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

Gabriel Queiroz de Miranda

Avaliação da dose glandular média em tomossíntese utilizando dosimetria OSL

Rio de Janeiro
2025

Gabriel Queiroz de Miranda

Avaliação da dose glandular média em tomossíntese utilizando dosimetria OSL

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

Orientadora: Profª Dra. Josilene Cerqueira Santos

Co-orientador: Prof. Dr. Sergio Ricardo de Oliveira

Co-orientador: Dr. João Emílio Peixoto

Rio de Janeiro

2025

CIP - Catalogação na Publicação

M672a

Miranda, Gabriel Queiroz de
Avaliação da dose glandular média em tomossíntese utilizando dosimetria OSL / Gabriel Queiroz de Miranda. -- Rio de Janeiro, 2025.
90 f.

Orientadora: Josilene Cerqueira Santos.
Coorientador: Sergio Ricardo de Oliveira.
Trabalho de conclusão de curso (graduação) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto de Física, Bacharel em Física Médica, 2025.

1. Física Médica. 2. Dosimetria. 3. Mamografia. 4. Tomossíntese. 5. Dose Glandular Média. I. Santos, Josilene Cerqueira, orient. II. Oliveira, Sergio Ricardo de, coorient. III. Título.

Elaborado pelo Sistema de Geração Automática da UFRJ com os dados fornecidos pelo(a) autor(a), sob a responsabilidade de Miguel Romeu Amorim Neto - CRB-7/6283.

Gabriel Queiroz de Miranda

Avaliação da dose glandular média em tomossíntese utilizando dosimetria OSL

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

Aprovado em: ____ de _____ de _____.

BANCA EXAMINADORA

Documento assinado digitalmente
SIMONE COUTINHO CARDOSO
Data: 15/08/2025 05:44:19-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

_____

Dra. Simone Coutinho Cardoso – IF/UFRJ

Documento assinado digitalmente
TANIA APARECIDA CORREIA FURQUIM
Data: 04/08/2025 17:27:23-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

_____

Dra. Tânia Aparecida Correia Furquim – Rede D'Or

Documento assinado digitalmente
JOSILENE CERQUEIRA SANTOS
Data: 04/08/2025 10:15:25-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

_____

Dra. Josilene Cerqueira Santos – IF/UFRJ (orientadora)

Documento assinado digitalmente
SERGIO RICARDO DE OLIVEIRA
Data: 02/08/2025 14:36:48-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

_____

Dr. Sergio Ricardo de Oliveira – FIOCRUZ (coorientador)

Documento assinado digitalmente
JOAO EMILIO PEIXOTO
Data: 05/08/2025 22:51:51-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

_____

Dr. João Emílio Peixoto – PQM/INCa (coorientador)

Dedico este trabalho à Cleide Queiroz de Miranda, minha mãe, que nunca me negou nenhum livro.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à minha mãe, Cleide Queiroz de Miranda, por ter me criado por 26 anos e ter sido a minha maior incentivadora nos estudos independente das dificuldades. Obrigado por tudo, sentirei sua falta até o dia em que nos encontrarmos novamente em algum paraíso.

Agradeço à minha avó, Maria Dalva Ferreira das Neves, que ajudou muito na minha criação e sempre entendeu o valor do estudo mesmo sem ter tido as mesmas oportunidades.

Agradeço à minha companheira de curso e de vida, Maria Clara, por estar comigo nos melhores e nos piores momentos, sempre me dando força e apoio quando mais precisei.

Agradeço ao meu irmão de outra mãe, Maurício Cadengue, pela amizade desde os 10 anos de idade, pelas conversas tanto sobre coisas inúteis como sobre a vida e seu sentido.

Agradeço aos meus amigos de faculdade e curso André Luiz, Beatriz Soares, Davi Dallapicola, Felipe Marques, Jennifer Muller, Larissa Gabriela, Ramon Matias, Ruy Rayol, Thalys Gama, Tude Andrade e Wesley Ramos por tudo o que fizeram por mim e que passamos juntos desde o início de nossa amizade, se não fossem por vocês e pela Maria, eu não teria chegado aqui nesta monografia de Física Médica.

Agradeço à professora Josilene Cerqueira Santos, que me acolheu como aluno de iniciação científica e me ensinou muito sobre mamografia com bastante paciência.

Agradeço à professora Simone Coutinho Cardoso, que desde o início da graduação, em Física Experimental I, manteve-se presente na minha formação acadêmica e foi fator chave para meu prosseguimento na graduação.

Agradeço ao professor Sergio Ricardo de Oliveira, que me recebeu no estágio de radiodiagnóstico com muito conhecimento a compartilhar e aceitou me coorientar neste trabalho.

Agradeço ao professor João Emilio Peixoto, que foi peça chave neste trabalho e compartilhou muito conhecimento de seu conhecimento sobre mamografia comigo.

Por fim, agradeço à minha família e aos professores com que tive contato na graduação.

"*Agora entendo que um dos motivos importantes para ir à universidade e obter uma educação é aprender que as coisas em que você acreditou a vida toda não são verdade, e nada é o que parece ser.*"

Daniel Keyes

RESUMO

A mamografia é uma técnica radiográfica exclusiva para rastreio e detecção de câncer de mama. Sua evolução tecnológica levou ao desenvolvimento da tomossíntese mamária, que permite a obtenção de imagens semelhantes a uma tomografia por meio da incidência do feixe na mama em diferentes angulações. A imagem reconstruída em 3D possibilita a visualização da mama em fatias milimétricas, reduzindo sobreposições anatômicas e favorecendo diagnósticos mais precisos. Devido às peculiaridades dessa técnica em comparação à mamografia 2D, torna-se fundamental empregar uma dosimetria específica. O objetivo deste trabalho foi utilizar a dosimetria luminescente opticamente estimulada (OSL) para estudos da dose glandular média (*AGD*) no equipamento da *General Electric Healthcare*, *Senographe Pristina*. O objetivo principal desdobrou-se em dois: Avaliar o cálculo da *AGD* realizado pelo equipamento da GE e sua confiabilidade para dosimetria e sugerir um protocolo para ser utilizado pelo Programa Nacional de Qualidade em Mamografia do Instituto Nacional de Câncer (PQM/INCa) para avaliar as doses em serviços com tomossíntese no país. Para isso, foram realizadas medições da dose glandular média experimental (D_g) utilizando dosímetros OSL devidamente calibrados para Rh/Ag, simuladores com glandularidade ajustável (30% e 50%) e um simulador de PMMA do PQM/INCA para comparação com valores de AGD fornecidas pelo equipamento. A dosimetria foi feita com base no protocolo europeu *Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems* (2018). Foi elaborado um documento contendo instruções passo a passo para medições OSL em tomossíntese, incluindo geometria de irradiação e posicionamento do simulador. Ao testar esse protocolo com o simulador do PQM/INCa, que representa uma mama de 45 mm e glandularidade de 41%, a diferença relativa entre a D_g e a *AGD* foi de 0,6%. Ao testar o protocolo com os outros simuladores de espessuras e glandularidades variáveis, verificamos uma diferença máxima de 9,9 % entre a D_g e *AGD*. Concluímos que o método de cálculo utilizado pelo software do equipamento fornece resultados compatíveis com os valores de dose glandular média estimados usando dosimetria OSL e simuladores homogêneos. É fundamental que o serviço participe do programa de controle de qualidade do PQM/INCa; como avaliação adicional, os dados do próprio equipamento permitem monitorar doses de forma rápida e sistemática, alertando para desvios que exijam manutenção ou ajustes e viabilizando a otimização dos protocolos de imagem.

Palavras-chave: Mamografia, Tomossíntese, Dosimetria, Dose Glandular Média.

ABSTRACT

Mammography is a radiographic technique exclusively used for breast cancer screening and detection. Its technological evolution led to the development of digital breast tomosynthesis, which enables the acquisition of CT-like images by directing the X-ray beam at the breast from different angles. The 3D reconstructed image allows for the visualization of the breast in millimeter-thin slices, reducing anatomical overlap and enabling more accurate diagnoses. Due to the particularities of this technique compared to 2D mammography, it becomes essential to apply specific dosimetry. The aim of this study was to use optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry to study the average glandular dose (AGD) in the General Electric Healthcare Senographe Pristina system. The main objective unfolded into two parts: to suggest a protocol for the National Quality Program in Mammography of the National Cancer Institute (PQM/INCa) to evaluate doses in tomosynthesis services in Brazil, and to assess the AGD calculation performed by the GE equipment and its reliability for dosimetry. For this, measurements of the experimental average glandular dose (Dg) were carried out using properly calibrated OSL dosimeters for Rh/Ag, phantoms with adjustable glandularity (30% and 50%), and a PMMA phantom from PQM/INCa for comparison with the AGD values provided by the equipment. The dosimetry was based on the European protocol Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems (2018). A step-by-step instructional document was developed for OSL measurements in tomosynthesis, including irradiation geometry and phantom positioning. When testing this protocol with the PQM/INCa phantom, representing a 45 mm breast with 41% glandularity, the relative difference between Dg and AGD was 0.6%. When testing the protocol with other phantoms of varying thicknesses and glandularities, a maximum difference of 9.9% between Dg and AGD was observed. We conclude that the calculation method used by the equipment's software provides results compatible with the average glandular dose values estimated using OSL dosimetry and homogeneous phantoms. It is essential that services participate in the PQM/INCa quality control program; additionally, the equipment's internal data allow for quick and systematic dose monitoring, alerting to deviations that may require maintenance or adjustment, and enabling the optimization of imaging protocols.

Keywords: Mammography, Tomosynthesis, Dosimetry, Average Glandular Dose.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Probabilidade de ocorrência dos efeitos da radiação não ionizante com a matéria. 21

Figura 2: Representação do efeito Compton. 22

Figura 3: Representação do efeito fotoelétrico. 23

Figura 4: Tipos de interação da partícula carregada com a matéria. 24

Figura 5: Atenuação dos tecidos mamários. 26

Figura 6: Esquema de um equipamento dedicado à mamografia. 27

Figura 7: Inclinação do tubo de raios x do mamógrafo. 28

Figura 8: Efeito heel. 29

Figura 9: Espectros de raios X utilizados em mamografia. 30

Figura 10: (A) Coeficientes de atenuação linear do Al, Mo, Rh e Ag em função da energia. (B) Espectro de Mo sem filtro a 30 kV com uma ilustração sobreposta de um filtro de Mo. (C) Espectro de Mo com filtro de 0.03 mm de Mo. 31

Figura 11: CSR x kV para espectros de W/Ag, W/Rh, W/Al, Mo/Rh e Mo/Mo. 31

Figura 12: Compressão da mama. 32

Figura 13: Projeções craniocaudal (CC) e meiolateral oblíqua (MLO) 33

Figura 14: Esquema simples de um sistema de tomossíntese, com a fonte rotacionando ao redor da mama comprimida em um alcance angular limitado, assim, formando imagens projetadas no detector. 34

Figura 15: (A) Mamografia mediolateral obliqua (MLO) de uma paciente com câncer ductal não aparente na projeção MLO convencional, mas ligeiramente observado na visão craniocaudal (C). Fatias MLO (B) e craniocaudal (D) de 1 mm da tomossíntese mostram mais detalhes. 35

Figura 16: (a) Desenho de um scanner de tomografia mamária. (b) Protótipo desenvolvido. 35

Figura 17: Condições de CPE para fonte externa. O volume maior contém um meio homogêneo uniformemente irradiado por radiação indiretamente ionizante. 38

Figura 18: CPE existe (no limite não estocástico) pois o elétron e_2 entra no volume v com energia cinética E equivalente à energia E que sai com o elétron e_1. 39

Figura 19: Representação dos processos envolvidos na OSL. (a) Criação de par elétron-buraco. (b) captura da carga durante a irradiação. (c) Estimulação óptica das cargas armadilhadas e (d) Recombinação e emissão de luz durante a leitura do OSL. 44

Figura 20: (A) Simulador do PQM com cartão dosimétrico. (B) Simulador disposto no equipamento de mamografia. (C) Imagem DICOM feita pelo equipamento. 46

Figura 21: Aparato experimental para a determinação do fator de calibração para Rh/Ag. 49

Figura 22: Posicionamento do detector Piranha junto aos dosímetros 50

Figura 23: Simulador de PMMA. 51

Figura 24: Imagem do aparato experimental sem os dosímetros para aquisição dos dados para o PQM/INCa. 52

Figura 25: Desenho do aparato experimental para o PQM/INCa. 52

Figura 26: Posicionamento dos dosímetros sobre o simulador (à esquerda) e montagem experimental para irradiação na tomossíntese (à direita). 53

Figura 27: Simuladores da CIRS, da esquerda para a direita: placas de 70% de glandularidade, placas de 50% e placas de 30%. Placas do simulador da CIRS que correspondem a 50% de glandularidade (à direita). 54

Figura 28: Simuladores da CIRS de 50% de glandularidade com os dosímetros OSL posicionados. 55

Figura 29: Imagem DICOM mostrando os objetos de teste dentro da placa do simulador da CIRS de 50%. 57

Figura 30: Curva de calibração obtida através dos fatores de calibração dos espectros Rh/Ag do *Senographe Pristina*. (A) Curva utilizada seguindo a metodologia do PQM/INCA. (B) Curva feita a partir dos valores médios. 61

Figura 31: Comparação ente a D_g *e AGD*. A linha na diagonal indica a igualdade. ... 65

Figura 32: Combinação entre a D_g e D_{gESE}. A linha na diagonal indica igualdade. 67

Figura 33: Combinação entre a *c.g* Experimental x *c.g* Equipamento. A linha na diagonal indica igualdade. 68

Figura 34: Combinação entre a D_g e *AGD*. 69

Figura 35: Combinação entre a D_g e D_{gESE}. 70

Figura 36: Instruções fornecidas pelo PQM. 84

Figura 37: Instruções para realização da imagem do simulador. 85

Figura 38: Identificação do serviço e de equipamentos. 86

Figura 39: Instruções para realização da imagem do simulador. 87

Figura 40: Cartão dosimétrico. 88

Figura 41: (A) Placa de compressão posicionada no simulador. (B) Dosímetro posicionado no simulador. (C) Imagem DICOM a ser enviada ao PQM/INCa. 89

Figura 42: Ilustração do simulador com o dosímetro posicionado. 90

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Técnicas adquiridas para cada tensão no equipamento de tomossíntese 49

Tabela 2: Parâmetros de aquisição do simulador do PQM INCa. 53

Tabela 3: Parâmetros de aquisições para comparativo de dose D_g e *AGD*. 56

Tabela 4: Parâmetros de aquisição do teste de heterogeneidade 58

Tabela 5: Leituras para o background. 58

Tabela 6: Dosímetros selecionados a partir da sensibilidade. 60

Tabela 7: Comparação entre Dg e AGD avaliados com o simulador de PMMA do PQM/INCa 62

Tabela 8: Valores médios dos resultados do PQM/INCa. 63

Tabela 9: Comparação dos resultados deste estudo com os obtidos pelo NHS. 63

Tabela 10: Valores médios de K_{ar}, D_g e sua diferença relativa percentual para os simuladores de 50% de glandularidade. 64

Tabela 11: Valores médios de K_{ar}, D_g e sua diferença relativa percentual para os simuladores de 30% de glandularidade. 65

Tabela 12: Valores da D_g e D_{gESE}. 66

Tabela 13: Comparação entre o *c.g* experimental e o fornecido pelo equipamento. 68

Tabela 14: Comparação entre D_g e *AGD* calculados utilizando um simulador heterogêneo. Δ(%) representa a diferença percentual entre $AGD - D_g$ 69

Tabela 15: Comparação entre *Dg* e D_g *ESE* calculados utilizando um simulador heterogêneo. Δ(%) representa a diferença percentual entre $AGD - D_{gESE}$ 70

Tabela 16: Comparação das técnicas usadas no Senographe Pristina para diferentes glandularidades 71

Tabela 17: Fatores g para mamas simuladas com PMMA (EUREF adaptada). 79

Tabela 18: Fatores g (mGy/mGy) para espessuras de mama de 20-110 mm e HVL 0.30-0.60 mmAl (EUREF adaptada). 79

Tabela 19: Fatores c para mamas simuladas com PMMA (EUREF adaptada). 80

Tabela 20: Fatores c para mamas médias nas idades 50 - 64 anos (EUREF adaptada). 80

Tabela 21: Fatores c para mamas médias nas idades 50 - 64 anos (EUREF adaptada). 81

Tabela 22: Fatores s para espectros usados nas clínicas. 81

Tabela 23: Fatores T em função da espessura da mama para diferentes alcances angulares (EUREF adaptada). 82

Tabela 24: Fatores T em função da espessura de PMMA para diferentes alcances angulares (EUREF 2018 adaptada). 82

Tabela 25: Fatores T em função da espessura da mama para os seguintes sistemas de tomossíntese: Hologic Selenia Dimensions, Siemens Mammomat Inspiration, GE Essential, GE Pristina, IMS Giotto TOMO, IMS Giotto Class e Planmed Nuance Excel DBT. 83

ABREVIATURAS E SIGLAS

AEC	Controle Automático de Exposição (*Automatic Exposure Control*)
AGD	*Average Glandular Dose* (Dose Glandular Média)
BG	Radiação de Fundo (*background*)
CC	Cradiocaudal
CIRS	*Computerized Imaging Reference Systems*
CPE	Equilíbrio de Partículas Carregadas (*Charged Particle Equilibrium*)
CSR	Camada Semirredutora
D_g	Dose Glandular Média
DGM	Dose Glandular Média (*Average Glandular Dose*)
ESE	*Entrance Surface Exposure*
EUREF	*European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services*
GE	*General Electric*
ICRP	Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection*)
INCa	Instituto Nacional de Câncer
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
KEP	*Kerma* de Entrada na Pele
Kerma	Energia cinética transferida por unidade de massa (*Kinetic energy release per unit of mass*)
MLO	Mediolateral-oblíquo
NHS	*National Health Service*
OSL	Luminescência Opticamente Estimulada (*Optically Stimulated Luminescence*)
OSLD	Dosímetros de Luminescência Opticamente Estimulada
PQM/INCa	Programa Nacional de Qualidade em Mamografia do Instituto Nacional de Câncer
TLD	Dosímetro Termoluminescente (*Thermoluminescent Dosimeter*)

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO 17

1.1. OBJETIVOS 18

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA 20

2.1. Interação da radiação com a matéria 20

2.1.1. Interação de Fótons com a Matéria 20

2.1.2. Interação de Partículas Carregadas com a Matéria 23

2.1.3. Mamografia 25

2.1.4. Tomossíntese Mamária 32

2.2. Dosimetria 36

2.2.1. Grandezas Dosimétricas 36

2.2.2. *Kerma* 36

2.2.3. Dose Absorvida 37

2.2.4. Equilíbrio de partículas carregadas 38

2.2.5. Dosimetria em Mamografia 40

2.2.6. Dosimetria em Tomossíntese 42

2.2.7. Dosimetria por Luminescência Opticamente Estimulada (OSL) 43

2.3. Programa Nacional de Qualidade em Mamografia do Instituto Nacional de Câncer 45

3. MATERIAIS E MÉTODOS 47

3.1. Seleção dos Dosímetros: Determinação do Fator de Sensibilidade 47

3.2. Calibração de Dosímetros para Rh/Ag 48

3.3. Aquisição do *Kerma* de Entrada e da Dose Glandular média no Senographe Pristina 50

3.3.1. Testes para o Programa Nacional de Qualidade em Mamografia 51

3.3.2. Comparação da D_g Experimental com o Método de cálculo do Senographe Pristina 54

3.3.3. Radiação de fundo (Background) 58

3.3.4. Determinação do K_{ar} e da D_g Experimental 59

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES 60

4.1. Fator de Sensibilidade do dosímetro OSL 60

4.2. Curva de Calibração Rh/Ag 61

4.3. Doses Medidas com o simulador do PQM 62

4.4. Comparação da D_g experimental com o método de cálculo do Senographe Pristina 64

4.5. Teste de Desempenho com um simulador heterogêneo 69

4.6. Comparação de técnicas de diferentes composições mamárias 71

5. CONCLUSÕES 72

6. PERSPECTIVAS FUTURAS 74

7. REFERÊNCIAS 75

8. Apêndices 79

8.1. Apêndice I – Tabelas de fatores de conversão 79

8.2. Apêndice II – Instruções do PQM/INCa 84

8.3. Apêndice III – Instruções para dosimetria em tomossíntese para o PQM/INCa 89

1. INTRODUÇÃO

A mamografia é o padrão ouro para a detecção de câncer de mama e ao ser utilizada para rastreio, consegue reduzir a mortalidade em 25%. Porém, essa eficácia na detecção traz um risco não negligenciável de indução de câncer radio induzido no tecido fibroglandular mamário e outros órgãos expostos (SULEIMAN, et al., 2017). Assim, a monitoração da dose absorvida na mama é essencial para assegurar que doses desnecessariamente altas não irão ocorrer. Então, foram criados diversos protocolos de Garantia de Qualidade para a verificação adequada das técnicas de imagem em mamografia. Essa monitoração é feita através do cálculo da Dose Glandular Média (*DGM)*, também conhecida como *Average glandular dose* (*AGD)* ou D_g, como recomendado pela ICRP em 1987 (SMITH, 1987).

Para ser possível a medida da DGM, já que não é uma grandeza possível de se medir diretamente, foram criados fatores de conversão que relacionam a grandeza mensurável *Kerma* no ar à DGM. Esses fatores dependem da composição mamária (glandularidade), espessura da mama, e espectro dos raios X (Mo/Mo e Mo/Rh, por exemplo) que foram simulados usando o método Monte Carlo. Diversos autores publicaram sobre esses fatores. Assim, tanto os softwares dos sistemas de mamografia quanto medições com base experimental fazem a dosimetria utilizando os fatores das publicações de Dance (DANCE, 1990), Dance *et al.* (DANCE, et al., 2000), Wu *et al.* (WU, et al., 1991), Wu (WU, et al., 1994) e Boone (BOONE, 1999).

Como toda tecnologia, a mamografia é passível de evolução, O próximo passo da mamografia convencional é a chamada tomossíntese mamária (SECHOPOULOS, et al., 2007). A tomossíntese permite que a mama seja irradiada por diversos ângulos formando uma imagem similar à tomografia computadorizada, permitindo que as imagens da mama sejam vistas por fatias, como uma tomografia computadorizada, reduzindo chances de sobreposição de estruturas na imagem (BUSHBERG, et al., 2002).

Devido a esse avanço, o método de cálculo da DGM de certa maneira também evoluiu após estudos de Dance *et al*. (DANCE, et al., 2010) e Sechopoulos (SECHOPOULOS, et al., 2007). Eles introduziram um novo fator de conversão que soluciona o problema da angulação do tubo de raios X na técnica, o fator tomo *T*. Com isso, foi criado um documento da União Europeia para controle de qualidade em equipamentos com tomossíntese (VAN ENGEN, et

al., 2018) que orienta como se fazer a dosimetria e a garantia da qualidade de forma correta nestes equipamentos.

Para garantir a segurança dos pacientes e a qualidade diagnóstica na tomossíntese, é imprescindível a aplicação de protocolos de dosimetria específicos. A definição de um protocolo dedicado ao Programa Nacional de Qualidade em Mamografia do Instituto Nacional de Câncer (PQM/INCa) para avaliação de doses em serviços com tomossíntese é fundamental para garantir a consistência e a comparabilidade dos resultados em todo o país. Ademais, compreender o cálculo de *AGD* realizado pelos sistemas de tomossíntese e avaliar sua confiabilidade para dosimetria pode ser útil em casos em que medidas experimentais não podem ser realizadas. Portanto, o objetivo desde trabalho é verificar se os valores da dose glandular média experimental, D_g, medidos com dosímetros OSL através do método utilizado pela União Europeia (VAN ENGEN, et al., 2018) correspondem à dose glandular média (*AGD*) fornecida pelo equipamento *GE Senographe Pristina*, e, com isso, buscar implementar essa dosimetria para o espectro de Rh/Ag do equipamento no Programa Nacional de Qualidade em Mamografia do Instituto Nacional de Câncer (PQM/INCa). Vale ressaltar que tanto D_g como *AGD* referem-se a mesma grandeza. No entanto, usaremos D_g para representar a dose glandular obtida por meio de medições do kerma incidente com dosímetros OSL e *AGD* para se referir a dose glandular média registrada pelo equipamento, visto que este adota esta nomenclatura.

1.1. OBJETIVOS

Objetivo Geral: O objetivo deste trabalho foi utilizar a dosimetria luminescente opticamente estimulada (OSL) para estudos da dose glandular média (*AGD*) na técnica de tomossíntese.

Objetivos específicos:

- Avaliar a sensibilidade e fazer a calibração dos dosímetros OSL com o espectro de Rh/Ag, utilizado em tomossíntese.
- Avaliar o cálculo da dose glandular média (AGD) realizado pelo equipamento Pristina (GE) por meio da comparação de valores fornecidos pelo equipamento e valores obtidos baseados em medições com dosímetros OSL em simuladores homogêneos de diferentes espessuras e glandularidades.

- Sugerir um protocolo para ser utilizado pelo Programa Nacional de Qualidade em Mamografia do Instituto Nacional de Câncer (PQM/INCa) para avaliar as doses em serviços com tomossíntese no país com dosímetros OSL.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

O termo radiação remete à energia em trânsito, com ou sem o transporte de matéria, emitida por uma fonte ou gerador de radiação e transmitida através do meio, como o vácuo ou o ar (OKUNO, et al., 2016). A radiação pode se comportar como uma onda em certas circunstâncias e como uma partícula em outras, assim possuindo a chamada natureza *dual* (EISBERG, et al., 1979).

