



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

MOARA SOUZA DIAS PINHEIRO

**ANÁLISE DE MATERIAIS E DESENVOLVIMENTO DE
OBJETO SIMULADOR MAMOGRÁFICO**

Uberlândia - MG

2024

MOARA SOUZA DIAS PINHEIRO

ANÁLISE DE MATERIAIS E DESENVOLVIMENTO DE OBJETO SIMULADOR MAMOGRÁFICO

Dissertação apresentada à Universidade
Federal de Uberlândia, como parte dos
requisitos para obtenção de título de Mestre
em Ciências do Curso de Pós-Graduação em
Engenharia Biomédica

Área de concentração: Engenharia
Biomédica

Orientadora: Ana Cláudia Patrocínio

Uberlândia - MG

2024

Local da Ficha Catalográfica:

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

P654 Pinheiro, Moara Souza Dias, 1999-
2024 ANÁLISE DE MATERIAIS E DESENVOLVIMENTO DE OBJETO
SIMULADOR MAMOGRAFICO [recurso eletrônico] / Moara
Souza Dias Pinheiro. - 2024.

Orientadora: Ana Claudia Patrocínio.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de
Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica.
Modo de acesso: Internet.
Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2024.735>
Inclui bibliografia.

1. Engenharia biomédica. I. Patrocínio, Ana Claudia ,
1976-, (Orient.). II. Universidade Federal de
Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III.
Título.

CDU: 62:61

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Faculdade de Engenharia Elétrica

Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902

Telefone: (34) 3239-4701/4702 - www.feelt.ufu.br - feelt@ufu.br



ATA

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 112, PPGEb				
Data:	oito de novembro de dois mil e vinte e quatro	Hora de início:	10:00	Hora de encerramento:	12:05
Matrícula do Discente:	12222EBI004				
Nome do Discente:	Moara Souza Dias Pinheiro				
Título do Trabalho:	Análise de Materiais e Desenvolvimento de Objeto Simulador Mamográfico				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Fatores que influenciam na detecção precoce do Câncer de Mama				

Reuniu-se no Sala Azul, Campus Santa Mônica, da Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Homero Schiabel - USP, Diego Merigue da Cunha - INFIS/UFU; Ana Claudia Patrocínio - PPGEb/UFU orientadora da candidata.

Iniciando os trabalhos a presidente da mesa, Dra. Ana Claudia Patrocínio, apresentou a Comissão Examinadora e a candidata, agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir a senhora presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos examinadores, que passaram a arguir a candidata. Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando a candidata:

Aprovada.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Ana Claudia Patrocinio, Professor(a) do Magistério Superior**, em 08/11/2024, às 12:08, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Diego Merigue da Cunha, Professor(a) do Magistério Superior**, em 08/11/2024, às 12:11, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Homero Schiabel, Usuário Externo**, em 08/11/2024, às 12:11, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **5862098** e o código CRC **1FC54CE6**.

Dedico este trabalho aos meus pais
e minha irmã, pelo estímulo,
compreensão, conselhos e carinho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais Suzélia Divina de Souza e Morandir Divino Dias, por todo o apoio durante minha jornada acadêmica até aqui. Pelas horas de conversas e conselhos durante todo esse tempo de vida.

À minha irmã, Naira Pinheiro, por compartilhar e ouvir minhas alegrias e queixas, por ser um dos meus maiores apoios.

À minha orientadora Prof^a. Dr^a. Ana Claudia Patrocínio, pelos ensinamentos, companheirismo, carinho e atenção comigo e com todos os alunos à sua volta. Obrigada por me ensinar a fazer pesquisa.

Ao Dr. Pedro Carneiro, por todo auxílio desde a graduação e mestrado, por todas as conversas e dicas sobre o trabalho e a pesquisa.

Ao Prof. Dr. Homero Schiabel por todo acompanhamento desse projeto e pelas discussões produtivas e essenciais para este trabalho.

Aos amigos feitos no Grupo de Pesquisa de Imagens Médicas (GIM) da Universidade Federal de Uberlândia, vocês tornaram os dias mais leves e descontraídos no laboratório.

À toda minha família que mesmo distante sempre se fizeram presentes de alguma maneira.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pelo apoio financeiro para a realização desta pesquisa.

À Universidade Federal de Uberlândia (UFU), à Faculdade de Engenharia Biomédica, ao curso de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB) pela oportunidade.

" Para achar a solução, continue a nadar!"

Filme Procurando o Nemo, 2003

RESUMO

A incidência de câncer de mama é a maior em mulheres em comparação aos demais tipos de cânceres no mundo e sua detecção precoce é de extrema importância para a realização de um tratamento nas fases iniciais da doença, o que leva à uma redução na mortalidade pela doença. A mamografia é a técnica de aquisição de imagens mais adequada para sua detecção. Por outro lado, para tornar possível a visualização dessas estruturas na imagem, é necessário desenvolver controle de qualidade dos mamógrafos utilizando objetos simuladores de tecidos mamários. Dessa forma, este trabalho tem como objetivo a caracterização de materiais para o desenvolvimento de um objeto simulador ou *phantom* de mama que desempenha as funções de controle de qualidade e simulação do aspecto da mama real em uma imagem. O objeto simulador, denominado Cleópatra, foi confeccionado em moldes de gesso, as estruturas de teste, para controle de qualidade, foram nódulos, simulados em PLA, microcalcificações, simuladas com aparas de PVC, fibras, simuladas com fios de *nylon* e escada de contraste, simulada com alumínio. Já para a parte de mama real, fibra de vidro e folhas PVC, para a simulação de tecido fibroglandular, PLA, para a simulação de nódulos circunscritos e espiculados e aparas de PVC para a simulação de microcalcificações. Todas as estruturas de teste do Cleópatra foram inseridas em cera de abelha para a simulação do Tecido Adiposo. As estruturas de teste inseridas no controle de qualidade apresentaram uma boa detectabilidade, a parte designada para mama real foi validada com os 14 descritores de textura Haralick. Após as análises e comparação com *phantoms* recomendados pela norma nacional, o Cleópatra foi validado para controle de qualidade e aquisição de imagens para base de imagens.

Palavras-chave: Objeto Simulador; *Phantom*; Mamografia; Controle de Qualidade; Mama Real.

ABSTRACT

The incidence of breast cancer is the highest in women compared to other types of cancer in the world and its early detection is extremely important for treatment in the early stages of the disease, which leads to a reduction in mortality from the disease. Mammography is the most appropriate imaging technique for its detection. On the other hand, in order to make it possible to visualize these structures in the image, it is necessary to develop quality control for mammographs using objects that simulate breast tissue. The aim of this work is to characterize materials for the development of a breast phantom that performs the functions of quality control and simulation of the appearance of the real breast in an image. The phantom, called Cleopatra, was made from plaster casts, and the test structures, for quality control, were nodules, simulated in PLA, microcalcifications, simulated with PVC shavings, fibers, simulated with nylon threads and a contrast ladder, simulated with aluminum. For the real breast part, fiberglass and PVC sheets were used to simulate fibroglandular tissue, PLA to simulate circumscribed and spiculated nodules and PVC shavings to simulate microcalcifications. All the Cleopatra test structures were inserted in beeswax to simulate adipose tissue. The test structures inserted in the quality control showed good detectability, the part designated for real breast was validated with the 14 Haralick texture descriptors. After analysis and comparison with phantoms recommended by the national standard, Cleopatra was validated for quality control and image acquisition for the image database.

Keywords: *Object Simulator; Phantom; Mammography; Quality Control; Real Breast.*

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Representação do Efeito Compton.....	33
Figura 2 – Atenuação dos tecidos da mama em função da energia, mostrando uma pequena diferença entre os coeficientes do tecido glandular e o canceroso que diminui significativamente com o aumento da energia.	35
Figura 3 – Representação em forma de esquema dos tipos de calcificações associados ao câncer.	35
Figura 4 - Formato de massas suspeitas, segundo o ACR, da esquerda para a direita se encontram: redonda, oval, lobulada, irregular e distorção da arquitetura.....	37
Figura 5 – Margem das lesões suspeitas, segundo o ACR. Tendo a tendência de malignidade aumentando conforme a irregularidade da margem aumenta.	38
Figura 6 – Margens para diferentes lesões e cânceres.	38
Figura 7 – Componentes de um equipamento de mamografia, incluindo o tubo de raios X (X-ray tube), mesa de compressão (Breast support e Compression plate), grade anti-difusora (Grid)e receptor de imagem (Image receptor).....	39
Figura 8 – (A) Configuração das estruturas de testes conforme recomendações do ACR, contendo todas as estruturas no inserto de cera. (B) Representação da configuração com o disco de contraste posicionado na parte superior do phantom.	43
Figura 9 – Configuração das estruturas de testes conforme recomendações do CBR, no <i>Phantom Mama</i>	44
Figura 10 – Representação do modelo de objeto simulador da CIRS – 011A e o gabarito de estruturas que o compõem.	44
Figura 11 – Representação da influência do preenchimento (infill) da impressora 3D em um modelo.	47
Figura 12 – Representação dos padrões de preenchimento disponíveis no software de fatiamento Ultimaker Cura.	47
Figura 13 – Exemplos dos cinco tipos de microcalcificações segundo a classificação de Le Gal.	53

Figura 14 – Esquema de estrutura atômica emitindo energia de raios X. (A) Bombardeamento de feixe de elétrons; (B) Ejeção de elétron da camada interna; (C) Transição eletrônica; (D) Emissão de raio X característico.	55
Figura 15 - Captura de tela do <i>XCOM</i> , onde é possível observar; A) os campos de preenchimento da composição química elementar dos materiais e tecidos, B) as opções de gráficos disponíveis; C) a seleção do arquivo com as energias desejadas (10 - 30 keV) e em D) Seleção final para obtenção de resultados selecionados anteriormente em " <i>Submit Information</i> ".	56
Figura 16 - Distribuição das microcalcificações e fibras nos phantoms I-a e I-b.	64
Figura 17 – Phantoms com as estruturas testes inseridos na mistura.	65
Figura 18 – Imagens radiográficas do phantom I-a com espessuras 25, 35 e 45mm.	65
Figura 19– Imagens radiográficas do phantom I-b com espessuras 25, 35 e 45mm. ..	66
Figura 20 – Phantom de tecido mamário desenvolvido, o Doublet desenvolvido com dois materiais distintos (a) e o Singlet com apenas um material (b), ambos divididos em fatias de 15 mm cada.	67
Figura 21 – Modelo tridimensional de lesões. Esquerda: Lesão circunscrita; Direita: Lesão espiculada.	70
Figura 22 - Modelos impressos para simular nódulos circunscritos e espiculados.	71
Figura 23 - Captura de tela dos dados obtidos para cada amostra analisada no equipamento MEV-EDS. Neste caso, a amostra em questão é a cera de abelha. (A): Imagem da amostra com magnificação de 500x; (B) Mapa da composição elementar da amostra; (C): informações semiquantitativas da composição elementar da amostra.	77
Figura 24 – Esquerda: Equipamento utilizado para medida das frações de massa de cada amostra dos materiais candidatos. Direita: Amostras de cera de abelha, cera odontológica rosa 9, cera odontológica rosa 7, fibra de vidro, parafina e parafina em gel.	77
Figura 25 – Equipamentos utilizados para a obtenção da densidade das amostras, (A) balança de precisão, para a medida de massa (g); (B) proveta, para a medida do volume em (ml).	80

Figura 26 – Suporte utilizado para preenchimento e deposição das estruturas de testes a serem analisadas no Corpo de Teste 1.....	81
Figura 27 – Estruturas posicionadas na região (1) do corpo de teste 1.	82
Figura 28 – Folhas de PVC dobradas para simulação de tecido glandular.	83
Figura 29 - Protótipo 2 com a respectiva numeração de cada região para teste.	84
Figura 30 - Estruturas confeccionadas para a simulação de tecidos; A) Formato com protuberâncias e furos (FPF); B) Formato com picos (FP); C) Formato com borda aleatória cores preto e cinza (FBAP e FBAC); D) Nódulos circunscritos (NC) e Nódulos espiculados (NE); E) Vista de cima da estrutura representada por A).	85
Figura 31 - Formato com protuberância e furos (FPF) com as estruturas em 1) PETG, 2) silicone e 3) fibra de vidro posicionadas nos furos.	87
Figura 32 – Corpo de teste 2 já finalizado.	88
Figura 33 – A) Corpo de Teste 3; B) Corpo de Teste 4.	89
Figura 34 - Protótipo 5 para avaliação de padrão de preenchimento e espessura de material do phantom, a espessura utilizada de PLA aumenta da esquerda pra direita na mesma fileira, cujas estruturas possuem a mesma pigmentação em sua região superior (preto, azul ou dourado).....	90
Figura 35 – Protótipo 1. A) Visão superior das estruturas, denominadas da esquerda para a direita de: MCQ, MR.Inf, MR.Sup; B) Visão lateral; C) Protótipo encaixado com todos os módulos.	92
Figura 36 – Protótipo 1 com as estruturas de teste posicionadas no módulo MCQ.....	92
Figura 37 – Formato desenvolvido para o protótipo 2	94
Figura 38 – Modelo confeccionado para o desenvolvimento da escada para a avaliação de contraste.....	95
Figura 39 – Gabarito com todas as estruturas posicionadas no formato MCQ 2 do protótipo 2.	95
Figura 40 – Gabarito do compartimento denominado de Controle de Qualidade; A – Escada para avaliação da escala de contraste, B – Aparas de PVC para a Microcalcificações, C – fios de Nylon, D – Esferas para simulação de nódulos.	97

Figura 41 – Molde desenvolvido em gesso para posicionamento das estruturas de teste	97
Figura 42 – Estruturas integrantes do objeto simulador destinado a controle de qualidade. A) Tampa CQ1, B) Tampa CQ2, C) Tampa CQ3, D) Tampa CQ4 e E) Estruturas agrupadas.	98
Figura 43 – Representação gráfica dos coeficientes de atenuação mássicos na faixa de energia 10 a 30 keV.	107
Figura 44 – Corpo de teste 1 finalizado, já posicionado no equipamento mamográfico para a aquisição das imagens e uma imagem mamográfica realizada.	111
Figura 45 - Esquerda: Imagem das diferentes pigmentações de esmalte posicionadas no Corpo de Teste 1. Sendo elas: 1 - sem pigmentação, 2 - preto, 3 - dourado e 4 - azul. Direita: Recorte da imagem radiográfica contendo as estruturas pigmentadas.	113
Figura 46 - Representação de estruturas com os dois infill diferentes; Esquerda: 100%; Direita: 30%.	114
Figura 47 – Comparação entre as ceras odontológicas e parafina em gel utilizadas como fundo no corpo de teste 1; (A): Cera odontológica 9; (B): Cera odontológica 7 e (C): Parafina em gel.	115
Figura 48 – Esquerda: Corpo de Teste 2 finalizado, já posicionado no equipamento mamográfico para a aquisição das imagens e Direita: uma imagem mamográfica realizada.	116
Figura 49 – Todas as regiões apresentadas no corpo de teste 2.	117
Figura 50 – Esquerda: corpos de teste 3 e 4 finalizados, já posicionados no equipamento mamográfico para a aquisição das imagens e Direita: uma imagem mamográfica realizada dos corpos de teste 3 e 4.	119
Figura 51 - Recorte de uma região localizada no centro do corpo de teste 4.	119
Figura 52 – Esquerda: Corpo de teste 5 finalizado, já posicionado no equipamento mamográfico para a aquisição das imagens e; Direita: uma imagem mamográfica realizada.	120
Figura 53 – Estrutura MCQ finalizada.	121

Figura 54 – Estruturas denominadas de MR.Inf e MR.Inf.PR para a simulação de tecidos da mama.....	121
Figura 55 – Modelos desenvolvidos com a estrutura MR.Sup, Esquerda: Cera de Abelha MR.Sup 1 e Direita: Cera Odontológica MR.Sup 2.....	122
Figura 56 – Imagem mamográfica da estrutura MCQ.....	123
Figura 57 – Imagem mamográfica da estrutura MR. Inf. PR.	124
Figura 58 – Imagem mamográfica do segmento do protótipo 1 MR.Sup 2.	126
Figura 59 – Imagem mamográfica das estruturas do protótipo 2. Esquerda: 0,16 mm e Direita: 0,10 mm.....	127
Figura 60 – Componentes do objeto simulador denominado de Mama Real (MR) com todos os seus integrantes. A) MR. Sup. 1; B) MR. Sup. 3; C) MR. Sup. 4; D) MR. Inf e E) Tampa MR.	128
Figura 61 – Estrutura Controle de Qualidade, visão superior (Esquerda) e visão inferior (Direita).	129
Figura 62 – Parte do objeto simulador denominada de Controle de Qualidade com as vistas superior, lateral e frontal.....	129
Figura 63 – Imagem mamográfica da composição A do objeto simulador a (Direita) e imagem do objeto simulador CIRS - 011A (Esquerda).	130
Figura 64 – Curvas da distribuição normal para as imagens analisadas da mama do phantom e da mama real para os 14 descritores de Haralick.....	133
Figura 65 – Distribuição gaussiana para os descritores Skewness e Kurtosis para mama real e mama phantom.....	136
Figura 66 – Fotos das composições possíveis para a parte da Mama Real com todos os seus componentes.	148
Figura 67 – Objeto simulador completo com os componentes de Controle de Qualidade e Mama Real. Visão superior e visão lateral do objeto simulador completo.	149
Figura 68 – Imagem mamográfica das composições presente na Tabela 26.....	150

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – A importância do Efeito Fotoelétrico, Efeito Compton e Produção de Pares para interações com a água para diferentes energias de feixe.	31
Tabela 2 – Distribuição dos tipos de cânceres.	36
Tabela 3 – Diâmetro das estruturas de teste recomendadas pelo ACR (*Estruturas teste que devem ser visualizadas).	42
Tabela 4 – Diâmetro das estruturas de testes recomendadas pelo CBR. (*Estruturas testes que devem ser visualizadas).	43
Tabela 5 – Descrição das estruturas de teste representadas no objeto simulador CIRS 011A.	45
Tabela 6 – Artigos selecionados por Savi (2022) que possuíam a confecção do objeto simulador por impressão 3D com a região de interesse (mama).	45
Tabela 7 – Configurações recomendadas para exposições de referência e de rotina.	48
Tabela 8 - Composição elementar e densidade do tecido mamário feminino de acordo com a ICRU nº44.	50
Tabela 9 – Composição elementar e densidade dos tecidos mamários femininos e da pele.	51
Tabela 10 – Coeficiente de atenuação linear médio (cm^{-1}) a uma dada energia e sua densidade.	52
Tabela 11 – Coeficiente de atenuação mássico (cm^2/g) a uma dada energia.	52
Tabela 12 – Composição química elementar das microcalcificações (MC) tipo I e tipo II (em porcentagem de massa).	54
Tabela 13 – Composição química dos principais materiais utilizados como tecido equivalente na literatura e no trabalho de <i>Poletti; Gonçalves; Mazzaro</i> , (2001). ...	59
Tabela 14 - Composição química e densidades de cada candidato à tecido equivalente de tecido cerebral.	60
Tabela 15 - Materiais utilizados para o desenvolvimento do protótipo do simulador.	61
Tabela 16 – Parâmetros de aquisição de imagem com a variação das estruturas.	62

Tabela 17 - Proporção de Polioli/ Pré-polímero para a formação do poliuretano, materiais utilizados para simulação das microcalcificações e nódulos e massas em gramas Silva (2012).	63
Tabela 18 – Densidade de cada <i>phantom</i> caracterizado por Silva; Melo, (2012).....	63
Tabela 19 – Composição química dos nove materiais avaliados como tecido equivalente na literatura e no trabalho de Alssabbagh, (2017) e suas densidades.	68
Tabela 20 - Densidades dos materiais da impressora 3D.	69
Tabela 21 - Materiais utilizados, com as técnicas de impressão e sua densidade.	71
Tabela 22 – Composição química dos principais materiais utilizados e tecidos simulados e suas densidades.	72
Tabela 23 - Resumo de informações encontradas na literatura a respeito dos materiais considerados como candidatos à tecido equivalente humano.	73
Tabela 24 – Modelos de estruturas de interesse para candidatos para a simulação de acordo com o formato e algumas de suas características.	86
Tabela 25 – Descrição das aquisições de imagens realizadas com as estruturas denominadas de protótipo 1.....	93
Tabela 26 – Composição do objeto simulador e ordem de realização das imagens.....	99
Tabela 27 – Composição elementar dos demais materiais analisados pelo EDS.	101
Tabela 28 - Diferença média entre os coeficientes de atenuação mássicos dos candidatos à tecido equivalente e os tecidos de interesse para a simulação em porcentagem (%). 105	
Tabela 29 - Densidade obtida pela medição da massa em gramas e do volume em cm ³	109
Tabela 30 – Densidades dos tecidos de interesse e dos candidatos à tecido equivalente encontrados na literatura.....	110
Tabela 31 – Diferença entre as densidades dos candidatos à tecido equivalente e os tecidos de interesse para a simulação em porcentagem (%).	110
Tabela 32 – Dados obtidos no ImageJ na aquisição de imagens.	111
Tabela 33 – Dados obtidos no ImageJ sobre cada estrutura pigmentada contida no protótipo 1.....	114

