONE, M.J., The Essential Physics of Medical Imaging, Willians & Wilkins; New York, USA: 2 Edição, 1994.

DANCE, D.R.; KLANG, A.T., SANDBORG, M.; SKINNER, C.L.; SMITH, A.C.; CARRLSSON, G.A., influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study, The British journal of Radiology, v.73, p. 1056-1067, 2000

TAUHATA, LE SALATI, 1; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, A; Radiogratação e Dosimetria: Fundamentos, Rio de Janeiro, CNEN/IRD. P.1-180, 1999.

ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements, "Rad. quantities and units", News No.1, Washington, D.C., 1992.

American College of Radiology, Breast Imaging Reporting and Data System, Bl-RADS. 4th ed. Reston, VA: ACR, 2003.

ACR, 1999. Mammography Quality Control Manual. American College of Radiology. pp. 225-315

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: 17 set. 2025.

OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. Física das Radiações. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. AAPM Report No. 96. College Park: AAPM, 2007.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Oxford: Pergamon Press, 2007.

KAPLAN, 1, Fisica Nuclear, 2ª Edição, Rio de Janeiro, Guanabara Dois,p.26, 1978.

KNOLL, G.F, Radiation Detection and Measurements. 2ª Edição, Michigan, John Wiley & Sons, 1984.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. Estimativa 2010: incidência de câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA, 2009.

ATTIX, Frank H. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. New York: Wiley-VCH, 2004.

BRENNER, D. J.; SHURYAK, I.; EINSTEIN, A. J. Impact of reduced patient life expectancy on potential cancer risks from radiologic imaging. Radiology, v. 261, n. 1, p. 193-198, 2011.

MAGALHÃES, Maísa. Radioproteção e dosimetria: fundamentos. Rio de Janeiro: IRD / CNEN, 1997.

JENKINS, R.; SNYDER, R. L. Introduction to X-Ray Powder Diffractometry. New York: John Wiley & Sons, 1996. Disponível em: https://doi.org/10.1002/9781118520994. Acesso em: 12 set. 2025.

RADIOPAEDIA. Mammography. Radiopaedia.org. Disponível em: https://radiopaedia.org/articles/mammography. Acesso em: 12 set. 2025.

COLÉGIO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA E DIAGNÓSTICO POR IMAGEM; SOCIEDADE BRASILEIRA DE MASTOLOGIA; FEDERAÇÃO BRASILEIRA DAS ASSOCIAÇÕES DE GINECOLOGIA E OBSTETRÍCIA. Recomendações para o rastreamento do câncer de mama no Brasil. São Paulo: CBR; SBM; FEBRASGO, 2023. Disponível em: https://cbr.org.br/wp-content/uploads/2023/09/Recomendacoes-do-Colegio.pdf. Acesso em: 12 set. 2025.

Almeida CD, Coutinho CM, Dantas BM, Peixoto JE, Koch HA. A new mammography dosimetric phantom. Radiat Prot Dosimetry. 2012 Aug;151(1):196-8. doi: 10.1093/rpd/ncr457. Epub 2012 Jan 5. PMID: 22223722.

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. ACR Practice Parameter for Screen-Diagnostic Mammography. Reston, VA: American College of Radiology, 2018.

SOARES, Júlio César de A. C. R. Princípios de Física em Radiodiagnóstico. 2. ed. rev. São Paulo: Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, 2008. Disponível

em: https://cbr.org.br/wp-content/uploads/2019/06/Apostila-de-Fisica_2008.pdf. Acesso em: 19 nov. 2025.

DOS SANTOS, Sara. (2021). Procedimentos de Equalização do Medipix3RX para Sistema de Imagem Radiográfica em Dual-Energy. 10.13140/RG.2.2.36737.33121.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR (CNEN). Princípios Básicos de Segurança e Proteção Radiológica. 3. ed. revisada. Rio de Janeiro: CNEN, 2014. Disponível em: https://www.gov.br/cnen/pt-br/acesso-rapido/centro-de-informacoes-nucleares/material-didatico-1/principios-basicos-de-seguranca-e-protecao-radiologica-terceira-edicao-revisada.pdf. Acesso em: 20 nov. 2025.