Assim, a radiação ionizante é denominada dessa maneira devido à sua capacidade de ionizar o meio pelo qual atravessa, ou seja, transfere energia suficiente para retirar elétrons dos átomos do material do meio. Podem ocorrer também excitações dos átomos junto às ionizações. Esses dois processos são consequência da transferência de energia e podem resultar na deposição de energia no meio atravessado pela radiação ionizante.

As interações entre a radiação ionizante e os materiais dependem do tipo de radiação e do material irradiado. Por exemplo, para fótons temos 3 tipos de interações mais comuns para a faixa de energia usada na medicina: Efeito Fotoelétrico, Efeito Compton e Produção de Pares e, para partículas carregadas, temos as colisões duras (*hard*), macias (*soft*) e perdas radiativas *(bremmstrahlung)*. Cada tipo de interação ocorre seguindo condições específicas que serão explicadas neste trabalho.

2.1.1. INTERAÇÃO DE FÓTONS COM A MATÉRIA

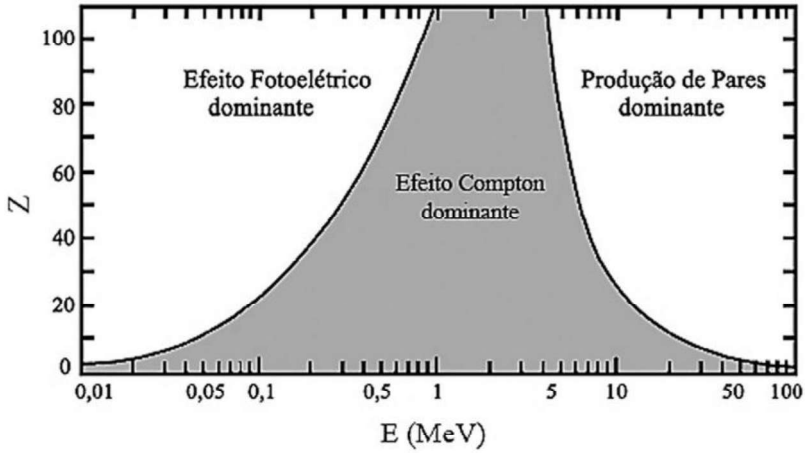
Conhecida também como radiação indiretamente ionizante, os fótons (raios X ou raios γ) interagem com a matéria a partir dos seguintes efeitos:

1. Efeito Fotoelétrico;
2. Efeito Compton;
3. Produção de Pares;
4. Espalhamento Rayleigh (ou Espalhamento Coerente) e;
5. Interações fotonucleares

As mais importantes para este estudo são as três primeiras pois resultam em transferência de energia para elétrons, sendo estes que depositam efetivamente a energia no meio.

Cada um desses efeitos têm uma probabilidade de ocorrência, variando com a energia do fóton, número atômico e densidade do meio, como mostra a Figura 1 (SÁ, et al., 2017).

Figura 1: Probabilidade de ocorrência dos efeitos da radiação não ionizante com a matéria.



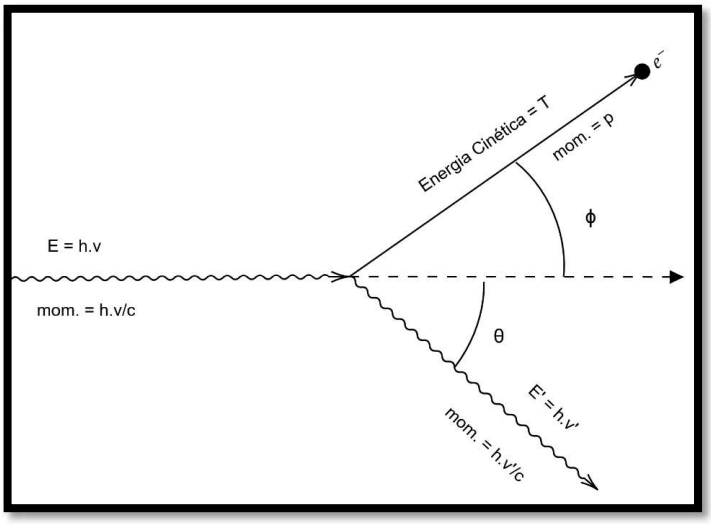
Fonte: Sá et al. (2017)

Observa-se que, para baixas energias, o Efeito Fotoelétrico é o predominante e, para altas energias (acima de 1,022 MeV), o predominante é a Produção de Pares.

2.1.1.1. EFEITO COMPTON

O efeito Compton ocorre quando um fóton com energia $E = hv$ é espalhado após uma interação com um elétron do meio, sendo esse elétron livre e estacionário. O fóton ao interagir com o elétron é espalhado em um ângulo φ com uma nova energia $E' = hv'$ e momento hv'/c. Já o elétron é espalhado em um ângulo θ, energia cinética T e momento p (ATTIX, 2004). A representação da cinemática do efeito está na Figura 2.

Figura 2: Representação do efeito Compton.



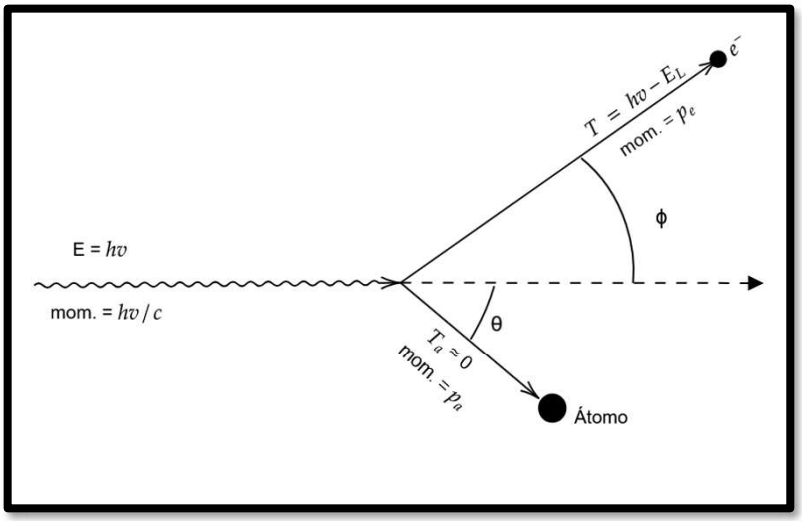
Fonte: O autor.

No radiodiagnóstico, consequentemente na mamografia, o efeito Compton é responsável por grande fração da atenuação devido ao baixo número atômico dos tecidos e afeta negativamente o contraste da imagem devido à sua produção de fótons secundários espalhados, causando ruídos de fundo que não pertencem a nenhuma anatomia (SEIBERT, et al., 2005).

2.1.1.2. EFEITO FOTOELÉTRICO

Nas faixas de energia utilizadas no radiodiagnóstico, o efeito fotoelétrico é a interação mais importante. Nele, o fóton de energia hv interage com um elétron ligado e de camadas mais internas do átomo, sendo absorvido e retirando o elétron do átomo. Para que exista a conservação de momento, o átomo ionizado se afasta com energia cinética praticamente zero. O limite para que o efeito fotoelétrico ocorra é $hv > E_L + T_a$, onde E_L é a energia de ligação da camada envolvida no processo e T_a é a energia cinética adquirida pelo átomo (ANDREO, et al., 2017). O elétron espalhado adquire uma energia cinética $T = hv - E_L$, como mostra a Figura 3 abaixo:

Figura 3: Representação do efeito fotoelétrico.



Fonte: O autor.

No radiodiagnóstico, o efeito fotoelétrico se faz fundamental para o contraste nas imagens obtidas devido à sua probabilidade de interação seu proporcional ao cubo do número atômico do meio e é inversamente proporcional ao cubo da energia (Z^3/E^3). Esta relação sugere maiores diferenças de transmissão dos fótons nas anatomias do paciente, o que causa um aumento no contraste.

2.1.1.3. PRODUÇÃO DE PARES

Na produção de pares, o fóton dá origem a um elétron e um pósitron que são emitidos em sentidos opostos. Ocorre apenas em um campo de força Coulombiano, geralmente próximo ao núcleo. Para que esse efeito ocorra, a energia mínima do fóton deve ser de $2m_oc^2$ = 1,022 MeV. Como essa energia ultrapassa muito o escopo da área de estudo deste trabalho, este processo não será detalhado (OKUNO, et al., 2016).

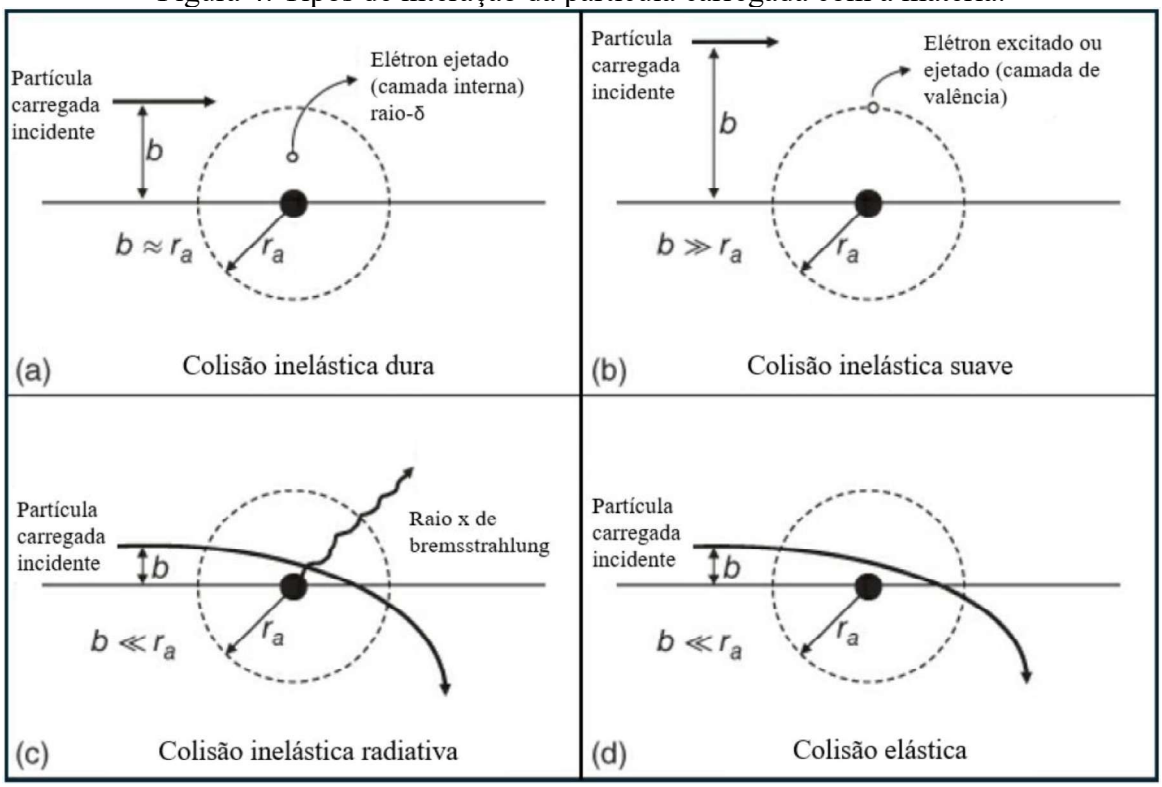
2.1.2. INTERAÇÃO DE PARTÍCULAS CARREGADAS COM A MATÉRIA

As partículas carregadas (elétrons, prótons, partículas α) interagem de uma maneira diferente dos fótons. Essas partículas, por estarem envolvidas em seus próprios campos de força Coulombiana, interagem com a maioria dos átomos em seu caminho. Nessas interações, as partículas carregadas alteram sua direção e transferem parte de sua energia cinética, assim causando ionizações ou excitações nos átomos por qual passam. O estudo dessas interações é

de grande valia para a dosimetria das radiações, visto que a deposição de energia em um dado volume depende dos detalhes desses mecanismos de interação (ANDREO, et al., 2017).

As interações das partículas carregadas podem ser caracterizadas em termos do parâmetro de impacto *b* e do raio atômico *a*, como visto na Figura 4.

Figura 4: Tipos de interação da partícula carregada com a matéria.



Fonte: Andreo et al. (2017) adaptada.

2.1.2.1. COLISÃO INELÁSTICA DURA

Quando o parâmetro de impacto *b* se aproxima do raio atômico (Figura 4a), a probabilidade de interação da partícula incidente com um elétron atômico de camadas mais internas aumenta. Isso pode causar a ejeção do elétron atômico com uma energia cinética *T* considerável, elétron este conhecido como raio δ.

2.1.2.2. COLISÃO INELÁSTICA SUAVE

No caso do parâmetro *b* estar consideravelmente mais distante do átomo, como na Figura 4b, o campo de força Coulombiano da partícula interage com o átomo por inteiro, distorcendo-o e excitando-o para um nível maior de energia e podendo causar a ionização do átomo ao ejetar elétrons da camada de valência. Devido à maior probabilidade dos parâmetros

de impacto serem mais distantes do que o raio atômico, esse tipo de colisão são as que mais ocorrem e são responsáveis por quase a metade da energia transferida ao meio absorvedor.

2.1.2.3. COLISÃO INELÁSTICA RADIATIVA

Quando o parâmetro de impacto *b* é menor que o raio atômico e passa muito perto do núcleo, como na Figura 4c, a partícula (elétron) tem sua trajetória alterada e perde uma parcela de sua energia. Para se manter a conservação de momento, essa energia é perdida na forma de um fóton chamado *Bremsstrahlung* (radiação de freamento).

Além da radiação de freamento, existe um outro mecanismo, mais precisamente para os pósitrons, chamado de aniquilação. Neste, um pósitron com velocidade muito baixa e um elétron praticamente em repouso no meio se encontram e se aniquilam, emitindo dois fótons de 511 keV em direções opostas. Também existe a aniquilação em voo, em que o pósitron, ainda com energia cinética, se aniquila com um elétron e emitem fótons com energias maiores de 511 keV.

2.1.2.4. COLISÃO ELÁSTICA

Também quando o parâmetro *b* é passa muito perto do núcleo, a partícula interage com o núcleo e têm sua trajetória alterada, porém, com uma perda irrisória de energia, não sendo emitido um fóton nesse processo. Este tipo de colisão é mais importante para partículas leves do que para as pesadas, sendo o processo mais dominante na deflexão dos elétrons e a razão pela qual eles trilham caminhos tortuosos no meio.

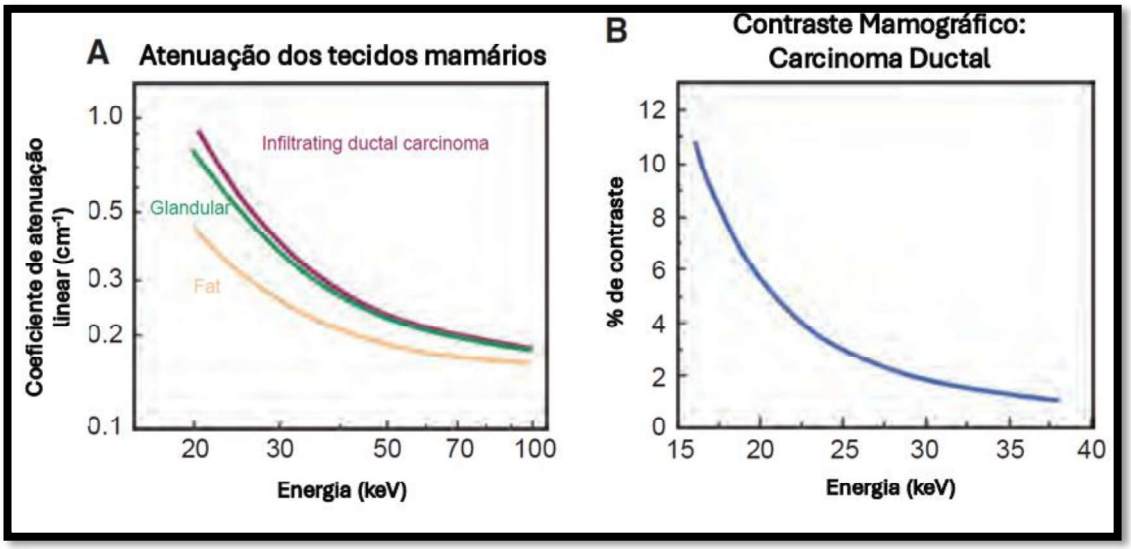
2.1.3. MAMOGRAFIA

A mamografia é um exame radiográfico de baixa energia (abaixo de 40 keV) projetado para a detecção de patologias na mama, particularmente câncer de mama. É um exame crucial na saúde da mulher pois auxilia a rastrear o câncer em estágios mais iniciais e tratáveis. É um procedimento de baixo custo e baixa dose, sendo acessível à população no geral.

Os achados clínicos característicos visualizados em um câncer através da mamografia são: massas com margens irregulares, agrupamentos de microcalcificações e distorções de estruturas mamárias (BUSHBERG, et al., 2002). Devido às diferenças morfológicas entre os tecidos normal, cancerígeno e microcalcificação presentes na mama, foi necessário adaptar o

tubo de raios X para a este tipo de verificação, como o uso do intervalo ideal da tensão para o exame (em torno de 30 kV), já que a diferença entre os coeficientes de atenuação desses tecidos é pequena, como mostra a Figura 5. Esta figura ilustra que a maior diferença entre os coeficientes de atenuação dos tecidos está em energias abaixo de 40 keV.

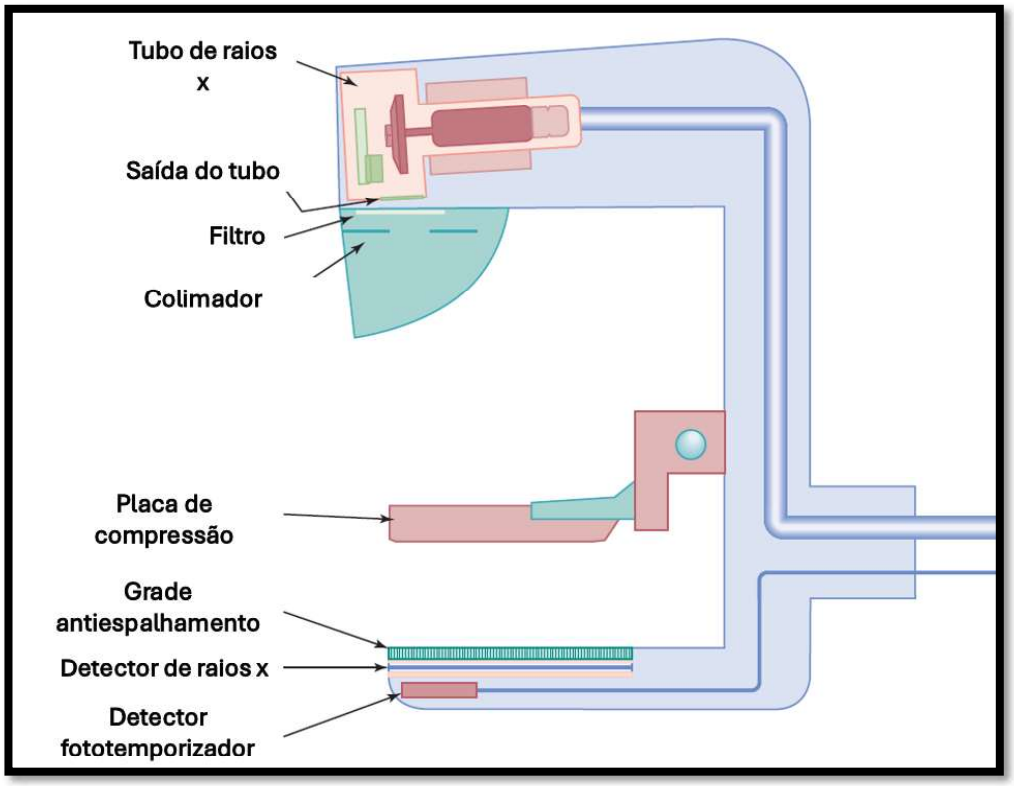
Figura 5: Atenuação dos tecidos mamários.



Fonte: Bushberg (2002) adaptada.

Devido ao aumento da dose e ao maior tempo de exposição causado pela maior absorção dos tecidos (BUSHBERG, et al., 2002), se faz necessário o uso de equipamentos dedicados para a técnica, como um tubo de raios X específico, placas de sustentação e compressão da mama, grades antiespalhamento, detectores com alta resolução espacial e sistemas de controle automático de exposição (AEC ou detectores fototemporizadores). A ilustração da Figura 6 mostra um esquema de um equipamento dedicado à mamografia.

Figura 6: Esquema de um equipamento dedicado à mamografia.



Fonte: Bushberg (2002) adaptada.

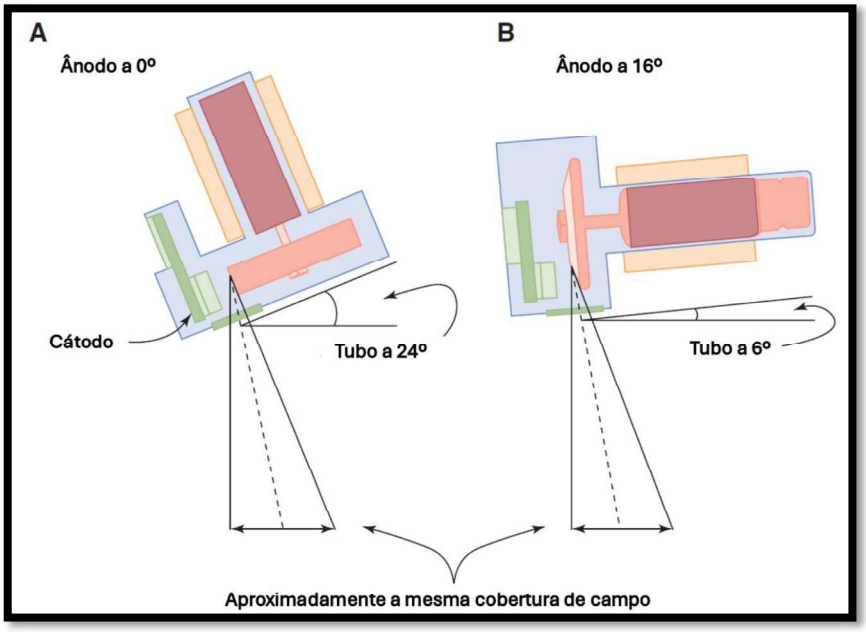
O tubo de raios X de um mamógrafo, por mais que seja muito similar ao convencional, possui algumas particularidades para ser corretamente aplicado para mamografia.

No tubo do mamógrafo, costuma-se utilizar um duplo filamento a fim de produzir dois pontos focais, um de 0,3 e 0,1 mm. O ponto focal de 0,1 mm é utilizado para redução de desfoque geométrico em casos de exames que necessitam magnificação, melhorando a resolução espacial da imagem, e o 0,3 mm é utilizado em exames de mamografia convencionais. O cátodo mais utilizado na mamografia é o tungstênio (W) devido ao seu alto ponto de fusão, visto que as correntes utilizadas variam de 25 mA até mais de 200 mA nos exames.

Os alvos mais comuns são os de molibdênio (Mo) e ródio (Rh) devido a seus raios X característicos produzidos estarem no intervalo ideal para mamografia, sendo eles 17,5 e 19,6 keV para Mo e 20,2 e 22,7 keV para Rh, respectivamente. Também se utiliza o espectro contínuo do tungstênio (W) com filtro de alumínio (Al) para mamas maiores e mais densas. Os ânodos (alvos) são angulados de 0º a 16º e rotatórios, com isso, trazendo a necessidade da

inclinação do tubo para que o ângulo efetivo do ânodo seja por volta de 22º para que haja a devida cobertura do campo de radiação, como mostra a Figura 7.

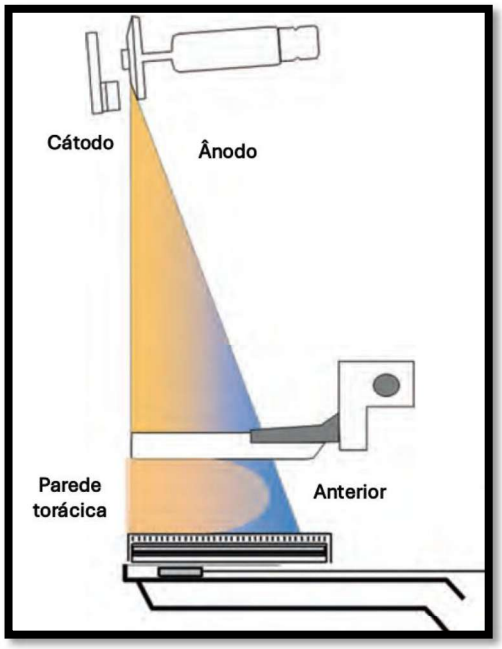
Figura 7: Inclinação do tubo de raios x do mamógrafo.



Fonte: Bushberg (2002) adaptada.

A intensidade dos raios X varia conforme o feixe, sendo o lado do cátodo o de maior intensidade. Esse fenômeno é conhecido como efeito *heel* e, devido a ele, o posicionamento da paciente é feito com a parede torácica no lado do cátodo para que haja uma melhor uniformidade dos raios X transmitidos pela mama, como ilustrado na Figura 8.