Tabela 34 - Dados obtidos no ImageJ sobre cada material utilizado como preenchimento do corpo de teste.	115
Tabela 35 – Dados obtidos no ImageJ de aquisição de imagem.	116
Tabela 36 – Avaliação das estruturas posicionadas no MCQ para a simulação de nódulos.	123
Tabela 37 – Valores das regiões selecionadas na estrutura denominada de MR.Inf.PR.	125
Tabela 38 – Estruturas presentes no objeto simulador desenvolvido nesse trabalho e as estruturas visualizadas nas imagens mamográficas representadas por (*).	131

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABS	Acrilonitrila butadieno estireno
ACR	<i>American College of Radiology</i>
AEC	<i>Automatic Exposure Control</i>
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
Al ₂ O ₃	Óxido de Alumínio
APVC	Aparas de Policloreto de Vinila
g	Gramas
C	Carbono
CA	Cera de abelha
CBR	Colégio Brasileiro de Radiologia
CC	Craniocaudal
CIDI	Centro Integrado de Diagnóstico por Imagem
CL	Cera odontológica laranja
cm	Centímetros
cm ³	Centímetros cúbicos
CO7M1	Cera odontológica 7 Marca 1
CO7M2	Cera odontológica 7 Marca 2
CO9M1	Cera odontológica 9 Marca 1
CO9M2	Cera odontológica 9 Marca 2
CQ	Controle de Qualidade
CV	Cera odontológica vermelha
DLP	<i>Digital Light Processing</i>
EDS	Espectroscopia de Energia Dispersiva de Raios X
EUREF	<i>European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services</i>
EUSOMA	<i>European Society of Breast Cancer Specialists</i>
FBAC	Formato com Borda Aleatória em Cinza
FBAP	Formato com Borda Aleatória em Preto
FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i>
FP	Formato com Picos
FPF	Formato com Protuberâncias e Furos FV
FV	Fibra de Vidro
FWHM	Full Width Half Maximum
g	gramas
GeV	Giga elétron-volt
GLCM	matriz de coocorrência
H	Hidrogênio
HC/FMRP/USP	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radioation Units and Measurements</i>

kV	Quilovolt
keV	Quilo elétron-volt
MCQ	Mama Controle de Qualidade
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
MLO	Mediolateral Oblíqua
mm	Milímetros
mm ³	Milímetros cúbicos
Mo	Molibdênio
MR.Inf	Mama Real Inferior
MR.Inf.PR	Mama Real Inferior
MR.Sup.	Mama Real Superior
ms	Milissegundos
N	Nitrogênio
NE	Nódulo Espiculados
NC	Nódulos Circunscritos
NIST	<i>National Institute of Standards and Technology</i>
O	Oxigênio
PA	Parafina
PE	Polietileno
PETG	Polietileno tereftalo gilcol
PLA	Ácido Polilático
PMMA	Polimetilmetacrilato de metila
PVA	Poli (acetato de vinila)
PU	Poliuretano
Rh	Ródio
Si	Silicone
SLA	<i>Stereolithography</i>
Z	Número Atômico

SUMÁRIO

CAPÍTULO I.....	25
INTRODUÇÃO	25
I.1 Objetivo	27
I.1.1 Objetivos específicos	27
I.2 Estrutura da Dissertação	28
CAPÍTULO II.....	30
REVISÃO DA LITERATURA	30
II.1 Interação da radiação eletromagnética com a matéria	30
II.1.1 Efeito Rayleigh	32
II.1.2 Efeito Compton	32
II.1.3 Efeito Fotoelétrico	33
II.2 Mamografia	34
II.2.1 Detecção do câncer de mama	34
II.2.2 Anatomia	36
II.2.2.1 Estrutura da mama	36
II.2.2.2 Tamanho, forma e dimensão de lesões	37
II.3 Equipamento Mamográfico	39
II.3.1 Controle Automático de Exposição (AEC)	40
II.3.2 Qualidade da mamografia	40
II.4 Objetos Simuladores de Órgãos (<i>Phantoms</i>)	41
II.4.1 Simulador do American College of Radiology (ACR)	42
II.4.2 Simulador Phantom Mama	43
II.4.3 Tissue-Equivalent Phantoms for Mammography – Model 011A	44
II.4.4 Phantoms impressos em 3D	45
II.5 Impressão 3D	46
II.6 <i>European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis</i> 48	
II.6.1 European Guidelines (4th Edition)	48
II.7 <i>International Commission on Radiation Units and Measurements (IRCU)</i>	49
II.7.1 ICRU Report 44	49
II.7.2 ICRU Report 48	50
II.8 <i>International Commission on Radiological Protection (ICRP)</i>	50
II.8.1 ICRP Publication 89	51
II. 9 Caracterização de tecidos mamários saudáveis e patológicos por raios X	51

II.9.1 Locais de retirada das amostras	52
II.10 Microcalcificações	53
II. 11 Espectroscopia por energia dispersiva de raios X (EDS) acoplado ao microscópio eletrônico de varredura (MEV)	54
II.11.1 Funcionamento e preparação de amostras	54
II.12 <i>The XCOM program</i>	55
CAPÍTULO III	58
ESTUDO DA ARTE	58
III.1 Estudo de Poletti, Gonçalves e Mazzaro (2001)	58
III.2 Estudo de Ferreira <i>et al.</i> (2010)	59
III.3 <i>Phantom</i> de Stenberg (2010)	60
III.3.1 Simulação das estruturas de teste	61
III.3.2 Parâmetros de aquisição de imagem	61
III.4 <i>Phantom</i> desenvolvido por Silva; Melo, (2012)	62
III.5 <i>Phantom</i> desenvolvido por Alves; Maia, (2015)	64
III.6 <i>Phantom</i> desenvolvido por Kiarashi et al., (2015)	66
III.6.1 Modelo do objeto simulador virtual	66
III.6.2 Modelo do objeto simulador físico	66
III.7 Estudo de Alssabbagh <i>et al.</i> (2017)	68
III.8 <i>Phantom</i> desenvolvido por Sousa (2018)	69
III.9 Estudo de Ivanov <i>et al.</i> (2018)	71
CAPÍTULO IV	75
MATERIAIS E MÉTODOS	75
IV.1 Materiais Tecido-Equivalente	75
IV.1.1 Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Espectroscopia de Energia Dispersiva de Raios X (EDS)	76
IV.1.2 Cera odontológica	78
IV.1.3 Cera de abelha	78
IV.1.4 Parafina	78
IV.1.5 Silicone	79
IV.2 Cálculo da densidade	79
IV.3 Confeção de Corpos de Testes	80
IV.3.1 Corpo de Teste 1	80
IV.3.1.1 Primeira Etapa	81
IV.3.1.1.1 Região 1	81
IV.3.1.1.2 Região 2, 3, 4 e 5	82

IV.3.1.1 Segunda Etapa	83
IV.3.2 Corpo de Teste 2	84
IV.3.2.1 Primeira Etapa	84
IV.3.2.2 Segunda Etapa	85
IV.3.2.3 Terceira Etapa	86
IV.3.2.4 Quarta Etapa	88
IV.3.3 Corpos de Testes 3 e 4	88
IV.3.3.1 Primeira Etapa	88
IV.3.3.2 Segunda Etapa	89
IV.3.4 Corpo de Teste 5	89
IV.3.4.1 Primeira Etapa	89
IV.3.4.2 Segunda Etapa	90
IV.4 Confeção de Protótipos	90
IV.4.1 Protótipo 1	91
IV.4.1.1 Primeira Etapa	91
IV.4.1.2 Segunda Etapa	93
IV.4.2 Protótipo 2 – Phantom Duo Cleópatra	93
IV.4.2.1 Primeira Etapa	93
IV.4.2.2 Segunda Etapa	95
IV.5 Confeção do <i>Phantom</i> Cleópatra	96
IV.5.1 Primeira Etapa	96
IV.5.2 Segunda Etapa	99
CAPÍTULO V	101
RESULTADOS E DISCUSSÃO	101
V.1 Composição elementar medida pelo MEV/EDS	101
V.2 Curvas de coeficientes de atenuação mássicos das composições dos materiais e tecidos encontrados na literatura	102
V.3 Curvas de coeficientes de atenuação mássico dos materiais medidos	104
V.4 Densidade	109
V.4.1 Densidades Medidas	109
V.4.2 Densidades da Literatura	109
V.5 Resultados do Corpo de Teste 1	111
V.6 Resultados do Corpo de Teste 2	116
V.7 Resultados dos Corpos de Teste 3 e 4	119
V.8 Resultados do Corpo de Teste 5	120
V.9 Protótipo 1	120

V.9.1 Mama Controle de Qualidade (MCQ)	122
V.9.2 Mama Real Inferior Preenchida (MR.Inf.PR).....	124
V.9.4 Mama Real Superior (MR.Sup)	125
V.10 Protótipo 2 – <i>Phantom Duo</i> Cleópatra	126
V.11 <i>Phantom</i> Cleópatra.....	127
V.11.1 Imagens Mamográficas	130
V.11.2 Avaliação de similaridade e realismo do Cleópatra MR.....	132
CAPÍTULO VI	137
CONCLUSÕES E PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS	137
VI.3 Trabalhos futuros.....	138
REFERÊNCIAS	139
APÊNDICES E ANEXOS	145
APÊNDICE A – COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO MÁSSICO DOS MATERIAIS CANDIDATOS MEDIDOS NO MEV/EDS.....	146
APÊNDICE B – COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO MÁSSICO DOS TECIDOS MAMÁRIOS DE INTERESSE.	147
ANEXO A – IMAGENS DO OBJETO SIMULADOR, VERSÃO FINAL	148

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

O câncer de mama é o segundo tipo de câncer mais incidente entre as mulheres no Brasil. As regiões Sul e Sudeste são as que possuem taxas mais altas de incidência. Em 2022 estimaram-se 66.280 casos novos, que representa uma taxa de incidência de 43,74 casos por 100 mil mulheres (INCA, 2022).

O câncer de mama ocupa a primeira posição em causa de morte por câncer nas mulheres em todas as regiões do Brasil, exceto na região Norte, que possui o câncer de colo de útero como a principal causa. A taxa de mortalidade por câncer de mama foi de 11,84 óbitos/100 mil mulheres, em 2020, ajustada por idade pela população mundial. As maiores taxas são das regiões Sudeste e Sul, com, respectivamente, 12,64 e 12,79 óbitos/100 mil mulheres (INCA, 2022).

No SUS, a realização de mamografias compreende a mamografia de rastreamento, indicada para mulheres de 50 a 69 anos que não possuem sinais e sintomas de câncer de mama, uma vez a cada dois anos; e a mamografia diagnóstica, indicada principalmente, para avaliar alterações suspeitas na mama em qualquer idade. Em 2021, 3.497.439 mamografias foram realizadas no SUS em mulheres, 351.509 mamografias diagnósticas e 3.145.930 mamografias de rastreamento. Em homens, 7.281 foram feitas mamografias para fins diagnósticos (INCA, 2022).

No Brasil, em 2022, continham 6.642 mamógrafos, sendo 6.377 em uso. No Sistema Único de Saúde (SUS) 2.932 estabelecimentos possuíam mamógrafos disponíveis (INCA, 2022). Sabendo disso, para se obter um bom diagnóstico da doença é necessária uma boa qualidade na imagem de mamografia. Um exame sem rigor na qualidade pode chegar a obter seu valor preditivo positivo em torno de 66%, já para um padrão de qualidade com mais critério esse valor de predição positiva pode chegar em 85 a 90% de acurácia em mulheres acima de 50 anos, podendo obter o diagnóstico com cerca de 2 anos antes do acometimento ganglionar (De Souza Sabino; Watanabe; Da Costa Vieira, 2013; Taplin *et al.*, 2002).

Atualmente, no Brasil, a regulamentação que diz respeito ao controle de qualidade de equipamentos e a utilização de radiações ionizantes é a RDC n.º 611, de 9 de março de 2022, para garantir que a utilização das radiações ionizantes traga mais vantagens que danos ao ser humano. Nela, contém a obrigatoriedade de um Programa de Controle e Garantia de Qualidade (PCGQ) em serviços de radiodiagnóstico (RDC Nº611, 2022).

Além disso, vigora também a Instrução Normativa - IN n.º92, de 27 de maio de 2021. A qual dispõe os requisitos sanitários para a garantia da qualidade e segurança de sistemas de mamografia (ANVISA, 2021). As regulamentações possuem como um dos objetivos seguir os critérios de proteção radiológica: a justificativa, otimização e limitação de dose pessoal (Khan; Gibbons, 2014; RDC nº611, 2022; Tauhata *et al.*, 2003). O critério de otimização tem como base obter uma imagem adequada para a realização do diagnóstico com a menor entrega de dose possível ao paciente que está realizando esse exame, ou seja, manter a dose tão baixa quanto razoavelmente exequível, do inglês *ALARA - As Low As Reasonably Achievable*.

Para a realização dos testes do PCGQ são utilizados objetos simuladores de tecido humano, também chamados de *phantoms*, porque além de ser inadmissível a realização de experimentos em seres humanos, as variações geométricas, morfológicas e anatômicas do corpo dificultariam a análise dos resultados obtidos.

Diante disso, segundo a IN nº92 possibilita-se a aquisição de imagens para a realização dos testes de qualidade solicitados com a periodicidade necessária, contendo testes diários, semanais, mensais e anuais (ANVISA, 2021). Normalmente, os objetos simuladores são compostos de polímeros, copolímeros e ceras, como os desenvolvidos por Sousa, (2018), Alves; Maia, (2015) e Pereira *et al.*, (2013).

Os objetos simuladores podem ser físicos ou virtuais e são usados para realizar a simulação do comportamento que a radiação ionizante teria com a interação com o tecido humano. Além disso, é possível avaliar a qualidade de imagem dos equipamentos, a dose absorvida pelo paciente, calibração de equipamentos e treinamento de profissionais nas áreas que envolvem o uso de radiações ionizantes (Goldstone, 1990).

A fabricação aditiva permite a modelação e desenvolvimento diferentes protótipos para aplicações específicas e vem sendo utilizada como uma alternativa na confecção de vários componentes na simulação de tecidos, por exemplo, no trabalho de Sousa, (2018), no qual foram desenvolvidas estruturas para a simulação de nódulos e no trabalho de Kiarashi *et al.*, (2015), no qual confeccionou objetos simuladores de mama por meio da

impressão 3D. Diante disso, as vantagens observadas na utilização dessa técnica se encontram no intervalo de tempo reduzido entre a criação de uma modelagem até sua impressão 3D, no baixo custo dos materiais utilizados e na variedade de possibilidades encontradas nos *softwares* para as modelagens.

A confecção de objetos simuladores com fidelidade de simulação de tecidos é de extrema importância para a ampliação de banco de imagens para treinamento de técnicas de pós-processamento de imagens, assim como a aquisição de um vasto conjunto de imagens. Da mesma forma que objetos simuladores de baixo custo facilitariam a disseminação de instrumentos utilizados para controle de qualidade em mamografia e auxiliariam instituições de ensino na aquisição desses equipamentos para treinamento de profissionais e realização dos testes de qualidade.

A utilização de *phantoms* na radiologia facilita o entendimento das consequências na imagem devido aos diferentes posicionamentos anatômicos e parâmetros de aquisição de imagem. Porém, no Brasil, esses objetos simuladores são de difícil aquisição pelas instituições de ensino brasileiras devido principalmente ao alto custo. Assim, este estudo propõe a confecção de um *phantom* a partir da manufatura aditiva, ou seja, impressão 3D que consiga simular diferentes estruturas de teste para o controle de qualidade, e diferentes composições de mama para fins didáticos e aumento de banco de imagens que auxiliariam a aplicação de técnicas de pós-processamento de imagem.

I.1 Objetivo

O objetivo deste trabalho é realizar a caracterização de materiais e desenvolver um objeto simulador mamográfico, que permita a fácil reprodutibilidade e seja de baixo custo. Portanto, a proposta apresenta um simulador *duo* composto por uma parte contendo estruturas utilizadas para a realização do controle de qualidade em mamógrafos e outra parte para a simulação de uma mamografia real.

I.1.1 Objetivos específicos

Este trabalho possui como objetivos específicos:

- Realizar uma busca na literatura sobre os principais materiais utilizados na confecção de objetos simuladores;
- Selecionar os principais materiais de baixo custo;
- Desenvolver uma análise semiquantitativa dos materiais, através da técnica de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Espectroscopia de Energia Dispersiva de Raios-X (EDS);
- Cálculo da densidade dos principais materiais analisados;
- Confecção de protótipos para a verificação do comportamento dos materiais à radiação ionizante;
- Desenvolvimento de objeto simulador mamográfico, denominado Cleópatra, para controle de qualidade e simulação de aspecto de tecidos mamários reais.

I.2 Estrutura da Dissertação

Considerando os objetivos propostos, o trabalho foi dividido de forma lógica e sequencial da seguinte forma:

Capítulo II: Revisão Bibliográfica

Este capítulo apresenta os aspectos teóricos em que este trabalho foi baseado. A revisão bibliográfica explora a interação da radiação eletromagnética com a matéria, o tema de interesse nas áreas de formação de imagem, dosimetria e controle de qualidade; a mamografia, a anatomia da mama, composições das estruturas presentes na mama; o equipamento mamográfico, equipamento de interesse para o trabalho desenvolvido; objetos simuladores de órgãos (*phantoms*), dentro desta discussão estão presentes os mais utilizados para realização do controle de qualidade e alguns *phantoms* que foram confeccionados por impressão 3D; a fabricação aditiva, ou seja, impressão 3D e os seus principais parâmetros; guias internacionais como o guia europeu, o *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU), o *International Commission on Radiological Protection* (ICRP), guias e comissões importantes para o estabelecimento critérios de proteção e unidades radiológicas; a caracterização de tecidos mamários patológicos por raios x; MEV/EDS, técnica utilizada para a análise semiquantitativa dos

materiais; o *software XCOM*, utilizado para a obtenção dos coeficientes de atenuação mássicos de cada um dos materiais analisados; e alguns estudos encontrados na literatura a respeito de objetos simuladores e as características dos materiais utilizados.

Capítulo III: Metodologia

Este capítulo apresenta a metodologia utilizada no estudo, apresentando os materiais e os métodos para a modelagem de corpos de teste, protótipos e do Cleópatra, aquisição das imagens e a metodologia utilizada para a validação do objeto simulador desenvolvido.

Capítulo IV: Resultados e Discussões

Este capítulo apresenta os resultados obtidos com os corpos de teste, protótipos e com o Cleópatra e o resultado para a sua validação.

Capítulo V: Conclusões e trabalhos futuros

Aqui são apresentadas as considerações finais e as principais conclusões obtidas na abordagem adotada em todo o trabalho desenvolvido nessa dissertação. E por último, neste capítulo são apresentadas as sugestões para trabalhos futuros.

CAPÍTULO II

REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo é apresentada a fundamentação teórica que este trabalho é baseado. O conteúdo a seguir é sobre o processo de interação que a radiação eletromagnética (fótons) possui com a matéria e os seus principais efeitos, o câncer de mama, alguns conceitos físicos da mamografia, formação da imagem e, finalmente, a caracterização de objetos simuladores de órgãos, também chamados de *phantoms*.