ALMEIDA, Cláudio Domingues de. Otimização da dose glandular média na mama e da qualidade da imagem nos sistemas de mamografia digital. 2014. Tese (Doutorado) — Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2014.

RADIODIAGNÓSTICO MÉDICO: Desempenho de Equipamentos e Segurança. Brasília: Editora Anvisa, 2005.

SECHOPOULOS, Ioannis; TRIANI, Annalisa; PECK, Donald. The DICOM Radiation Dose Structured Report: What it is and what it is not. Journal of the American College of Radiology, v. 12, n. 3, p. 712–719, 2015. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.jacr.2015.01.007. Acesso em: 25 set. 2025.

ALMEIDA, C. D.; COUTINHO, C. M. C.; DANTAS, B. M.; PEIXOTO, J. E.; KOCH, H. A. A new mammography dosimetric phantom. Radiation Protection Dosimetry, v. 1, p. 1–3, 2012.Disponível em: https://doi.org/10.1093/rpd/ncr457. Acesso em: 01 nov. 2025.

TSAI, H. Y.; CHONG, N. S.; HO, Y. J.; TYAN, Y. S. Evaluation of depth dose and glandular dose for digital mammography. Radiation Measurements, v. 45, p. 726–728, 2010. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2010.02.005. Acesso em: 01 nov. 2025.

BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research*, v. 8, n. 2, p. 135–160, 1999.

7. APÊNDICES

APÊNDICE A: Dados Experimentais realizados no Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) utilizando o *phantom* BTE

Espessura (cm)	Alvo/Filtro	Kv	mAs	Gland (%)	Fator s	CSR	Fator g	Fator C	Ki	DGM (mGy)
8	Mo/Rh	31	178	25	1.017	0,44	0,14	1,231	26,92	4,72
8	Mo/Rh	31	191	37,5	1.017	0,44	0,14	1,052	28,89	4,33
8	Mo/Rh	31	207	7,89	1.017	0,44	0,14	1,231	31,31	5,49
8	Mo/Rh	31	241	62	1.017	0,44	0,14	0,963	36,45	5
8	Mo/Rh	31	261	75	1.017	0,44	0,14	0,963	39,47	5,41
8	Mo/Rh	31	103	12,5	1.017	0,44	0,14	1,231	15,58	3,5
7	Mo/Rh	29	83,9	14,3	1.017	0,43	0,163	1,204	10,3	2,06
7	Mo/Rh	29	87,6	21,4	1.017	0,43	0,163	1,204	10,75	2,15
7	Mo/Rh	29	93,8	28,6	1.017	0,43	0,163	1,054	11,52	2,01
7	Mo/Rh	29	101	50	1.017	0,43	0,163	1,054	12,4	2,17
7	Mo/Rh	29	112	64,3	1.017	0,43	0,163	0,957	13,75	2,18
7	Mo/Rh	29	116	71,4	1.017	0,43	0,163	0,957	14,24	2,26
7	Mo/Rh	29	137	85,7	1.017	0,43	0,163	0,844	16,82	2,35
6	Mo/Rh	29	75,7	0	1.017	0,43	0,192	1.198	8,97	2,1
6	Mo/Rh	29	77,4	8,3	1.017	0,43	0,192	1.198	9,17	2,15
6	Mo/Rh	29	87,3	25	1.017	0,43	0,192	1.198	10,34	2,42
6	Mo/Rh	29	93,4	33,3	1.017	0,43	0,192	1,056	11,07	2,28
6	Mo/Rh	29	105	50	1.017	0,43	0,192	1,056	12,44	2,56
6	Mo/Rh	29	112	58,3	1.017	0,43	0,192	0,954	13,27	2,47
6	Mo/Rh	29	115	66,6	1.017	0,43	0,192	0,954	13,63	2,54
6	Mo/Rh	29	135	83,3	1.017	0,43	0,192	0,847	16	2,65
6	Mo/Rh	29	150	100	1.017	0,43	0,192	0,847	17,77	2,94
5	Mo/Mo	27	73,6	10	1	0,35	0,187	1,197	7,42	1,66
5	Mo/Mo	27	76,7	20	1	0,35	0,187	1,197	7,73	1,73
5	Mo/Mo	27	82,7	30	1	0,35	0,187	1,056	8,34	1,65
5	Mo/Mo	27	93,9	50	1	0,35	0,187	1,056	9,47	1,87
5	Mo/Mo	27	99	60	1	0,35	0,187	0,947	9,98	1,77
5	Mo/Mo	27	109	70	1	0,35	0,187	0,947	10,99	1,95
5	Mo/Mo	27	120	80	1	0,35	0,187	0,843	12,1	1,91
5	Mo/Mo	27	123	90	1	0,35	0,187	0,843	12,4	1,95
4,5	Mo/Mo	27	52,4	11,1	1	0,35	0,235	1,187	5,19	1,45
4,5	Mo/Mo	27	57,5	22,2	1	0,35	0,235	1,187	5,7	1,59
4,5	Mo/Mo	27	59,9	33,3	1	0,35	0,235	1,054	5,94	1,47
4,5	Mo/Mo	27	65,3	44,4	1	0,35	0,235	1,054	6,47	1,6
4,5	Mo/Mo	27	66,5	55,5	1	0,35	0,235	0,949	6,59	1,47