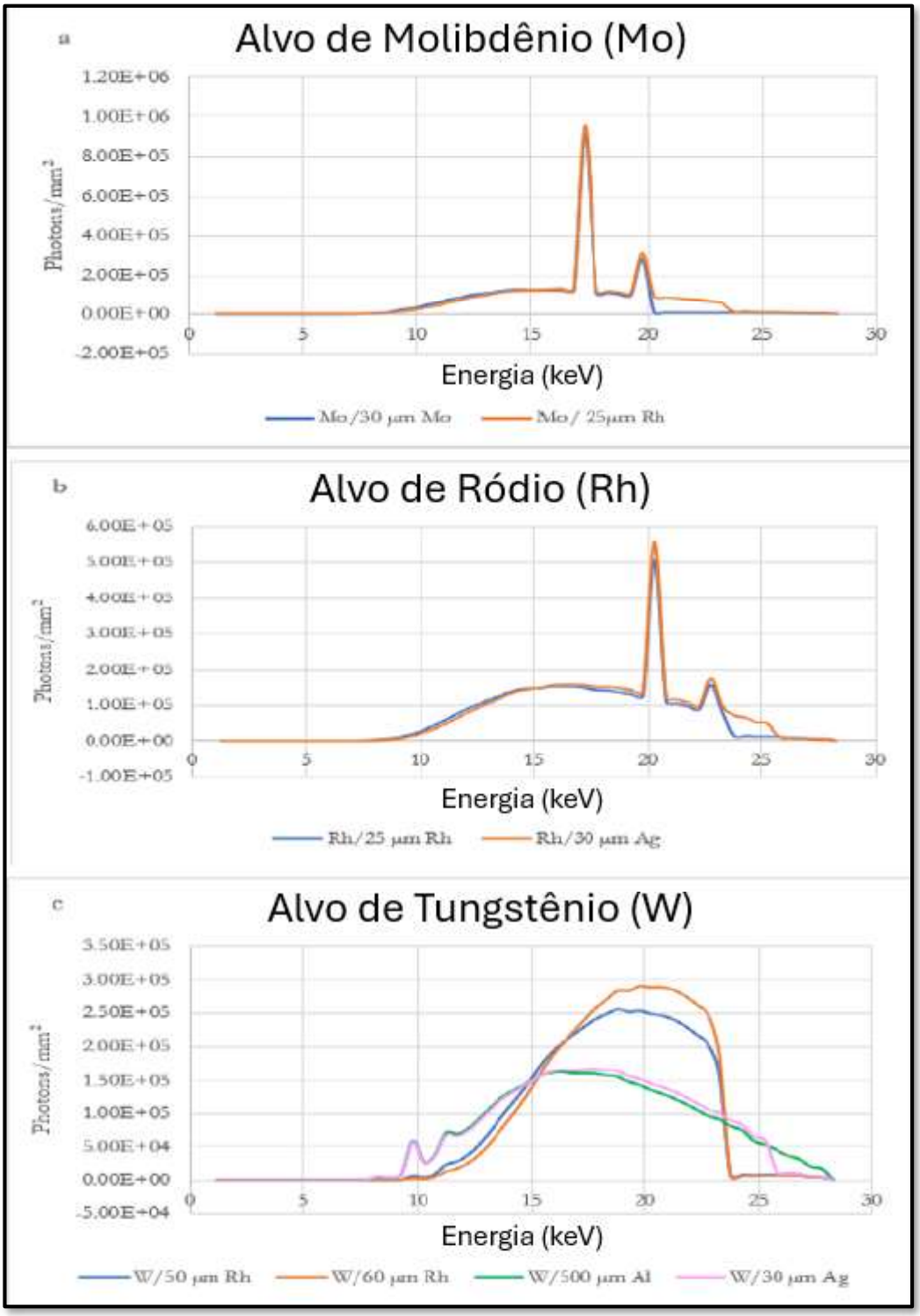
Figura 8: Efeito heel.



Fonte: Bushberg (2022) adaptada.

A janela do tubo de raios X é feita de 0,5 a 1,0 mm de berílio (Be) para filtrar as energias abaixo de 5 keV. O espectro do tubo é composto dos fótons de *Bremsstrahlung* junto aos fótons característicos do alvo, como mostra a Figura 9 (VALVERDE, et al., 2024).

Figura 9: Espectros de raios X utilizados em mamografia.

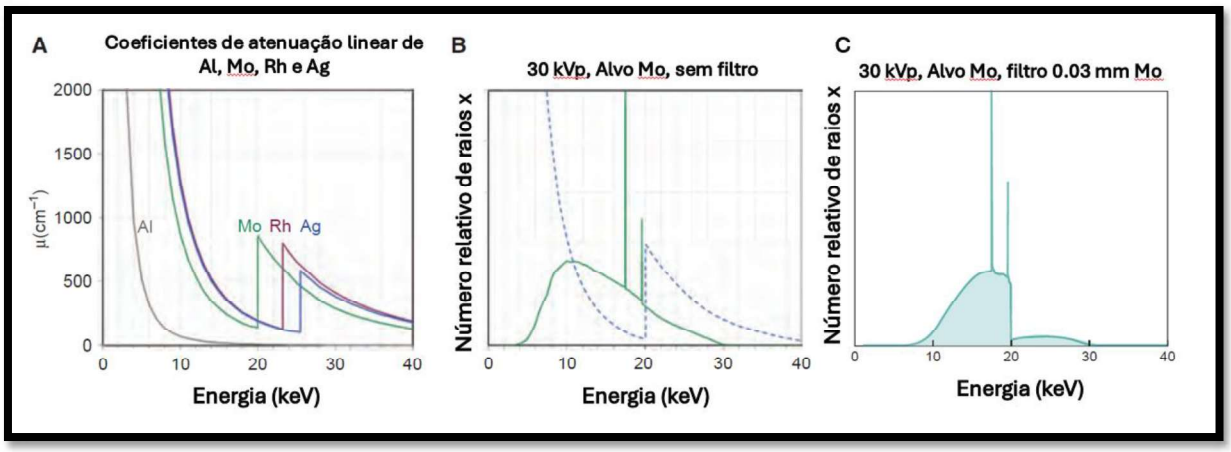


Fonte: Valverde et al. (adaptada) (2024).

Junto à janela podem ser inseridos filtros adicionais que melhoram a distribuição de energia removendo do espectro os raios X de maior e menor energia, assim transmitindo

apenas as energias desejadas pela técnica, como ilustrado na Figura 10. Esses filtros utilizam elementos que tenham as energias da borda K entre 20 e 27 keV, como Mo, Rh e Prata (Ag).

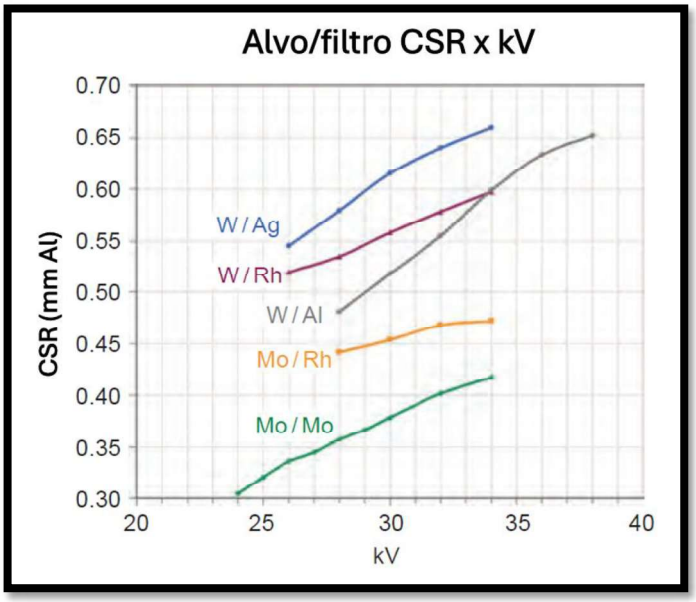
Figura 10: (A) Coeficientes de atenuação linear do Al, Mo, Rh e Ag em função da energia. (B) Espectro de Mo sem filtro a 30 kV com uma ilustração sobreposta de um filtro de Mo. (C) Espectro de Mo com filtro de 0.03 mm de Mo.



Fonte: Bushberg (2022) adaptada.

A camada semirredutora (CSR ou *HVL*) no feixe de mamografia varia de 0,3 a 0,7 mmAl, sendo dependente do material do alvo, material e espessura do filtro e da tensão. Sendo definida como a espessura de um material que reduz a intensidade da radiação à metade. As CSR tipicamente encontradas para as combinações alvo/filtro em função da tensão são apresentadas na Figura 11.

Figura 11: CSR x kV para espectros de W/Ag, W/Rh, W/Al, Mo/Rh e Mo/Mo.

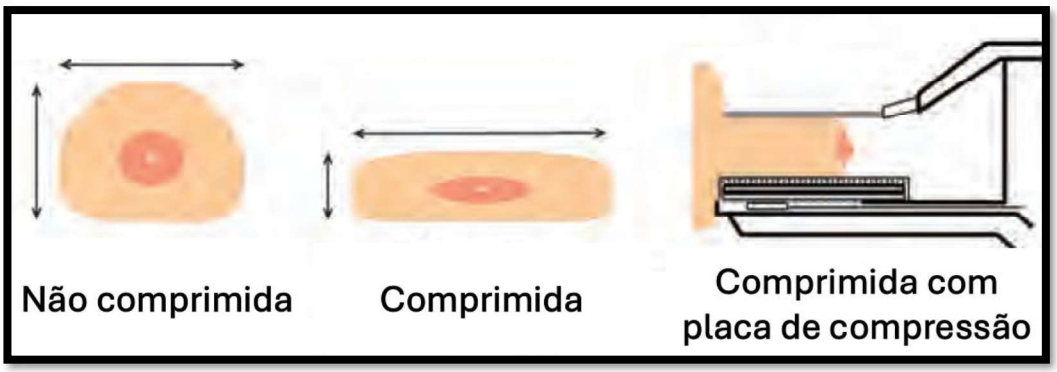


Fonte: Bushberg (2022) adaptada.

Para a determinação da técnica em um mamógrafo, é utilizado o Controle Automático de Exposição (*AEC*). Ele, também conhecido como detector fototemporizador, consiste em uma câmara de ionização ou de um conjunto de diodos semicondutores. Existem três tipos de AEC: um completamente automático, fornecendo o a tensão e filtração ideais após um pré-disparo de 100 ms que determina a penetrabilidade da mama; um modo que fornece automaticamente a tensão também com um pré-disparo, porém com alvo/filtro determinados pelo operador; e um modo que fornece o tempo de exposição automático ao serem inseridos manualmente pelo operador o alvo, filtro e tensão (BUSHBERG, et al., 2002). Desses modos, o mais comum é o completamente automático.

A compressão da mama é um fator essencial para o exame de mamografia. Ela reduz anatomias sobrepostas, diminui a espessura do tecido e reduz o movimento da mama, resultando em diminuição de radiação espalhada, menos desfoque geométrico de estruturas e redução da dose em tecidos mamários. A Figura 12 ilustra a compressão.

Figura 12: Compressão da mama.

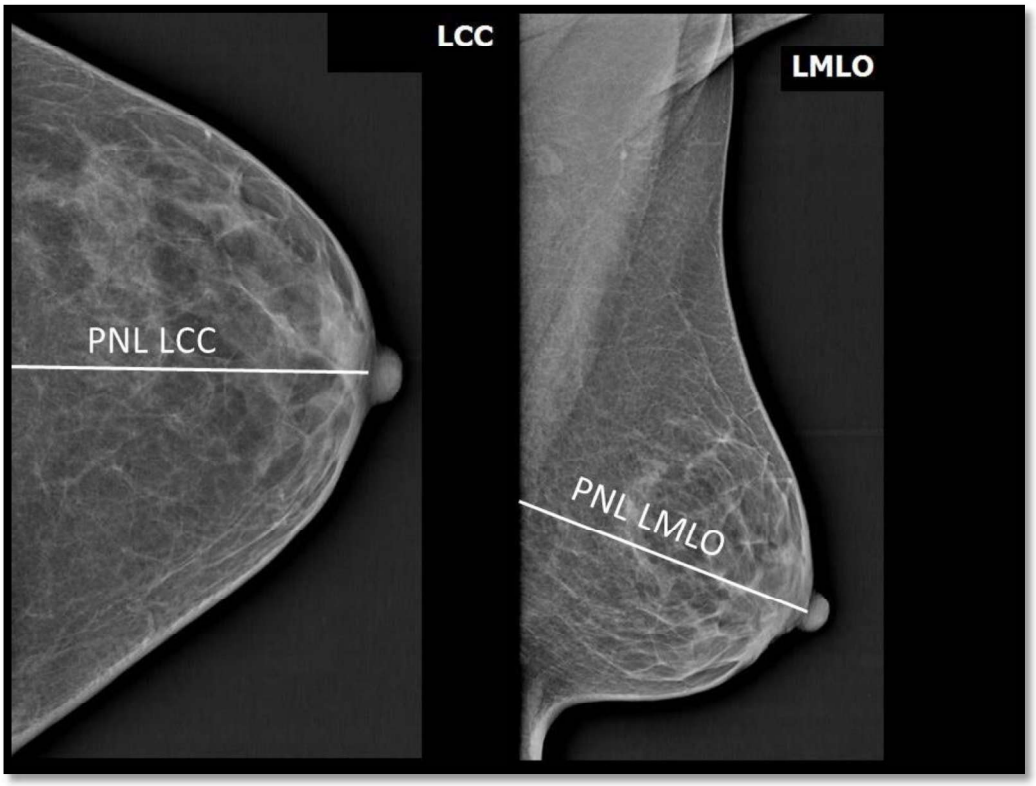


Fonte: Bushberg (2022) adaptada.

2.1.4. TOMOSSÍNTESE MAMÁRIA

Na mamografia as imagens são adquiridas em duas projeções: Craniocaudal e Mediolateral-oblíqua. Como mostrado na Figura 13 (IARC., 2016), essas projeções trazem um objeto tridimensional para apenas duas dimensões, e isso acarreta alguns problemas, sendo um deles a sobreposição de estruturas e, consequentemente, pode ocorrer de esconder algum indício de microcalcificação, massa ou anatomia.

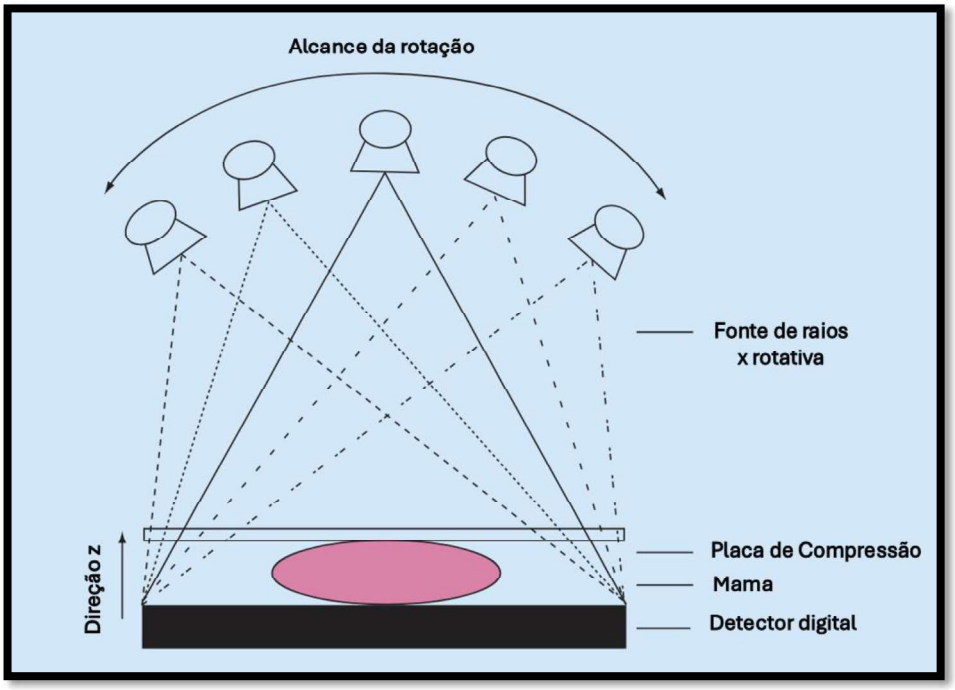
Figura 13: Projeções craniocaudal (CC) e meiolateral oblíqua (MLO)



Fonte: Atlas of breast cancer early detection. (2016). International Agency for Research on Cancer. Disponível em: <https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=029&e=>. Acesso em: 09 jun. 2025.

A tomossíntese mamária auxilia a corrigir esse problema pois ela faz a aquisição de múltiplas imagens com baixa dose em diferentes ângulos, assim simulando uma “tomografia mamária”. A Figura 14 (KIARASHI, et al., 2013) ilustra o funcionamento de um mamógrafo que possui a técnica de tomossíntese e, assim como ela adquire uma imagem tridimensional da mama, ela também sintetiza uma imagem bidimensional como uma técnica de mamografia convencional.

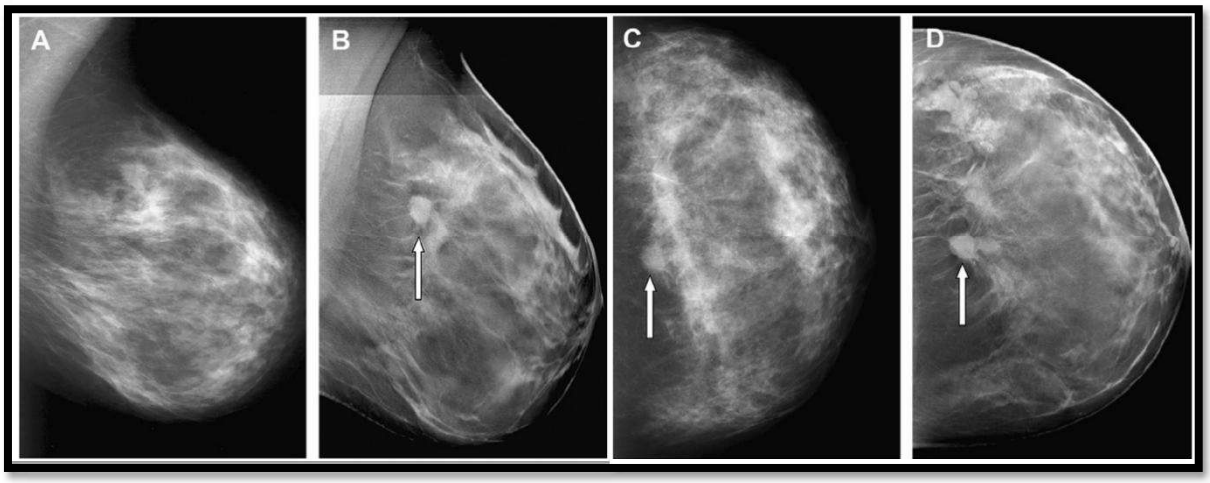
Figura 14: Esquema simples de um sistema de tomossíntese, com a fonte rotacionando ao redor da mama comprimida em um alcance angular limitado, assim, formando imagens projetadas no detector.



Fonte: Kiarashi et al. (2013) adaptada.

A diferença na detectabilidade de uma lesão em uma mamografia convencional (2D) e uma tomossíntese está demonstrada na Figura 15 (HELVIE, 2010). Nas Figura 15A, observa-se uma imagem mediolateral oblíqua de mamografia convencional de uma paciente com câncer ductal, onde não se aparenta nenhum achado clínico. Porém, na Figura 15B, de uma fatia de 1 mm de tomossíntese, é possível observar o achado, mostrando a melhoria da precisão diagnóstica da técnica.

Figura 15: (A) Mamografia mediolateral obliqua (MLO) de uma paciente com câncer ductal não aparente na projeção MLO convencional, mas ligeiramente observado na visão craniocaudal (C). Fatias MLO (B) e craniocaudal (D) de 1 mm da tomossíntese mostram mais detalhes.

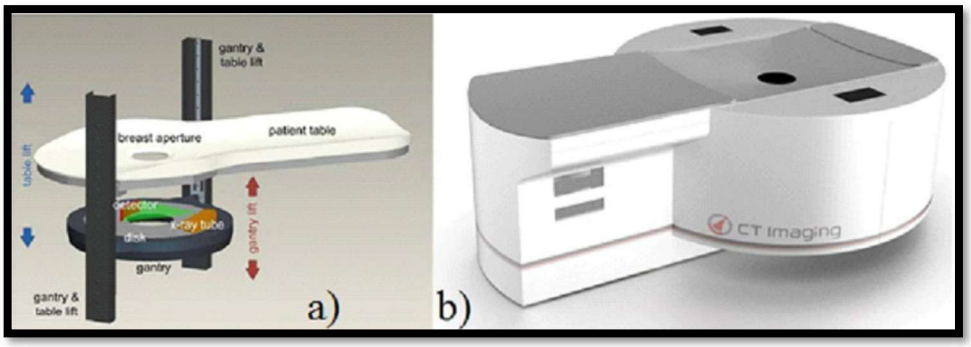


Fonte: Helvie (2010).

Os alvos/filtros mais usados na tomossíntese são o Rh/Ag, W/Rh e W/Al (GENARO, et al., 2024), utilizando também dos espectros da mamografia convencional, como Mo/Mo, para mamas menos espessas (NHS, 2019).

Por mais que a técnica da tomossíntese no Brasil seja o estado da arte de imagem radiográfica da mama, no exterior já existem estudos e aplicações da tomografia mamária. Estudos (SARNO, et al., 2015) concluem que a tomografia mamária é mais confortável para a paciente, visto que não é necessária a compressão da mama devido ao equipamento não requerer a compressão, como visto na Figura 16 (SARNO, et al., 2015). Ela também ilustra com precisão as anatomias indesejadas na mama, sem distorção ou alteração no posicionamento devido à compressão.

Figura 16: (a) Desenho de um scanner de tomografia mamária. (b) Protótipo desenvolvido.



Fonte: Sarno et al. (2015)

2.2. DOSIMETRIA

A dosimetria das radiações ionizantes tem como objetivo a determinação da Dose Absorvida ou Taxa de Dose resultante da interação da radiação ionizante com a matéria. Normalmente para essa medição é utilizado um medidor de radiação, dispositivo que é capaz de indicar sua presença.

Processos para essa detecção envolvem geração de cargas elétricas, geração de luz, sensibilização de películas fotográficas, criação de traços no material ou geração de calor em um material composto por elementos sensíveis à radiação, juntamente a um sistema que transforma esses efeitos em um valor relacionado a uma grandeza de medição.

Mas, para uma melhor compreensão da dosimetria, é fundamental entender as grandezas envolvidas e a teoria que fornece a base para estes estudos, assim como sua aplicação no presente estudo.

2.2.1. GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

Dentre as grandezas dosimétricas vamos destacar as grandezas físicas mais importantes no contexto deste trabalho que são o Kerma e a Dose absorvida.

2.2.2. *KERMA*

O *kerma K* (*kinetic energy released per unit of mass)* é definido como o valor esperado da energia transferida para partículas carregadas por unidade de massa em um certo ponto, incluindo perda de energia radiativa, mas excluindo a energia transmitida de uma partícula carregada para outra (ATTIX, 2004). Resumindo, em se tratando de um feixe de fótons, é a energia transferida dos fótons para as partículas carregadas. É descrita pela Equação 2.1 e sua unidade é o $J.kg^{-1}$ ou gray (Gy)

$$K = \frac{d\varepsilon_{tr}}{dm} \tag{2.1}$$

Sendo $d\varepsilon_{tr}$ o valor esperado da energia transferida em um volume finito V em dado intervalo de tempo. A ε_{tr} é entendida como a energia cinética dos fótons transferida para as partículas carregadas em um volume v.

Para fótons monoenergéticos que incidem em um ponto P, o K é relacionado à fluência de energia pelo coeficiente de transferência de energia mássico $\frac{\mu_{tr}}{\rho}$. Essa relação está descrita pela Equação 2.2.

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{E,Z} \tag{2.2}$$

O coeficiente de transferência de energia mássico é dependente da energia E do fóton e do número atômico Z.

O K para fótons pode ser dividido em duas partes, já que a energia pode ser gasta na criação de ionização e excitação ou levada por fótons. Essa divisão está demonstrada pela Equação 2.3.

$$K = K_c + K_r \tag{2.3}$$

O K_c é o K de colisão, que consiste na componente do K que resulta na deposição de energia. O K_r é o K radiativo, que engloba perdas energéticas através de interações radiativas do elétron.

O K_c de colisão também pode ser definido como a razão da energia transferida líquida e_{tr}^{n} e uma massa infinitesimal dm, como mostra a Equação 2.4.

$$K_c = \frac{e_{tr}^{n}}{dm} \tag{2.4}$$

Sendo e_{tr}^{n} o valor esperado da energia líquida transferida para um volume infinitesimal dv em um ponto P, dm sendo a massa em dv.

Para fótons monoenergéticos, o K_c pode ser relacionado à fluência de energia Ψ e do coeficiente de absorção de energia mássico, como demonstrado na Equação 2.5.

$$K_c = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{E,Z} \tag{2.5}$$

O K é de grande importância na dosimetria em mamografia, visto que é utilizado para calcular a Dose Glandular Média (AGD ou D_g), a principal grandeza para a dosimetria na mama.