II.1 Interação da radiação eletromagnética com a matéria

As radiações eletromagnéticas em questão são as radiações X e gama. Por possuírem caráter ondulatório (ausência de carga e massa de repouso), elas podem penetrar em um material, percorrer grandes espessuras antes que ocorra alguma interação. As interações que podem acontecer são a absorção, transmissão, reflexão ou dispersão. As quais possuem natureza dependente da energia incidente e das propriedades do material (Tauhata *et al.*, 2003). Tendo como as principais interações possíveis denominadas de efeito fotoelétrico, efeito Compton, efeito Rayleigh e a produção de pares, desconsiderando as reações nucleares (Okuno; Yoshimura, 2016; Tauhata *et al.*, 2003).

Ao interagir com um material de espessura x , uma fração do feixe é espalhada, outra absorvida e outra atravessa o material sem sofrer nenhum tipo de interação. A intensidade do feixe que emerge desse dado material segue a relação expressa pela Equação 1 (Tauhata *et al.*, 2003).

$$I(x) = I_0 * e^{-\mu x} \quad \text{Equação 1}$$

Nessa equação, o $I(x)$ representa a intensidade do feixe após atravessar a espessura x de um material que possui um coeficiente de atenuação linear μ e I_0 é a intensidade inicial do feixe incidente (Tauhata *et al.*, 2003).

O coeficiente de atenuação linear (μ) descreve a redução da fluência relativa de fótons por unidade de comprimento do material. Para fótons, ele é dado pela soma das

contribuições dos efeitos da radiação com a matéria que podem acontecer para cada fóton no meio. Para determiná-lo temos a Equação 2.

$$\mu = \sigma_{coe} + \sigma + \tau + \kappa \quad \text{Equação 2}$$

Onde:

σ_{coe} é o coeficiente de atenuação linear devido ao Espalhamento Coerente;

σ é o coeficiente de atenuação linear Compton;

τ é o coeficiente de atenuação devido ao efeito fotoelétrico e

κ é o coeficiente de atenuação devido à produção de pares.

A partir da Equação 2 para a faixa de energia utilizada em mamografia de 15 a 25 keV (Bushberg; Boone, 2011), os efeitos que contribuem para o coeficiente de atenuação linear, conforme a Tabela 1, são os efeitos: Compton e fotoelétrico (Okuno; Yoshimura, 2016; Tauhata *et al.*, 2003).

Tabela 1 – A importância do Efeito Fotoelétrico, Efeito Compton e Produção de Pares para interações com a água para diferentes energias de feixe.

Nº de Interações (%)			
Energia (keV)	τ	σ	κ
10	95	5	0
26	50	50	0
60	7	93	0
150	0	100	0

Fonte : Adaptado pela autora de (Bushberg; Boone, 2011).

O coeficiente de atenuação linear (μ) representa a seção de choque de interação do fóton com o meio, por unidade de volume. A seção de choque ou seção eficaz, do inglês *cross section*, representa a probabilidade de que determinada reação ou interação tem de acontecer. Ela tem dimensões de área. Já a seção de choque de interação por unidade de massa é representada pelo coeficiente de atenuação mássico (μ/ρ) (Okuno; Yoshimura, 2016).

II.1.1 Efeito Rayleigh

No efeito Rayleigh, o fóton praticamente não perde energia e apenas muda a direção de sua trajetória. Essa interação advém de fótons de baixa energia com elétrons muito ligados, denominada de espalhamento coerente ou efeito Rayleigh (Tauhata *et al.*, 2003).

O efeito Rayleigh possui uma maior probabilidade de ocorrência para fótons de baixa energia e para valores de número atômico (Z) alto (Okuno; Yoshimura, 2016; Tauhata *et al.*, 2003).

A seção de choque atômica para esse efeito é dada pela Equação 3:

$$a\sigma_{coe} \propto \left(\frac{Z}{hv}\right)^2 \quad \text{Equação 3}$$

Onde o Z é o número atômico e o hv é a energia do fóton incidente (Okuno; Yoshimura, 2016).

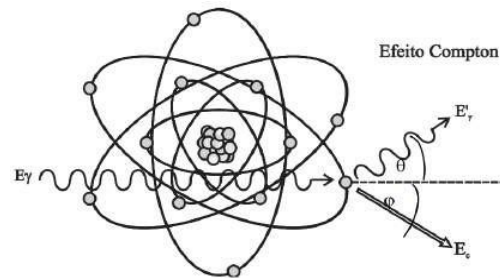
II.1.2 Efeito Compton

No efeito Compton, o fóton incidente é espalhado devido à interação com um elétron de baixa energia de ligação, que recebe parte da energia. O fóton espalhado continua sua trajetória em outra direção dentro do material com uma energia menor. A transferência de energia depende da direção do elétron emergente, a qual é aleatória, tendo um fóton com energia fixa, pode resultar em elétrons com energia variável, de zero até um valor máximo (Attix, 2008; Okuno; Yoshimura, 2016; Tauhata *et al.*, 2003). A seção de choque atômica para o efeito Compton é dada pela Equação 4:

$$a\sigma \propto Z \quad \text{Equação 4}$$

Na Figura 1 é representado o esquema da interação da radiação gerada pelo efeito Compton. Na qual o fóton incidente é representado por E_γ , o elétron do átomo que é ionizado é representado por E_e e o fóton espalhado representado por E'_γ .

Figura 1 – Representação do Efeito Compton.



Fonte: Retirado de (Tauhata *et al.*, 2003).

II.1.3 Efeito Fotoelétrico

No efeito fotoelétrico a energia do fóton incidente é totalmente absorvida por um elétron orbital, o qual deixa o átomo com energia cinética E_c , definida como:

$$E_c = h\nu - Be \quad \text{Equação 5}$$

Onde o h é a constante de Planck, ν é a frequência da radiação e Be é a energia de ligação do elétron orbital (Tauhata *et al.*, 2003).

A seção de choque para o efeito fotoelétrico não possui uma expressão analítica, exceto com o uso de aproximações restritivas para o potencial de interação para uma dada energia do fóton. Já as soluções numéricas, obtidas por resultados experimentais, são válidas em regiões restritas de energia. Com elas, são feitas extrapolações que estruturam os diversos resultados (Okuno; Yoshimura, 2016). A seção de choque atômica é representada por:

$$\sigma \propto \frac{Z^{4,5}}{(h\nu)^3} \quad \text{Equação 6}$$

Para elementos com número atômico alto, as curvas de seção de choque apresentam descontinuidades em função da energia, invertendo a tendência do decréscimo de σ , formando picos. Esses picos correspondem a aumentos súbitos da seção de choque, sendo as energias correspondentes às energias de ligação dos elétrons nesses átomos (Okuno; Yoshimura, 2016).

O efeito fotoelétrico é o principal responsável pelo contraste gerado em imagens que fazem uso de radiações ionizantes. Já o efeito Compton representa a principal causa para o "borramento" causado nas imagens de raios X, incluindo a mamografia (Attix,

2008; Okuno; Yoshimura, 2016).

II.2 Mamografia

Nesta seção serão descritas informações a respeito da detecção do câncer de mama. Assim como dos aspectos anatômicos da mama, tamanho, forma, dimensão de lesões, explicações sobre o equipamento mamográfico, a mamografia no Sistema Único de Saúde (SUS) e uma breve discussão sobre a qualidade da mamografia.

II.2.1 Detecção do câncer de mama

A mamografia é o exame particularmente designado para a detecção de patologias na mama. A qual é considerada o padrão ouro para a detecção da maioria das alterações mamárias. Além disso, ela serve para o rastreamento do câncer de mama de mulheres assintomáticas, denominada mamografia de rastreamento (Cipriano; Kobayashi, 2021). Além disso, existe a mamografia diagnóstica é realizada em mulheres com sintomas ou que possuem altos fatores de risco (Bushong, 2011; Cipriano; Kobayashi, 2021).

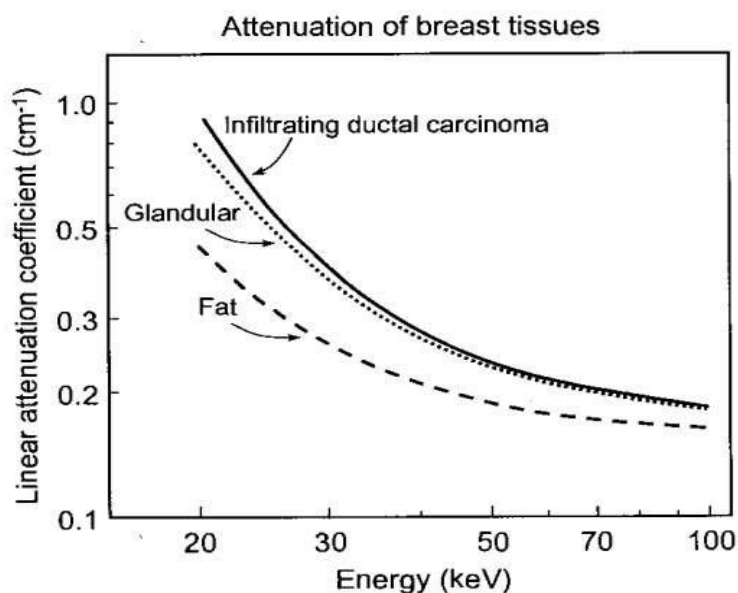
Os principais sinais utilizados para a detecção do câncer de mama são dados pelas características morfológicas da massa tumoral, principalmente as que possuem margens irregulares, denominadas espiculadas; certos depósitos minerais, chamados de microcalcificações visualizadas com um aspecto de grãos; distorções das estruturas da mama; e uma assimetria entre regiões correspondentes da mama direita e esquerda (Dance *et al.*, 2014). Na mamografia de rastreamento de rotina, são realizadas duas incidências para cada mama, mediolateral oblíqua (MLO) e craniocaudal (CC). A detecção do câncer em estágios iniciais gera à paciente uma maior chance de cura (Bushberg; Boone, 2011).

As diferenças entre os coeficientes de atenuação linear do tecido de mama normal e o canceroso são bem pequenas, isso exige um equipamento que otimize a detecção da doença. Na Figura 2, mostra-se a diferença entre os coeficientes de atenuação do tecido saudável para o tecido canceroso da mama, que diminui com o aumento da energia. Além disso, a detecção das calcificações é de extrema importância, devido à correlação delas com o padrão da doença (Bushberg; Boone, 2011).

As microcalcificações aglomeradas com frequência, anunciam a presença de

câncer na mama em estado precoce. Define-se microcalcificação como sendo um grupo de cinco ou mais calcificações, com cada partícula tendo um diâmetro de 0,5 milímetros (mm) e a aglomeração isolada em um volume pequeno, projetada em um volume de 1 centímetro cúbico (cm^3) na mamografia, serve como justificativa para uma avaliação mais primorosa (Kopans, 2008). Observa-se um formato e padrões de distribuição das partículas de cálcio, os quais estão ligados ao câncer de mama, representados na Figura 3.

Figura 2 – Atenuação dos tecidos da mama em função da energia, mostrando uma pequena diferença entre os coeficientes do tecido glandular e o canceroso que diminui significativamente com o aumento da energia.



Fonte: Retirado de (Bushberg; Boone, 2011).

Figura 3 – Representação em forma de esquema dos tipos de calcificações associados ao câncer.



Fonte: Retirado de (Kopans, 2008).

II.2.2 Anatomia

II.2.2.1 Estrutura da mama

As mamas são compostas basicamente de três estruturas: pele, gordura e o tecido mamário (o parênquima e o estroma). Abaixo do tecido mamário se encontra o músculo peitoral maior, o qual também é visto durante o exame mamográfico (Paredes, 2007). A fáscia (tecido fibroso compacto) é ligada com os tecidos da derme (também conhecidos como ligamentos de Cooper) e com a fáscia profunda que cobre o músculo peitoral. Sabendo disso, é através dessas conexões que os tumores podem se espalhar (Kopans, 2008).

Os cânceres de mama possuem diversos tipos de manifestações. Contudo, acredita-se que a maioria se origina no epitélio ductal. Aquelas lesões que permanecem dentro do ducto e sua membrana basal são chamadas de intraductais. Por outro lado, aquelas células que possuem a capacidade de deixar o ducto e invadir os tecidos que os circundam, estes são denominados carcinoma ductal infiltrativo ou invasivo. O qual corresponde por 84% de todos os cânceres de mama invasivos (Kopans, 2008). Na Tabela 2 estão dispostos alguns dados sobre outros tipos de cânceres segundo uma pesquisa realizada por Stalsberg; Thomas, (1993), onde constam os tipos histológicos de câncer invasivo, número de mulheres, percentual do total (%) e idade mediana ao diagnóstico (anos).

Tabela 2 – Distribuição dos tipos de cânceres.

Tipo¹	Nº de Mulheres	Percentual	Idade (anos)²
Ductal e outros (SOE) ³	98.930	83,9	61
Lobular	8.755	7,4	60
Medular	3.677	3,1	53
Mucinoso (colóide)	2.661	2,3	71
Doença de Paget	1.217	1,0	62
Papilar	1.100	0,9	68
Tubular	743	0,6	61
Inflamatório	580	0,5	58
Metaplásico	150	0,1	59
Apócrino	72	0,06	59

(Continua)

(Continuação)			
Anel com sinete	54	0,05	68
Secretor	9	0,01	67
Total	117.948	100,00	61

¹Tipo Histológico de Câncer Invasivo;

²Idade Mediana ao Diagnóstico;

³SOE – sem outra especificação.

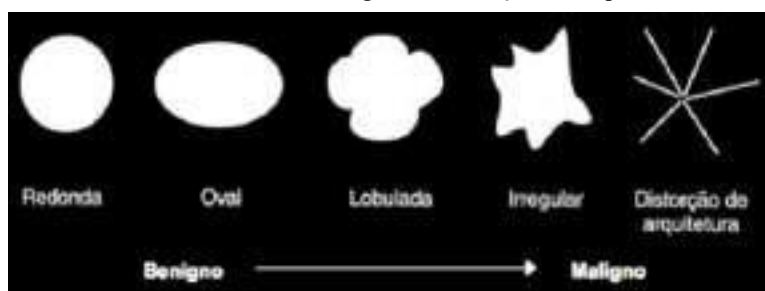
Fonte: Adaptado de (Kopans, 2008; Stalsberg; Thomas, 1993).

A sensibilidade da mamografia varia com a idade da paciente, a densidade da mama, o tamanho, a localização e o aspecto mamográfico do tumor (de Freitas Peregrino *et al.*, 2010).

II.2.2.2 Tamanho, forma e dimensão de lesões

Os tumores são classificados de acordo com suas dimensões em T1 (tumor com maior dimensão igual ou inferior a 2 centímetros (cm), T2 (tumor maior que 2 cm, porém não superior a 5 cm na sua maior dimensão), T3 (tumor com maior dimensão superior a 5 cm) e T4 (tumor de qualquer tamanho com extensão direta para a parede torácica ou pele). Há um grande benefício na detecção de cânceres infiltrativos com tamanho de até 0,5 cm (Kopans, 2008). Na Figura 4 se encontra o formato de massas segundo a ACR (*American College of Radiology*).

Figura 4 - Formato de massas suspeitas, segundo o ACR, da esquerda para a direita se encontram: redonda, oval, lobulada, irregular e distorção da arquitetura.



Fonte: Retirado de (Sousa, 2018).

O formato da margem de um nódulo também implica para a significância de uma massa. Na Figura 5, notam-se as margens possíveis para os nódulos, quanto mais irregular é a margem, maior é a tendência de sua malignidade. No caso em que a margem forma uma transição abrupta nítida com o tecido circundante é um indicativo de

benignidade. Na Figura 6, são apresentadas uma lesão com margens circunscritas na Figura 6(a), um câncer invasivo com margens microlobuladas na Figura 6(b), um câncer invasivo com margem mal definida na Figura 6(c) e um câncer invasivo com margem espiculada na Figura 6(d).

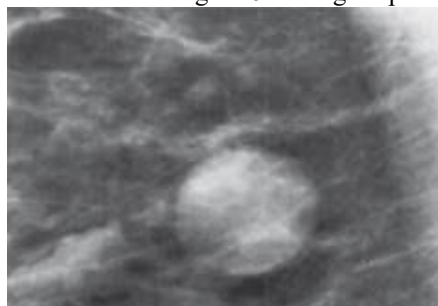
Figura 5 – Margem das lesões suspeitas, segundo o ACR. Tendo a tendência de malignidade aumentando conforme a irregularidade da margem aumenta.



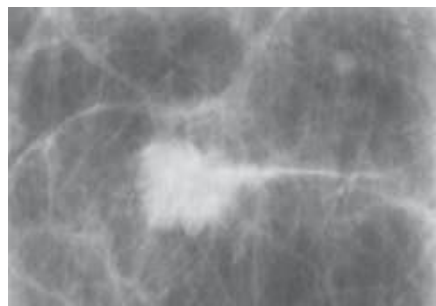
Fonte: Retirado de (Kopans, 2008).

Além das características da lesão, a técnica de aquisição de imagem deve ser bem executada, desde o posicionamento, o desempenho do equipamento de mamografia até os fatores que geram o contraste da imagem (de Freitas Peregrino *et al.*, 2010).

Figura 6 – Margens para diferentes lesões e cânceres.



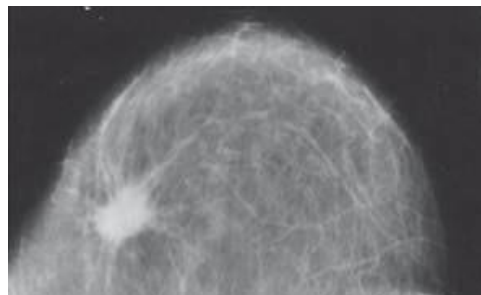
(a) Lesão com margem circunscrita.



(b) Câncer invasivo com margens microlobuladas.



(c) Câncer invasivo com margem mal definida.



(d) Câncer invasivo com margem espiculada.

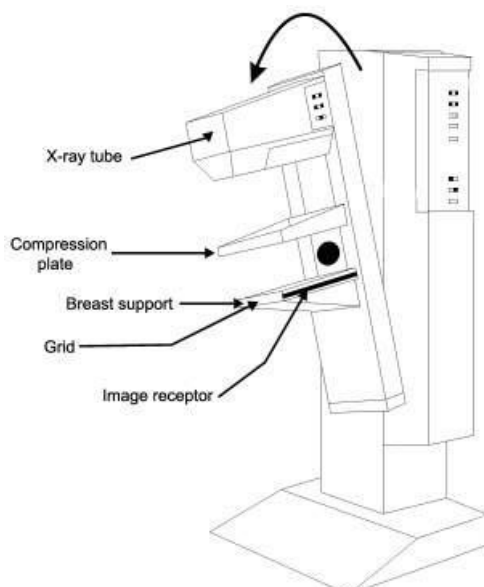
Fonte: Retirado de (Kopans, 2008).

II.3 Equipamento Mamográfico

Devido às pequenas diferenças entre os coeficientes de atenuação dos tecidos e o risco das radiações ionizantes, técnicas que minimizem a dose e otimizem a qualidade da imagem são essenciais; o que gerou o refinamento dos equipamentos, tubos de raios X especializados, bandeja de compressão, grades anti-difusora, entre outros. Na Figura 7 é ilustrado um equipamento de mamografia com seus componentes, exceto o gerador e a mesa de controle do operador.

Ao sair do tubo de raios X a radiação passa pelo filtro metálico de modelação espectral, uma abertura que define o feixe, e por uma placa de plástico responsável por comprimir a mama na plataforma de suporte denominada de bandeja de compressão. Esses raios X que atravessam os tecidos da mama e o suporte incidem em uma grade anti-difusora, e depois chegam ao receptor de imagem, onde depositam a maior parte da energia localmente e, assim, é gerada a imagem de mamografia (Dance *et al.*, 2014). O gerador de raios X é composto pelo circuito de alimentação de alta tensão, o circuito do filamento, o seletor do ponto focal e o circuito de controle automático de exposição (AEC) (Bushberg; Boone, 2011).

Figura 7 – Componentes de um equipamento de mamografia, incluindo o tubo de raios X (*X-ray tube*), mesa de compressão (*Breast support e Compression plate*), grade anti-difusora (*Grid*) e receptor de imagem (*Image receptor*)



Fonte: Retirado de (Dance *et al.*, 2014).