4,5	Mo/Mo	27	74,1	66,6	1	0,35	0,235	0,949	7,35	1,64
4,5	Mo/Mo	27	76,2	66,6	1	0,35	0,235	0,949	7,55	1,68
4,5	Mo/Mo	27	84,9	88,8	1	0,35	0,235	0,850	8,42	1,68
4	Mo/Mo	27	40,5	12,5	1	0,35	0,235	1,175	3,95	1,09
4	Mo/Mo	27	42,9	25	1	0,35	0,235	1,175	4,18	1,15
4	Mo/Mo	27	46,3	37,5	1	0,35	0,235	1,052	4,51	1,11
4	Mo/Mo	27	48,1	50	1	0,35	0,235	1,052	4,69	1,16
4	Mo/Mo	27	51,6	62,5	1	0,35	0,235	0,952	5,03	1,13
4	Mo/Mo	27	54	75	1	0,35	0,235	0,952	5,26	1,18
4	Mo/Mo	27	59,2	87,5	1	0,35	0,235	0,858	5,77	1,16
4	Mo/Mo	27	61,7	100	1	0,35	0,235	0,858	6,01	1,21
3,5	Mo/Mo	27	30,1	14,3	1	0,35	0,2752	1,159	3,25	1,04
3,5	Mo/Mo	27	33	28,6	1	0,35	0,2752	1,048	3,57	1,03
3,5	Mo/Mo	27	34,4	42,8	1	0,35	0,2752	1,048	3,72	1,07
3,5	Mo/Mo	27	37,7	57,1	1	0,35	0,2752	0,956	4,07	1,07
3,5	Mo/Mo	27	40,3	71,4	1	0,35	0,2752	0,956	4,35	1,14
3,5	Mo/Mo	27	42,3	85,7	1	0,35	0,2752	0,869	4,57	1,09
3,5	Mo/Mo	27	43,5	100	1	0,35	0,2752	0,869	4,7	1,12
3	Mo/Mo	26	34,2	16,7	1	0,35	0,2752	0,869	4,7	1,12
3	Mo/Mo	26	35,8	33,3	1	0,34	0,3181	1,140	3,22	1,17
3	Mo/Mo	26	40,2	50	1	0,34	0,3181	1,043	3,37	1,12
3	Mo/Mo	26	40,5	66,6	1	0,34	0,3181	1,043	3,79	1,26
3	Mo/Mo	26	45,3	83,3	1	0,34	0,3181	0,960	3,82	1,17
2,5	Mo/Mo	26	24,9	20	1	0,34	0,3181	0,882	4,27	1,2
2,5	Mo/Mo	26	27,3	40	1	0,34	0,3684	1,118	2,31	0,95
2,5	Mo/Mo	26	30,1	60	1	0,34	0,3684	1,037	2,53	0,97
2,5	Mo/Mo	26	31,2	80	1	0,34	0,3684	0,966	2,79	0,99
2	Mo/Mo	26	18,9	25	1	0,34	0,3684	0,898	2,89	0,96
2	Mo/Mo	26	19,9	50	1	0,34	0,4266	1,092	1,72	0,8
2	Mo/Mo	26	21,9	75	1	0,34	0,4266	1,029	1,81	0,79
2	Mo/Mo	26	22,6	100	1	0,34	0,4266	0,973	2	0,83

APÊNDICE B: Dados experimentais clínicos do Hospital Universitário/UFRJ para validação do software com as respectivas doses.