2.2.3. DOSE ABSORVIDA

A dose absorvida é a grandeza física primária na dosimetria das radiações ionizantes e, por isso, ela precisa de alguns conceitos prévios para que possa ser compreendida em sua totalidade.

A grandeza energia depositada em um material de massa m em um volume finito V, ε, é descrita na Equação 2.6.

$$\varepsilon = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q \tag{2.6}$$

Onde $(R_{in})_u$ é a energia de radiância de fótons ou nêutrons entrando em V, $\sum Q$ a energia líquida derivada da energia de repouso em V, $(R_{out})_u$ é a energia de radiância das partículas carregadas entrando em V e $(R_{out})_c$ é a energia de radiância de partículas carregadas saindo do volume V.

Assim, dose absorvida D pode ser definida como o valor da energia depositada na matéria por unidade de massa em um ponto P. A Equação 2.7 demonstra essa relação:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \tag{2.7}$$

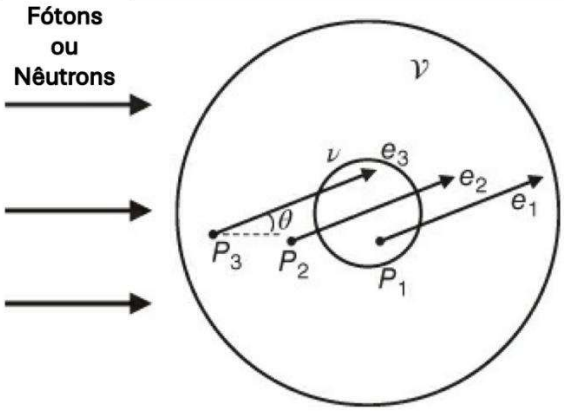
Onde ε agora é o valor esperado da energia depositada em um volume finito V em um intervalo de tempo, $d\varepsilon$ é para um volume infinitesimal dv em um ponto P e dm é a massa em dv (ATTIX, 2004).

2.2.4. EQUILÍBRIO DE PARTÍCULAS CARREGADAS

O equilíbrio de partículas carregadas (*CPE*) existe para um volume v se cada partícula carregada de um dado tipo e energia saindo de v for substituída por uma partícula idêntica de mesma energia entrando no volume v (ATTIX, 2004).

Para o CPE de radiações indiretamente ionizantes provindas de fontes externas, observa-se a Figura 17, que mostra um volume V contendo um volume menor v. Seus limites devem ser separados por pelo menos a distância de penetração máxima de qualquer partícula carregada secundária presente.

Figura 17: Condições de CPE para fonte externa. O volume maior contém um meio homogêneo uniformemente irradiado por radiação indiretamente ionizante.



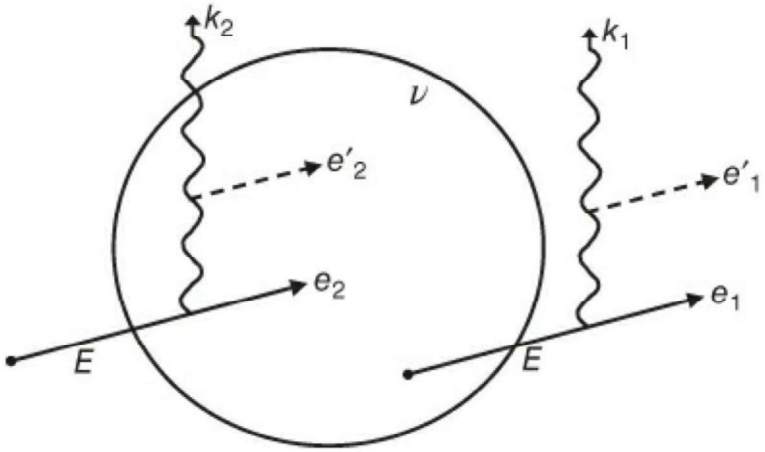
Fonte: Andreo et al. (2017)

Se as dadas condições abaixo forem satisfeitas em *V*, então haverá CPE no volume *v*:

a) Composição atômica do meio homogênea;
b) Densidade do meio homogênea;
c) Existe um campo uniforme de radiação indiretamente ionizantes (as partículas devem ser atenuadas de maneira quase negligível em sua passagem pelo meio) e;
d) Não devem estar presentes campos elétricos ou magnéticos.

Pode-se correlacionar, em condições de CPE, a energia depositada ε e a energia líquida transferida ε_{tr}^{n}. Isso é mostrado na Figura 18, onde existe CPE devido ao elétron e_2 entrar no volume *v* com energia cinética *E* igual à que sai do volume com o elétron e_1.

Figura 18: CPE existe (no limite não estocástico) pois o elétron e_2 entra no volume *v* com energia cinética *E* equivalente à energia *E* que sai com o elétron e_1.



Fonte: Andreo et al. (2017)

Esta relação está descrita na Equação 2.8 abaixo:

$$\varepsilon = \varepsilon_{tr}^{n} \tag{2.8}$$

E, se forem reduzidos ao volume infinitesimal *dv* que contém uma massa *dm* em um ponto de interesse *P*, essa relação pode ser reescrita como mostra a Equação 2.9:

$$\frac{d\varepsilon}{dm} = \frac{d\varepsilon_{tr}^{n}}{dm} \tag{2.9}$$

Assim, ao verificarmos as Equações 2.4 e 2.7 anteriores, chegamos na relação entre dose absorvida e *kerma* de colisão, como descrita na Equação 2.10:

$$D_{CPE} = K_c \tag{2.10}$$

Essa relação afirma que, em condições de CPE em um ponto no meio, D e K_c são iguais. Permitindo assim que a grandeza D, geralmente obtida por medições, possa ser obtida por uma grandeza calculada K_c.

Se uma mesma fluência de energia de fótons Ψ estiver presente no meio A e B, esses com coeficientes de absorção de energia diferentes, então a razão entre suas doses em condições de CPE nos dois meios é dada pela Equação 2.11.

$$\frac{D_A}{D_B} = \frac{(K_c)_A}{(K_c)_B} = \frac{(\frac{\mu_{en}}{\rho})_A}{(\frac{\mu_{en}}{\rho})_B} \tag{2.11}$$

Entender o CPE é de suma importância para a dosimetria, visto que aqui começa a ser possível relacionar as doses entre dois meios. Nas energias utilizadas no radiodiagnóstico, da ordem de quiloelétron-volts, as condições de CPE são facilmente obtidas nos dosímetros usuais. Portanto, a grandeza *kerma* é numericamente igual à dose nessas condições.

2.2.5. DOSIMETRIA EM MAMOGRAFIA

A mamografia, por ser uma técnica que faz uso da radiação ionizante, traz a necessidade de um controle qualidade e dosimetria rigorosos para que sejam evitados os efeitos deletérios da radiação. A radiossensibilidade da glândula mamária faz necessário uma dosimetria específica para este tipo de exame, sendo sua principal grandeza a Dose Glandular Média, a D_g. A dose glandular média corresponde à média da energia absorvida pelo tecido glandular mamário, o mais radiossensível da mama, sendo este o parâmetro utilizado para estimar o risco relacionado à exposição.

No início da mamografia, a dosimetria era feita apenas adquirindo a exposição de entrada no topo da mama, com resultados que variaram bastante entre si (por exemplo, a dose de entrada variava de 0,9 a 45 mGy) (FITZGERALD, et al., 1981). Foi observado que apenas essa medição não era o suficiente, visto que a dose na mama diminui de maneira rápida conforme sua profundidade. Diversas tentativas para substituir foram feitas durante os anos, como a dose no centro da mama (BRESLOW, et al., 1977) e a energia total depositada (BOAG, et al., 1976), porém, no final, foi sugerido por M. Karlsson que a dose média nos tecidos glandulares seria uma melhor medida de risco devido a seu alto risco de carcinogênese (KARLSSON, et al., 1976).

A dose glandular média, conhecida como *DGM*, *AGD* ou D_g, para dosimetria de mama foi recomendada pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) em 1987 e, atualmente, a D_g é a base de toda a dosimetria de mama internacional.

Assim como a dose absorvida, não se é capaz de medir a D_g diretamente, sendo assim necessários valores de conversão para relacionar grandezas dosimétricas com a D_g. A Equação 2.12 abaixo mostra como é feito o cálculo da D_g para dosimetria mais utilizado atualmente, junto com seus fatores de conversão obtidos por Dance (DANCE, 1990).

$$D_g = K_{ar}.g.c.s \tag{2.12}$$

Sendo K_{ar} o *kerma* incidente no ar na superfície superior da mama, g o fator de conversão para uma mama com 50% de glandularidade em uma CSR específica, c o fator de conversão para a composição real da mama (glandularidade) e s o fator para o respectivo espectro do feixe, dependente da combinação alvo/filtro. Os fatores c, g e s foram calculados por simulações de Monte Carlo e estão tabelados no Apêndice I, conforme escrito na publicação da *European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services* (VAN ENGEN, et al., 2018).

Esses fatores foram publicados por diversos autores, porém foi necessário a padronização dos sistemas de dosimetria, padronização essa feita a partir das publicações de Dance (DANCE, 1990) e Dance *et al* (DANCE, et al., 2000) no Reino Unido e de Wu *et al* (WU, et al., 1991) (WU, et al., 1994) nos Estados Unidos da América. Também foram desenvolvidos modelos simples de mama (DANCE, 1990) para a dosimetria em mamografia.

O método de cálculo da D_g citado anteriormente na Equação 2.12 é o mais utilizado e é conhecido como o Método de Dance, porém, existem também outros dois métodos de cálculo utilizados na dosimetria de mama.

Existe o método de Wu (SOBOL, et al., 1997), que está demonstrado na Equação 2.13:

$$MGD = K_{ar}.D_gN \tag{2.13}$$

Sendo o K_{ar} o *kerma* de entrada no ar na superfície da mama e a D_gN a dose glandular normalizada por unidade de K_{ar}.

O método de Wu é limitado para os espectros de Mo/Mo, Mo/Rh e Rh/Rh, sendo assim comumente aplicado nos equipamentos da empresa *General Electric* (*GE*).

O último método de cálculo é o método de Boone (BOONE, 1999) (BOONE, 2002) (BOONE, et al., 1997), que utiliza a mesma equação de Wu, porém estendida para espectros de W/Rh e W/Ag.

2.2.6. DOSIMETRIA EM TOMOSSÍNTESE

A dosimetria na tomossíntese é similar à dosimetria na mamografia convencional, exceto por considerar a angulação do feixe. Para estimar a dose glandular média em uma projeção específica da tomossíntese *D(θ)*, é utilizada a Equação 2.12 adicionando um fator de correção chamado de fator tomo *t(θ)*, referente à projeção específica do feixe (DANCE, et al., 2010) , como mostra a Equação 2.14.

$$D(\theta) = K.c.g.s.t(\theta) \tag{2.14}$$

Esse ângulo θ é o ângulo de projeção da tomossíntese e o *K* é medido apenas para esta projeção e produto corrente-tempo.

Para a dose no ângulo 0°, o valor de *t(θ)* é 1 e para qualquer ângulo θ, o fator tomo é determinado conforme a Equação 2.15 abaixo:

$$t(\theta) = \frac{D(\theta)}{D(0°)} \tag{2.15}$$

Para um exame completo, a dose glandular média em tomossíntese na mama D_T é encontrada pela Equação 2.16 (DANCE, et al., 2010) (VAN ENGEN, et al., 2018):

$$D_T = K_T.c.g.s.T \tag{2.16}$$

Onde

$$T = \sum_i \alpha_i.t(\theta_i) \tag{2.17}$$

O K_T é o *kerma* de entrada na superfície obtido no ângulo 0º do equipamento (SECHOPOULOS, et al., 2024) para o produto corrente-tempo total da exposição. *T* é o fator que representa a somatória dos fatores *t(θ)* por todas as N projeções do equipamento e do produto corrente-tempo de cada dessas projeções (α_i). A Equação 2.16 foi a equação utilizada para a determinação da dose glandular média na tomossíntese neste trabalho. Os fatores *T* são tabelados e estão descritos no Apêndice I.

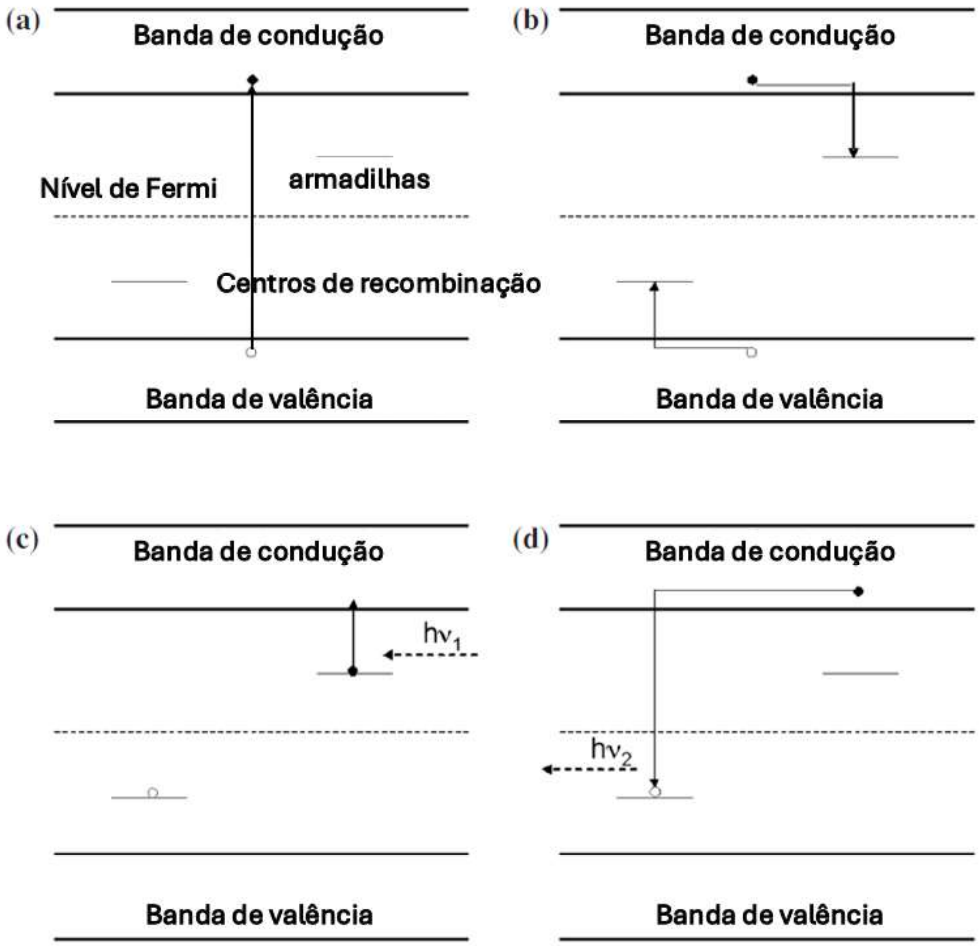
2.2.7. DOSIMETRIA POR LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSL)

A dosimetria em mamografia e tomossíntese exige a medição do *kerma* no ar incidente na mama, daí a necessidade de se utilizar um método de dosimetria para sua aquisição. No caso deste trabalho, foram escolhidos os dosímetros oticamente estimulados. A luminescência opticamente estimulada é o fenômeno onde a ocorre a emissão de luz por um material isolante ou semicondutor que foi previamente exposto à radiação ionizante e posteriormente iluminado. Sua intensidade e luminescência total estão relacionadas à energia depositada no cristal pelo campo de radiação, assim fornecendo a base para o uso desses cristais como dosímetros OSL (CYGLER, et al., 2009).

Os dosímetros OSL são cristais isolantes contendo impurezas inseridas intencionalmente, criando defeitos na estrutura do cristal. Essa inserção das impurezas é feita pois em um cristal perfeito os elétrons não são encontrados com energia nas bandas proibidas, já que não existem estados disponíveis. Porém, os defeitos introduzidos criam estados localmente disponíveis que possam ter energia nas bandas proibidas, potencialmente prendendo cargas livres criadas pela radiação ionizante. A luminescência opticamente estimulada é observada quando essas cargas livres são estimuladas para fora dessas armadilhas através da iluminação do cristal e iniciam um processo em que elas retornam para o estado fundamental, assim produzindo luminescência.

As transições eletrônicas principais envolvidas nesse processo estão representadas na Figura 19 abaixo.

Figura 19: Representação dos processos envolvidos na OSL. (a) Criação de par elétron-buraco. (b) captura da carga durante a irradiação. (c) Estimulação óptica das cargas armadilhadas e (d) Recombinação e emissão de luz durante a leitura do OSL.



Fonte: Cygler et al. (2009) adaptada.

A radiação ionizante interage com a matéria, produzindo elétrons secundários que depositam energia através de interações e resulta em uma concentração de elétrons sendo promovidos para a banda de condução e uma concentração associada de vacâncias eletrônicas na banda de valência (Fig. 19a). Os elétrons e os buracos ficam presos em diferentes defeitos no cristal, onde eles podem ficar por longos períodos dependendo da profundidade das armadilhas e temperatura (Fig. 19b). Quando o cristal é iluminado, fótons de energia $h\nu_1$ podem ser absorvidos pelos elétrons presos, os quais então são promovidos para a banda de condução (Fig. 19c). Na banda de condução, os elétrons são livres para se mover pelo cristal e eventualmente ficam localizados ao redor do buraco armadilhado. O processo de recombinação prossegue através da criação de um defeito no estado excitado, que pode relaxar através da emissão de um fóton com energia $h\nu_2$ (Fig. 19d).

Alguns pontos sobre esse modelo:

1. Assume-se que a concentração das cargas armadilhadas é proporcional à energia depositada no cristal;
2. A luminescência emitida é proporcional à concentração de cargas armadilhadas;
3. A OSL é um fenômeno transiente, durando apenas até o momento em que todas as cargas armadilhadas se recombinem;
4. Em um material real, mais de um tipo de armadilhas e centros de recombinação podem contribuir para o processo de OSL, ou afetá-lo de maneiras diferentes.
5. Dependendo da profundidade da armadilha, as cargas armadilhadas podem escapar em temperatura ambiente por estimulação termal.

A leitura do sinal OSL é feita ao estimular o cristal com luz de intensidade constante enquanto se monitora a luminescência resultante. Fontes usadas para a estimulação do OSL podem ser lasers, LED, lâmpadas etc. Essa escolha depende apenas do comprimento de onda ideal e da intensidade necessária para a estimulação de cada material particular.

O dosímetro OSL mais utilizado e único comercializado é o óxido de alumínio dopado com carbono (Al_2O_3:C), sendo também caracterizado para a mamografia e amplamente utilizado devido à sua sensibilidade se comparado a um dosímetro termoluminescente (TLD) (ALOTHMANY, et al., 2016).

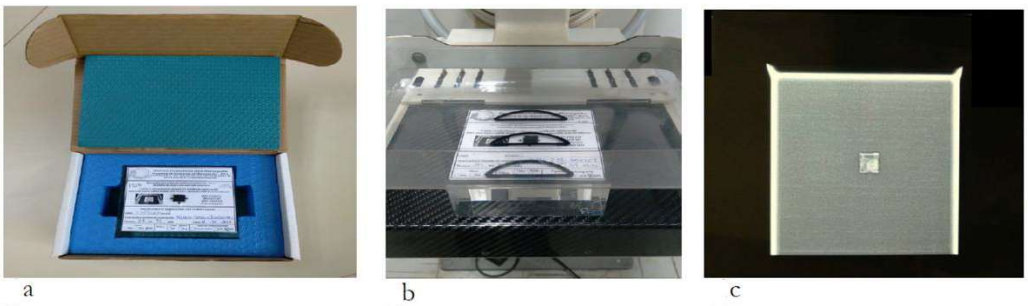
2.3. PROGRAMA NACIONAL DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA DO INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER

O Programa Nacional de Qualidade em Mamografia/INCa é um programa instituído desde 2012 que tem como objetivo implementar ações nacionais com a finalidade de aprimorar a qualidade das mamografias no contexto das ações de detecção precoce do câncer de mama. É um programa que abrange o Brasil em sua totalidade e alcança das clínicas mais tecnológicas e de ponta até as mais antigas. Porém, no momento deste trabalho, não abrange a avaliação de doses para tomossíntese.

Serviços de mamografia cadastrados no programa recebem um envelope contendo as instruções dispostas no Apêndice II junto a um cartão dosimétrico contendo um dosímetro OSL. O cartão dosimétrico enviado com as instruções deve ser colocado acima do simulador utilizado no serviço, irradiado, e retornado ao INCa, como mostra a Figura 20. Após esse

retorno, ele será lido, a leitura convertida em DGM e essa DGM será comparada aos padrões do PQM, indicando se o serviço está de acordo com os padrões ou não.

Figura 20: (A) Simulador do PQM com cartão dosimétrico. (B) Simulador disposto no equipamento de mamografia. (C) Imagem DICOM feita pelo equipamento.



Fonte: Valverde et al. (2024).

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. SELEÇÃO DOS DOSÍMETROS: DETERMINAÇÃO DO FATOR DE SENSIBILIDADE

Para uma medição precisa do *kerma* no ar incidente foi necessária a seleção de dosímetros que fornecem respostas similares. Essa seleção foi feita a partir de 130 dosímetros opticamente estimulados (OSLDs) compostos de óxido de alumínio dopado com carbono (Al2O3:C), da marca Landauer, pertencentes ao Programa Nacional de Qualidade em Mamografia (PNQM), do Instituto Nacional do Câncer (INCa). Os dosímetros foram irradiados no mamógrafo Siemens Mammomat 1000, do laboratório de radiodiagnóstico da Divisão de Física Médica do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (DIFME/IRD).

Cada dosímetro possui uma sensibilidade maior ou menor para a radiação ionizante, sendo esta uma propriedade intrínseca dele. Desta maneira, se fez necessário fazer a correção da leitura de cada dosímetro através da obtenção do fator chamado fator de sensibilidade (S_i).

Para a determinação do fator de sensibilidade, foi utilizado um detector de estado sólido Piranha® (RTI Group) para a verificação da tensão do tubo e o *Kerma* de Entrada no Ar K_i. Após a irradiação do detector com tensão de 28 kVp a 90 mAs com a combinação alvo filtro de Mo/Mo, os dosímetros foram colocados no suporte de mama do mamógrafo divididos em dois grupos de 45 e um de 40 dosímetros, centralizados a 6 mm da posição que compreende a parede torácica em um exame de mamografia e irradiados com a mesma técnica um grupo de cada vez. Esse processo foi repetido 5 vezes para se obter uma média das leituras.

Os dosímetros, ao final das irradiações, foram enviados ao PQM/INCa para leitura. Para determinar o fator de sensibilidade (S_i), foi feita a divisão da média das leituras líquidas de todos os dosímetros ($\overline{M}$) pela média da leitura líquida de cada dosímetro i (M_i), utilizando as Equação 3.1 e 3.2 abaixo (MAINOTH, et al., 2025):

$$\overline{M} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} M_i \tag{3.1}$$

$$S_i = \frac{\overline{M}}{M_i} \tag{3.2}$$

Assim, foi utilizada a Equação 3.3 para a correção das leituras de cada dosímetro:

$$M_{(i)cor} = M_i . S_i \tag{3.3}$$

Após a obtenção do S_i dos 130 dosímetros, foram selecionados aqueles os quais o fator se aproximava de 1,00 para melhor confiabilidade nos resultados. Com esse critério, foram selecionados 30 dosímetros em que os fatores de sensibilidade mais distantes foram 0,97 e 1,04.

3.2. CALIBRAÇÃO DE DOSÍMETROS PARA Rh/Ag

Com o S_i em mãos, sendo uma propriedade intrínseca do dosímetro, o próximo passo a ser seguido foi a aquisição do fator de calibração (F_c) para o espectro de Rh/Ag. Este fator é não é intrínseco ao dosímetro e precisa ser calculado para cada espectro (combinação alvo/filtro).

O fator de calibração é definido (MAINOTH, et al., 2025) pela razão entre a medida do *kerma* de entrada na pele (KEP) e a leitura líquida corrigida dos dosímetros ($M_{(i)cor}$), como demonstrado através da Equação 3.4 abaixo:

$$F_c = \frac{KEP}{M_{(i)cor}} \tag{3.4}$$

Primeiro, foi utilizado o detector Piranha sem a presença de dosímetros para verificar a técnica, ou seja, conferir se a leitura era similar à do mamógrafo, além de medir camada semirredutora e o *kerma* de incidência, como mostrado na Figura 21. Em seguida, os dosímetros foram irradiados com as técnicas pré-estabelecidas de modo a abranger uma ampla faixa de valores de *kerma* incidente.

Figura 21: Aparato experimental para a determinação do fator de calibração para Rh/Ag.

Fonte: O autor (2025).

Para a calibração em Rh/Ag foram utilizados 30 dosímetros. Os dosímetros foram separados em cinco grupos de 6, com duas irradiações de 3 dosímetros para cada tensão. A Tabela 1 abaixo descreve os espectros utilizados nas irradiações feitas no mamógrafo GE Senographe Pristina do Hospital São Vicente de Paulo, com a leitura do *kerma* incidente no ar (K_{ar}) obtida pelo detector Piranha.