II.3.1 Controle Automático de Exposição (AEC)

O controle automático de exposição, do inglês *Automatic Exposure Control (AEC)* é composto por duas ou três opções, dependendo do desejo do operador. A primeira opção é o modo de *AEC* total que otimiza a quilo-voltagem (kV) e a filtração, em alguns sistemas até o material do alvo, com um teste realizado com uma pequena exposição de aproximadamente 100 ms para determinar a penetrabilidade do tecido da mama; a segunda opção é o valor do kV automático com um pequeno teste de exposição, considerando o alvo e o filtro selecionados pelo operador; o terceiro modo é aquele que seleciona o tempo de exposição automático com o operador selecionando manualmente o material do alvo, o filtro e o valor de kV. No painel de controle do operador, contém um ajustador de exposição que modifica a resposta do *AEC* para permitir ajustes em situações como no imageamento de mama com implantes, magnificações ou devido às preferências do radiologista (Bushberg; Boone, 2011).

II.3.2 Qualidade da mamografia

A qualidade da mamografia de rastreamento está ligada à chance de detectar uma alteração de tamanho pequeno ou baixa densidade. Um exame que não possui uma qualidade adequada pode apresentar uma sensibilidade de 66%. Já um exame com uma maior qualidade de imagem pode ter sua acurácia diagnóstica para a faixa de 85% a 90% para os exames realizados em mulheres com mais de 50 anos. Com isso, a possibilidade de detecção de um tumor de pequeno tamanho ou baixa densidade em até dois anos antes de ocorrer acometimento linfonodal é ampliada (INCA, 2022).

Para equipamentos de mamografia, as energias que geram a otimização da imagem estão entre 18 e 23 quilo elétron-volts (keV) segundo Dance *et al.* (2014) ou entre 15 e 25 keV segundo Bushberg; Boone, (2011) dependendo da espessura e composição da mama. A compressão da mama gera um espalhamento dos tecidos, com isso a superposição de estruturas é minimizada, o que melhora sua visibilidade. Esse efeito pode ser acentuado pela diferença da elasticidade dos tecidos que compõem a mama. Além disso, a compressão diminui a média de radiação espalhada que atinge o receptor de imagem, gerando uma maior uniformidade de atenuação na imagem (Dance *et al.*, 2014). Sabendo disso, os principais critérios clínicos e físicos

de qualidade de imagem são a adequada compressão da mama, contraste, definição das estruturas, saturação correta das áreas claras e escuras, imagem sem ruído, a área de fundo está adequadamente escura, imagem sem artefatos (PORTARIA GM/MS nº 2.898, 2013).

II.4 Objetos Simuladores de Órgãos (*Phantoms*)

Uma das primeiras vezes em que o termo *phantom* apareceu no meio médico foi no século XVIII, em Paris, onde médicos obstetras utilizaram ossos pélvicos de uma mulher com um bebê natimorto (morte de um feto após 20 semanas de gravidez) na construção de um manequim para simular um parto (Owen, 2012). Por outro lado, o termo apenas adentrou a área das radiações anos após a descoberta dos raios X, no ano de 1896. Nessa época, físicos criavam manequins (*phantoms*) para simular os pacientes, para fazer medidas dosimétricas, já que as altas doses de radiações estava resultando em alguns efeitos biológicos, como o eritema e descamação celular em quem se submetia a exames radiográficos ou estudos para mensuração de dose (DeWerd; Kissick, 2014).

Sabendo disso, existem diversos materiais que são considerados bons simuladores de tecidos humanos de acordo com diversos estudos já realizados com materiais substitutos como a cera, a qual foi utilizada nos trabalhos de Sousa, (2018) e Alves; Maia, (2015), a madeira sugerida por DeWerd; Kissick, (2014), o polimetilmetacrilato utilizado no abeto simulador de Alves; Maia, (2015). Atualmente existem duas novas vertentes para a caracterização e desenvolvimento de *phantoms*, a computacional, na qual a interação da radiação é realizada via *softwares* e cálculos matemáticos como os desenvolvidos por García *et al.*, (2020) e por Paixão *et al.*, (2016); e a impressão 3D, a qual consegue criar modelos mais reprodutíveis e com conformidade próxima ao corpo humano. Com isso, nas seções a seguir estarão distribuídos alguns dos objetos simuladores utilizados para testes dosimétricos.

II.4.1 Simulador do *American College of Radiology (ACR)*

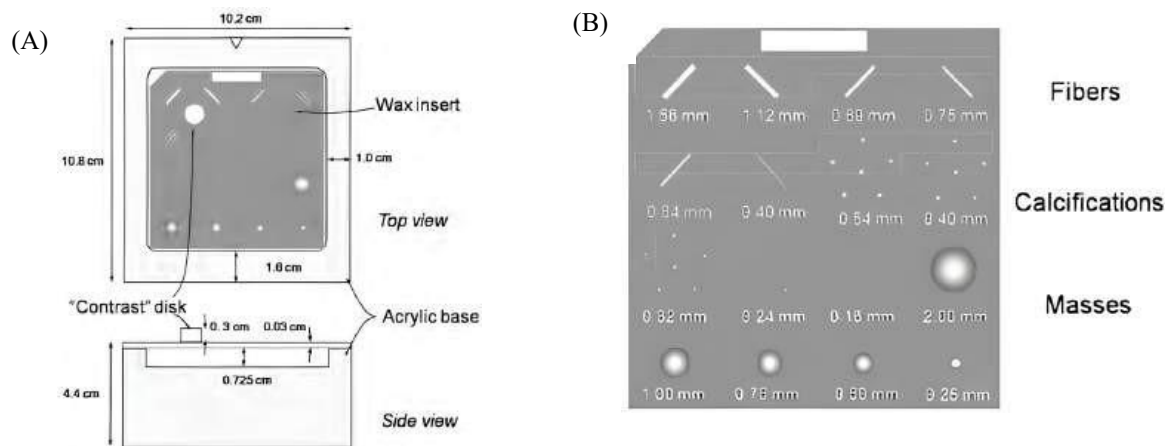
Os *phantoms* aceitos pelo programa de acreditação do ACR o *Mammography Accreditation Program*, ou seja, medidas e verificações que são realizadas após a montagem do equipamento para a verificação das características e desempenho fornecidas pelo fabricante, são os modelos *Cirs Model 015*, *Gammex model 156* e *Nuclear Associates Model 18-200* (ACR Mammography Accreditation, 2014). Esses *phantoms* simulam o tecido e estruturas de uma mama de 50% tecido glandular e 50% tecido adiposo, com espessura após a compressão de aproximadamente 4,5 cm. É recomendado pelo programa que no objeto simulador contenha fibras, microcalcificações e massas tumorais de tamanhos variados. Na Tabela 3 contém os diâmetros recomendados pelo ACR para os objetos simuladores, assim como as estruturas que devem ser visíveis nas imagens para que a qualidade seja aprovada e a disposição das estruturas está representada na Figura 8, onde as estruturas determinadas pelos números 1, 2, 3, 4, 5 e 6 são as representações das fibras; as microcalcificações são simuladas pelos números 7, 8, 9, 10 e 11; as massas tumorais são os números 12, 13, 14, 15 e 16. O objeto simulador em questão é composto por um bloco de polimetilmetacrilato de metila (PMMA), inserto de cera, e um disco de PMMA com 4 mm de espessura e 10 mm de diâmetro, colocado na parte superior do *phantom*. O inserto de cera contém seis fibras de *nylon* com diâmetros variando de maneira decrescente, cinco grupos de calcificações com simulações de óxido de alumínio (Al_2O_3) de diferentes tamanhos e cinco discos de baixo contraste com vários diâmetros e diferentes espessuras para simular as massas (Bushberg; Boone, 2011).

Tabela 3 – Diâmetro das estruturas de teste recomendadas pelo ACR (*Estruturas teste que devem ser visualizadas).

Fibras (mm)	Microcalcificações (mm)	Massas Tumorais (mm)
1,56*	0,54*	2,00*
1,12*	0,40*	1,00*
0,89*	0,32*	0,75*
0,75*	0,24	0,50
0,54	0,16	0,25
0,40	-	-

Fonte: Adaptado de (ACR Mammography Accreditation, 2014).

Figura 8 – (A) Configuração das estruturas de testes conforme recomendações do ACR, contendo todas as estruturas no inserto de cera. (B) Representação da configuração com o disco de contraste posicionado na parte superior do *phantom*.



Fonte: Adaptado de (ACR Mammography Accreditation, 2014; Bushberg; Boone, 2011).

II.4.2 Simulador *Phantom Mama*

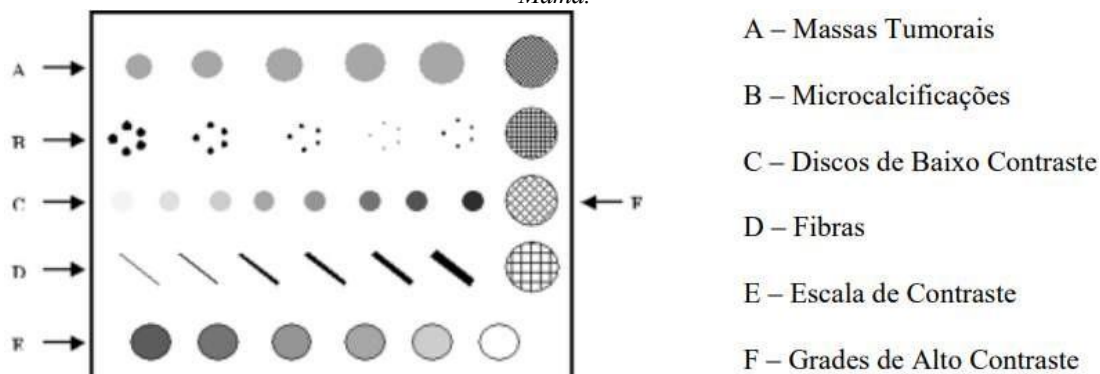
O simulador *Phantom Mama* é do CBR (Colégio Brasileiro de Radiologia), ele possui dimensões de 50 x 120 x 160 milímetros cúbicos (mm^3). Na Tabela 4 se encontram os diâmetros e espessuras e na Figura 9 está a representação das estruturas testes.

Tabela 4 – Diâmetro das estruturas de testes recomendadas pelo CBR. (*Estruturas testes que devem ser visualizadas).

Fibras (mm)	Microcalcificações (mm)	Massas Tumorais [diâmetro/espessura] (mm)
0,40*	0,18*	5,00/0,50*
0,60*	0,25*	6,00/0,75*
0,70*	0,30	7,00/1,00
0,80	0,35	8,00/1,50
1,20	0,45	10,00/2,00
1,40	-	-

Fonte: Adaptado de (Pereira *et al.*, 2013).

Figura 9 – Configuração das estruturas de testes conforme recomendações do CBR, no *Phantom Mama*.

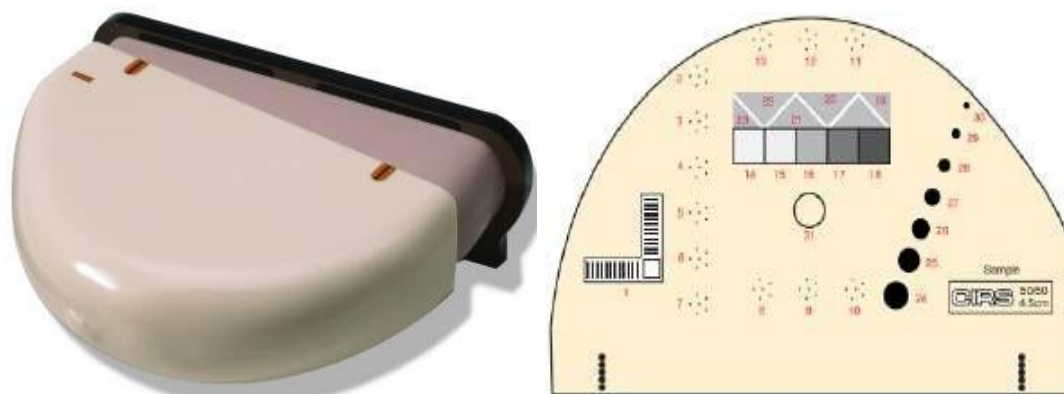


Fonte: Retirado de (Pereira *et al.*, 2013).

II.4.3 Tissue-Equivalent Phantoms for Mammography – Model 011A

O Modelo *CIRS - 011A* é um objeto simulador antropomórfico composto por tecidos equivalentes designados para testes de desempenho para qualquer sistema de imagem mamográfica. Nele é possível observar calcificações, fibras e massas tumorais. Na Figura 11, são mostradas as estruturas de teste que estão presentes no objeto simulador da *CIRS*, assim como o objeto simulador em si (*CIRS*, 2013). As estruturas de teste estão sendo classificadas em números de 1 a 30. Na Tabela 6 se encontra a denominação que cada número representado na Figura 10. As dimensões do modelo são de 12,5 cm de largura, 18,5 cm de comprimento e a altura variando entre 4-6 cm.

Figura 10 – Representação do modelo de objeto simulador da *CIRS - 011A* e o gabarito de estruturas que o compõem.



Fonte: Retirado de (*CIRS*, 2013).

Tabela 5 – Descrição das estruturas de teste representadas no objeto simulador *CIRS 011A*.

Número	Estruturas
1	Pares de linha ¹
2 ao 13	Carbonato de cálcio ²
14 ao 18	Cunha de passo
19 ao 23	Fibras de <i>Nylon</i>
31	Densidade óptica de referência

¹ de 5 à 20 lp/mm, com 16 segmentos com 5 linhas em cada;²Dimensões variando de 0,13 à 0,40 mm.

Fonte: Adaptado de (CIRS, 2013).

II.4.4 *Phantoms* impressos em 3D

Na década de 90, surgiram os primeiros desenvolvimentos de objetos simuladores utilizando a prototipagem rápida (PR) ou manufatura aditiva (MA), que consiste no material sendo depositado camada a camada até a formação de um objeto em 3 dimensões. O primeiro *phantom* desenvolvido por meio da PR foi criado através da transformação de uma tomografia computadorizada em um modelo antropomórfico e impresso em 3D (Mankovich *et al.*, 1993).

Savi (2022) realizou um estudo de materiais e desenvolvimento de um simulador antropomórfico de cabeça e pescoço por meio de impressão 3D. Em seu trabalho, Savi (2022) efetuou um levantamento bibliográfico de trabalho que utilizou a impressão 3D para a confecção de objetos simuladores de diferentes regiões anatômicas, incluindo a mama. Na Tabela 6 estão separadas informações de materiais encontrados por ele na impressão 3D de objetos simuladores que possuíam o objetivo de simular a mama.

Tabela 6 – Artigos selecionados por Savi (2022) que possuíam a confecção do objeto simulador por impressão 3D com a região de interesse (mama).

Referência	Anatomia	Tipo ¹	Material
(Franco <i>et al.</i> , 2019)	Mama	MAMO	ABS, PLA e Outros ² Mama
(Feradov; Marinov; Bliznakova, 2020)	Mama	TC	PLA
(Daskalov <i>et al.</i> , 2020)	Mama	MAMO	ABS, PLA e Outros ² Mama

¹MAMO – Mamografia;²Outros – PETG, *Nylon*, PVA e CPE

Fonte: Retirado de (Savi, 2022).

Sabendo disso, a utilização de impressão 3D para a confecção de objetos simuladores é de fácil reprodutibilidade e possui um custo reduzido.

II.5 Impressão 3D

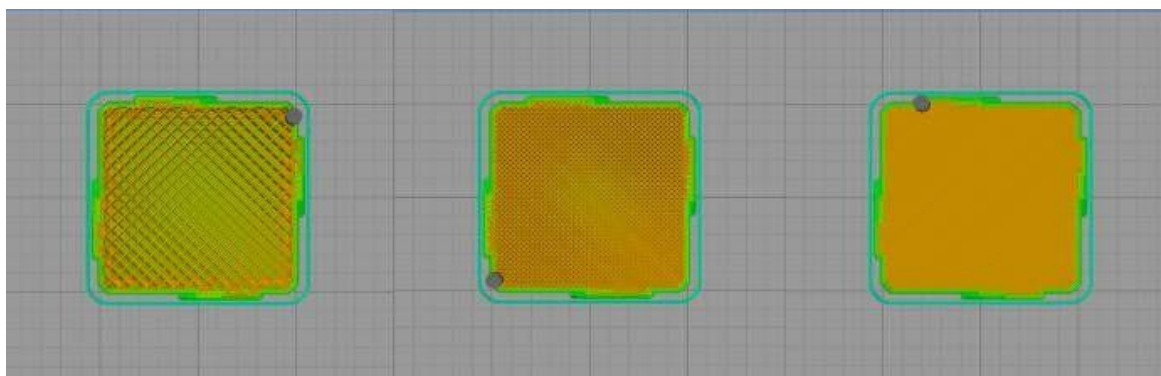
A impressão 3D é dividida em diferentes tipos de técnicas de impressão, entre elas: a FDM (*Fused Deposition Modeling*), a SLA (*Stereolithography*) e a DLP (*Digital Light Processing*). A FDM possui como princípio de atuação o aquecimento do filamento até a fusão. O material é depositado por camadas, possuem resolução entre 0,05 e 0,4 milímetros (mm), essa medida corresponde à altura da camada. À medida que ela diminui, mais lisa a peça será, com uma qualidade superficial maior; a SLA corresponde à estereolitografia, no processo de fabricação com SLA uma resina de foto polímero é curada por uma fonte de luz e a DLP que utiliza o mesmo procedimento da SLA, porém no caso da SLA é utilizada uma fonte laser, pixel a pixel, já a DLP utiliza um projetor que proporciona a polimerização de uma camada toda simultaneamente (LAB 3D, 2019).

Nesse ponto, alguns parâmetros principais podem alterar a qualidade e a maneira em que a peça é planejada e impressa. Neste trabalho serão considerados três principais parâmetros:

- Preenchimento (*infill*) utilizado no momento da impressão. Sua influência vai desde a quantidade de material gasto, resistência da peça até o tempo de impressão. Na Figura 11 está representada a influência da quantidade de preenchimento no objeto final. A variação desse parâmetro é de 0%, que representa um modelo oco, até 100%, que corresponde ao modelo sólido (LAB 3D, 2019).
- Padrão de preenchimento (*infill pattern*) é o parâmetro responsável pela forma como a deposição de material será realizada. No *Ultimaker Cura* (o *software* de fatiamento utilizado nesse trabalho) existem 13 padrões de preenchimentos disponíveis, sendo eles o de linhas; *zigue-zague*; grade; triângulos; tri-hexágono; cúbico; subdivisão cúbica; octeto; quarto cúbico; giroide; concêntrico; cruzado; cruzado 3D. Na Figura 12 encontram-se todos os padrões de preenchimento, exceto a subdivisão cúbica (LAB 3D, 2019).

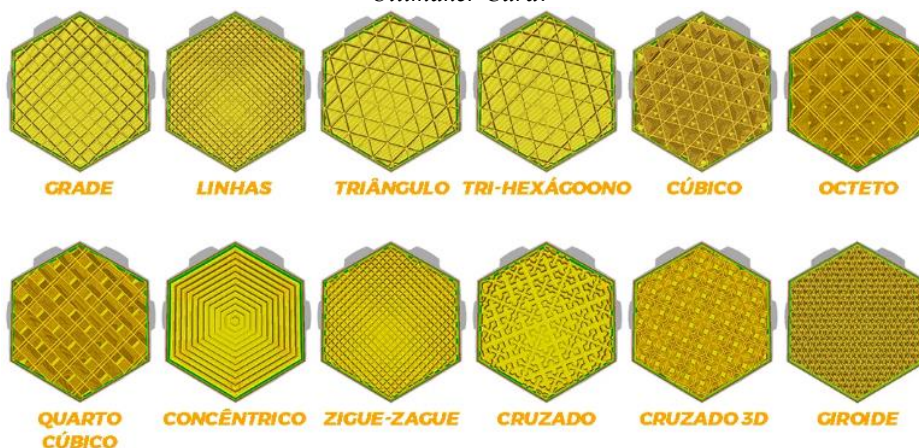
- Altura da camada (*layer high*) é responsável por determinar a espessura de cada uma das camadas que serão compostas no material, podendo variar entre 0,05 mm e 0,4 mm. O tempo de impressão e a qualidade da aparência da peça são bastante influenciados por esse parâmetro (LAB 3D, 2019).

Figura 11 – Representação da influência do preenchimento (*infill*) da impressora 3D em um modelo.



Fonte: Retirado de (LAB 3D, 2019).

Figura 12 – Representação dos padrões de preenchimento disponíveis no *software* de fatiamento *Ultimaker Cura*.



Fonte: Retirado de (LAB 3D, 2019).