NOME	NUMERO	Espessura da mama (cm)	alvo/filtro	kV	mAs	Idade	DGM (mGy)	DGM software (mGy)
DGB	279744	4,5	MoMo	28	114	63	2,46	2,36
MCCM	145412	6,2	RhRh	28	144	52	2,35	2,37
MCCM	145412	7,0	RhRh	29	163	52	2,83	2,75
RMES	260695	5,2	MoMo	27	127	50	2,14	2,00
RMES	260695	5,5	MoMo	28	131	50	2,42	2,21
LSS	119752	6,2	RhRh	28	154	49	2,52	2,23
LSS	119752	5,9	RhRh	28	142	49	2,10	2,12
RNSF	304707	4,1	MoMo	28	78	66	1,82	1,77
ICMR	474879	3,2	MoMo	27	63	50	1,45	1,32
ICMR	474889	3,2	MoMo	27	60	50	1,27	1,25
CAO	491547	4,9	MoMo	26	107	40	1,65	1,58
CAO	491597	4,3	MoMo	26	87	40	1,35	1,32
MFM	430239	4,8	MoMo	27	106	53	1,71	1,81
MFM	430239	4,5	MoMo	28	80	53	1,73	1,65
CRF	255336	5,3	MoRh	26	161	45	2,19	2,11
CRF	255336	5,6	MoMo	28	146	45	2,66	2,42
SLCL	46378	5,4	MoMo	27	145	56	2,38	2,50
SLCL	46378	4,8	MoMo	27	105	56	1,89	1,79
VPS	350752	4,9	MoMo	27	128	64	2,27	2,14
VPS	350752	4,6	MoMo	27	110	64	2,05	1,96
EMS	536042	4,9	MoMo	26	104	38	1,61	1,53
EMS	536042	4,9	MoMo	26	120	38	1,86	1,77
LMC	368826	5,2	MoRh	26	168	44	2,32	2,24
LMC	368826	4,5	MoMo	28	105	44	2,04	1,95
EBM	310671	5,6	MoRh	26	228	46	2,98	2,83
EBM	310671	5,6	MoRh	26	239	46	3,12	2,97
LTV	475559	5,7	MoMo	28	144	41	2,58	2,35
LTV	475559	6,0	MoMo	28	177	41	3,06	2,75
AMFP	412384	5,3	MoMo	27	116	50	1,93	1,79
AMFP	412384	5,2	MoMo	27	149	50	2,52	2,34
LSF	342960	3,6	MoMo	25	84	68	1,26	1,33
LSF	342960	3,5	MoMo	26	68	68	1,26	1,27
TRDC	440318	4,1	MoMo	28	79	52	1,66	1,62
TRDC	440318	4,4	MoMo	26	117	52	1,97	1,93
AURP	452694	3,5	MoMo	27	61	62	1,30	1,29
AURP	452694	4,4	MoMo	28	74	62	1,63	1,56
ACM	359316	6,0	MoMo	28	191	59	3,73	3,37
ACM	359316	6,2	MoMo	28	195	59	3,72	3,34
AOC	368268	4,4	MoMo	26	116	45	1,76	1,72
AOC	368268	4,4	MoMo	26	106	45	1,61	1,57
VLAB	004574	5,0	MoMo	27	115	60	2,00	1,88
VLAB	004575	4,9	MoRh	27	106	60	1,78	1,77