Tabela 1: Técnicas adquiridas para cada tensão no equipamento de tomossíntese

Tomossíntese Rh/Ag					
Tensão Nominal (kV)	Ident. OSL	Tensão medida (kV)	Produto corrente-tempo (mAs)	K_{ar} (mGy)	CSR (mmAl)
27	04A, 29Y, 371	26,18	71	4,555	0,450
	743, 98V, 597	26,13		4,558	0,449
28	29W, 18X, 68S	27,12	50	3,598	0,469
	127, 01I, 084	27,13		3,622	0,469
30	218, 523, 59P	29,06	45	4,080	0,503
	78P, 12F, 21G	29,08		4,069	0,503
32	18A, 11M, 295	31,07	36	3,981	0,533
	881, 373, 745	31,05		3,986	0,533
34	24E, 52F, 54B	32,93	28	3,695	0,557
	947, 90D, 33B	33,02		3,712	0,557

As irradiações foram feitas com a presença da bandeja de compressão encostada no detector, para assim evitar diferenças de leitura entre o Piranha e o sistema do mamógrafo. A posição do detector foi de 60 mm da parede torácica, com uma distância fonte-detector de 55 mm no centro da placa de suporte. A Figura 22 abaixo mostra o posicionamento do Piranha junto aos dosímetros, que ficaram apoiados na lateral do detector. Devido a este posicionamento, foi descartada a hipótese de diferenças de dose, visto que ela é desprezível e nesta situação descarta-se o efeito *heel*.

Figura 22: Posicionamento do detector Piranha junto aos dosímetros

Fonte: O autor (2025).

Os dosímetros foram enviados ao PQM/INCa para leitura. Com essas leituras se tornou possível a determinação da curva de calibração e do fator de calibração (F_c). A curva é uma função de primeiro grau onde o F_c está em função da CSR, este adquirido pelas leituras do detector Piranha.

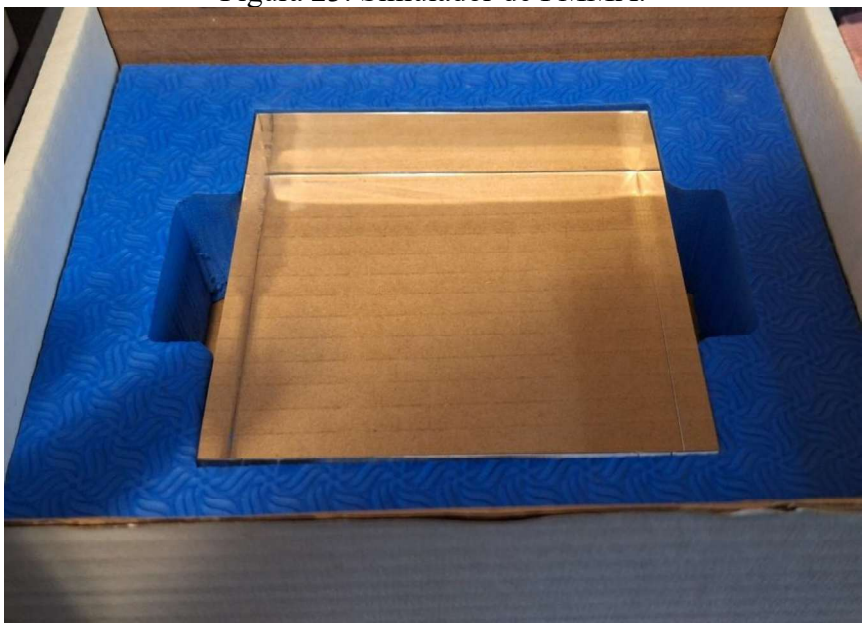
3.3. AQUISIÇÃO DO *KERMA* DE ENTRADA E DA DOSE GLANDULAR MÉDIA NO SENOGRAPHE PRISTINA

Após a aquisição do F_c para Rh/Ag, foram obtidas as doses na tomossíntese do Senographe Pristina. O trabalho aqui se divide em 2 objetivos: Preparar um método de avaliação de dose em tomossínteses para o Programa Nacional de Qualidade em Mamografia (PQM/INCa) e avaliar as doses experimentalmente e comparar com o método de cálculo do mamógrafo Senographe Pristina.

3.3.1. TESTES PARA O PROGRAMA NACIONAL DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA

Para determinar o método de avaliação de dose a ser sugerido ao PQM/INCa, foi utilizado um simulador de polimetilmetacrilato (PMMA), mostrado na Figura 23, de dimensões 100x100x40 mm, que é utilizado pelo referido programa.

Figura 23: Simulador de PMMA.

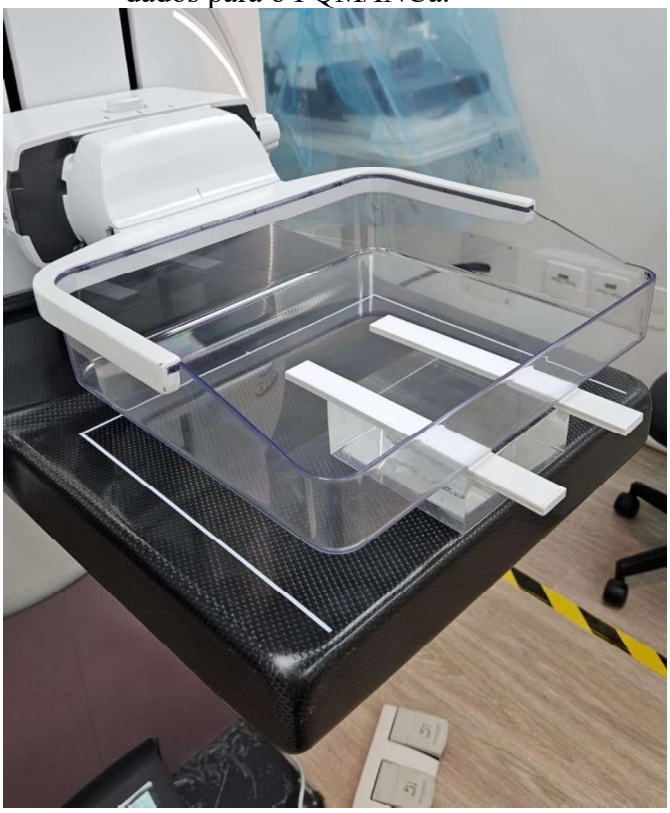


Fonte: O autor (2025).

Este simulador equivale uma mama de 45 mm de espessura (VAN ENGEN, et al., 2018), assim, foi necessária inserir uma compensação de 5 mm entre o simulador e a placa de suporte. Para essa compensação foram utilizados espaçadores de acrílico de 5 mm, mostrados na Figura 24 acima do simulador, e uma compressão de 30 N para o devido funcionamento do mamógrafo visto que ele impedia o disparo do feixe com compressões menores.

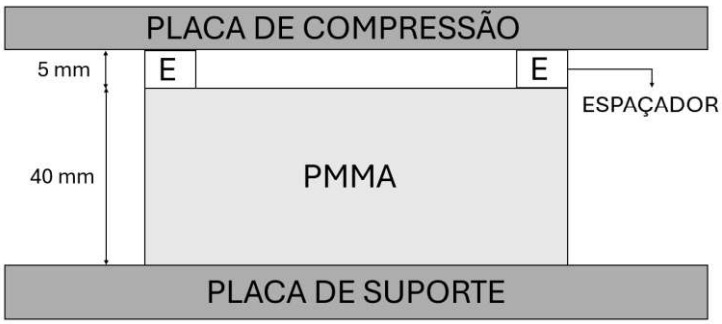
Com esses materiais, organizamos o simulador no mamógrafo, encostado na extremidade da placa de suporte (parede torácica) e posicionado no centro, como mostra a Figura 24 de acordo com o esquema na Figura 25.

Figura 24: Imagem do aparato experimental sem os dosímetros para aquisição dos dados para o PQM/INCa.



Fonte: O autor (2025).

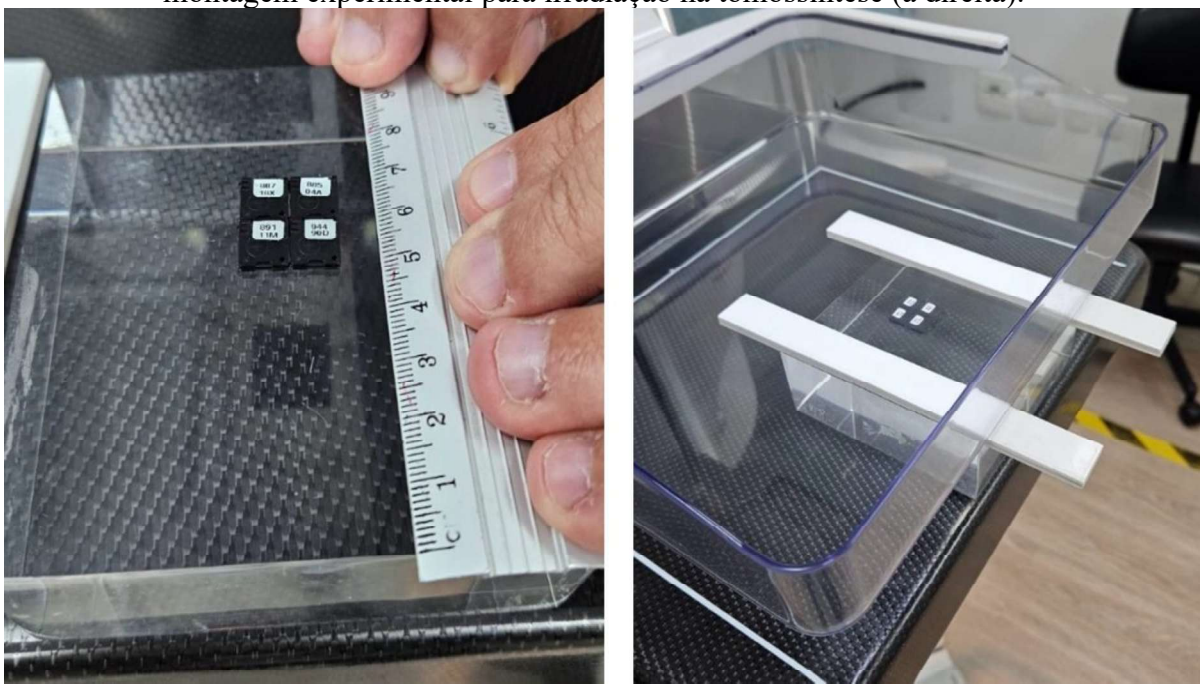
Figura 25: Desenho do aparato experimental para o PQM/INCa.



Fonte: O autor (2025).

Com esse aparato pronto, fizemos primeiro uma exposição no modo *Automatic Exposure Control* (AEC) em tomossíntese para determinar a técnica utilizada pelo equipamento. Em seguida, foram inseridos os dosímetros no centro do simulador a 60 mm de distância da parede torácica para a irradiação a 0º (2D) com a técnica obtida através do AEC e mesma compressão, como mostra a Figura 26.

Figura 26: Posicionamento dos dosímetros sobre o simulador (à esquerda) e montagem experimental para irradiação na tomossíntese (à direita).



Fonte: O autor (2025).

Os parâmetros das aquisições estão descritos na Tabela 2 abaixo:

Tabela 2: Parâmetros de aquisição do simulador do PQM INCa.

Método	Espessura(mm)	Esp. Equipamento (mm)	Tensão (kV)	Produto corrente-tempo (mAs)	Alvo/Filtro	*AGD* (mGy)	*ESE* (mGy)
AEC	40 (simulador) + 5 (espaçador)	43,00	34	25,20	Rh/Ag	1,26	3,50
Manual		43,00	34	25,20	Rh/Ag	1,16	3,21

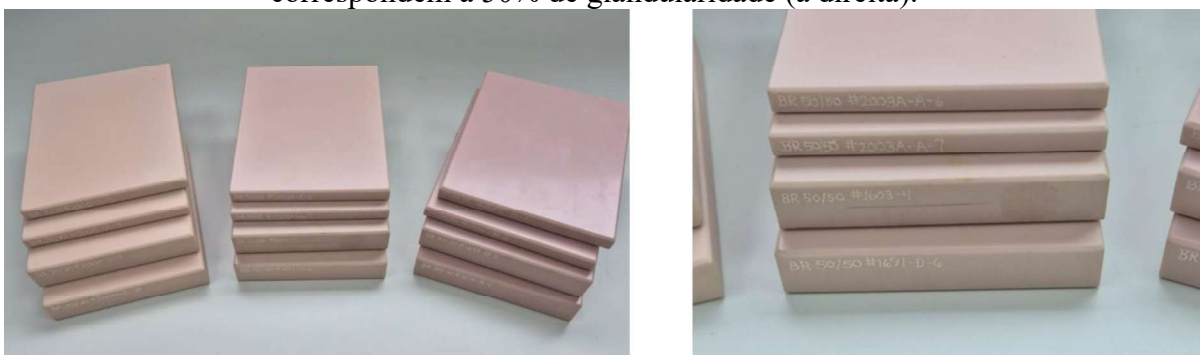
Sendo a *AGD* e o *ESE* (Entrace Skin Exposure) a dose glandular média e o *kerma* no ar de entrada fornecidos pelo equipamento Senographe Pristina.

A metodologia de irradiação empregada foi baseada no documento *Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems*, da EUREF (VAN ENGEN, et al., 2018). Com base na metodologia descrita nessa seção, um material de instrução para a execução do teste em serviços de mamografia no Brasil por meio do PQM/INCa foi elaborado e encontra-se no Apêndice III.

3.3.2. COMPARAÇÃO DA D_G EXPERIMENTAL COM O MÉTODO DE CÁLCULO DO SENOGRAPHE PRISTINA

Para a aquisição da dose glandular média em diferentes espessuras e composições de mama, utilizamos simuladores da CIRS (Computerized Imaging Reference Systems, 2023) que são compostos de um material homogêneo radiologicamente equivalente à mama com glandularidades de 30%, 50% e 70%, do Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Estes simuladores, como mostrado nas Figura 27, permitem representações de mama com espessuras e glandularidade variáveis por meio de combinações entre as placas de cada simulador.

Figura 27: Simuladores da CIRS, da esquerda para a direita: placas de 70% de glandularidade, placas de 50% e placas de 30%. Placas do simulador da CIRS que correspondem a 50% de glandularidade (à direita).

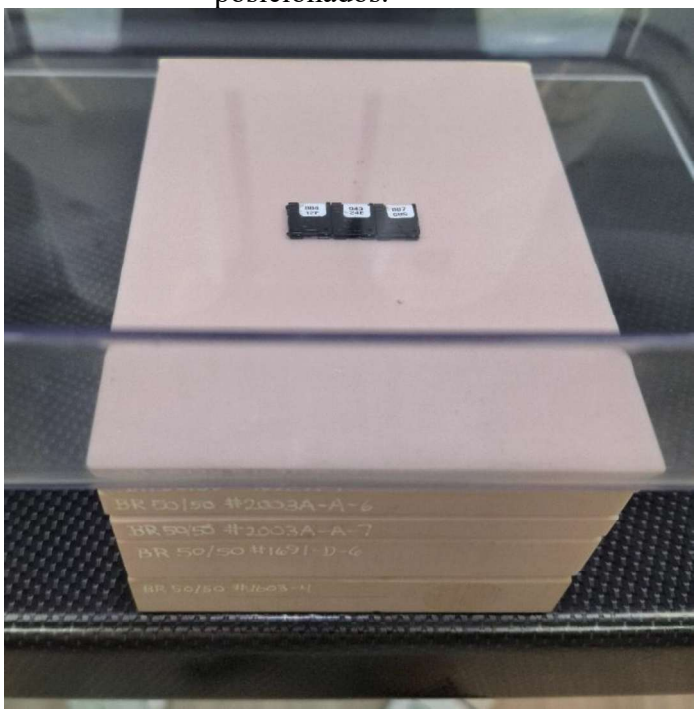


Fonte: O autor (2025).

Para os experimentos realizados foram utilizadas as 3 glandularidades disponíveis e espessuras variadas, entre 40 mm e 70 mm, combinando as placas com espessuras individuais de 20 mm, 10 mm e 5 mm.

Assim como na irradiação do simulador do PQM, fizemos primeiro uma exposição no modo AEC em tomossíntese para determinar a técnica que seria replicada no modo manual do equipamento para uma exposição em mamografia convencional, 2D, a 0°. Após a aquisição da técnica no modo AEC da tomossíntese, foram inseridos os dosímetros para a irradiação em 2D com a técnica obtida através do AEC. Nesta aquisição, devido ao número reduzido de dosímetros disponível para cada grupo de simuladores (três), os OSLDs foram posicionados em uma fileira na horizontal, como mostra a Figura 28.

Figura 28: Simuladores da CIRS de 50% de glandularidade com os dosímetros OSL posicionados.



Fonte: O autor (2025).

As variações de espessura e glandularidade foram identificadas como G2 até G9, sendo em G2 utilizado uma espessura de 40 mm e glandularidade (50G/50F – 50 % glandular, 50% adiposo (Fat)). Os parâmetros das aquisições estão descritos na Tabela 3.

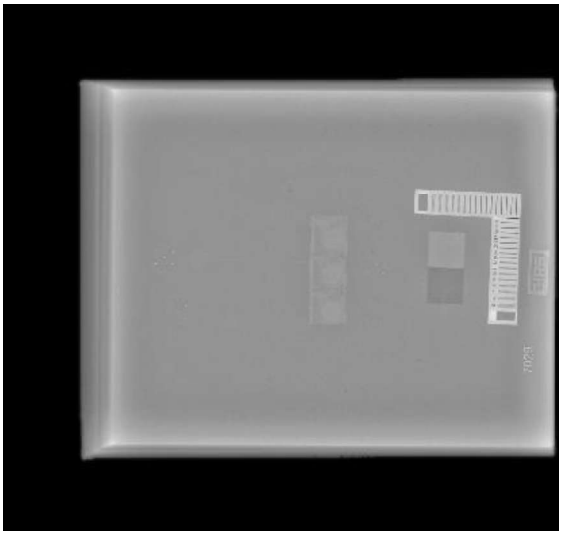
Tabela 3: Parâmetros de aquisições para comparativo de dose D_g e *AGD*.

Rh/Ag	Tensão (kV)	Produto corrente-tempo (mAs)	Espessura (mm)	Esp. Equipamento (mm)	Glandularidade	*AGD* (mGy)	*ESE* (mGy)
G2 (AEC)	34	23,4	40	39	50G/50F	1,17	3,22
G2 (Manual)	34	23,4	40	39	50G/50F	1,11	2,93
G3 (AEC)	34	32,5	50	49	50G/50F	1,41	4,49
G3 (Manual)	34	32,5	50	49	50G/50F	1,33	4,21
G4 (AEC)	34	45,6	60	59	50G/50F	1,69	6,39
G4 (Manual)	34	45,6	60	59	50G/50F	1,64	6,13
G5 (AEC)	34	69,6	70	70	50G/50F	2,37	10,28
G5 (Manual)	34	69,6	70	70	50G/50F	2,23	9,68
G6 (AEC)	34	22,1	40	38	30G/70F	1,18	3,04
G6 (Manual)	34	22,1	40	39	30G/70F	1,10	2,77
G7 (AEC)	34	28,3	50	49	30G/70F	1,35	3,95
G7 (Manual)	34	28,3	50	49	30G/70F	1,23	3,67
G8 (AEC)	34	39,1	60	59	30G/70F	1,60	5,49
G8 (Manual)	34	39,1	60	59	30G/70F	1,51	5,24
G9 (AEC)	34	55,4	70	69	30G/70F	2,03	8,30
G9 (Manual)	34	55,4	70	70	30G/70F	1,92	7,72

3.3.2.1. INFLUÊNCIA DA HETEROGENEIDADE

Para averiguar mais à fundo o método de cálculo do equipamento, utilizamos a placa do simulador da CIRS de 50G/50F que continha objetos de teste, como mostra a Figura 29 abaixo, para verificar a resposta do equipamento em comparação com um objeto homogêneo de mesma espessura e glandularidade:

Figura 29: Imagem DICOM mostrando os objetos de teste dentro da placa do simulador da CIRS de 50%.



Fonte: O autor (2025).

Os objetos de teste desta placa são utilizados para verificação de microcalcificações, resolução e contraste, porém neste estudo seu uso foi apenas parada verificação da resposta do equipamento em caso de heterogeneidade.

Os parâmetros da aquisição estão descritos abaixo na Tabela 4:

Tabela 4: Parâmetros de aquisição do teste de heterogeneidade

Rh/Ag	Tensão (kV)	Produto corrente-tempo (mAs)	Espessura (mm)	Esp. Equipamento (mm)	Glandularidade	*AGD* (mGy)	*ESE* (mGy)
G2 (AEC)	34	45,3	40	39	50G/50F	1,6	5,92
G2 (Manual)	34	45,3	40	39	50G/50F	1,55	5,68
G3 (AEC)	34	67,9	50	49	50G/50F	2,06	9,08
G3 (Manual)	34	67,9	50	49	50G/50F	2,06	8,82
G4 (AEC)	34	88,4	60	59	50G/50F	2,47	12,15
G4 (Manual)	34	88,4	60	59	50G/50F	2,41	11,87
G5 (AEC)	34	104	70	70	50G/50F	2,71	15,14
G5 (Manual)	34	104	70	70	50G/50F	2,64	14,57

3.3.3. RADIAÇÃO DE FUNDO (BACKGROUND)

A aquisição da leitura da radiação de fundo (*BG*) foi feita através da leitura de dosímetros que seguiram até o local de teste e que não foram irradiados. As leituras estão na Tabela 5 abaixo, na qual foram feitas uma média para que seu valor fosse posteriormente subtraído das leituras dos dosímetros dos grupos de irradiação acima.

Tabela 5: Leituras para o background.

Nº OSL	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média Leituras	Média *BG*
743	99	121	139	120	130
29W	105	114	128	116	
21G	138	142	127	136	
947	136	151	156	148	

3.3.4. DETERMINAÇÃO DO K_{AR} E DA D_G EXPERIMENTAL

Para a determinação do K_{ar}, foram feitas três leituras de cada dosímetro e calculada a sua média. O valor de leitura do *BG* foi subtraído e utilizamos a Equação 3.5 abaixo para determinar o *kerma* no ar.

$$K_{ar} = L.F_c \tag{3.5}$$

Sendo L a leitura média de cada dosímetro sem a radiação de fundo (*background*) e F_c o fator de calibração determinado através da curva de calibração.

A incerteza de L foi obtida considerando a média da variação da sensibilidade do OSL de 1%, visto que não foram corrigidas individualmente.

A D_g foi calculada através do método de Dance (DANCE, et al., 2010) seguido pela *European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services* (VAN ENGEN, et al., 2018). Sua incerteza foi apenas propagada a partir da incerteza do K_{ar}, pois não foram encontrados valores para as incertezas dos fatores *c, g, s* e *t* na literatura.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1. FATOR DE SENSIBILIDADE DO DOSÍMETRO OSL

Os dosímetros selecionados e seus fatores de sensibilidade, $F_{Si,}$ estão discriminados na Tabela 6. Os OSLDs estão identificados apenas com o final de seu número serial na tabela.

Tabela 6: Dosímetros selecionados a partir da sensibilidade.

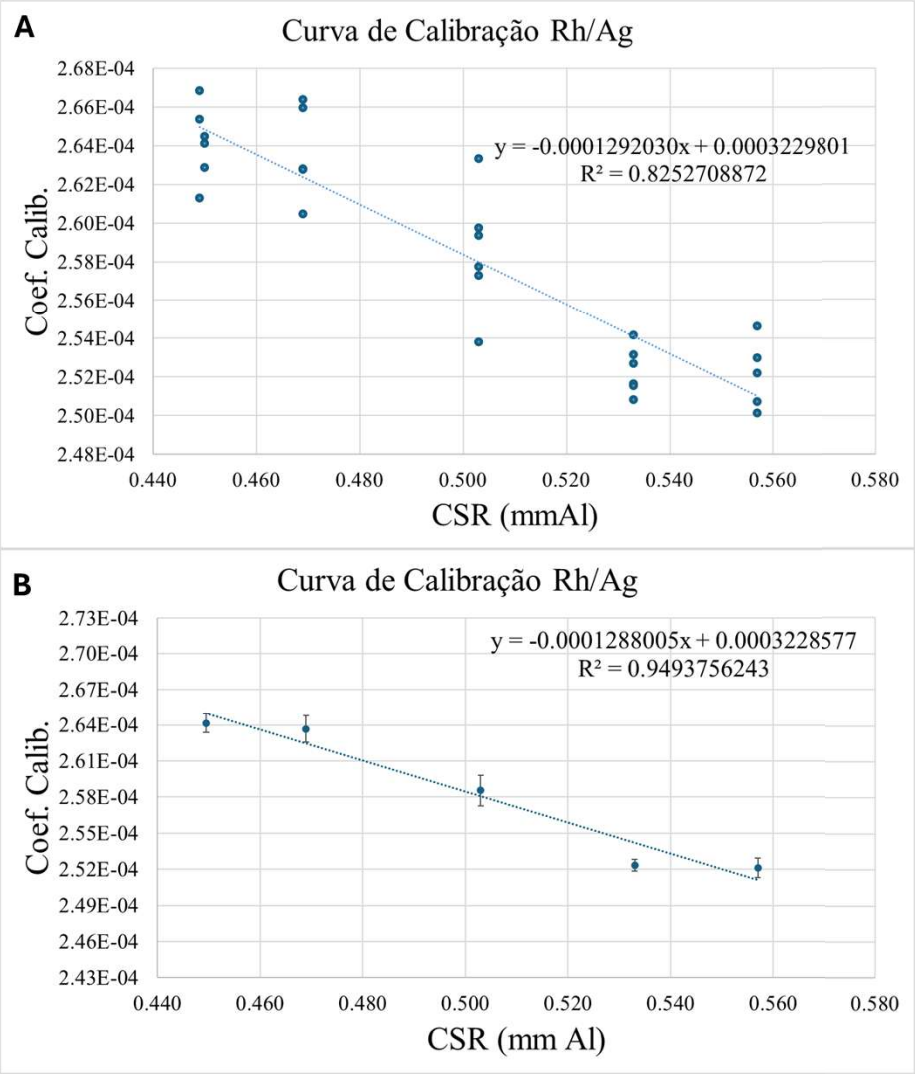
Identificação Serial OSL	Fator de sensibilidade F_{Si}	Identificação Serial OSL	Fator de sensibilidade F_{Si}
18X	1,00	01I	0,99
04A	1,00	12F	0,98
11M	1,00	24E	1,00
90D	0,99	68S	0,99
295	1,04	127	0,99
745	0,99	373	1,00
218	0,98	371	1,00
59Z	0,98	743	0,99
523	0,99	29W	0,99
98V	0,98	21G	0,99
59P	1,00	78P	0,97
18A	0,98	881	1,00
29Y	1,00	54B	1,01
947	0,99	33B	0,99

Esses dosímetros foram selecionados por fornecerem a melhor resposta possível à radiação, assim, auxiliando o trabalho a reduzir incertezas. É possível notar que a sensibilidade varia entre 1,04 e 0,97, com uma variação máxima de 4%. A média da variação dos F_{Si}, com relação a uma unidade, é de aproximadamente 0,01 ou 1% e, portanto, como a sensibilidade não foi corrigida para cada dosímetro individualmente, esse valor foi usado como incerteza do tipo B do valor da leitura.