Para padronizar os testes de controle de qualidade e composição dos tecidos humanos, existem guias e comissões internacionais que, com uma certa periodicidade, lançam relatórios sobre diferentes assuntos. Entre as comissões e guias mais tradicionais, temos o *European Guidelines*, a *International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)* e a *International Commission on Radiological Protection (ICRP)*.

II.6 European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis

No ano de 2006, a Comissão Europeia, em cooperação com a *EUREF* e *EUSOMA*, publicou a quarta edição do Guia Europeu para Garantir a Qualidade do Rastreamento e Diagnóstico Precoce do Câncer de Mama.

Este guia procura aumentar o padrão de qualidade. Para isso, foi realizado um levantamento dos programas de rastreamento do câncer de mama regionais mais bem sucedidos dos últimos 20 anos.

II.6.1 European Guidelines (4th Edition)

Segundo Perry *et al.* (2008) o Controle de Qualidade (CQ) básico em mamografia é realizado em um objeto teste ou simulador. Todas as medidas realizadas são feitas em condições normais de trabalho, ou seja, não é necessário nenhum arranjo especial no equipamento. A Tabela 7 possui as recomendações.

Sabendo disso, são efetuadas duas exposições padrão, classificadas em:

- Exposição de referência – possui o objetivo de gerar informações do sistema em condições pré-definidas, independentemente da configuração clínica.
- Exposição de rotina – têm como o objetivo gerar informações do sistema na configuração clínica.

Tabela 7 – Configurações recomendadas para exposições de referência e de rotina.

	Referência	Rotina
Espessura do OS ¹	45 mm	45 mm
Material do OS ¹	PMMA	PMMA
Voltagem do tubo	28 kV	AUC ²
Material Alvo	Molibdênio	AUC ²
Material Filtro	Molibdênio	AUC ²
Compressão	Em contato com o OS ¹	Em contato com o OS ¹
Grade anti-espalhamento	Presente	Presente
Distância fonte imagem	MGA ²	MGA ²

(Continua)

(Continuação)

Controle de exposição automático	Ligado	AUC ³
----------------------------------	--------	------------------

¹OS – Objeto Simulador;

²MGA - Mesmo da grade antidifusora;

³AUC – *As used clinically*, como usado clinicamente.

Fonte: Adaptado de (Perry *et al.*, 2008).

Os objetos simuladores utilizados em controle de qualidade são normalmente de PMMA para avaliação de qualidade de imagem. Geralmente, neles estão simulações de lesões (microcalcificações, fibras e nódulos) e padrões de resolução e cunhas de passo para medir parâmetros como resolução espacial ou contraste (Perry *et al.*, 2008).

O tamanho de mama padrão utilizado é de um semicírculo de raio ≥ 8 cm e com espessura de 50 mm. Assume-se que um bloco de 45 mm de espessura é equivalente a uma mama padrão em absorção (Perry *et al.*, 2008).

O tamanho padrão de um objeto simulador de PMMA é de um retângulo de ≥ 150 mm x 100 mm ou um semicírculo de raio ≥ 100 mm (Perry *et al.*, 2008).

II.7 International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)

A Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação foi fundada em 1925 pelo primeiro Congresso Internacional de Radiologia. Com isso, foram estabelecidas as unidades que seriam utilizadas em dosimetria das radiações (Taylor, 1958).

II.7.1 ICRU Report 44

No relatório da ICRU de número 44, cujo título é “*Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement*” (1989). Inicialmente, são apresentadas as quantidades físicas que devem ser consideradas na seleção de materiais para a caracterização de objetos simuladores. Em seguida, apresenta uma discussão para os tecidos importantes do corpo que requerem simulação, suas composições e densidades de massa. Além da composição elementar e características físicas de 62 substitutos de tecidos que foram citados nele (Goldstone, 1990). Na Tabela 8, a composição elementar em termos de hidrogênio (H), carbono (C), nitrogênio (N), oxigênio (O) e outros (Sódio, Fósforo,

Enxofre, Claro e Potássio) do tecido mamário definido no próprio relatório da ICRU n.º44 como *Breast (mammary gland)*, tecido adiposo e glandular em si.

Tabela 8 - Composição elementar e densidade do tecido mamário feminino de acordo com a ICRU n.º44.

Órgão	H (%)	C (%)	N (%)	O (%)	Outros ¹	Densidade ($\frac{g}{cm^3}$)
Mama	10,6	33,2	3,0	52,7	0,5	1,02
Tecido Adiposo	11,4	59,8	0,7	27,8	0,4	0,93
Tecido Glandular	10,6	33,2	3,0	52,7	0,4	1,04

¹ Outros = Na, P, S, Cl e K.

Fonte: Adaptado de (Alssabbagh, 2017; Goldstone, 1990).

II.7.2 ICRU Report 48

No relatório de n.º 48 da ICRU contém os requisitos necessários que um *phantom* deve possuir para realizar testes de dosimetria ou outras medidas (ICRU48, 1992). Entre eles, estão:

- As dimensões físicas internas e externas e a geometria do *phantom* devem estar conforme aquelas apresentadas pelos limites requeridos para a aplicação específica.
- Os tecidos substitutos utilizados no objeto simulador devem possuir composição e densidade conhecidas ou seus valores de absorção e espalhamento de radiação devem ser medidos. Além disso, esses substitutos não podem introduzir erros maiores do que o permitido pela aplicação específica da dose absorvida e na atenuação da radiação.

Além dos relatórios elaborados pela ICRU, existem os desenvolvidos pela *International Commission on Radiological Protection (ICRP)*.

II.8 International Commission on Radiological Protection (ICRP)

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (sigla em inglês - *ICRP*) é uma organização independente destinada à proteção radiológica. Desde 1928, ano de seu fundamento, possui como principal objetivo determinar recomendações e orientações a respeito da proteção contra radiação ionizante (Taylor, 1958).

Sabendo disso, as recomendações da ICRP compreendem uma vasta área, como a exposição ocupacional, exposição médica, exposição do público e exposição de pacientes. Com isso, o princípio *ALARA* (*as low as reasonably achievable*), ou seja, níveis de exposição tão baixos quanto razoavelmente exequíveis, é visado ser seguido (Taylor, 1958).

II.8.1 ICRP Publication 89

Na publicação da ICRP 89, intitulada "*Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values*", contém as atualizações da ICRP que fornecem um conjunto de valores de referência específicos de acordo com idade e o gênero para características anatômicas e fisiológicas do corpo humano que são importantes para a realização da dosimetria das radiações (Valentin, 2002).

Na Tabela 9 se encontram as composições elementares do tecido mamário feminino, cuja constituição é 50% tecido adiposo e 50% tecido glandular, e da pele e suas respectivas densidades.

Tabela 9 – Composição elementar e densidade dos tecidos mamários femininos e da pele.

Órgão	H	C	N	O	Outros ¹	Densidade ($\frac{g}{cm^3}$)
Mama	11,6	51,9	—	36,5	—	1,05
Pele	10,0	20,4	4,2	64,5	0,9	1,09

¹Outros = Na, P, S, Cl e K.

Fonte: Adaptado de (Valentin, 2002).

Finalmente, os tecidos não saudáveis considerados foram o carcinoma ductal invasivo e microcalcificações tipo I e tipo II. Os quais foram obtidos os coeficientes de atenuação e densidade seguindo dados da literatura em trabalho desenvolvido por Johns; Yaffe, (1987).

II. 9 Caracterização de tecidos mamários saudáveis e patológicos por raios X

No estudo realizado por Johns; Yaffe, (1987), foi desenvolvida uma caracterização de tecidos mamários saudáveis e patológicos em termos da atenuação sofrida pelos raios X e suas densidades. Foram analisadas amostras de tecido adiposo, glandular e patológico (carcinoma ductal infiltrativo).

II.9.1 Locais de retirada das amostras

O tecido saudável foi obtido de dez mulheres submetidas ao procedimento de mamoplastia. Além disso, foram recolhidas amostras da autópsia de três mulheres.

A amostra de cancro ductal infiltrativo foi obtida de seis pacientes submetidas à mastectomia ou lumpectomia, o fibroadenoma de duas mulheres via lumpectomia e amostras de tecido fibrocístico foram obtidas de uma paciente. Em alguns casos, um mesmo paciente forneceu duas ou mais amostras de tecidos diferentes. Na Tabela 10 se encontram os coeficientes médios de atenuação linear de cada tecido analisado e suas densidades.

Tabela 10 – Coeficiente de atenuação linear médio (cm^{-1}) a uma dada energia e sua densidade.

Tecido	18 (keV)	20 (keV)	25 (keV)	30 (keV)	Densidade (g/cm^3)
Adiposo	0,558	0,456	0,322	0,264	0,928
Fibroso	1,028	0,802	0,506	0,378	1,035
CDI¹	1,085	0,844	0,529	0,392	1,044

¹CDI = Carcinoma Ductal Infiltrativo.

Fonte: Adaptado de (Johns; Yaffe, 1987).

Para se obter o coeficiente de atenuação mássico de cada tecido, os coeficientes de atenuação linear foram divididos por sua respectiva densidade e foi montada a Tabela 11.

Tabela 11 – Coeficiente de atenuação mássico (cm^2/g) a uma dada energia.

Tecido	18 (keV)	20 (keV)	25 (keV)	30 (keV)
Adiposo	0,601	0,491	0,347	0,284
Fibroso	0,993	0,775	0,489	0,365
CDI¹	1,039	0,808,	0,506	0,376

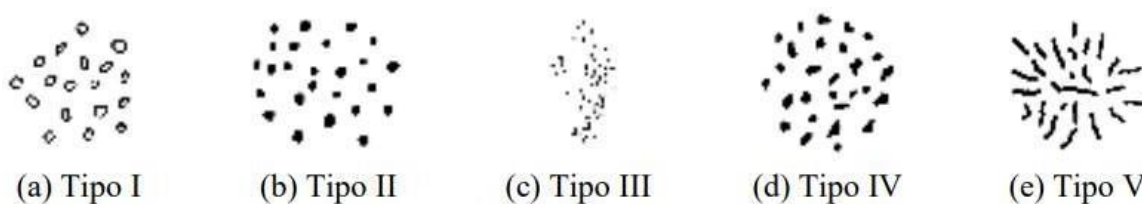
¹CDI = Carcinoma Ductal Infiltrativo.

Fonte: Adaptado de (Johns; Yaffe, 1987).

II.10 Microcalcificações

As microcalcificações (MC) são classificadas de cinco diferentes formas, conforme o formato delas. Na Figura 13 estão presentes as classificações, assim como suas representações esquemáticas.

Figura 13 – Exemplos dos cinco tipos de microcalcificações segundo a classificação de Le Gal.



Fonte: Retirado de (Pereira *et al.*, 2013).

Sabendo disso, cada tipo de microcalcificação possui diferentes características de acordo com Le Gal, sendo elas (Pereira *et al.*, 2013):

Tipo I: são chamadas de anelares, possuem formato arredondado e interior não preenchido. Sempre que ocorre, o tumor é benigno.

Tipo II: círculos regulares, formato arredondado, borda lisa e interior preenchido. Em aproximadamente 22% dos casos, o tumor é maligno.

Tipo II: granulares, são MC minúsculas. Em aproximadamente 40% dos casos, o tumor é maligno.

Tipo IV: círculos irregulares, formato arredondado, com borda rugosa e interior preenchido. Tumor maligno em 66% dos casos.

Tipo V: vermiformes, são MC em formato de verme. Sempre que ocorrem, o tumor é maligno.

As microcalcificações ocorrem em cerca de 30 a 50% dos casos de câncer de mama. Tendo como principais componentes o oxalato de cálcio ($\text{CaC}_2\text{O}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) e a

hidroxiapatita ($Ca_{10}(PO_4) \cdot 6H_2O$) das MC tipo I e tipo II, respectivamente. As quais terão maior interesse nesse estudo.

Na Tabela 13 estão representadas as composições elementares das MC tipo I e tipo II, conforme atribuídas pelo estudo de Morgan; Cooke; McCarthy, (2005).

Tabela 12 – Composição química elementar das microcalcificações (MC) tipo I e tipo II (em porcentagem de massa).

Tecido	C (%)	O (%)	Ca (%)	P (%)
MC tipo I	---	12,9	80,8	6,3
MC tipo II	18,8	49,9	32,3	---

Fonte: Adaptado de (Morgan; Cooke; McCarthy, 2005).

II. 11 Espectroscopia por energia dispersiva de raios X (EDS) acoplado ao microscópio eletrônico de varredura (MEV)

O sistema de espectroscopia de energia dispersiva de raios X (EDS) é uma técnica utilizada em microanálise, está acoplado ao microscópio eletrônico de varredura (MEV). Com ele, é possível obter uma alta capacidade de ampliação e visualização de uma amostra para realizar a análise de áreas específicas (Ferrer-Eres *et al.*, 2010).

O MEV opera utilizando um feixe de elétrons visando explorar a superfície da amostra. Assim, gera imagens com conformação tridimensional e de alta resolução da amostra. Por sua vez, o EDS realiza uma avaliação química qualitativa e semiquantitativa, pois a análise da amostra se restringe à sua superfície. Portanto, não possui uma precisão, mas sim uma estimativa da concentração dos elementos presentes (Cunha Duarte *et al.*, 2003; Dedavid; Isse Gomes; Machado, 2007).

II.11.1 Funcionamento e preparação de amostras

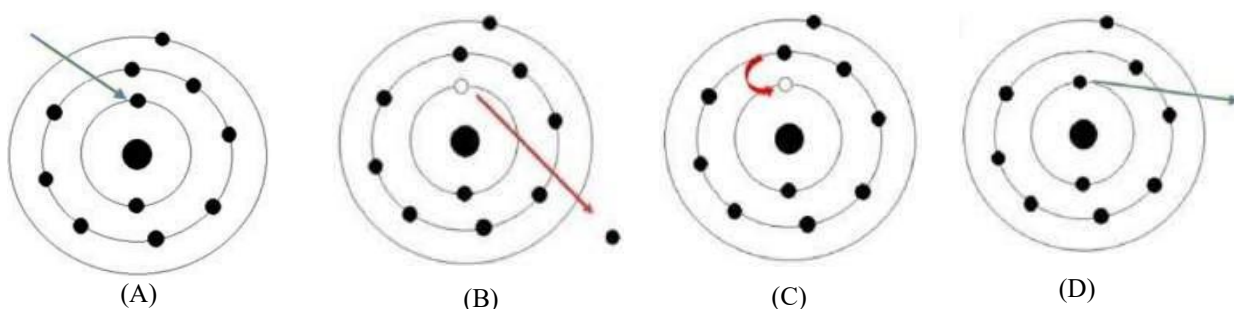
O EDS se baseia na detecção de raios X emitidos pela amostra durante as transições eletrônicas causadas por um feixe de elétrons. O material a ser analisado é colocado no equipamento MEV, o qual gerará um vácuo. Posteriormente, deve-se escolher a área que será examinada. Inicia-se o bombardeamento por feixe de elétrons (Figura 14A) emitido pela fonte do microscópico com alta energia. Dessa forma, os elétrons presentes na camada mais interna dos átomos, na superfície da amostra, são

ejetados, com isso lacunas são formadas (Figura 14B). Em seguida, uma transição eletrônica ocorre para preencher essa lacuna com elétrons das camadas mais externas (Figura 14C). Assim, promove uma emissão de energia de raio X (Figura 14D). A qual será lida pelo equipamento segundo a voltagem apresentada. Como cada elemento químico possui sua energia de emissão bem definida, o equipamento irá classificá-lo (Scoutaris *et al.*, 2014; Vieira *et al.*, 2021).

Essa técnica foi utilizada para avaliar as amostras de materiais considerados como tecido equivalente que serão enumeradas na seção de Materiais e Métodos. Já os tecidos da mama saudáveis e os não saudáveis foram obtidos os valores de composição elementar segundo os dados disponibilizados nos relatórios e estudos disponíveis na literatura citados anteriormente.

Com base nas composições elementares de cada um dos tecidos, tanto saudáveis quanto não saudáveis, e dos materiais analisados, foram obtidos os coeficientes de atenuação mássicos através do *software XCOM* para a faixa de energia de interesse na mamografia de 10 keV a 30 keV.

Figura 14 – Esquema de estrutura atômica emitindo energia de raios X. (A) Bombardeamento de feixe de elétrons; (B) Ejeção de elétron da camada interna; (C) Transição eletrônica; (D) Emissão de raio X característico.



Fonte: Retirado de (Vieira *et al.*, 2021).

II.12 The XCOM program

O programa *XCOM*, disponibilizado pelo *NIST - National Institute of Standards and Technology* (Berger *et al.*, 2009), consegue gerar as seções de choque em uma energia padrão ou em uma escala definida pelo usuário na faixa de 1 keV a 100 giga elétron-volt (GeV). Nele é possível visualizar as informações em formato de tabela e gráficos. É possível obter a seção de choque total e parcial para os seguintes

processos: espalhamento incoerente, espalhamento coerente, efeito fotoelétrico e produção de pares. As interações da radiação com misturas são obtidas pela soma das quantidades de interações de cada elemento de sua composição atômica (Berger *et al.*, 2009).

Na Figura 15 estão dispostos o conjunto de parâmetros solicitados para a obtenção dos coeficientes de atenuação mássicos - MAC (cm^2/g), sendo eles a composição elementar de cada um dos tecidos (saudáveis ou não saudáveis) e materiais em termos de porcentagens de massa de carbono (C), nitrogênio (N), oxigênio (O) e outros; a seleção da curva desejada que, no caso, é a que apresenta o coeficiente de atenuação mássico total considerando o espalhamento coerente (Espalhamento Rayleigh); a faixa de energia desejada de 10 - 30 keV. Após a seleção de todos os parâmetros, a informação é submetida no site e o mesmo fornece os valores desejados de MAC.

Os resultados obtidos no *software XCOM* serão apresentados e discutidos na seção de Resultados e Discussão.

Figura 15 - Captura de tela do *XCOM*, onde é possível observar; A) os campos de preenchimento da composição química elementar dos materiais e tecidos, B) as opções de gráficos disponíveis; C) a seleção do arquivo com as energias desejadas (10 - 30 keV) e em D) Seleção final para obtenção de resultados selecionados anteriormente em "Submit Information".

Fill out the form to select the data to be displayed:

[Help](#)

Enter the formulae and relative weights separated by a space for each compound. One compound per line. For example:
 H2O 0.9
 NaCl 0.1
 Note: Weights not summing to 1 will be normalized.

Optional output title:

Graph options:

- ☒ Total Attenuation with Coherent Scattering
- ☐ Total Attenuation without Coherent Scattering
- ☐ Coherent Scattering
- ☐ Incoherent Scattering
- ☐ Photoelectric Absorption
- ☐ Pair Production in Nuclear Field
- ☐ Pair Production in Electron Field
- ☐ None

Enter the path to the file containing additional energies in MeV: (optional) (up to 100 allowed)
 Note: Energies must be between 0.001 - 100000 MeV (1 keV - 100 GeV) (only 4 significant figures will be used).
 The file should contain one energy per line.
 Blank lines will be ignored.
 For [help](#) and examples.

File: Nenhum arquivo escolhido

☒ Include the standard grid

Energy Range:
 Minimum: MeV
 Maximum: MeV

Fonte: Adaptado de (Berger *et al.*, 2009).

Já no próximo capítulo "Estudo da arte" serão apresentados os estudos encontrados na literatura conforme o tópico de interesse, o qual era obter informações sobre materiais candidatos à tecido equivalente. As informações desejadas eram a composição elementar de cada material e a densidade deles.

CAPÍTULO III

ESTUDO DA ARTE

Para garantir a qualidade e o desempenho de equipamentos de radiologia diagnóstica, é necessário o uso de objetos simuladores, inclusive na mamografia. Sabendo disso, vários estudos buscam encontrar materiais tecido equivalentes aos tecidos do corpo humano visando de desenvolver novos objetos simuladores. Nesse capítulo serão apresentados os resultados de estudos encontrados na literatura a respeito de objetos simuladores de tecido mamário e dos materiais utilizados em cada um. Como método de filtragem de informações, estudos relacionados a outras regiões anatômicas que não seja a de interesse nesse trabalho (tecido mamário), serão apenas apresentados dados sobre os materiais e não sobre qual deles obteve o melhor desempenho para a simulação dos tecidos/órgãos relatados nos artigos.