MGDS	477763	4,5	MoMo	27	82	55	1,55	1,50
MSF	492218	5,1	MoMo	27	142	69	2,44	2,28
MSF	492218	4,8	MoMo	28	103	69	2,11	2,00
ACJ	448967	6,9	MoRh	28	195	50	2,88	2,93
ACJ	448967	7,3	MoRh	28	328	50	5,40	4,74
SPR	252128	5,6	MoMo	28	144	72	2,96	2,70
SPR	252128	5,6	MoMo	28	137	72	2,81	2,57
MMOC	484169	4,3	MoMo	28	88	70	1,97	1,90
MMOC	484169	4,1	MoMo	28	82	70	1,91	1,86
ELFN	259164	4,8	MoMo	27	117	54	2,10	2,00
ELFN	259164	5,1	MoMo	27	134	54	2,30	2,15
DAM	600515	6,0	MoMo	28	160	52	3,13	2,82
DAM	600515	5,8	MoMo	28	139	52	2,78	2,53
NFS	334900	5,5	MoMo	27	147	70	2,68	2,49
TMR	120866	6,3	MoRh	28	182	48	3,30	2,93
TMR	120866	5,3	MoMo	28	134	48	2,54	2,35
DMCS	132456	4,6	MoMo	28	93	48	1,78	1,69
DMCS	132456	4,7	MoMo	28	113	48	2,12	2,00
ARMS	041940	6,0	MoMo	28	149	57	2,91	2,63
ARMS	041940	5,2	MoMo	27	137	57	2,31	2,16
SSN	290490	7,1	RhRh	29	223	53	3,84	3,73
SSN	290490	7,1	MoRh	28	314	53	5,26	4,62
RCO	477270	6,7	MoRh	28	201	52	3,50	3,08
RCO	477270	7,0	MoRh	28	263	52	4,45	3,91
IAM	485594	5,5	RhRh	28	146	45	2,28	2,36
IAM	485594	5,8	RhRh	28	143	45	2,14	2,20
TMRS	085207	5,0	MoRh	26	167	51	2,37	2,31
TMRS	085207	4,3	MoMo	28	116	51	2,60	2,26
MDR	371808	5,6	MoMo	27	115	82	2,07	1,92
MDR	371808	5,3	MoMo	27	103	82	1,93	1,81
TSE	443133	7,4	RhRh	31	250	60	5,35	5,51
TSE	443133	3,7	MoMo	28	87	60	2,01	1,97
CGO	482412	6,1	MoMo	28	173	48	2,95	2,64
CGO	482412	5,4	MoMo	28	132	48	2,47	2,27
RMS	219572	3,9	MoMo	27	76	67	1,62	1,45
RMS	219572	4,1	MoMo	27	86	67	1,76	1,72
MARN	234955	5,3	MoMo	27	118	60	2,21	2,07
MARN	234955	5,6	MoMo	27	145	60	2,61	2,42
DNL	219677	5,4	MoRh	26	175	53	2,35	2,25
DNL	219677	4,8	MoMo	28	117	53	2,40	2,27
MAF	097101	5,4	MoMo	27	132	50	2,16	2,00
MAF	097101	5,6	MoMo	27	156	50	2,81	2,28
ARM	165854	5,9	MoRh	26	243	57	3,43	3,22
ARM	165854	6,0	RhRh	28	133	57	2,22	2,25
ULSF	060941	6,1	MoMo	28	181	58	3,50	3,14
ULSF	060941	5,4	MoMo	28	119	58	2,51	2,31
MHNB	617788	5,3	MoMo	27	124	66	2,32	2,18
MHNB	617788	5,3	MoMo	27	104	66	1,95	1,83