4.2. CURVA DE CALIBRAÇÃO Rh/Ag

A partir da curva de calibração obtida na Figura 30 e dos parâmetros obtidos com um ajuste linear, Equação 4.1, foi possível obter o fator de calibração F_c que será utilizado para converter a leitura dos dosímetros em kerma no ar e obter a D_g nos experimentos.

Figura 30: Curva de calibração obtida através dos fatores de calibração dos espectros Rh/Ag do *Senographe Pristina*. (A) Curva utilizada seguindo a metodologia do PQM/INCA. (B) Curva feita a partir dos valores médios.



$$F_c = -0{,}00012920.CSR + 0{,}00032298 \quad (4.1)$$

A Equação 4.1 da Figura 30A foi escolhida para ser utilizada devido à metodologia do PQM/INCa levar em consideração todos os pontos em seu ajuste e ao seu ajuste R^2 ser maior do que 0,8, indicando que este é um bom modelo de regressão (CHATTERJEE, et al., 2015).

Devido à CSR para o espectro de Rh/Ag na tensão de 34 kV no Senographe Pristina ter sido determinada como 0,557 mmAl, então o F_c foi determinado como $(2{,}51 \pm 0{,}04).10^{-4}$.

4.3. DOSES MEDIDAS COM O SIMULADOR DO PQM

A dose glandular média calculada através do K_{ar} experimental e do método de Dance para tomossíntese será chamada de D_g e a dose glandular média fornecida pelo equipamento GE Senographe Pristina será chamada de *AGD*, visto que é dada com este nome por ser um equipamento de fora do país. Seus resultados estão na Tabela 7 abaixo, onde *L* é a leitura dos dosímetros, considerando como incerteza 1% deste valor devido à variação na sensibilidade. Os fatores *c, g, s* e *t* utilizados estão no Apêndice I e as incertezas em K_{ar} e D_g foram propagadas a partir das incertezas da leitura e do fator de calibração. O intervalo de idade determinado para o uso dos fatores foi de 50-64 anos. Na tabela 7 Δ(%) representa a diferença percentual entre *AGD* e D_g.

Tabela 7: Comparação entre Dg e AGD avaliados com o simulador de PMMA do PQM/INCa

OSL	*L*	F_c	K_{ar} (mGy)	*AGD* (mGy)	D_g (mGy)	Δ(%)
18X	12663	$(2{,}51 \pm 0{,}04).10^{-4}$	3,18 ± 0,06	1,16	1,15 ± 0,02	0,7
04A	12685	$(2{,}51 \pm 0{,}04).10^{-4}$	3,18 ± 0,06	1,16	1,15 ± 0,02	0,5
11M	12730	$(2{,}51 \pm 0{,}04).10^{-4}$	3,20 ± 0,06	1,16	1,16 ± 0,02	0,1
90D	12598	$(2{,}51 \pm 0{,}04).10^{-4}$	3,16 ± 0,06	1,16	1,15 ± 0,02	1,2

Como os dosímetros foram todos irradiados juntos, foram encontradas as médias e calculados o desvio padrão do valor médio através das Equações 4.2 e 4.3 abaixo (VUOLO 1996):

$$\sigma^2 \cong \frac{1}{(n-1)} \sum_{i=1}^{n} (y_i - \bar{y})^2 \tag{4.2}$$

$$\sigma_m = \frac{\sigma}{\sqrt{n}} \tag{4.3}$$

Sendo σ o desvio padrão, n a quantidade de medidas, y_i a i-ésima medida, $\bar{y}$ a média das medidas e σ_m o desvio padrão no valor médio.

A Tabela 8 apresenta os dados com os quais foram feitas duas comparações: uma entre a D_g calculada pelo *kerma* experimental e a *AGD* fornecida pelo equipamento e outra entre a D_g calculada pelo *kerma* experimental e a $D_{g\mathrm{ESE}}$, calculada através do ESE (*Entrance Surface Exposure*) fornecido pelo equipamento.

Tabela 8: Valores médios dos resultados do PQM/INCa.

	Valores Médios					
K_{ar} (mGy)	*AGD* (mGy)	D_g (mGy)	*ESE* (mGy)	D_{gESE} (mGy)	Δ(%) (*AGD* – D_g)	Δ(%) (D_{gESE} – D_g)
3,180 ± 0,007	1,16	1,153 ± 0,003	3,210	1,16	0,6	0,94

A Equação 4.4 mostra o teste de compatibilidade utilizado para comparar os valores:

$$\frac{|x_1 - x_2|}{\sqrt{\delta x_1^2 + \delta x_2^2}} < 2 \tag{4.4}$$

Visto que o equipamento não fornece a incerteza da leitura da *AGD*, foi considerada a incerteza de 0,01 mGy, menor escala de leitura digital do equipamento, para a *AGD* e a *ESE*. O teste z entre a D_g e a *AGD* retornou que: 0,7 < 2. Portanto, com cerca de 95 % de confiança, as duas medidas são compatíveis. O teste z também foi feito entre a D_g e a D_{gESE}, retornando 0,7 < 2, mostrando também compatibilidade.

Foi feita também uma comparação com a publicação do *National Health Service* do Reino Unido (NHS, 2019), que também avalia a dose glandular média em um equipamento GE pristina com um Phantom homogêneo de PMMA, porém, utilizando uma câmara de ionização para medir o kerma no ar incidente, como mostra os resultados apresentados na Tabela 9.

Tabela 9: Comparação dos resultados deste estudo com os obtidos pelo NHS.

	Espessura do PMMA (mm)	Espessura Equivalente da mama (mm)	Produto corrente – tempo (mAs)	D_g (mGy)	*AGD* (mGy)	Δ(%) (AGD_{NHS} - D_{gNHS})	Δ(%) (D_g - *AGD*)
Este Trabalho	40	45	25,2	1,153	1,16	2,8	0,6
NHS	40	45	24,3	1,14	1,17		

Com a compatibilidade dos resultados observada na comparação entre o valor obtido pelo experimento e o adquirido pelo protocolo britânico (NHS, 2019), foi possível concluir que a metodologia utilizada foi validada e pode ser utilizada para a implementação de dosimetria na técnica de tomossíntese para mamógrafos que utilizem de similar técnica e espectro de Rh/Ag no PQM/INCa. Essa concordância reforça a validade da metodologia adotada utilizando os dosímetros OSL, incluindo do nosso procedimento de calibração.

4.4. COMPARAÇÃO DA D_G EXPERIMENTAL COM O MÉTODO DE CÁLCULO DO SENOGRAPHE PRISTINA

Neste estudo utilizamos 4 grupos de dosímetros OSL para 4 diferentes espessuras do simulador com a glandularidade de 50% e 4 grupos de OSL para a glandularidade de 30% a fim de verificar como é feito o cálculo da D_g pelo equipamento. As espessuras dos simuladores variaram entre 40 e 70 mm, em intervalos de 10 mm.

Assim como no estudo anterior, a D_g foi calculada através do método de Dance (VAN ENGEN, et al., 2018) para tomossíntese e foi feita a comparação com a *AGD* fornecida pelo equipamento.

Os resultados para 50% de glandularidade estão na Tabela 10 abaixo. Os resultados apresentados são uma média das leituras, valores de *kerma* e dose glandular média dos três dosímetros que compunham cada grupo de irradiação descrito na Tabela 3.

Tabela 10: Valores médios de K_{ar}, D_g e sua diferença relativa percentual para os simuladores de 50% de glandularidade.

Grupo	Espessura (mm)	L	F_c	K_{ar} (mGy)	AGD (mGy)	D_g (mGy)	Δ(%) ($AGD - D_g$)
G2	40	11060	$(2{,}51 \pm 0{,}04).10^{-4}$	2,78 ± 0,05	1,11	1,03 ± 0,02	7,4
G3	50	16659	$(2{,}51 \pm 0{,}04).10^{-4}$	4,18 ± 0,05	1,33	1,38 ± 0,02	-3,7
G4	60	24756	$(2{,}51 \pm 0{,}04).10^{-4}$	6,2 ± 0,1	1,64	1,79 ± 0,03	-8,5
G5	70	38045	$(2{,}51 \pm 0{,}04).10^{-4}$	9,55 ± 0,06	2,23	2,48 ± 0,02	-9,9

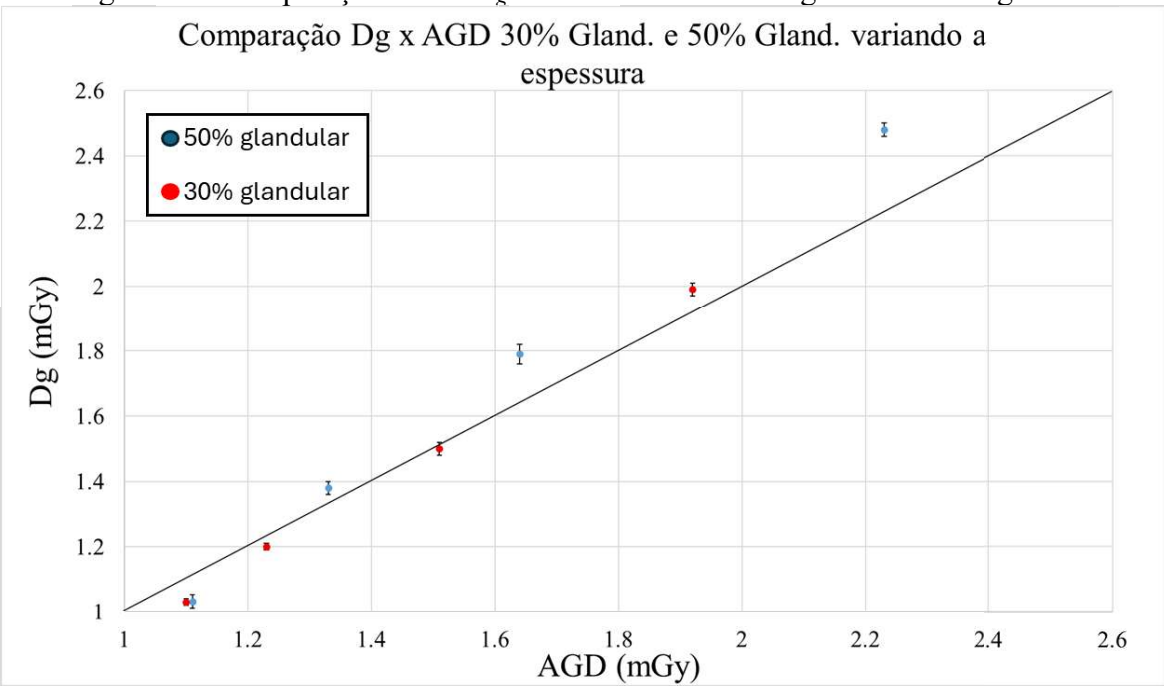
Os resultados para 30% de glandularidade estão na Tabela 11 a seguir:

Tabela 11: Valores médios de K_{ar}, D_g e sua diferença relativa percentual para os simuladores de 30% de glandularidade.

Grupo	Espessura (mm)	L	F_c	K_{ar} (mGy)	AGD (mGy)	D_g (mGy)	Δ(%) ($AGD - D_g$)
G6	40	11032	$(2,51 \pm 0,04).10^{-4}$	2,77 ± 0,04	1,10	1,03 ± 0,01	6,7
G7	50	14440	$(2,51 \pm 0,04).10^{-4}$	3,62 ± 0,03	1,23	1,20 ± 0,01	2,7
G8	60	20760	$(2,51 \pm 0,04).10^{-4}$	5,21 ± 0,08	1,51	1,50 ± 0,02	0,4
G9	70	30579	$(2,51 \pm 0,04).10^{-4}$	7,68 ± 0,08	1,92	1,99 ± 0,02	-3,5

Os resultados das Tabelas 10 e 11 podem ser visualizados na Figura 31 abaixo, que compara a D_g com a AGD, onde se observa que há pouca dispersão entre os dados.

Figura 31: Comparação ente a D_g *e* AGD. A linha na diagonal indica a igualdade.



Com esses resultados, observamos que os valores tendem a ser maiores no valor experimental no simulador de 50% G, já os valores que tendem mais ao valor fornecido pelo

equipamento são os de 30% G. Essa diferença entre as doses glandulares médias obtidas com base nas medições realizadas utilizando OSL e a fornecida pelo equipamento variam em até no máximo 9,9%, sendo esse valor máximo relacionado ao simulador de maior espessura.

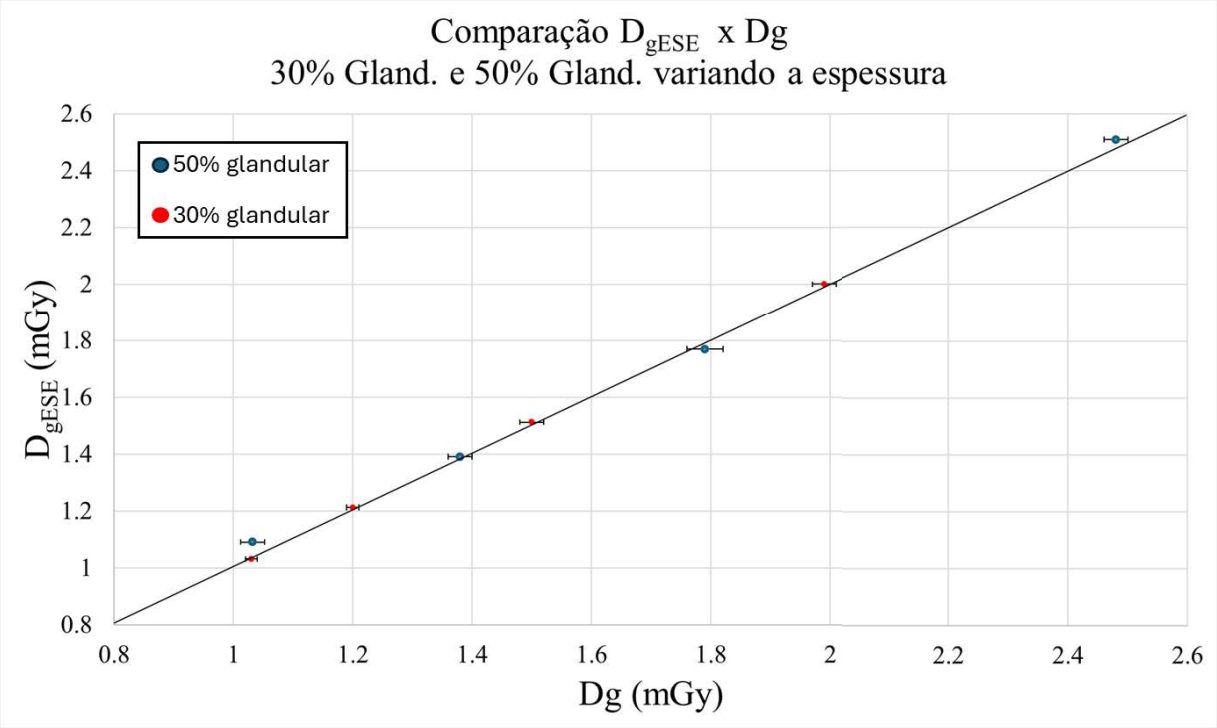
Foi feito o teste t pareado de Student para verificar se existem diferenças significativas entre os valores de D_g e *AGD*. O teste retornou o valor p = 0,3365, assim mostrando que não há evidências estatísticas de diferenças significativas entre os resultados das doses.

Para mais uma comparação, utilizamos a D_{gESE}, calculada através do *ESE* fornecido pelo equipamento, obtendo os resultados da Tabela 12 e Figura 32.

Tabela 12: Valores da D_g e D_{gESE}.

			Valores Médios				
	L	F_c	K_{ar} (mGy)	*ESE* (mGy)	D_g (mGy)	D_{gESE} (mGy)	Δ(%) (D_{gESE} - D_g)
G2	11060	$(2,51 \pm 0,04).10^{-4}$	2,78 ± 0,05	2,93	1,03 ± 0,02	1,09	5,61
G3	16659	$(2,51 \pm 0,04).10^{-4}$	4,18 ± 0,05	4,21	1,38 ± 0,02	1,39	0,70
G4	24756	$(2,51 \pm 0,04).10^{-4}$	6,2 ± 0,1	6,13	1,79 ± 0,03	1,77	-1,28
G5	38045	$(2,51 \pm 0,04).10^{-4}$	9,55 ± 0,06	9,68	2,48 ± 0,02	2,51	1,37
G6	11032	$(2,51 \pm 0,04).10^{-4}$	2,77 ± 0,04	2,77	1,03 ± 0,01	1,03	0,07
G7	14440	$(2,51 \pm 0,04).10^{-4}$	3,62 ± 0,03	3,67	1,20 ± 0,01	1,21	1,26
G8	20760	$(2,51 \pm 0,04).10^{-4}$	5,21 ± 0,08	5,24	1,50 ± 0,02	1,51	0,60
G9	30579	$(2,51 \pm 0,04).10^{-4}$	7,68 ± 0,08	7,72	1,99 ± 0,02	2,00	0,59

Figura 32: Combinação entre a D_g e D_{gESE}. A linha na diagonal indica igualdade.



Observou-se que os valores se aproximam bastante da igualdade quando utilizado o *ESE* para o cálculo da D_{gESE}.

Aplicando também o teste t de student pareado, obtemos que o valor p é igual a 0,138, maior que 0,05. Com esse resultado, pode-se afirmar que não há diferença estatisticamente significativa entre as doses calculadas pelo *kerma* experimental e o *ESE* do equipamento.

Seguindo em outro tipo de avaliação, isolamos os termos constantes da equação da D_g, chegando na Equação 4.6 abaixo, na qual isola os termos *c.g* a fim de verificar sua compatibilidade. Assim, usaremos o termo *c.g* experimental para identificar o produto *c.g* utilizado na metodologia experimental usada nesse estudo, embora esses fatores sejam resultados de simulações apresentados na literatura.

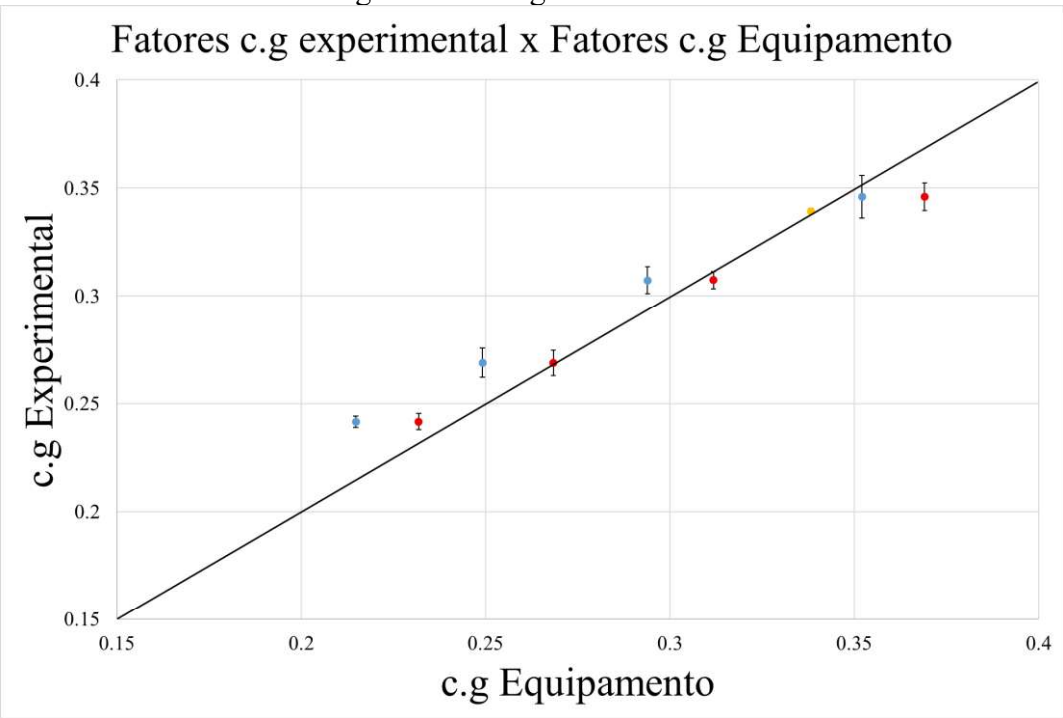
$$c.g = \frac{D_g}{K_{ar}.s.t} \tag{4.6}$$

Os resultados obtidos estão na Tabela 13 e na Figura 33.

Tabela 13: Comparação entre o *c.g* experimental e o fornecido pelo equipamento.

	c.g Experimental	*c.g* Equipamento	Δ(%) (Equipamento – Experimental)
G1	0,339 ± 0,001	0,338	-0,33
G2	0,35 ± 0,01	0,352	1,75
G3	0,307 ± 0,006	0,294	-4,40
G4	0,269 ± 0,007	0,249	-7,33
G5	0,242 ± 0,003	0,215	-11,12
G6	0,346 ± 0,006	0,369	6,65
G7	0,307 ± 0,004	0,312	1,42
G8	0,269 ± 0,006	0,268	-0,18
G9	0,242 ± 0,004	0,232	-4,05

Figura 33: Combinação entre a *c.g* Experimental x *c.g* Equipamento. A linha na diagonal indica igualdade.



No gráfico observou-se que os resultados do *c.*g Experimental foram sistematicamente maiores que o *c.*g do equipamento, essa tendência ao valor experimental pode ter ocorrido devido à alguma possível diferença nos fatores *c* e *g* selecionados pela tabela da EUREF (VAN ENGEN, et al., 2018) e os valores internos do equipamento. Foi feito novamente o teste t pareado de Student para comparação da média do *c.g* do equipamento e experimental, resultando no valor de p = 0,4266, maior que o nível de significância adotado 0,05, assim garantindo que não há diferença estatística entre seus valores.

Com essas comparações foi possível observar que quando se utilizam simuladores homogêneos de diferentes glandularidades e espessuras, o equipamento fornece valores de *kerma* de entrada e dose glandular média compatíveis com os valores medidos utilizando os dosímetros OSL. Isso indica que o fabricante deve usar o mesmo método de cálculo que utilizamos.

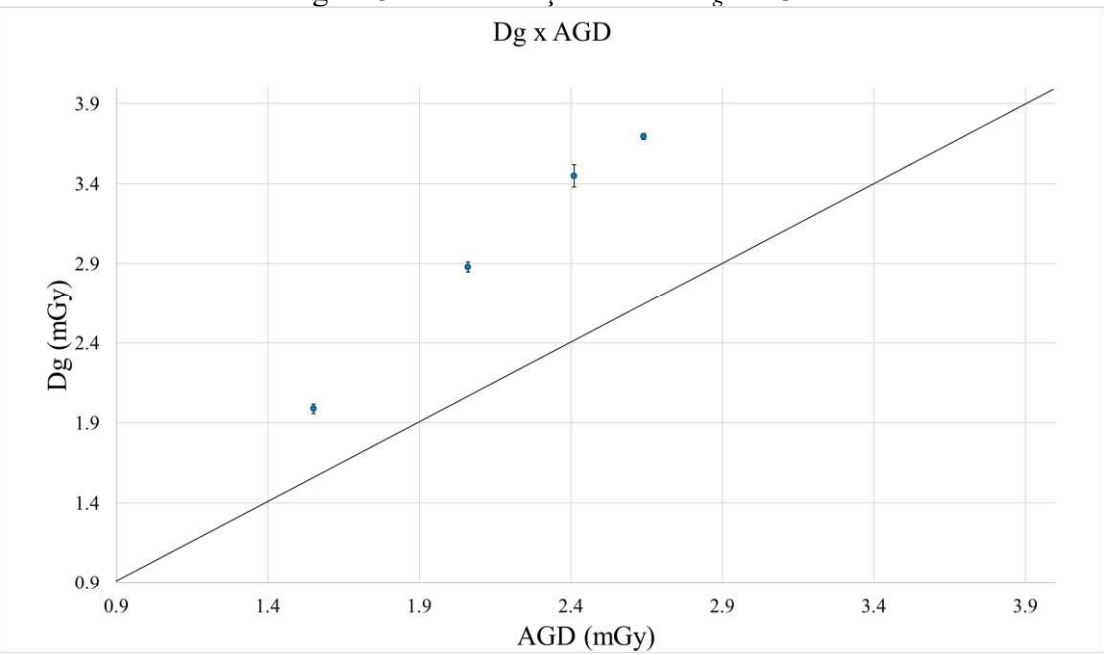
4.5. TESTE DE DESEMPENHO COM UM SIMULADOR HETEROGÊNEO

Os resultados obtidos para o teste de heterogeneidade foram feitos apenas para o simulador de 50G/50F com uma placa contendo objetos de teste e estão descritos na Tabela 14 abaixo e na Figura 34.