III.1 Estudo de Poletti, Gonçalves e Mazzaro (2001)

Poletti; Gonçalves; Mazzaro, (2001), desenvolveu um estudo experimental sobre os coeficientes de atenuação linear para os tecidos mamários (tecido adiposo e glandular). Nesse estudo, Poletti; Gonçalves; Mazzaro, (2001) mediram os coeficientes com amostras de tecidos obtidos através do procedimento de mastectomia, além de ter medido os coeficientes para materiais com características equivalentes aos tecidos mamários.

Foram utilizados como materiais candidatos a água, PMMA, *Nylon*, polietileno (PE) e quatro amostras de materiais comerciais; denominadas de *CIRS*: BR 30/70, *CIRS*: BR 50/50, *CIRS*: BR 70/30 e RMI 454 que são tecido equivalentes à mama, com diferentes proporções na composição entre tecido adiposo e glandular. Na Tabela 13 observa-se a composição química em frações de peso dos materiais utilizados e suas densidades.

Para os testes, foi utilizada a energia do feixe de 17,44 keV, o equivalente à energia de radiação característica do molibdênio. Os coeficientes de atenuação linear dos

tecidos e dos materiais foram comparados com os valores presentes na literatura. Foram feitas comparações entre quatro parâmetros a fim de chegar a uma conclusão a respeito dos materiais analisados. Os parâmetros utilizados foram o coeficiente de atenuação linear experimental, a posição dos picos, a *FWHM* (*full width half maximum*) do pico mais intenso e a altura do pico relativa (Poletti; Gonçalves; Mazzaro, 2001). Poletti; Gonçalves; Mazzaro, (2001) observaram que o tecido adiposo pode ser muito bem simulado pelos materiais comerciais *CIRS* ou *RMI* que são materiais equivalentes ao tecido adiposo. O *PMMA* não obteve um resultado satisfatório para ser um simulador de tecido adiposo, apesar de ser amplamente recomendado. A água obteve um bom resultado para simular tecido glandular, enquanto os tecidos comerciais não foram adequados a ele.

Tabela 13 – Composição química dos principais materiais utilizados como tecido equivalente na literatura e no trabalho de Poletti; Gonçalves; Mazzaro, (2001).

Material/ Tecido	H	C	N	O	Cl	Ca	P	Densidade (g/cm ³)
Tecido Adiposo¹	12	64	0,8	23,3	0,12	-	-	0,92
Tecido Adiposo²	11,2	61,9	1,7	25,1	-	-	0,1	0,93
Tecido Glandular²	10,2	18,4	3,2	67,7	-	-	0,5	1,04
Tecido Adiposo³	12,4	76,5	0,4	10,7	-	-	-	0,92
Tecido Glandular³	9,3	18,4	4,4	67,9	-	-	-	1,00
Água	11,2	-	-	88,8	-	-	-	-
PMMA	8,3	60,5	-	31,3	-	-	-	1,18
Nylon	10,1	62,7	11,4	15,8	-	-	-	1,13
CIRS: BR 30/70	11,8	75,1	0,7	12,1	-	0,3	-	0,97
CIRS: BR 50/50	11,1	72,7	1,0	14,8	-	0,3	-	0,98
CIRS: BR 70/30	11,7	73,8	1,3	12,4	-	0,8	-	1,01
Polietileno	14,5	85,5	0,0	0,0	-	0,0	-	0,89
RMI 454	9,2	69,3	1,98	19,4	-	-	-	0,98

¹ (Valentin, 2002);

² (Hammerstein *et al.*, 1979)

³ presente trabalho Poletti; Gonçalves; Mazzaro, (2001)

Fonte: Adaptado pela autora do trabalho de (Poletti; Gonçalves; Mazzaro, 2001).

III.2 Estudo de Ferreira *et al.* (2010)

No trabalho desenvolvido por (Ferreira *et al.*, 2010), cujo título é "*Total mass attenuation coefficient evaluation of ten materials commonly used to simulate human tissue*", foram analisados 10 diferentes candidatos a tecido equivalente de tecido cerebral humano.

Para isso, foi feita a análise química em termos de carbono (C), oxigênio (O), nitrogênio (N), enxofre (S) e hidrogênio (H) pelo analisador da marca *Flash EA 1112 Series CHNS* além da obtenção das densidades de cada um dos candidatos. Sendo eles: cera de abelha (CA), cera odontológica vermelha (CV), parafina 1, *bolus*, *nylon*, cera odontológica laranja (CL), argila de modelagem, polimetilmetacrilato (PMMA), polímero *Pitch* e parafina 2. Na Tabela 14 se encontram a composição química e densidades desses materiais.

Tabela 14 - Composição química e densidades de cada candidato à tecido equivalente de tecido cerebral.

Material	H (%)	C (%)	N (%)	O (%)	S (%)	Densidade (g/cm³)
CA	1,87	75,25	8,42	14,27	0,19	0,964
CV	0,36	80,17	11,23	8,14	0,19	0,911
Parafina 1	0,61	81,73	0,74	16,81	0,61	0,959
<i>Bolus</i>	0,50	82,22	0,78	16,41	0,09	1,112
CL	2,73	82,00	7,37	7,82	0,08	0,931
<i>Nylon</i>	0,63	59,49	4,34	31,58	3,96	1,160
Argila	—	19,76	0,86	75,83	3,55	1,273
PMMA	0,24	94,96	4,71	—	0,10	1,178
<i>Pitch</i>	0,19	42,18	0,42	56,76	0,46	1,148
Parafina 2	0,68	79,61	9,63	9,94	0,14	0,918

Fonte: Adaptado pela autora do trabalho de (Ferreira *et al.*, 2010).

III.3 *Phantom* de Stemberg (2010)

No objeto simulador de Stemberg, (2010), foram desenvolvidas as estruturas: tecido da mama, microcalcificações, nódulo e fibra. Na Tabela 4 se encontram a composição de cada uma das estruturas simuladas para o desenvolvimento do *phantom* de Stemberg, (2010).

Para a construção do simulador, foram utilizadas 7 placas de acrílico móveis com dimensões de 10 x 150 x 150 mm. Com isso, a espessura do protótipo do simulador pôde variar de 1 a 7 cm, com dependência do número de placas utilizadas para cada imagem. Dessa forma, mamas pequenas, médias e grandes puderam ser simuladas (Stemberg, 2010).

O protótipo com a parafina em gel foi moldado no mesmo formato da placa de acrílico. As estruturas de teste foram distribuídas em posições aleatórias sobre a

parafina em gel (Stemberg, 2010).

III.3.1 Simulação das estruturas de teste

As microcalcificações foram simuladas com osso cortical, como citado na Tabela 15. Os diâmetros variaram de 0,20 a 0,55 mm. Para os nódulos, foi utilizado o nylon no formato de calotas, com dimensões variando de 2 a 20 mm de diâmetro. As fibras foram simuladas com policarbonato cortado em tiras de 2 a 6 mm de largura (Stemberg, 2010).

Tabela 15 - Materiais utilizados para o desenvolvimento do protótipo do simulador.

Material	Estrutura Simulada
Acrílico e Parafina em Gel	Tecido da Mama
Osso Cortical	Microcalcificação
<i>Nylon</i>	Nódulo
Policarbonato	Fibra

Fonte: Retirado de Stemberg, (2010).

III.3.2 Parâmetros de aquisição de imagem

As imagens foram adquiridas em dois mamógrafos diferentes. Um mamógrafo *Lorad MIII* do Centro Integrado de Diagnóstico por Imagem (CIDI) da Santa Casa de São Carlos-SP e um mamógrafo *GE Senographe DMR* do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - HC/FMRP/USP (Stemberg, 2010).

As imagens obtidas no CIDI foram obtidas selecionando o modo manual do equipamento. Já nas imagens do HC/FMRP/USP utilizou-se o modo de exposição automático (AEC). Na Tabela 16 encontram-se os parâmetros de aquisição de imagem para diferentes espessuras (Stemberg, 2010).

Tabela 16 – Parâmetros de aquisição de imagem com a variação das estruturas.

Espessura (cm)	kV	mAs
5	29	144
7	30	168
4	25	128
3	24	120
5	27	144
6	30	161
5	25	63

Fonte: Retirado de Stenberg, (2010).

III.4 *Phantom* desenvolvido por Silva; Melo, (2012)

Silva; Melo, (2012) caracterizou um simulador mamário, cuja base de sua composição foi o poliuretano (PU), o qual é bastante utilizado em próteses humanas. Foram preparadas diferentes formulações de resina de poliuretano, variando suas concentrações e com isso, suas propriedades de flexibilidade alteraram-se. Para a simulação de nódulos, foi utilizado o polietileno (PE), poli metacrilato de metila (PMMA), poliamida (PA), poliuretano (PU) e silicone de dimetila (Silicone). Dos citados, o material que mais se destacou a respeito da similaridade com as microcalcificações e nódulos foi o polietileno.

Como os objetos simuladores foram feitos com materiais à base de silicone, a compressão no momento de aquisição da imagem foi permitida. Dessa forma, foi possível variar as técnicas de aquisição da imagem com a compressão, isso permitiu obter diversas imagens utilizando o mesmo objeto simulador (Silva; Melo, 2012).

No total, sete *phantoms* (P01, P02, P03, P04, P05, P06 e P07) foram desenvolvidos e para cada um deles foi determinada uma rigidez específica. A rigidez foi obtida através da razão entre poliol e o pré-polímero (SILVA, 2012). Na Tabela 17 se encontram as proporções os componentes que influenciaram na rigidez dos *phantoms* (o poliol e o pré-polímero), quais materiais foram utilizados para simular as microcalcificações e nódulos, a massa de cada *phantom* em gramas (g); as densidades deles estão dispostas na Tabela 18 (Silva; Melo, 2012).

Tabela 17 - Proporção de Polioli/ Pré-polímero para a formação do poliuretano, materiais utilizados para simulação das microcalcificações e nódulos e massas em gramas Silva (2012).

<i>Phantom</i>	Polioli/Pré-polímero	Microcalcificações e nódulos	Massa (g)
P01	1:0,095	Não ¹	182,96
P02	1:0,120	Não ¹	321,81
P03	1:0,142	Não ¹	457,57
P04	1:0,130	Materiais ²	432,75
P05	1:0,130	Materiais ²	495,87
P06	1:0,097 + 1:0,140	Materiais ²	650,17
P07	1:0,120 + 1:0,140	Materiais ²	750,17

¹ Não = não possui microcalcificações e nódulos.

² Materiais = PE, PMMA, PU, PA e silicone.

Fonte: Adaptado pela autora do trabalho de Silva; Melo, (2012).

A partir da caracterização do *phantom*, as imagens mamográficas foram adquiridas seguindo técnicas correspondentes presentes na literatura. O alvo e o filtro utilizados para a aquisição das imagens foram, para ambos, o Molibdênio (Mo), exceto para o *phantom* P05 com espessura comprimida de 69 mm, que utilizou o filtro de Ródio (Rh) (Silva; Melo, 2012).

Tabela 18 – Densidade de cada *phantom* caracterizado por Silva; Melo, (2012).

<i>Phantom</i>	Densidade (g/cm³)
P01	0,90
P02	1,15
P03	0,88
P04	1,05
P05	1,00
P06	1,10
P07	1,05

Fonte: Adaptado pela autora do trabalho de Silva; Melo, (2012).

Todos os *phantoms* desenvolvidos foram avaliados pelo exame clínico e pela obtenção de imagens radiográficas. O avaliador do exame clínico não tinha conhecimento das estruturas teste que estavam presentes em cada objeto simulador, e com base do laudo profissional utilizando o exame clínico de palpação, Silva; Melo, (2012) observou que os *phantoms* P02, P03, P04, P05, P06 E P07 apresentam uma similaridade em relação à textura da pele e do tecido glandular, o que facilita o exame mamográfico a detectar

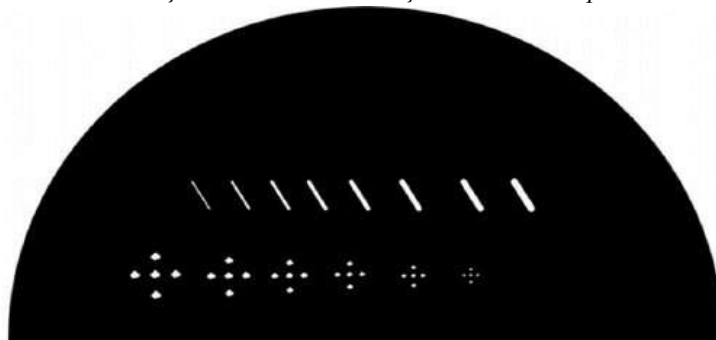
achados e microcalcificações para os *phantoms* P04, P05, P06 e P07. O objeto simulador P01 obteve semelhança com uma prótese de silicone, a qual não alcançou similaridade externa com a mama, enquanto os outros *phantoms* mostraram boa similaridade com a mama feminina (Silva; Melo, 2012).

III.5 *Phantom* desenvolvido por Alves; Maia, (2015)

Alves; Maia, (2015) desenvolveu um *phantom* em 2015. Para isso, foram feitos moldes com placas de PMMA, juntamente com estruturas testes utilizadas para simular microcalcificações, nódulos e fibras. Os materiais empregados na caracterização do *phantom* foram escolhidos segundo o coeficiente de atenuação. Os quais foram obtidos no *National Institute of Standards and Technology (NIST)* (Berger *et al.*, 2009).

Foram desenvolvidos três *phantoms*, denominados de *phantom* I-a, *phantom* I-b e *phantom* II. Para a fixação das estruturas testes, foram utilizadas a cera odontológica e uma mistura de parafina em gel e acrílico em pó. Eles foram confeccionados por fatias para que a espessura final conseguisse variar entre 2,5 cm e 4,5 cm. As microcalcificações foram simuladas com calcário, o qual foi fragmentado e passou por peneiras com furos de tamanhos 0,15; 0,212; 0,300; 0,425; 0,600; 0,850 e 1,70 mm. As fibras foram feitas com *nylon* com cinco diâmetros diferentes (0,35; 0,40; 0,60; 0,70 e 5 mm) e foram cortados em tamanho padrão de 1,5 cm (Alves; Maia, 2015). Nos *phantoms* I-a e I-b, as estruturas testes foram posicionadas segundo o gabarito presente na Figura 16.

Figura 16 - Distribuição das microcalcificações e fibras nos *phantoms* I-a e I-b.



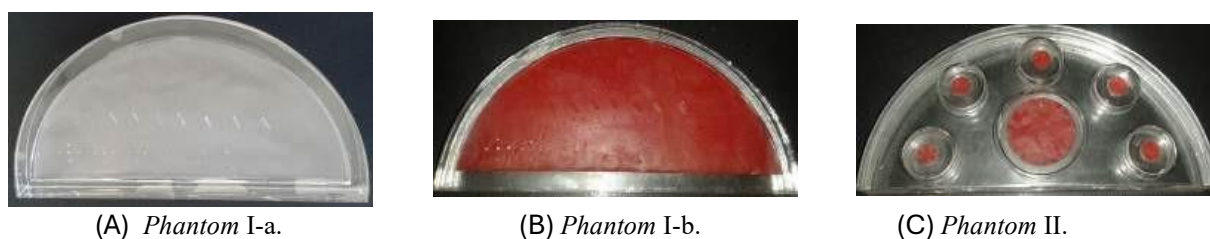
Fonte: Retirado de (Alves; Maia, 2015).

O *phantom* I-a foi preenchido com parafina em gel e 5 gramas (g) de acrílico em pó (mistura). Já os *phantoms* I-b e II com cera odontológica. O *phantom* II foram feitos orifícios para o posicionamento das estruturas testes. Na Figura 17 estão os três *phantoms* desenvolvidos por Alves; Maia, (2015).

Foram realizadas imagens radiográficas com os três *phantoms* com espessuras de 25 mm, 35 mm e 45 mm. As imagens dos *phantoms* I-a e I-b estão sendo mostradas na Figura 18 e Figura 19, respectivamente (Alves; Maia, 2015)

Com a análise das imagens obtidas com os *phantoms* I-a e I-b com espessura de 45 mm que é próxima à recomendada pelo ACR (*Mammography Accreditation Program*) de 42 mm, Alves; Maia, (2015) concluiu que os dois materiais que compõem ambos os *phantoms* (mistura e cera) são viáveis para a utilização na confecção dos *phantoms* de mama, seguindo as recomendações do ACR.

Figura 17 – *Phantoms* com as estruturas testes inseridos na mistura.



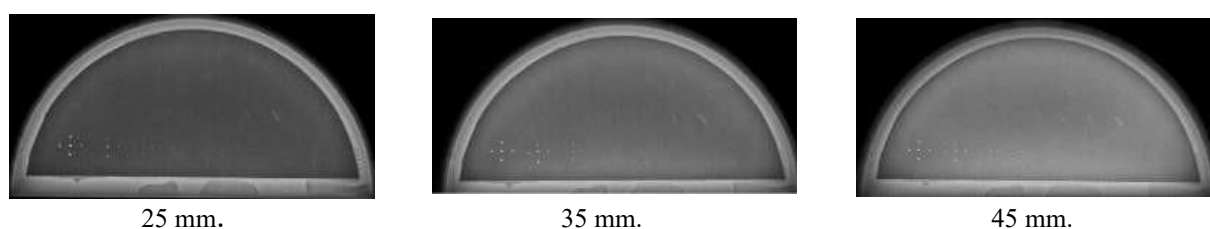
(A) *Phantom* I-a.

(B) *Phantom* I-b.

(C) *Phantom* II.

Fonte: Retirado de (Alves; Maia, 2015).

Figura 18 – Imagens radiográficas do *phantom* I-a com espessuras 25, 35 e 45mm.



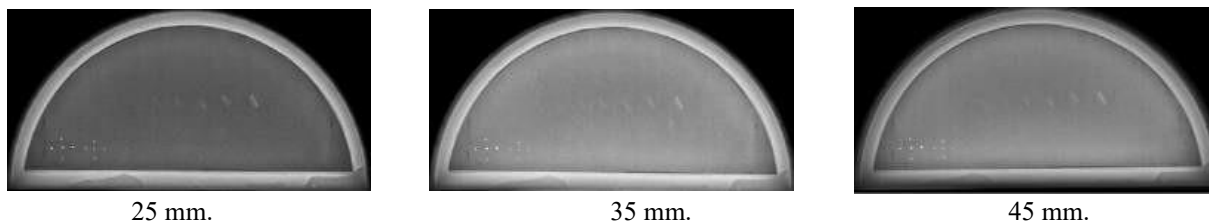
25 mm.

35 mm.

45 mm.

Fonte: Retirado de (Alves; Maia, 2015).

Figura 19– Imagens radiográficas do *phantom* I-b com espessuras 25, 35 e 45mm.



Fonte: Retirado de (Alves; Maia, 2015).

III.6 *Phantom* desenvolvido por Kiarashi et al., (2015)

No trabalho de Kiarashi *et al.*, (2015) foi feita a manufatura de dois modelos de objetos simuladores. Um deles virtual e o outro físico.

III.6.1 Modelo do objeto simulador virtual

Nesse modelo, os autores produziram o *phantom* de acordo com imagens segmentadas e processadas de um sistema dedicado à tomografia computadorizada da mama em várias classes de tecidos embasados na densidade glandular e pele (Kiarashi *et al.*, 2015).

As dimensões finais do tecido mamário comprimido foram de aproximadamente 17 x 10 x 4,5 cm. O modelo virtual foi fabricado em protótipo de *phantoms* físicos num estado comprimido para simular a mamografia e a tomossíntese (Kiarashi *et al.*, 2015).