NBF	285646	5,0	MoMo	28	129	61	2,56	2,40
NBF	285646	5,1	MoRh	26	165	61	2,31	2,24
CFT	492856	6,6	MoMo	28	193	41	3,52	3,15
CFT	492856	6,8	MoMo	28	212	41	3,79	3,38
TPFL	389386	7,4	MoRh	28	252	56	4,11	3,61
TPFL	389386	6,7	MoRh	28	189	56	3,29	2,90
LLC	477134	5,2	MoMo	27	150	57	2,53	2,36
LLC	477134	5,2	MoMo	27	158	57	2,67	2,49
ECL	003925	4,0	MoMo	28	103	62	2,45	2,39
ECL	003925	4,1	MoRh	26	149	62	2,47	2,49
GMA	316070	4,8	MoMo	27	111	69	2,00	1,90
GMA	316070	4,5	MoMo	26	112	69	1,85	1,80
VPC	152261	3,9	MoMo	26	73	50	1,23	1,23
VPC	152261	4,8	MoMo	26	121	50	1,90	1,82
RMAS	441640	5,1	MoMo	27	125	51	2,14	2,01
GGS	488467	3,9	MoMo	27	91	74	1,94	1,73
GGS	488467	3,5	MoMo	27	92	74	1,95	1,94
MGS	457718	5,1	MoMo	27	120	47	2,06	1,93
MGS	457718	5,2	MoMo	27	123	47	2,08	1,94
FAR	474440	6,7	RhRh	28	192	47	2,98	2,97
FAR	474440	6,5	RhRh	28	178	47	2,82	2,82
SMMM	347977	4,6	MoMo	26	104	60	1,57	1,64
SMMM	347977	4,5	MoMo	26	109	60	1,80	1,76
RO	468152	3,4	MoMo	26	58	50	1,01	1,01
RO	468152	3,5	MoMo	26	67	50	1,24	1,25
RMAO	359719	5,3	MoMo	27	132	40	1,94	2,04
RMAO	359719	6,3	MoMo	28	199	40	3,33	3,36
RIFE	487146	6,8	RhRh	29	176	46	3,84	3,03
RIFE	487146	6,8	RhRh	29	188	46	3,33	3,24
LMNOS	623553	5,0	MoMo	28	123	37	1,99	2,28
LMNOS	623553	4,5	MoRh	27	112	37	2,43	1,77
SLFJ	444914	6,2	MoMo	28	208	57	2,97	3,56
SLFJ	444914	6,3	MoMo	28	204	57	3,85	3,45
ASS	378860	4,9	MoMo	27	103	67	2,06	1,72
ASS	378860	5,0	MoMo	26	116	67	2,00	1,68
MOAA	199829	5,6	MoMo	28	147	66	2,36	2,76
MOAA	199829	6,0	MoRh	26	226	66	4,82	2,95
JR	218788	6,6	MoRh	28	175	44	2,37	2,64
JR	218788	6,5	MoRh	28	168	44	2,98	2,72
MCPC	438693	4,8	MoMo	27	114	71	1,96	1,95
MCPC	438693	4,6	MoMo	27	101	71	1,88	1,80
ECL	459094	5,3	MoRh	26	176	44	3,25	2,30
ECL	459094	5,8	MoRh	26	222	44	2,83	2,67
ASU	335495	6,8	MoRh	28	243	43	3,22	3,69
ASU	335495	6,3	RhRh	28	180	43	3,41	2,92
ERRO	002073	4,3	MoMo	26	87	78	1,38	1,47
ERRO	002073	4,1	MoMo	26	84	78	1,50	1,48
OJC	187791	6,4	MoMo	28	169	48	2,46	2,82

OJC	187791	6,6	MoMo	28	186	48	3,40	3,03
GGF	270556	6,8	MoRh	28	150	48	3,05	2,28
GGF	270556	7,1	MoRh	28	149	48	2,50	2,19
NMLF	485188	5,3	MoMo	27	156	55	2,48	2,41
NMLF	485188	5,5	MoMo	27	141	55	2,28	2,39
MVSD	415776	6,2	MoMo	28	174	59	2,94	2,98
MVSD	415776	5,8	MoRh	26	243	59	5,31	3,27
NESS	457595	5,9	RhRh	28	126	39	1,68	1,91
NESS	457595	5,9	RhRh	28	135	39	2,00	2,04
MNRS	485877	6,0	MoMo	28	139	60	1,97	2,45
MNRS	485877	5,6	MoMo	28	132	60	2,71	2,48
ESA	499201	6,1	MoMo	28	198	43	3,38	3,03
ESA	499201	5,9	RhRh	28	188	43	3,84	2,85
LCO	419041	5,6	MoRh	26	203	51	3,30	2,52
LCO	419041	5,4	MoMo	28	142	51	1,73	2,44
JFTA	450694	6,1	MoMo	28	144	41	2,46	2,20
LCO	419041	5,4	MoMo	28	142	51	1,73	2,44
JFTA	450694	6,1	MoMo	28	144	41	2,46	2,20