Tabela 14: Comparação entre D_g e *AGD* calculados utilizando um simulador heterogêneo. Δ(%) representa a diferença percentual entre $AGD - D_g$

Grupo	L	F_c	K_{ar} (mGy)	AGD (mGy)	D_g (mGy)	Δ(%)
G2	21269	$(2{,}51 \pm 0{,}04).10^{-4}$	5,34 ± 0,09	1,16	1,99 ± 0,03	-22,0
G3	34706	$(2{,}51 \pm 0{,}04).10^{-4}$	8,7 ± 0,1	1,55	2,88 ± 0,03	-28,4
G4	47607	$(2{,}51 \pm 0{,}04).10^{-4}$	12,0 ± 0,2	2,06	3,45 ± 0,07	-30,1
G5	56784	$(2{,}51 \pm 0{,}04).10^{-4}$	14,25 ± 0,09	2,41	3,69 ± 0,02	-28,5

Figura 34: Combinação entre a D_g e *AGD*.



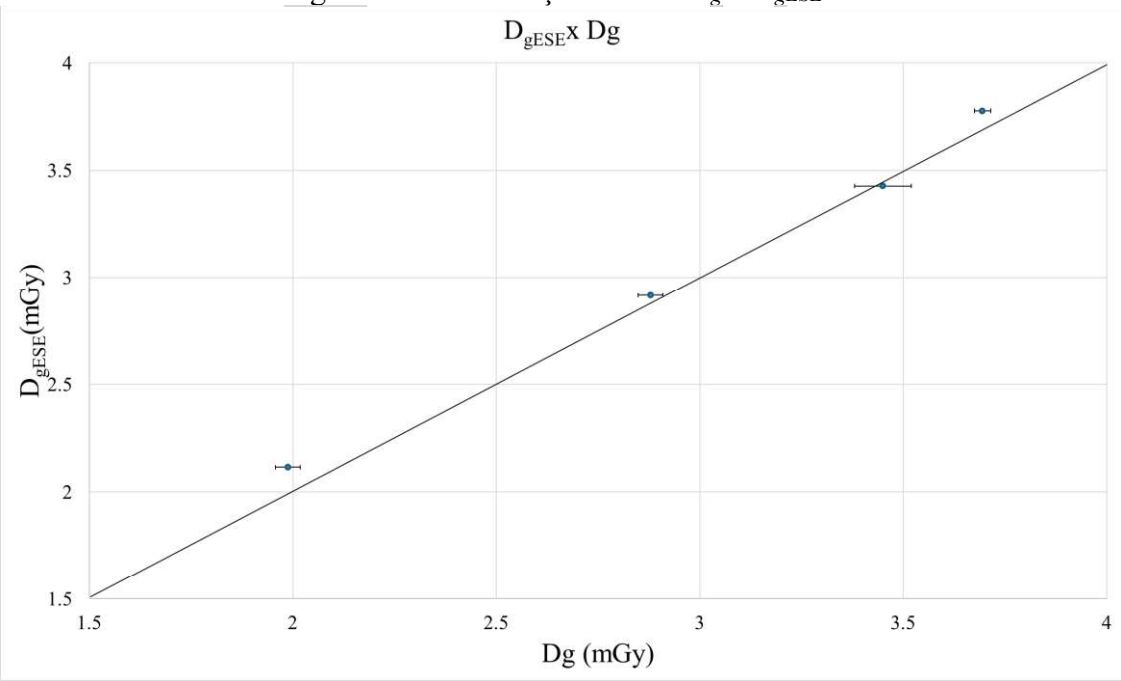
Pelo teste t de student, obteve-se o valor de p = 0,0023 < 0,05, deixando claro que os valores da D_g e da *AGD* quando há artefatos no simulador não são compatíveis.

Foi feito também a comparação entre a D_g experimental e a calculada pelo *ESE* fornecido pelo equipamento, os resultados estão dispostos na Tabela 15 e na Figura 35 abaixo:

Tabela 15: Comparação entre *Dg* e D_g *ESE* calculados utilizando um simulador heterogêneo. Δ(%) representa a diferença percentual entre $AGD - D_{gESE}$

	Valores Médios						
	L	F_c	K_{ar} (mGy)	*ESE* (mGy)	D_g (mGy)	D_{gESE} (mGy)	Δ(%)
G2	21269	$(2{,}51 \pm 0{,}04).10^{-4}$	5,34 ± 0,09	5,68	1,99 ± 0,03	2,12	6,54
G3	34706	$(2{,}51 \pm 0{,}04).10^{-4}$	8,7 ± 0,1	8,82	2,88 ± 0,03	2,91	1,27
G4	47607	$(2{,}51 \pm 0{,}04).10^{-4}$	12,0 ± 0,2	11,87	3,45 ± 0,07	3,43	-0,60
G5	56784	$(2{,}51 \pm 0{,}04).10^{-4}$	14,25 ± 0,09	14,57	3,69 ± 0,02	3,78	2,23

Figura 35: Combinação entre a D_g e D_{gESE}.



Pelo teste t de student, novamente, o valor de p foi igual a 0,0647, maior que 0,05. Assim, as D_g experimental e a calculada pelo *ESE* do equipamento são semelhantes, sem evidência estatística de que são diferentes.

Isso nos faz observar que o método de cálculo da *AGD* do mamógrafo não leva em consideração o *ESE* quando o simulador não é homogêneo. Além disso, para mamas heterogêneas, não há garantia de que o equipamento estimará de modo representativo a dose glandular média efetivamente depositada. Vale considerar que o cálculo pelo *ESE* é

apropriado para a determinação da *AGD* em simuladores homogêneos e pode ser utilizado para fazer intercomparação entre equipamentos de mesmo fabricante e alvo/filtro, porém não podemos concluir que seria um bom parâmetro para avaliar dose em pacientes devido à heterogeneidade da mama.

4.6. COMPARAÇÃO DE TÉCNICAS DE DIFERENTES COMPOSIÇÕES MAMÁRIAS

Para verificar a variação das técnicas no equipamento, acrescentamos uma irradiação do simulador da CIRS (Computerized Imaging Reference Systems, 2023) de 70% de glandularidade na técnica 3D (tomossíntese). Os resultados estão na Tabela 16 abaixo.

Tabela 16: Comparação das técnicas usadas no Senographe Pristina para diferentes glandularidades

Simulador	Gland.	Tensão (kV)	Produto corrente-tempo (mAs)	Esp. (mm)	Esp. Máq. (mm)	AGD (mGy)	ESE (mGy)
30/70	30%	34	22,1	40	38	1,18	3,04
PMMA[a]	41%	34	25,2	45	43	1,26	3,50
50/50	50%	34	23,4	40	39	1,17	3,22
70/30	70%	34	26,7	40	39	1,26	3,58

Nesta tabela observa-se que o produto corrente-tempo, mAs, aumenta com a glandularidade, excluindo o PMMA, pois ele tem 40 mm de espessura mais 5 mm devido a um compensador, simulando uma mama de 45 mm. É possível ver também uma relação da glandularidade com o ESE, este aumentando conforme a glandularidade aumenta. Portanto, o sistema AEC é capaz de reconhecer diferentes densidades do material de aproximadamente mesma espessura, entregando um feixe mais intenso para irradiar os materiais mais densos.

5. CONCLUSÕES

Neste trabalho propomos utilizar dosimetria OSL para avaliar a dose glandular média em um equipamento de tomossíntese com espectro de Rh/Ag, buscando compreender o método de cálculo da *AGD* realizada pelo equipamento. Além disso, utilizamos a metodologia adotada para criar um material de instrução para ser usado no PQM/INCa para avaliar doses glandulares médias em tomossínteses no país.

Por meio da comparação entre as doses glandulares médias calculadas pelo equipamento (*AGD*) e a calculada por meio do *kerma* no ar medido com OSL (D_g), concluímos que o equipamento retorna valores compatíveis com os valores obtidos experimentalmente quando são utilizados simuladores de mama homogêneos e a curva de calibração para os dosímetros obtida neste trabalho. Já para a situação em que o simulador é heterogêneo foram observadas incompatibilidades entre os resultados experimental e os fornecidos pelo equipamento em relação à D_g e à *AGD*, porém a D_g e a D_{gESE} se mostraram compatíveis. Isso nos levou a perceber que o equipamento em situação de heterogeneidade não faz o cálculo baseando-se no *ESE,* ou quando o pré-disparo é feito para identificação da glandularidade da mama, ele identifique o simulador heterogêneo como uma mama muito densa e considere uma glandularidade alta na hora de verificar os fatores de conversão.

Observou-se também que existe a possibilidade de calcular a *AGD* através do *ESE* fornecido pelo equipamento, porém, preferencialmente se na dosimetria for utilizado o simulador de PMMA. Isso se dá ao fato de que para o PMMA a diferença foi menor (0,6%) do que com os simuladores homogêneos que simulam a glandularidade da mama, causando uma diferença maior do que o PMMA, porém compatíveis, entre os valores fornecidos pelo equipamento de *AGD* e *ESE*.

Os resultados para o simulador de PMMA do PQM/INCa mostram que a D_g e a *AGD* são compatíveis quando utilizado o fator de calibração obtido pela curva de calibração de Rh/Ag. Observou-se também uma menor diferença relativa se comparado à estudos de outros países, como o do Reino Unido (*NHS*), mostrando que a metodologia utilizada no PQM/INCa combinada com os estudos dosimétricos para tomossíntese mamária é satisfatória. A partir dos resultados obtidos neste trabalho, foi verificado que é possível a implementação de dosimetria em tomossíntese no Programa utilizando dosimetria OSL. No entanto, o ideal seria que outras combinações alvo/filtro e outros equipamentos fossem testados.

Por fim, foi possível concluir que a metodologia utilizada no Senographe Pristina pode ser utilizada no PQM/INCa com simuladores de PMMA e curva de calibração de Rh/Ag para simuladores homogêneos, porém, a *AGD* e o *ESE* fornecidos pelo equipamento são confiáveis com algumas ressalvas.

No prosseguimento do trabalho foram encontradas algumas limitações, como a quantidade de dosímetros utilizada para a determinação da dose glandular média que, se fossem utilizados em maior quantidade, poderia haver uma melhora estatística. A disponibilidade do equipamento também foi um fator limitante, visto que seu uso era disponibilizado nos horários disponíveis entre os exames de mamografia do Hospital São Vicente de Paulo, no qual o volume de exames é significativamente alto.

6. PERSPECTIVAS FUTURAS

O futuro desde trabalho possui algumas vertentes, visto a ampla gama de aplicabilidades. Uma delas é a expansão dos espectros para o PQM/INCa, ao buscar a aquisição de fatores de calibração para outros espectros de tomossíntese, como por exemplo o W/Rh.

Outra vertente é a busca do cálculo efetivo da dose glandular média (*AGD*) feito pelo equipamento, visto que neste trabalho foram constatadas discrepâncias em certas condições de aquisição, assim, aumentando o escopo do estudo de cálculo de dose com simuladores heterogêneos. Por fim, outra ideia para o futuro seria a criação de simuladores de mama com implantes para estudo de dose e comparação com o histórico de pacientes do Hospital São Vicente de Paulo.

7. REFERÊNCIAS

ALOTHMANY, N., et al. 2016. Characterization of optically stimulated luminescence for assessment of breast doses in mammography screening. *Radioprotection.* 2016, Vol. 51, 1.

ANDREO, P., et al. 2017. *Fundamentals of Ionizing Radiation and Dosimetry.* Weinheim : John Wiley & Sons, 2017.

ATTIX, F. H. 2004. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.* s.l. : WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2004.

BOAG, J. W., STACEY, A. J. e DAVIS, R. 1976. Radiation exposure to the patient in xeroradiography. *The British Journal of Radiology.* 1976, Vol. 49, 579.

BOONE, J. M. 1999. Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy x-ray beams: Monte Carlo assessment. *Radiology.* 1999, Vol. 213, 1.

—. 2002. Normalized glandular dose (DgN) coefficients for arbitrary x-ray spectra in mammography: Computer-fit values of Monte Carlo derived data. *Medical physics.* 2002, Vol. 29, 5.

BOONE, J. M., FEWELL, T. R. e JENNINGS, R. J. 1997. Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography. *Medical physics.* 1997, Vol. 24, 12.

BRESLOW, L., THOMAS, L. B. e UPTON, A. C. 1977. FINAL REPORTS OF THE NATIONAL CANCER INSTITUTE AD HOC WORKING GROUPS ON MAMMOGRAPHY IN SCREENING FOR BREAST CANCER AND A SUMMARY REPORT OF THEIR JOINT FINDINGS AND RECOMMENDATIONS. *J. NATION. CANCER INST.* 1977, Vol. 59, 2.

BUSHBERG, J. T., et al. 2002. *The Essential Physics of Medical Imaging.* Philadelphia, USA : Lippincott Williams & Wilkins, 2002.

CHATTERJEE, S. e HADI, A. S. 2015. *Regression analysis by example.* s.l. : John Wiley & Sons, 2015.

COELHO, M. C. V. S. L. 2024. Estudo da Teoria da Cavidade em cristais de fluoreto de lítio pelo Método de Monte Carlo com o código Geant4. *Monografia.* Rio de Janeiro : Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2024.

Computerized Imaging Reference Systems, Inc. 2023. *Mammography Phototimer Consistency Testing Slabs.* 2023.

CYGLER, J. E. e YUKIHARA, E. G. 2009. *Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in radiotherapy.* Ottawa, Ontario, Canada : s.n., 2009.

DANCE, D. R. 1990. Monte-Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. *Physics in Medicine & Biology.* 1990, Vol. 35, 9.

—. 1990. Monte-Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. *Physics in Medicine & Biology.* 1990, Vol. 35, 9.

DANCE, D. R., et al. 2000. Additional factors for the estimation of mean glandular breast doseusing the UK mammography dosimetry protocol. *Physics in medicine & biology.* 2000, Vol. 45, 11.

—. 2000. Additional factors for the estimation of mean glandular breast doseusing the UK mammography dosimetry protocol. *Physics in medicine & biology.* 2000, Vol. 45, 11.

DANCE, D. R., YOUNG, K. C. e VAN ENGEN, R. E. 2010. Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Physics in Medicine & Biology.* 2010, Vol. 56, 2.

—. 2010. Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Physics in Medicine & Biology.* 2010, Vol. 56, 2.

EISBERG, R. e RESNICK, R. 1979. *Física Quântica. Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas.* Rio de Janeiro : Elsevier, 1979.

FITZGERALD, M., et al. 1981. Mammographic practice and dosimetry in Britain. *The British Journal of Radiology.* 1981, Vol. 639, 54.

GENARO, G., et al. 2024. Phantom-based analysis of variations in automatic exposure control across three mammography systems: implications for radiation dose and

image quality in mammography, DBT, and CEM. *European Radiology Experimental.* 2024, Vol. 8, 1.

HELVIE, M. A. 2010. Digital mammography imaging: breast tomosynthesis and advanced applications. *Radiologic Clinics.* 2010, Vol. 48, 5.

IARC. 2016. Atlas of breast cancer early detection. *International Agency for Research on Cancer.* [Online] World Health Organization, Julho de 2016. [Citado em: 09 de Junho de 2025.] https://screening.iarc.fr/atlasbreastdetail.php?Index=029&e=.

KARLSSON, M., et al. 1976. Absorbed Dose Tn Mammary Radiography. *Acta Radiologica: Therapy, Physics, Biology.* 1976, Vol. 15, 3.

KIARASHI, N. e SAMEI, E. 2013. Digital breast tomosynthesis: a concise overview. *Imaging in Medicine.* 2013, Vol. 5, 5.

MAINOTH, S., ALMEIDA, C. e PEIXOTO, J. E. 2025. Caracterização de Dosímetros Opticamente Estimulados Utilizados para Dosimetria em Mamografia. *Revista Brasileira de Física Médica.* 2025, Vol. 19.

NHS. 2019. *NHS Breast Screening Programme Equipment Report: Technical evaluation of GE Healthcare Senographe Pristina digital breast tomosynthesis system.* Londres : PHE publications, 2019. 2018754.

OKUNO, E. e YOSHIMURA, E. M. 2016. *Física das Radiações.* s.l. : Oficina de Textos, 2016.

SÁ, J. R., et al. 2017. Interação da Física das Radiações com o Cotidiano: uma prática multidisciplinar para o Ensino de Física. *Revista Brasileira de Ensino de Física.* 2017, Vol. 39, 1.

SARNO, A., METTIVIER, G. e RUSSO, P. 2015. Dedicated breast computed tomography: basic aspects. *Medical Physics.* 2015, Vol. 42, 6.

SECHOPOULOS, I., et al. 2007. Computation of the glandular radiation dose in digital tomosynthesis of the breast. *Medical physics.* 2007, Vol. 34, 1.

SECHOPOULOS, I., et al. 2024. Joint AAPM Task Group 282/EFOMP Working Group Report: Breast dosimetry for standard and contrast-enhanced mammography and breast tomosynthesis. *Medical Physics.* 2024, Vol. 51, 2.

SEIBERT, J. A. e BOONE, J. M. 2005. SEIBERT, J. Anthony; BOONE, John M. X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. Part 2: X-ray interactions and image formation. *Journal of nuclear medicine technology.* 2005, Vol. 33, 1.

SMITH, H. 1987. Statement from the 1987 Como Meeting of the International Commission on Radiological Protection. *International Journal of Radiation Biology and Related Studies in Physics, Chemistry and Medicine.* 1987, Vol. 52, 6.

SOBOL, W. T. e WU, X. 1997. Parametrization of mammography normalized average glandular dose tables. *Medical physics.* 1997, Vol. 24, 4.

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

VALVERDE, M., et al. 2024. Is digital mammography reducing radiation doses to women? *Brazilian Journal of Radiation Sciences.* 2024, Vol. 12, 3.

VAN ENGEN, R. E., et al. 2018. *Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems.* EU : s.n., 2018.

VAN ENGEN, R. R., et al. 2018. *Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems.* s.l. : EUREF, 2018.

WU, X., BARNES, G. T. e TUCKER, D. M. 1991. Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. *Radiology.* 1991, Vol. 179, 1.

—. 1991. Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. *Radiology.* 1991, Vol. 179, 1.

WU, X., et al. 1994. Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography. *Radiology.* 1994, Vol. 193, 1.

—. 1994. Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography. *Radiology.* 1994, Vol. 193, 1.

8. APÊNDICES

8.1. APÊNDICE I – TABELAS DE FATORES DE CONVERSÃO

Nas Tabelas 17 a 25 abaixo seguem os fatores de conversão para a aquisição da DGM, *c, g, s* e *T*.

Tabela 17: Fatores g para mamas simuladas com PMMA (EUREF adaptada).

PMMA (mm)	Mama (mm)	Gland (%)	Fatores g (mGy/mGy) CSR (mm Al)							
			0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65
20	21	97	0,378	0,421	0,460	0,496	0,529	0,559	0,585	0,609
30	32	67	0,261	0,294	0,326	0,357	0,388	0,419	0,448	0,473
40	45	41	0,183	0,208	0,232	0,258	0,285	0,311	0,339	0,366
45	53	29	0,155	0,177	0,198	0,220	0,245	0,272	0,295	0,317
50	60	20	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261	0,282
60	75	9	0,106	0,121	0,136	0,152	0,166	0,189	0,210	0,228
70	90	4	0,086	0,098	0,111	0,123	0,136	0,154	0,172	0,188
80	103	3	0,074	0,085	0,096	0,106	0,117	0,133	0,149	0,163

Tabela 18: Fatores g (mGy/mGy) para espessuras de mama de 20-110 mm e HVL 0.30-0.60 mmAl (EUREF adaptada).

Espessura da mama(mm)	CSR (mm Al)							
	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65
20	0,390	0,433	0,473	0,509	0,543	0,573	0,587	0,622
30	0,274	0,309	0,342	0,374	0,406	0,437	0,466	0,491
40	0,207	0,235	0,261	0,289	0,318	0,346	0,374	0,399
50	0,164	0,187	0,209	0,232	0,258	0,287	0,310	0,332
60	0,135	0,154	0,172	0,192	0,214	0,236	0,261	0,282
70	0,114	0,130	0,145	0,163	0,177	0,202	0,224	0,224
80	0,098	0,112	0,126	0,140	0,154	0,175	0,195	0,212
90	0,859	0,0981	0,1106	0,1233	0,1357	0,1543	0,1723	0,1879
100	0,0763	0,0873	0,0986	0,1096	0,1207	0,1375	0,1540	0,1682
110	0,0687	0,0786	0,0887	0,0988	0,1088	0,1240	0,1385	0,1520

Tabela 19: Fatores c para mamas simuladas com PMMA (EUREF adaptada).

PMMA (mm)	Mama (mm)	Gland (%)	Fatores c CSR (mmAl)							
			0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65
20	21	97	0,889	0,895	0,903	0,908	0,912	0,917	0,921	0,924
30	32	67	0,940	0,943	0,945	0,946	0,949	0,952	0,953	0,956
40	45	41	1,043	1,041	1,040	1,039	1,037	1,035	1,034	1,032
45	53	29	1,109	1,105	1,102	1,099	1,096	1,091	1,088	1,082
50	60	20	1,164	1,160	1,151	1,150	1,144	1,139	1,134	1,124
60	75	9	1,254	1,245	1,235	1,231	1,225	1,217	1,207	1,196
70	90	4	1,299	1,292	1,282	1,275	1,270	1,260	1,249	1,236
80	103	3	1,307	1,299	1,292	1,287	1,283	1,273	1,262	1,249

Tabela 20: Fatores c para mamas médias nas idades 50 - 64 anos (EUREF adaptada).

Espessura da mama (mm)	Glandularidade (%)	CSR (mm Al)							
		0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65
20	100	0,885	0,891	0,900	0,905	0,910	0,914	0,919	0,923
30	72	0,925	0,929	0,931	0,933	0,937	0,940	0,941	0,947
40	50	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
50	33	1,086	1,082	1,081	1,078	1,075	1,071	1,069	1,064
60	21	1,164	1,160	1,151	1,150	1,144	1,139	1,134	1,124
70	12	1,232	1,225	1,214	1,208	1,204	1,196	1,188	1,176
80	7	1,275	1,265	1,257	1,254	1,247	1,237	1,227	1,213
90	4	1,299	1,292	1,282	1,275	1,270	1,260	1,249	1,236
100	3	1,307	1,298	1,209	1,286	1,283	1,272	1,261	1,248
110	3	1,306	1,301	1,294	1,291	1,283	1,274	1,266	1,251

Tabela 21: Fatores c para mamas médias nas idades 50 - 64 anos (EUREF adaptada).

Espessura da mama (mm)	Glandularidade (%)	CSR (mm Al)							
		0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65
20	100	0,885	0,891	0,900	0,905	0,910	0,914	0,919	0,923
30	82	0,894	0,898	0,903	0,906	0,911	0,915	0,918	0,924
40	65	0,940	0,943	0,945	0,947	0,948	0,952	0,955	0,956
50	49	1,005	1,005	1,005	1,004	1,004	1004	1,004	1,004
60	35	1,080	1,078	1,074	1,074	1,071	1,068	1,066	1,061
70	24	1,152	1,147	1,141	1,138	1,135	1,130	1,127	1,117
80	14	1,220	1,213	1,206	1,205	1,199	1,190	1,183	1,172
90	8	1,270	1,264	1,254	1,248	1,244	1,235	1,225	1,214
100	5	1,295	1,287	1,279	1,275	1,272	1,262	1,251	1,238
110	5	1,294	1,290	1,283	1,281	1,273	1,264	1,256	1,242

Tabela 22: Fatores s para espectros usados nas clínicas.

Material do alvo	Material do filtro	Espessura do filtro (μm)	Fator s
Mo	Mo	30	1,000
Mo	Rh	25	1,017
Rh	Rh	25	1,061
Rh	Ag	30	1,087
W	Rh	50-60	1,042
W	Ag	50-75	1,042

Tabela 23: Fatores T em função da espessura da mama para diferentes alcances angulares (EUREF adaptada).