III.6.2 Modelo do objeto simulador físico

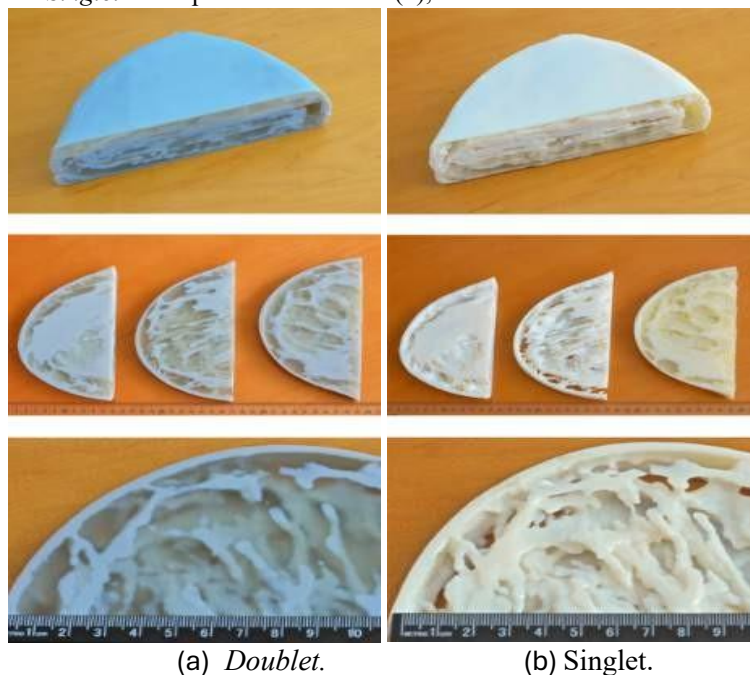
Foram desenvolvidos dois *phantoms* físicos denominados de *Doublet* e *Singlet*. Ambos foram projetados seguindo o modelo virtual em impressão 3D (Kiarashi *et al.*, 2015).

O *Doublet* foi fabricado com a impressão de dois materiais distintos ao mesmo tempo. O tecido fibroglandular e a pele foram representados juntos pelo material mais denso radiograficamente (*TangoGray* - Semi-Flexível cinza); o tecido adiposo foi representado pelo filamento menos denso radiograficamente (*TangoBlack* - Semi-

Flexível preto). Em comparação com o tecido mamário real, que possui sua glandularidade variando de 0 a 100 %, esse *phantom* ofereceu um alcance dinâmico de 28% (64% a 36%) de densidade em glandularidade. A fim de aumentar esse alcance dinâmico e o contraste em comparação com o *Doublet*, foi fabricado o segundo *phantom*, denominado de *Singlet* (Kiarashi *et al.*, 2015).

O *Singlet* foi feito com um material apenas para simular o tecido fibroglandular e pele. Posteriormente, o objeto simulador foi preenchido manualmente com três materiais diferentes, tecido equivalentes ao tecido adiposo, sendo eles manteiga-banha (criou um número considerável de bolsas de ar); cera (deixou lacunas de ar nas bordas quando se contraiu após o aquecimento) e resina (produziu bolhas de ar). Os 45 mm de espessura foram impressos em 3 fatias de 15 mm para facilitar o preenchimento e evitar as bolsas de ar. Para comparação, o *phantom Doublet* também foi feito da mesma maneira. Essa maneira de *desing* permitiu a adição de outras estruturas de teste entre as camadas em aproximadamente 15 e 30 mm de distância do detector de imagem (Kiarashi *et al.*, 2015). Na Figura 20 está a representação dos dois objetos simuladores físicos.

Figura 20 – *Phantom* de tecido mamário desenvolvido, o *Doublet* desenvolvido com dois materiais distintos (a) e o *Singlet* com apenas um material (b), ambos divididos em fatias de 15 mm cada.



(a) *Doublet*.

(b) *Singlet*.

Fonte: Retirado de (Kiarashi *et al.*, 2015).

O modelo virtual proporcionou mamografias simuladas de grande concordância com as mamografias do modelo físico. Comparando o sinal de uma mesma região dos

dois objetos simuladores físicos o *Singlet* possui um alcance dinâmico maior e um melhor contraste entre os tecidos adiposo e glandular. Porém, tendo em vista a complexidade da estrutura, bolsas e bolhas de ar foram encontradas dentro do simulador (Kiarashi *et al.*, 2015).

Para os dois modelos *Singlet* e *Doublet*, o resultado foi a fabricação de um *Phantom* permanente (Kiarashi *et al.*, 2015).

III.7 Estudo de Alssabbagh *et al.* (2017)

Alssabbagh, (2017) desenvolveu um estudo com nove materiais de impressora 3D para simular tecidos do corpo, comparando o coeficiente de atenuação mássico e a densidade do material. Os materiais analisados foram o ácido polilático (PLA), a acrilonitrila- butadieno-estireno (ABS), o policarbonato (PC), polietileno tereftalato glicol (PET-G), o elastómero termoplástico (TPE), termoplástico de poliuretano (TPU), poliestireno alto impacto (HIPS), Poliamida-Nylon (PA) e *Wood*. Os valores de composições foram colocados no *software XCOM photon cross-section database* (BERGER *et al.*, 2009) para calcular os coeficientes de atenuação mássicos de cada material citado. Em seguida, os resultados foram comparados com os valores dados pela ICRU n.º44 para cada órgão humano (Goldstone, 1990). Na Tabela 19 estão sendo apresentadas as composições dos polímeros obtidas no estudo. Já na Tabela 20 se encontram as densidades dos polímeros.

Tabela 19 – Composição química dos nove materiais avaliados como tecido equivalente na literatura e no trabalho de Alssabbagh, (2017) e suas densidades.

Material	C	N	O	Na	Mg	Al	Si	S	Cl	Outros ¹
TPE	96,71	—	2,69	0,13	—	0,11	—	0,13	0,09	0,13
Wood	61,48	—	37,65	—	0,26	—	0,47	—	0,15	—
PA	69,53	13,16	17,31	—	—	—	—	—	—	—
ABS	92,44	—	5,68	1,79	—	—	—	0,09	—	—
HIPS	97,88	—	1,88	0,11	—	—	—	—	0,13	—
PLA	54,76	—	44,99	—	—	—	—	0,13	—	0,12
TPU	66,63	8,98	24,13	—	—	0,06	0,10	—	—	0,09

(Continua)

(Continuação)										
PC	76,28	—	22,79	—	—	—	—	0,11	—	0,82
PETG	70,45	—	29,33	0,07	—	—	—	0,15	—	—

¹ Outros = Ca, K e Ti.

Fonte: Adaptado pela autora do trabalho de Alssabbagh, (2017).

Tabela 20 - Densidades dos materiais da impressora 3D.

Material	Densidade (g/cm³)
TPE	0,93
Wood	1,00
PA	1,16
ABS	1,05
HIPS	1,05
PLA	1,25
TPU	1,10
PC	1,21
PETG	1,27

Fonte: Adaptado pela autora de (Alssabbagh, 2017).

III.8 *Phantom* desenvolvido por Sousa (2018)

No trabalho de Sousa, (2018), os tecidos mamários simulados foram o parênquima mamário, nódulos e as microcalcificações. Esse objeto simulador foi baseado no trabalho de Stenberg (2010).

As microcalcificações foram simuladas utilizando osso cortical granulado com dimensões de 0,2 a 0,55 mm. Os nódulos foram simulados com placas de *nylon* em formato redondo, com diâmetros que variaram de 2 a 20 mm. Por fim, as fibras foram simuladas com placas de policarbonato com dimensões de 2 a 6 mm de largura.

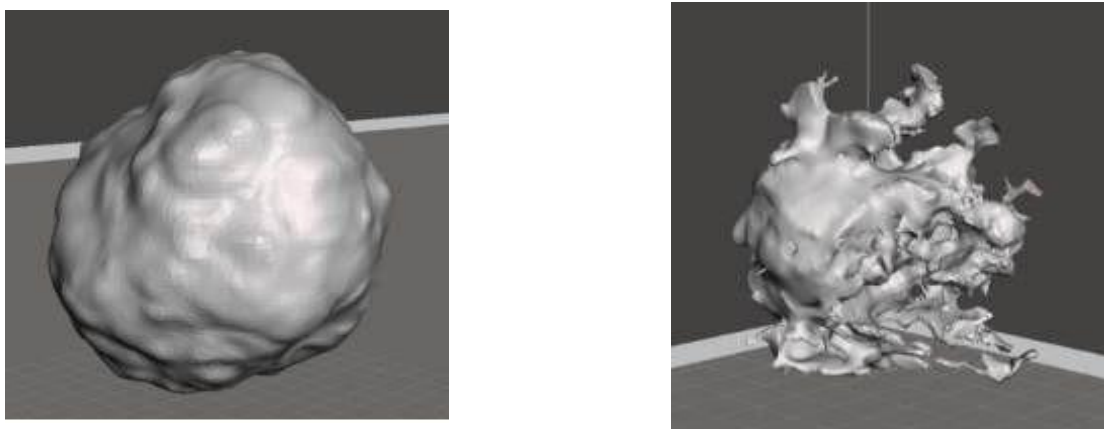
Para os nódulos foram utilizados materiais como a fibra de vidro (1,6 g/cm³), folhas de PVC e o próprio filme de PVC (ambos com densidade de 1,38 g/cm³). Os resultados dos estudos foram discutidos por Sousa; Siqueira; Schiabel, (2015) que concluíram a maior efetividade do filme PVC para a simulação dos nódulos, porém foi constatado a necessidade de uma simulação de nódulos mais realista pela facilidade de identificação das lesões simuladas em relação às reais, mesmo inseridas no fundo, não uniforme. Portanto, foram incluídas dois modelos tridimensionais para simular os

nódulos, um deles para simulação dos nódulos circunscritos e outro para nódulos espiculados.

O modelo circunscrito foi gerado tendo de base uma forma esférica de 10 mm que foi deformada, possibilitando garantir irregularidades no formato esférico, que torna o modelo mais realista (Sousa, 2018).

Para a forma espiculada foi utilizado um modelo obtido pela Embodi3D - *The Biomedical 3D Printing Community* (<https://www.embodi3d.com/>). Os dois modelos foram fabricados em dois tamanhos, $11,96 \times 12,78 \times 12,33 \text{ mm}^3$ e $4,56 \times 4,87 \times 4,70 \text{ mm}^3$ para o circunscrito, e $24,88 \times 43,44 \times 39,81 \text{ mm}^3$ e $5,00 \times 8,40 \times 8,01 \text{ mm}^3$ para o espiculado. As dimensões foram escolhidas a fim de obter os tamanhos mínimo e máximo das lesões benignas e malignas, sendo consideradas até 3,0 cm como nódulos e, acima disso, como massas (Sousa, 2018). Na Figura 21, se encontram os dois modelos em 3D das lesões. Na Figura 22, são apresentados os modelos obtidos com uma impressora 3D *Dimension Elite, Stratasys Ltd*, com filamento de ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno, densidade de $1,03 \text{ g/cm}^3$) com compactação máxima (espessura de camada de 0,178 mm) (Sousa, 2018).

Figura 21 – Modelo tridimensional de lesões. Esquerda: Lesão circunscrita; Direita: Lesão espiculada.



Fonte: Retirado de (Sousa, 2018).

Figura 22 - Modelos impressos para simular nódulos circunscritos e espiculados.



Fonte: Retirado de (Sousa, 2018).

III.9 Estudo de Ivanov *et al.* (2018)

No trabalho de Ivanov *et al.*, (2018), foi desenvolvida uma pesquisa comparativa entre vários materiais, que são geralmente utilizados no desenvolvimento de *phantoms*, para investigar se esses materiais são adequados para serem empregados como substitutos dos tecidos presentes na mama. Os autores consideraram a mama sendo composta de tecido adiposo, glandular e epitelial. Os materiais comparados são polímeros comuns e de baixo custo utilizados em impressoras 3D. Na Tabela 21 encontram-se os materiais utilizados por eles, com suas técnicas de impressão, sendo elas: a FDM (*Fused Deposition Modeling*) que utiliza polímeros termoplásticos e a SLA (*Stereolithography*) que utiliza resinas poliméricas na forma líquida.

Tabela 21 - Materiais utilizados, com as técnicas de impressão e sua densidade.

Material/ Tecido	Tec. de impressão	Densidade (g/cm ³)
ABS	FDM	1,019 ± 0,002
Brick	FDM	1,232 ± 0,003
Hybrid	FDM	1,227 ± 0,003
Nylon	FDM	1,111 ± 0,002
PET-G	FDM	1,236 ± 0,003
PLA	FDM	1,251 ± 0,003
PVA	SLA	1,097 ± 0,013
Black	SLA	1,183 ± 0,002

(continua)

(Continuação)		
Clear	SLA	1,180 ± 0,002
Flex	SLA	1,137 ± 0,003
Gray	SLA	1,175 ± 0,002
NDBase	SLA	1,190 ± 0,004
NDC+B	SLA	1,194 ± 0,004
NDcast	SLA	1,206 ± 0,004
NDSG	SLA	1,190 ± 0,004
Tough	SLA	1,181 ± 0,003
White	SLA	1,178 ± 0,002
Parafina	————	0,907 ± 0,002
Silicone duplo	————	1,152 ± 0,002
PMMA	————	1,193 ± 0,001

Fonte: Adaptado pela autora do trabalho de (Ivanov *et al.*, 2018).

Na Tabela 22 encontram-se as composições química dos tecidos, em porcentagem, que foram consideradas para a constituição da mama, ou seja, tecido adiposo e glandular; e os principais materiais ponderados para o estudo, que são o polietileno tereftalato glicol (PET-G), o ácido polilático (PLA), a acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS) e o polimetilmetacrilato (PMMA).

Tabela 22 – Composição química dos principais materiais utilizados e tecidos simulados e suas densidades.

Material/ Tecido	H	C	N	O	P	S	K	Densidade ¹
Tecido Adiposo	11,2	61,9	1,7	25,1	0,1	-	-	0,93
Tecido Glandular	10,2	18,4	3,2	67,7	0,5	-	-	1,04
PET-G	7,5	65,2	-	27,1	-	0,2	-	0,30
PLA	5,3	51,9	-	42,6	-	0,1	0,1	1,29
ABS	7,5	85,5	5,3	1,6	-	0,1	-	1,09
PMMA	8,0	60,0	-	32,0	-	-	-	1,19

¹ g/cm³

Fonte: Adaptado pela autora do trabalho de (Ivanov *et al.*, 2018).

Os coeficientes de atenuação linear foram determinados experimentalmente e comparados com os valores de referências presentes na literatura. Tanto as resinas estudadas, todas com a tecnologia de impressão SLA, quanto os polímeros PVA - Poli(acetato de vinila), *Hybrid* e PET-G, que possuem tecnologia de impressão FDM, possuem coeficientes de atenuação linear similares ao do tecido glandular; uma diferença inferior a 10%, ou seja, obtiveram resultados satisfatórios quanto à

simulação do tecido glandular, na faixa de energia de 30 a 60 keV. Já em relação ao tecido adiposo, o ABS possui uma diferença menor que 1,7% para 44 keV e 2,2% para 30 keV. Sabendo disso, o ABS se mostrou similar ao tecido adiposo. As resinas, *Hybrid*, PET-G e PVA são os melhores candidatos para reproduzir o tecido epitelial da mama, especialmente para energias de 45 keV e 60 keV. Em resumo, os materiais que possuem como base a resina, o *Nylon*, *Hybrid* e PET-G são os melhores para simular o tecido glandular e o epitelial da mama; e o ABS é o melhor para a simulação do tecido adiposo. Para o desenvolvimento de *phantoms* uma combinação entre resinas e o ABS seria o ideal para simulação de tecido adiposo e glandular.

Em resumo, das informações e dados obtidos neste capítulo, foi desenvolvida a Tabela 23 a fim de facilitar a compreensão sobre os materiais utilizados para a confecção dos objetos simuladores e estudos a respeito dos materiais candidatos a tecidos equivalentes. Na coluna Tecido contém as informações de qual tecido foi simulado ou avaliado no estudo. Nos estudos que resultaram na confecção de um objeto simulador, haverá uma marcação (*) na coluna "Referências".

Tabela 23 - Resumo de informações encontradas na literatura a respeito dos materiais considerados como candidatos a tecido equivalente humano.

Referência	Material	Tecido/Estruturas
Poletti; Gonçalves; Mazzaro, (2001)	Água, PMMA, <i>Nylon</i> , CIRS ¹ , PE, RMI	Adiposo e Glandular
Ferreira <i>et al.</i> , (2010)	CA, CV, Parafina, Bolus, CL, <i>Nylon</i> , Argila, PMMA, Pitch	Cerebral
Stemberg, (2010)*	Acrílico, <i>Nylon</i> e PC Parafina em gel, Osso cortical	Mamário, Nódulo, Microcalcificação e Fibra
Silva; Melo, (2012)*	PU, PE, PMMA, PA e Silicone	Mamário, Nódulos Microcalcificação
Alves; Maia, (2015)*	PMMA, Acrílico em pó CV, Calcário, <i>Nylon</i> Parafina em gel	Mamário, Nódulo, Microcalcificações e Fibra

(Continua)

(Continuação)

Kiarashi <i>et al.</i> , (2015)*	<i>TangoGray</i> , <i>TangoBlack</i> , Manteiga-banha, Cera, Resina	Pele, Glandular, Adiposo
Alssabbagh, (2017)	PLA, ABS, PC, PETG, TPE, HiPS, PA e <i>Wood</i>	Cérebro, Mamário, Lente dos olhos Coração, Fígado, Rim Testículos e Tireóide
Sousa, (2018)	PMMA, <i>Nylon</i> , PVC ABS, Parafina em gel e Hidroxiapatita granulada	Mamário, Nódulos Microcalcificação e Fibra
Ivanov <i>et al.</i> , (2018)	PETG, PLA, ABS e PMMA	Adiposo e Glandular

¹ *CIRS*: BR 30/70, *CIRS*: BR 50/50, *CIRS*: BR 70/30.

Fonte: Autoria própria, 2024.

CAPÍTULO IV

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo, serão abordadas a técnica de análises realizadas para a escolha dos materiais que simulariam cada um dos tecidos saudáveis que compõem a mama. Assim como algumas patologias, como o carcinoma ductal invasivo e microcalcificações tipo I e tipo II. Para isso, foram realizados diversos estudos com os materiais candidatos, entre eles, a análise de amostras de cada candidato a tecido equivalente para a obtenção das frações de massa dos elementos que cada um deles possui. Para simplificar e facilitar o estudo, os elementos considerados nesse estudo foram o carbono (C), nitrogênio (N) e oxigênio (O). Alguns outros elementos também foram encontrados em algumas amostras, porém foram desconsiderados devido à sua fração de massa extremamente baixa.

IV.1 Materiais Tecido-Equivalente

Com o intuito de fixação das estruturas teste, foram analisados diferentes candidatos a tecido equivalente ao tecido mamário, entre eles: duas ceras odontológicas de duas marcas distintas, cera de abelha, dois tipos de parafina, silicone. A análise das composições elementares por frações de massa de cada candidato foram feitas por EDS (Espectroscopia por energia dispersiva), feita por um equipamento acoplado ao Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) disponibilizado pela Rede de Laboratórios Multiusuários da UFU (RELAM), da Universidade Federal de Uberlândia, *campus* Santa Mônica, equipamento da marca Tescan, modelo VEGA 3 LMU observável na Figura 24. A técnica de obtenção das frações de massa será denominada de MEV/EDS nesse trabalho.

IV.1.1 Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Espectroscopia de Energia Dispersiva de Raios X (EDS)

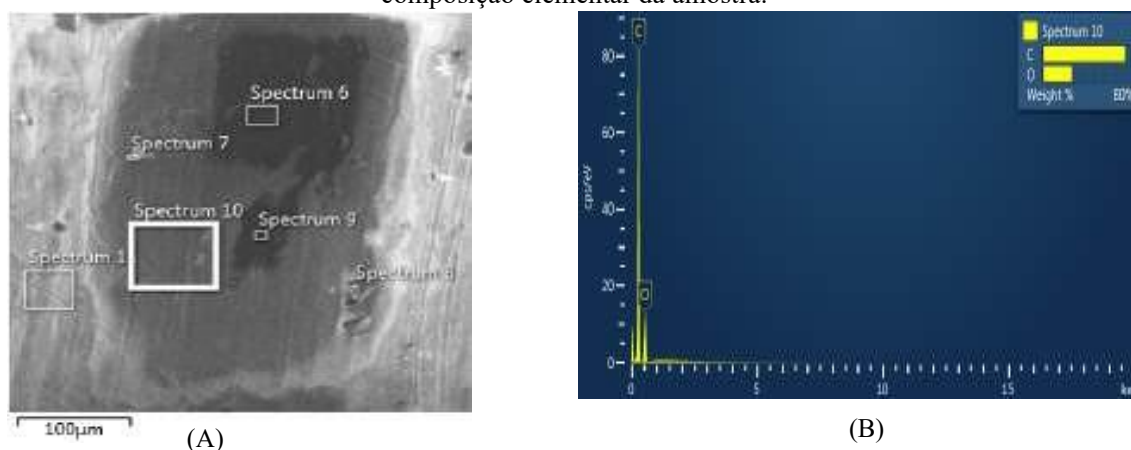
Ao realizar a análise por meio do MEV-EDS os resultados foram obtidos como é representado pela Figura 23, na qual é possível observar a maneira como os dados eram organizados quando medidos no equipamento. Na Figura 23(A) é possível verificar uma imagem magnificada da amostra em 500x. Como este não era o objetivo final para a análise das amostras, a informação não foi retirada dos dados obtidos.