Espessura da mama (mm)	Fator de conversão *T* para o alcance angular de (em graus):				
	-10 a +10	-15 a +15	-20 a +20	-25 a +25	-30 a +30
20	0,994	0,989	0,982	0,972	0,960
30	0,992	0,985	0,976	0,965	0,950
40	0,992	0,984	0,973	0,961	0,944
50	0,991	0,982	0,971	0,957	0,941
60	0,989	0,981	0,969	0,955	0,939
70	0,989	0,980	0,969	0,955	0,940
80	0,988	0,979	0,967	0,953	0,937
90	0,987	0,977	0,965	0,952	0,937
100	0,987	0,977	0,965	0,952	0,935
110	0,986	0,975	0,963	0,949	0,931

Tabela 24: Fatores T em função da espessura de PMMA para diferentes alcances angulares (EUREF 2018 adaptada).

Espessura de PMMA (mm)	Espessura da mama (mm)	Fator de conversão *T* para o alcance angular de (em graus):				
		-10 a +10	-15 a +15	-20 a +20	-25 a +25	-30 a +30
20	21	0,993	0,988	0,981	0,971	0,959
30	32	0,992	0,985	0,976	0,964	0,949
40	45	0,992	0,983	0,972	0,959	0,943
45	53	0,991	0,982	0,970	0,956	0,940
50	60	0,989	0,981	0,969	0,955	0,939
60	75	0,0989	0,980	0,968	0,954	0,938
70	90	0,987	0,977	0,965	0,952	0,937
80	103	0,987	0,976	0,964	0,951	0,934

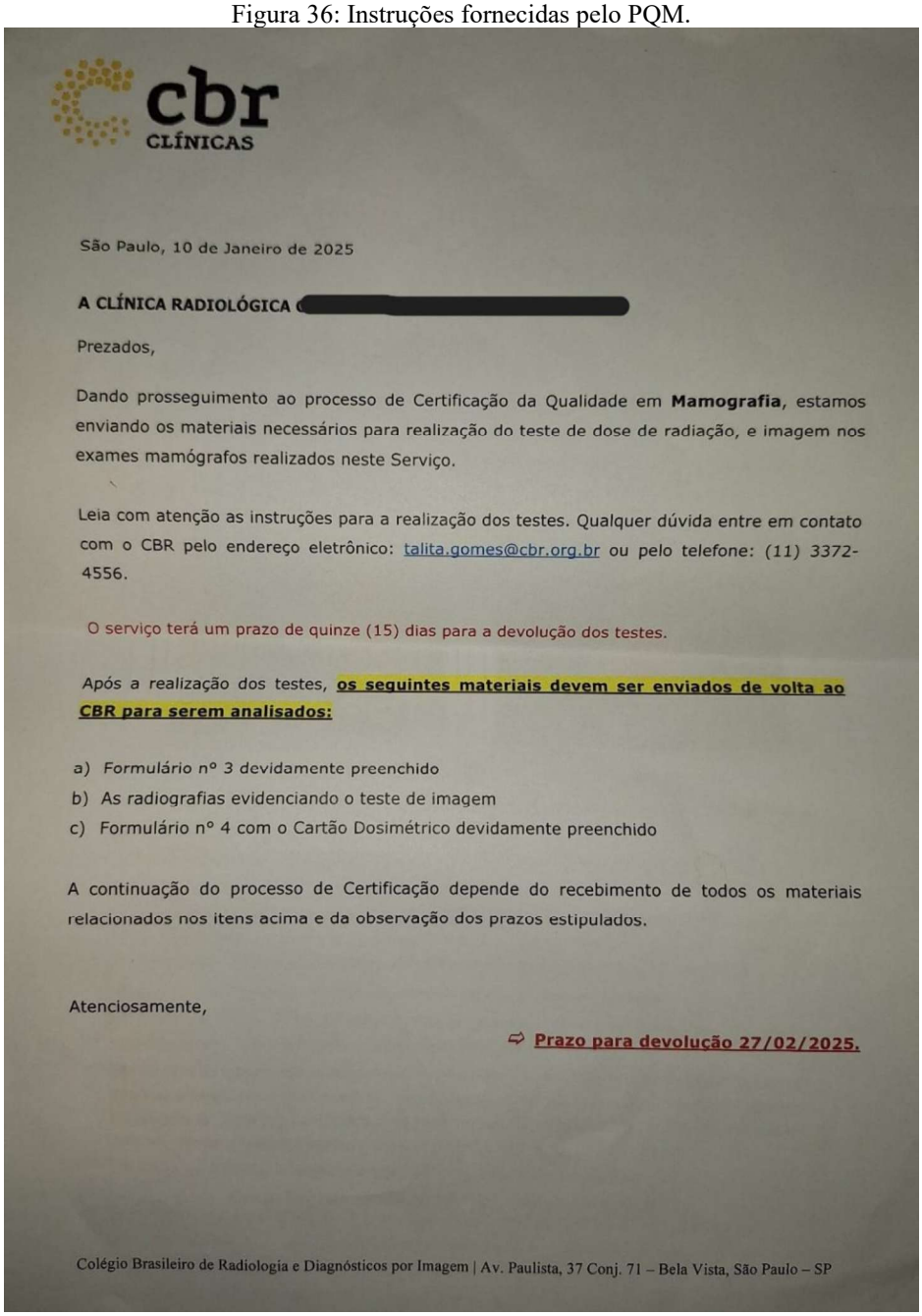
Tabela 25: Fatores T em função da espessura da mama para os seguintes sistemas de tomossíntese: Hologic Selenia Dimensions, Siemens Mammomat Inspiration, GE Essential, GE Pristina, IMS Giotto TOMO, IMS Giotto Class e Planmed Nuance Excel DBT.

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

8.2. APÊNDICE II – INSTRUÇÕES DO PQM/INCA

Abaixo segue as instruções fornecidas pelo INCa às clínicas cadastradas no PQM.

Figura 36: Instruções fornecidas pelo PQM.



cbr
CLÍNICAS

São Paulo, 10 de Janeiro de 2025

A CLÍNICA RADIOLÓGICA [redacted]

Prezados,

Dando prosseguimento ao processo de Certificação da Qualidade em **Mamografia**, estamos enviando os materiais necessários para realização do teste de dose de radiação, e imagem nos exames mamógrafos realizados neste Serviço.

Leia com atenção as instruções para a realização dos testes. Qualquer dúvida entre em contato com o CBR pelo endereço eletrônico: talita.gomes@cbr.org.br ou pelo telefone: (11) 3372-4556.

O serviço terá um prazo de quinze (15) dias para a devolução dos testes.

Após a realização dos testes, **os seguintes materiais devem ser enviados de volta ao CBR para serem analisados:**

a) Formulário nº 3 devidamente preenchido
b) As radiografias evidenciando o teste de imagem
c) Formulário nº 4 com o Cartão Dosimétrico devidamente preenchido

A continuação do processo de Certificação depende do recebimento de todos os materiais relacionados nos itens acima e da observação dos prazos estipulados.

Atenciosamente,

Prazo para devolução 27/02/2025.

Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnósticos por Imagem | Av. Paulista, 37 Conj. 71 – Bela Vista, São Paulo – SP

Fonte: Instituto Nacional de Câncer (2025).

Figura 37: Instruções para realização da imagem do simulador.

PROGRAMA DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA - CBR / INCA

cbr CLÍNICAS — ETAPA DE AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM DO SIMULADOR E DA DOSE — INCA INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER

Instruções para a realização da imagem do simulador radiográfico de mama (*phantom*)

(1) Inicialmente, preencha o formulário anexo com as informações solicitadas nas seções "*Identificação do Serviço de Mamografia*" e "*Características dos Equipamentos e Materiais*".

(2) Para a realização da imagem de um simulador radiográfico de mama (*phantom*) que tenha estruturas que simulam microcalcificações, fibras e massas, ele deve ser posicionado sobre a bandeja de suporte da mama rente ao lado onde fica a parede torácica e centrado lateralmente, como mostrado na Figura 1 abaixo. Pode ser visto na Figura os dois tipos de simulador radiográfico de mama (*phantom*) mais utilizados para a realização deste teste.

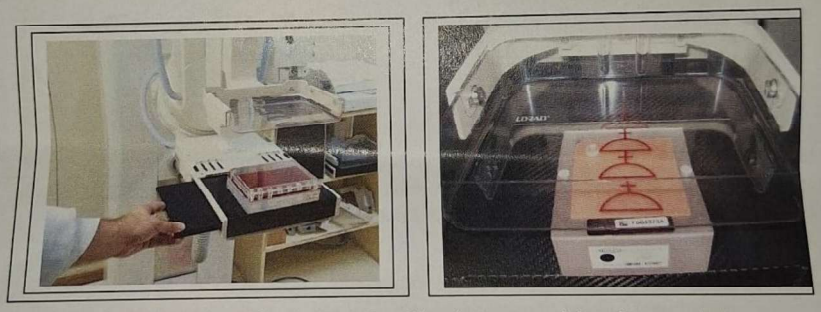


Figura 1: Simulador radiográfico de mama posicionado para o teste.

(3) Abaixe a bandeja de compressão e aplique uma força de compressão sobre o simulador igual à usada na rotina clínica.

(4) Posicione o sensor (*fotocélula*) do controle automático de exposição (CAE) do mamógrafo sob a região central do simulador.

(5) Selecione os parâmetros da técnica radiográfica (kV, mAs e combinação alvo/filtro) usados na rotina clínica para radiografar uma mama que tenha a mesma espessura do simulador. Normalmente, quando se usa o CAE, estes parâmetros são selecionados automaticamente pelo mamógrafo.

(6) Prepare o sistema para o registro da imagem e faça a exposição do simulador.

(7) Anote na "*Seção A*" do formulário anexo os parâmetros da técnica radiográfica (kV, mAs e combinação alvo/filtro) usados para radiografar o simulador.

(8) No caso de mamografia convencional, revele o filme. No caso de mamografia digital CR ou DR processe a imagem do mesmo modo que as imagens clínicas de pacientes. Ajuste o brilho e o contraste da imagem de modo que as estruturas existentes no simulador (microcalcificações, fibras e massas) estejam visíveis. A seguir, imprima a imagem em filme.

(9) Envie, por SEDEX, **a imagem do simulador** e **o formulário preenchido** para:

Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem (CBR)
Av. Paulista, 37 - Cj. 71 - Bela Vista - São Paulo (SP) - CEP 01311-902

Fonte: Instituto Nacional de Câncer (2025).

Figura 38: Identificação do serviço e de equipamentos.

PROGRAMA DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA - CBR / INCA

cbr CLÍNICAS — ETAPA DE AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM DO SIMULADOR E DA DOSE — INCA

Identificação do Serviço de Mamografia			
Nome		CNES	
Endereço			
Bairro	Cidade	UF	CEP
Telefone	Responsável Técnico		

Características dos Equipamentos e Materiais		
Mamógrafo [ ] Convencional [ ] CR [ ] DR	Fabricante:	Modelo: Nº de série (opcional):
Processadora	Fabricante:	Modelo:
Chassis	Fabricante:	Tipo:
Filme	Fabricante:	Tipo:
Unidade CR	Fabricante:	Modelo:
Placa de Imagem (IP)	Fabricante:	Tipo:
Impressora	Fabricante:	Modelo:
Monitor de Laudo	Fabricante:	Modelo:
Simulador (*phantom*)	Fabricante:	Modelo:

Seção A: Avaliação da Qualidade da Imagem do Simulador

Técnica Radiográfica Usada		
kV:	mAs:	Combinação alvo/filtro: [ ] Mo/Mo [ ] Mo/Rh [ ] Rh/Rh [ ] W/Rh

Seção B: Avaliação da Dose de Entrada na Mama

Técnica Radiográfica Usada		
kV:	mAs:	Combinação alvo/filtro: [ ] Mo/Mo [ ] Mo/Rh [ ] Rh/Rh [ ] W/Rh [ ] W/Al [ ] W/Ag

Data: / /

Profissional que realizou os testes:_____

Observações:

Fonte: Instituto Nacional de Câncer (2025).

Figura 39: Instruções para realização da imagem do simulador.

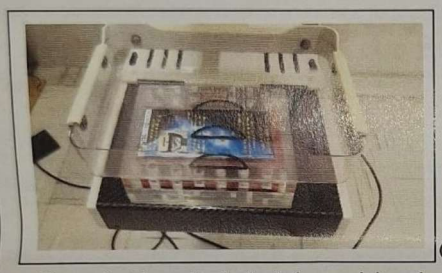
PROGRAMA DE QUALIDADE EM MAMOGRAFIA - CBR / INCA

cbr CLÍNICAS — ETAPA DE AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM DO SIMULADOR E DA DOSE — INCA

Instruções para a medida da dose de entrada no simulador radiográfico de mama (*phantom*)

(1) Inicialmente, para a realização da medida da dose, posicione o simulador sobre a bandeja de suporte da mama rente ao lado onde fica a parede torácica e centrado lateralmente, como visto na Figura 2a abaixo.

(2) A seguir, posicione o cartão dosimétrico que acompanha estas instruções sobre a superfície superior do simulador, como visto na Figura 2a abaixo.


(a)

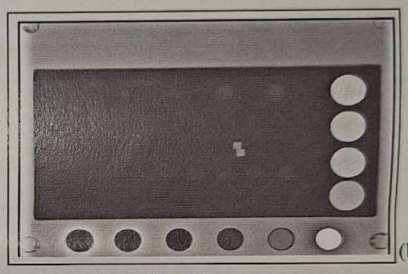

(b)

Figura 2: (a) cartão dosimétrico posicionado sobre o simulador radiográfico de mama e (b) imagem obtida após a exposição do cartão dosimétrico para a medida da dose.

(3) Abaixe a bandeja de compressão até que ela encoste levemente no cartão dosimétrico. ***Atenção: não é necessário aplicar nenhuma força de compressão sobre o simulador***.

(4) Posicione o sensor (*fotocélula*) do controle automático de exposição (CAE) do mamógrafo sob a região central do simulador.

(5) Em geral, quando se usa o CAE, os parâmetros da técnica radiográfica (kV, mAs e combinação alvo/filtro) são selecionados automaticamente pelo mamógrafo. Caso se utilize o modo manual, selecione os parâmetros usados na rotina clínica para radiografar uma mama que tenha a mesma espessura do simulador.

(6) Prepare o sistema para o registro da imagem e faça a exposição do simulador.

Atenção: o cartão dosimétrico não deve ser exposto mais de uma vez.

(7) Anote na "*Seção B*" do formulário anexo os parâmetros da técnica radiográfica (kV, mAs e combinação alvo/filtro) usados para radiografar o simulador.

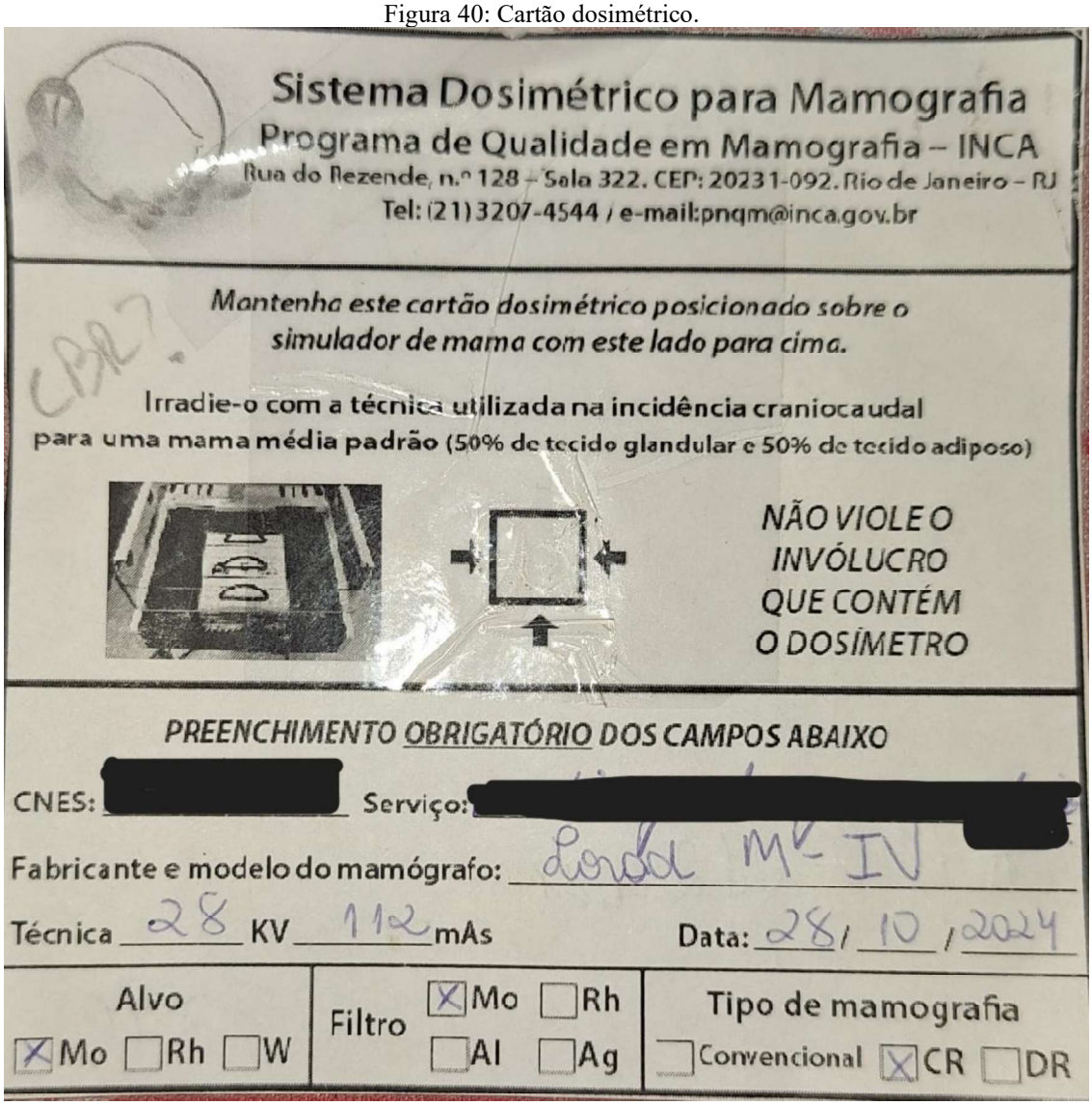
(8) No caso de mamografia convencional, revele o filme. No caso de mamografia digital CR ou DR processe a imagem do mesmo modo que as imagens clínicas de pacientes e, a seguir, imprima a imagem em filme. Observe que na imagem obtida é possível ver os dosimetros existentes no cartão dosimétrico, como mostra da Figura 2b.

(9) Envie, por SEDEX, **a imagem obtida** e **o formulário preenchido** para:

Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem (CBR)
Av. Paulista, 37 - Cj. 71 - Bela Vista - São Paulo (SP) - CEP 01311-902

Fonte: Instituto Nacional de Câncer (2025).

Figura 40: Cartão dosimétrico.



Sistema Dosimétrico para Mamografia
Programa de Qualidade em Mamografia – INCA
Rua do Rezende, n.º 128 – Sala 322. CEP: 20231-092. Rio de Janeiro – RJ
Tel: (21) 3207-4544 / e-mail:pnqm@inca.gov.br

Mantenha este cartão dosimétrico posicionado sobre o simulador de mama com este lado para cima.

Irradie-o com a técnica utilizada na incidência craniocaudal para uma mama média padrão (50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo)

NÃO VIOLE O INVÓLUCRO QUE CONTÉM O DOSÍMETRO

PREENCHIMENTO OBRIGATÓRIO DOS CAMPOS ABAIXO

CNES: [redacted] Serviço: [redacted]

Fabricante e modelo do mamógrafo: Lorad Mk IV

Técnica 28 KV 112 mAs Data: 28 / 10 / 2024

Alvo	Filtro	Tipo de mamografia
[X] Mo [ ] Rh [ ] W	[X] Mo [ ] Rh [ ] Al [ ] Ag	[ ] Convencional [X] CR [ ] DR

Fonte: Instituto Nacional de Câncer (2025).

8.3. APÊNDICE III – INSTRUÇÕES PARA DOSIMETRIA EM TOMOSSÍNTESE PARA O PQM/INCA

Um exemplo de instruções do PQM/INCa para a tomossíntese mamária a ser enviada aos serviços de mamografia do país está descrito abaixo. As Figuras foram numeradas seguindo a sequência de figuras do texto, sendo que a numeração deverá ser posteriormente atualizada caso este documento seja aplicado na prática.

Título: Instruções para a medida da dose de entrada no simulador radiográfico de mama (*phantom*)

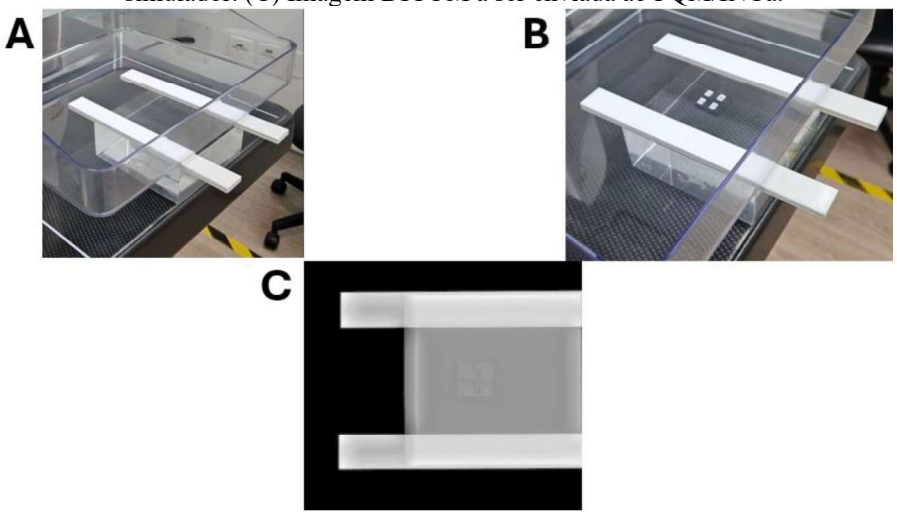
(1) Inicialmente, para a realização da medida da dose, posicione o simulador sobre a bandeja de suporte da mama rente ao lado onde fica a parede torácica e centrado lateralmente, como visto na Figura 41a abaixo.

(2) Abaixe a bandeja de compressão até que ela encoste nos espaçadores e fique com a força de compressão mínima que permita o disparo do Controle Automático de Exposição (CAE ou AEC).

(3) Faça o disparo na técnica de tomossíntese (3D) para a aquisição da técnica (kV, mAs e combinação alvo/filtro). Após o disparo, não mexa no console, volte ao mamógrafo.

(4) Levante a placa de compressão, posicione o cartão dosimétrico sobre a superfície superior do simulador, como visto na Figura 42 e na Figura 41b abaixo.

Figura 41: (A) Placa de compressão posicionada no simulador. (B) Dosímetro posicionado no simulador. (C) Imagem DICOM a ser enviada ao PQM/INCa.



(5) Abaixe a bandeja de compressão novamente e coloque a mesma força de compressão utilizada para a exposição AEC.

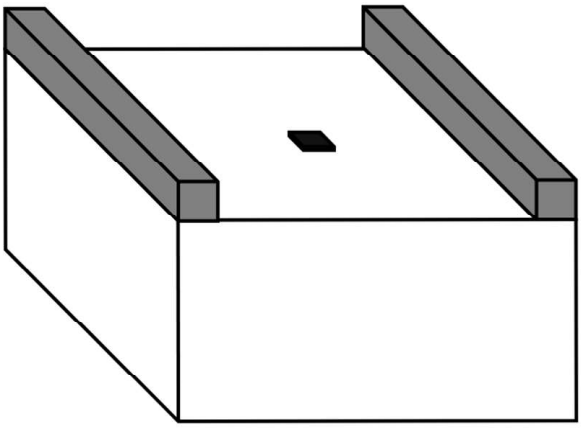
(6) De volta ao console, anote a técnica (kV, mAs, alvo/filtro) e teremos duas situações:

a. Caso o mamógrafo permita a permanência da técnica, apenas troque a exposição 3D para a 2D, mamografia convencional, sem alterar a técnica, pois o dosímetro deve ser irradiado **APENAS** no ângulo 0º, ou seja, na projeção craniocaudal (CC).

b. Caso o mamógrafo **NÃO** permita a permanência da técnica, troque a exposição 3D para a 2D, mamografia convencional, alterando a técnica de maneira que fique **O MAIS PRÓXIMO POSSÍVEL AO ADQUIRIDO PELO AEC**, por exemplo: Se no AEC a técnica fornecida foi 24,3 mAs e 34 kV, manualmente coloque o valor mais próximo 24,3 mAs (24 ou 25 mAs) e mantenha 34 kV. Faça o disparo na projeção craniocaudal.

LEMBRANDO QUE NAS DUAS SITUAÇÕES O DOSÍMETRO NÃO DEVE SER EXPOSTO MAIS DE UMA VEZ

Figura 42: Ilustração do simulador com o dosímetro posicionado.



(7) Anote na "Seção X" do formulário anexo os parâmetros da técnica radiográfica (kV, mAs e combinação alvo/filtro) usados para radiografar o simulador.

(8) Processe a imagem do mesmo modo que as imagens clínicas de pacientes e, a seguir, imprima a imagem em filme. Observe que na imagem obtida é possível ver os dosímetros existentes no cartão dosimétrico, como mostra a Figura 41c.

(9) Envie, por SEDEX, **a imagem obtida** e **o formulário preenchido** para:
Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem (CBR)

Av. Paulista, 37 – Cj. 71 – Bela Vista – São Paulo (SP) – CEP 01311-902