Sabendo disso, as informações importantes para os resultados deste trabalho estão contidas nas Figuras 23(B) e 23(C), onde são apresentados os valores da composição elementar de cada candidato analisado no equipamento.

Na Figura 23(C), é possível notar uma Tabela contendo dados brutos sobre os elementos observáveis na amostra colocada no equipamento. Na coluna denominada de "Wt%" se encontram os valores almejados na análise, a qual representa o valor da fração de massa elementar presente no elemento representado pela primeira coluna da Tabela, denominada de "*Element*". No exemplo representado na Figura 23, o carbono contém 73,34% em fração de massa da amostra e o oxigênio um valor de 26,66%. Com essas frações de massas elementares, foi possível obter o valor dos coeficientes de atenuação mássico para os candidatos.

Essa análise foi utilizada em todas as amostras de interesse. Sendo elas, cera odontológica 7 e 9, de duas marcas distintas, denominadas de (CO7M1, CO7M2, CO9M1 e CO9M2), cera de abelha (CA), parafina (PA), silicone (SI), polietileno tereftalato glicol (PETG), ácido polilático (PLA), o acrilonitrila butadieno estireno (ABS), fibra de vidro (FV) e o policloreto de vinila (PVC).

Figura 23 - Captura de tela dos dados obtidos para cada amostra analisada no equipamento MEV-EDS. Neste caso, a amostra em questão é a cera de abelha. (A): Imagem da amostra com magnificação de 500x; (B) Mapa da composição elementar da amostra; (C): informações semiquantitativas da composição elementar da amostra.



Element	Line Type	Apparent Concentration	k Ratio	WT%	WT% Sigma	Standard Label	Factory Standard	Standard Calibration Date
C	K series	123.20	1.23205	73.34	0.24	C Vit	Yes	
O	K series	32.07	0.10792	26.66	0.24	SiO2	Yes	
Total:				100.00				

(C)

Fonte: Autoria própria, 2024.

Figura 24 – Esquerda: Equipamento utilizado para medida das frações de massa de cada amostra dos materiais candidatos. Direita: Amostras de cera de abelha, cera odontológica rosa 9, cera odontológica rosa 7, fibra de vidro, parafina e parafina em gel.



Fonte: Autoria própria, 2024.

IV.1.2 Cera odontológica

Foram analisadas quatro ceras odontológicas de diferentes modelos, a cera 7 e a cera 9 marca 1, denominadas de CO7M1 e CO9M1, respectivamente; cera 7 e cera 9 marca 2, CO7M2 e Cera 9M2, respectivamente.

Ambas possuem em sua composição parafina, vaselina, aromatizante e corante. É recomendado mantê-las em temperatura de 2 °C a 35 °C e afastadas de luz para sua conservação (DENTÁRIABRASIL, 2021). As ceras foram consideradas como candidatas devido a sua participação na composição de objetos simuladores contidos no mercado como, por exemplo, os comercializados pela CIRS denominados de *MAMMO 156 PHANTOM* (CIRS, 2023a), o *MAMMO 156D STEREO PHANTOM* (CIRS, 2023b) e o *MAMMO FFDM PHANTOM* (CIRS, 2023c).

Quatro amostras foram analisadas, uma de cada cera, a fim de obter a composição elementar para encontrar a mais adequada para a fixação das estruturas testes.

IV.1.3 Cera de abelha

A cera de abelha foi selecionada como possível candidata a tecido equivalente devido ao seu uso como material base em bolus em radioterapia (Islam *et al.*, 2020) e sua semelhança às ceras odontológicas. A cera denominada "Cera de abelha 1" é a obtida na literatura (Ferreira *et al.*, 2010), a "Cera de abelha 2" é a composição medida conforme o MEV/EDS que será apresentada posteriormente na seção de Resultados e Discussão.

IV.1.4 Parafina

Dois tipos de parafinas foram analisados, a em gel (parafina 1) e a composição em cera (parafina 2). Ela foi considerada uma candidata a tecido equivalente devido a estudos realizados anteriormente, como os de Sousa (2017).

IV.1.5 Silicone

O Silicone foi considerado como candidato a tecido equivalente por causa de sua facilidade de manuseio, modelação e baixo custo.

IV.2 Cálculo da densidade

Um meio de determinar a densidade é através da relação entre a massa e volume de alguma amostra, como observado na Equação 7. A unidade no sistema internacional de unidade da densidade é em quilograma por metro cúbico ($\frac{Kg}{m^3}$), porém as mais utilizadas são o grama por centímetro cúbico ($\frac{g}{cm^3}$) e o grama por mililitro ($\frac{g}{ml}$).

$$d = \frac{m}{V} \quad \text{Equação 7}$$

Sabendo disso, nesse trabalho a densidade será obtida através da Equação 7. A massa, em gramas (g), será obtida por meio de uma balança de precisão da marca *Shimadzu*. Já o volume será medido conforme a quantidade de água deslocada em uma proveta à medida que a amostra é inserida nela, da marca Vidrolabor®, ambos os instrumentos estão sendo representados na Figura 25.

O cálculo de suas densidades foi realizado, seguindo os passos:

1. Foram feitas 3 amostras diferentes de cada uma das ceras;
2. As massas das amostras foram medidas em uma balança analítica, dado o valor em gramas;
3. O volume foi medido em uma proveta, dado em cm^3 .

Após a obtenção das frações de massa elementares de cada uma das amostras/candidatos, foi obtido o coeficiente de atenuação mássico (MAC) para cada um dos candidatos à tecido equivalente através do *software XCOM program*, como descrito na seção de Revisão Bibliográfica, subcapítulo *The XCOM program*. Os resultados obtidos de MAC foram organizados em tabelas que estão sendo apresentados nos Anexos e gráficos que serão apresentados na seção de Resultados e Discussão.

Figura 25 – Equipamentos utilizados para a obtenção da densidade das amostras, (A) balança de precisão, para a medida de massa (g); (B) proveta, para a medida do volume em (ml).

(A) Balança, Shimadzu.



(B) Proveta, Vidrolabor.



Fonte: Autoria própria, 2024.

IV.3 Confeção de Corpos de Testes

Para a construção aditiva, tanto dos corpos de testes e protótipos desenvolvidos na pesquisa quanto na versão final do objeto simulador, foi utilizada a impressora 3D da marca *Ender V3 KE*.

IV.3.1 Corpo de Teste 1

O primeiro corpo de teste foi desenvolvido para a aquisição de imagens mamográficas dos materiais dos possíveis candidatos à estrutura de interesse (nódulos, microcalcificações e fibras) e tecido da mama composto com 50% tecido adiposo e 50% tecido glandular.

IV.3.1.1 Primeira Etapa

Para seu desenvolvimento, um suporte composto por 5 compartimentos foi impresso em PLA, como pode ser observado na Figura 26.

As estruturas de interesse posicionadas no suporte foram os modelos para representar nódulos, impressos em PLA com diferentes pigmentações e preenchimentos para avaliação aparente na imagem radiográfica, fios de *Nylon* com diâmetros variando de 0,20; 0,30; 0,40; 0,50; 0,60 e 0,80 mm para a simulação das fibras da mama; hidroxiapatita granulada com dimensões variando de 0,50 até 0,75 mm; e aparas de policloreto de vinila (PVC) com dimensões aleatórias para a simulação das microcalcificações (espalhadas de maneira aleatória nas regiões (1) e (4)), como pode ser observado na Figura 27. As regiões do corpo de teste 1 serão definidas e detalhadas a seguir.

Figura 26 – Suporte utilizado para preenchimento e deposição das estruturas de testes a serem analisadas no Corpo de Teste 1.



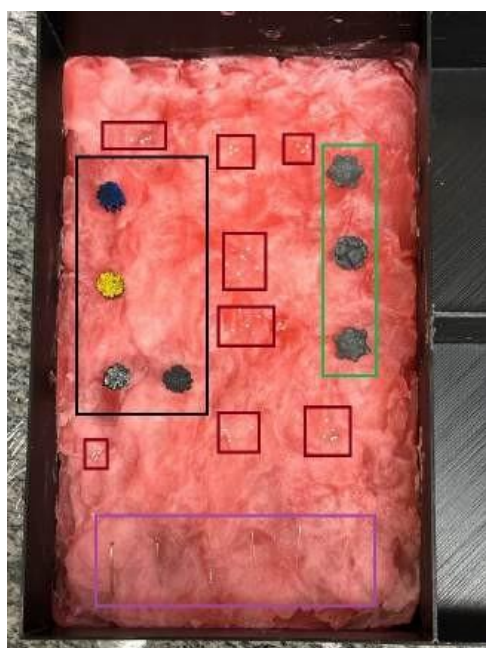
Fonte: Autoria própria, 2024.

IV.3.1.1.1 Região 1

Na Figura 27(A), no retângulo de cor preta, estão as estruturas para a simulação dos nódulos, cuja dimensão é de 8 mm de diâmetro e 6 mm de espessura, como pode ser observada na Figura 27(B) nas pigmentações definidas como: sem pigmentação, preto, dourado e azul; o *infill* em 100%. No retângulo verde, estão representadas as estruturas, também para a simulação dos nódulos com *infill* em 30%. Nos retângulos vermelhos, está a hidroxiapatita granulada posicionada de maneira aleatória no protótipo 1. E no retângulo em roxo estão os fios de *Nylon*, com 1,5 cm de

comprimento. O preenchimento da região, para simulação do tecido mamário, foi realizado utilizando cera odontológica 9 da marca 1.

Figura 27 – Estruturas posicionadas na região (1) do corpo de teste 1.



(A) Estruturas teste.



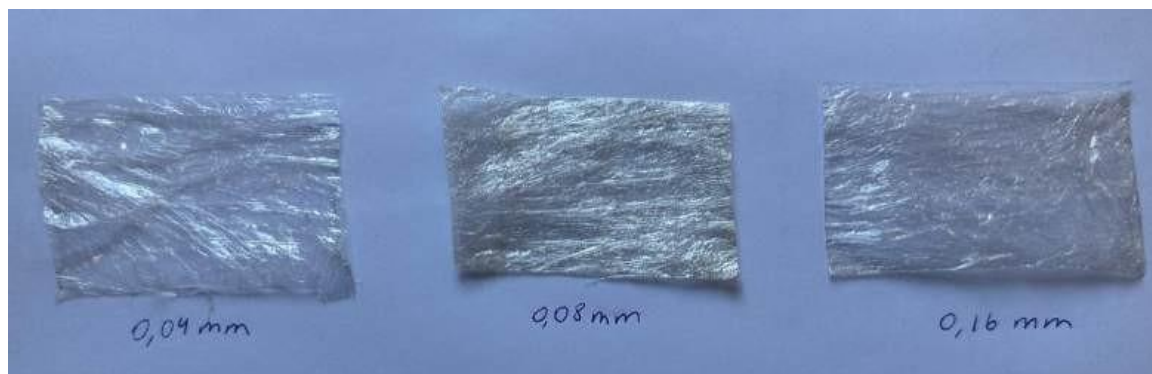
(B) Estruturas para simulação de nódulo.

Fonte: Autoria própria, 2024.

IV.3.1.1.2 Região 2, 3, 4 e 5

Nas regiões de número (2), (3) e (5) foram posicionadas materiais para a simulação de tecido glandular com folhas de PVC dobradas, que resultaram numa espessura de 0,04; 0,08 e 0,16 mm, respectivamente. Representadas na Figura 28. O preenchimento dessas regiões foi realizado por parafina em gel.

Figura 28 – Folhas de PVC dobradas para simulação de tecido glandular.



Fonte: Autoria própria, 2024.

Na região (4) foram posicionadas hidroxiapatita granulada com dimensões variando de 0,50 até 0,75 mm; assim como aparas de PVC para a simulação de microcalcificações. O preenchimento foi feito com cera odontológica 7 da marca 1.

O protótipo 1 foi desenvolvido visando avaliar o *infill* e a pigmentação que seriam utilizados na simulação dos nódulos, o preenchimento do fundo, ou seja, se a cera 7 e 9 possuíam diferença aparente na imagem mamográfica, a utilização do hidroxiapatita granulada e as aparas de PVC para a simulação das microcalcificações, e o desempenho dos fios de *Nylon* na imagem. Assim como, se as folhas de PVC dobradas conseguiram obter um bom aspecto de mama real em uma imagem de mamografia.

No total, para o preenchimento da região (1) foram utilizadas 359,81 g de cera odontológica 9; para a região (4) foram utilizadas 162,7 g de cera odontológica 7; para as regiões (2), (3) e (5) foram aplicadas 168,18 g para cada um dos compartimentos de parafina em gel.

IV.3.1.1 Segunda Etapa

Na segunda etapa foi realizada aquisição de imagens que serão apresentadas na seção de Resultado e Discussões. Para a avaliação quantitativa foram feitas imagens mamográficas no mamógrafo da marca *GE MEDICAL SYSTEMS*, disponível no Hospital Universitário Prof. Dr. Horácio Carlos Panepucci na cidade de São Carlos.

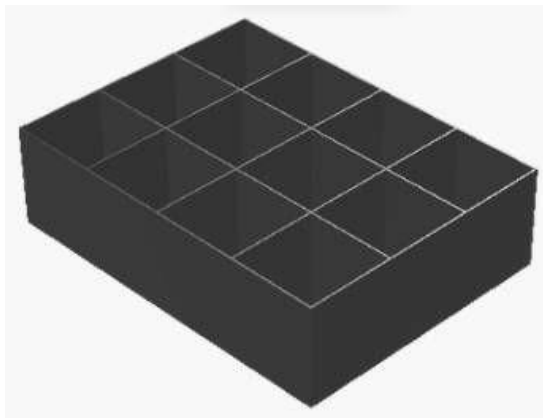
IV.3.2 Corpo de Teste 2

O segundo corpo de teste foi realizado com o intuito de obter o melhor candidato para o fundo (preenchimento da estrutura), o qual mais se aproxima no aspecto visual de imagem ao tecido mamário feminino determinado por 50% tecido adiposo e 50% tecido glandular para realização da simulação da parte do *phantom* que simula a mama real e aquele que mais se aproxima visualmente do tecido adiposo, do tecido glandular e das estruturas de testes para a parte do *phantom* que contém a parte de controle de qualidade.

IV.3.2.1 Primeira Etapa

Primeiramente, foi desenvolvido um suporte presente na Figura 29 para o posicionamento dos materiais candidatos e das estruturas de teste. O suporte contém doze (12) compartimentos, tendo o suporte todo $16 \times 12 \times 4,5 \text{ cm}$, e cada compartimento com uma dimensão de $(4 \times 4 \times 4,5) \text{ cm}$ de tamanhos iguais, nos quais foram colocados diferentes candidatos a tecido adiposo, tecido glandular e estruturas teste.

Figura 29 - Protótipo 2 com a respectiva numeração de cada região para teste.



(A) Suporte.

1	2	3	4
5	6	7	8
9	10	11	12

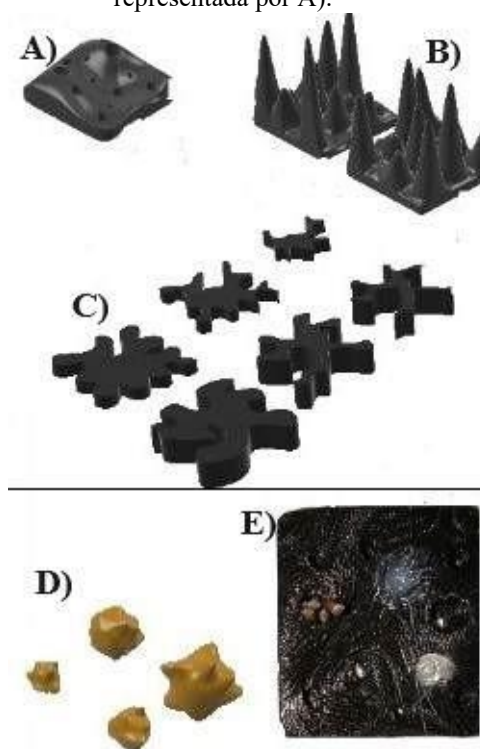
(B) Vista superior com a denominação de cada compartimento.

Fonte: Autoria própria, 2024.

IV.3.2.2 Segunda Etapa

Foram elaboradas estruturas para simulação de aspecto visual de tecido fibroglandular, nódulos, entre outros. As quais foram denominadas de modelos de prova e estão sendo separadas de acordo com seu formato, quantidade disponível, massa em gramas e com sua espessura, apresentados na Tabela 24. Os modelos foram divididos em formato com picos (FP), formato com borda aleatória nas cores preto e cinza (FBAP e FBAC, respectivamente), formato com protuberâncias e furos (FPF), nódulos circunscritos (NC) e espiculados (NE), silicone (Si), PETG, fibra de vidro (FV), aparas de PVC (PVC) e fio de nylon de 1 mm de diâmetro. As medidas de massa foram realizadas com balança digital que possui o erro instrumental igual a 1g. Todas as estruturas foram impressas em ácido polilático (PLA). Na Figura 30 encontram-se todas as estruturas impressas para possível simulação dos tecidos saudáveis e patológicos.

Figura 30 - Estruturas confeccionadas para a simulação de tecidos; A) Formato com protuberâncias e furos (FPF); B) Formato com picos (FP); C) Formato com borda aleatória cores preto e cinza (FBAP e FBAC); D) Nódulos circunscritos (NC) e Nódulos espiculados (NE); E) Vista de cima da estrutura representada por A).



Fonte: Autoria própria, 2024.

Tabela 24 – Modelos de estruturas de interesse para candidatos para a simulação de acordo com o formato e algumas de suas características.

Formato	Tamanho	Qº Unidades	Massa (g)	Espessura (cm)¹
FP	Único	3	23	4,5
FBAP	Maior	3	12	1,1
	Menor	6	6	1,1
FBAC	Maior	3	2	0,3
	Menor	6	<1	0,3
FPF	Menos furos	2	19	2,0
	Mais furos	2	13	2,0

¹ Espessura da estrutura no ponto de maior pico.

Fonte: Autoria Própria, 2024.

IV.3.2.3 Terceira Etapa

Logo em seguida, foram posicionadas as estruturas candidatas no suporte para teste. Para cada região foi designado uma numeração para facilitar a sua identificação como representado na Figura 29, definidos em compartimento 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11 e 12. A seguir estão as configurações utilizadas em cada um dos compartimentos. Nos compartimentos com números ímpares foram utilizados cera de abelha (CA) e nos com números pares utilizou-se cera 7 (Cera 7) para o preenchimento das regiões. Os compartimentos da estrutura foram preenchidos conforme a descrição a seguir.

1. Nos compartimentos 1 e 2 foram utilizados dois formatos com picos (FP) em cada um. Além do preenchimento em cera de abelha e cera 7, respectivamente.
2. Nos compartimentos 3 e 4, posicionaram-se duas formas com bordas aleatórias na cor preta (FBAP) e o preenchimento foi feito com cera de abelha e cera 7, respectivamente.
3. Nos compartimentos 5 e 6 foram usados um formato aleatório na cor preta grande e três formatos com bordas aleatórias na cor cinza em ambos os compartimentos. O preenchimento foi realizado com cera de abelha e cera 7, respectivamente.

4. Nos compartimentos 7 e 8, posicionaram-se dois nódulos, um de 12 mm e outro de 6 mm, em ambos os compartimentos. Além disso, fibra de vidro e aparas de PVC. O preenchimento foi feito com cera de abelha e cera 7, respectivamente.
5. Nos compartimentos 9 e 10 foi posicionado o formato com protuberâncias e furos (FPF), o modelo possuía furos nos quais foram inseridos alguns materiais para teste, como o silicone, o PETG e a fibra de vidro, representado na Figura 31. O preenchimento foi feito com cera de abelha e cera 7 respectivamente.
6. Nos compartimentos 11 e 12 foram colocados um formato com bordas aleatórias na cor cinza maior, fibra de vidro, aparas de PVC e fio de *nylon* com 1 mm de diâmetro.

O resultado do segundo corpo de teste desenvolvido está apresentado na Figura 32, na qual observa a coloração diferente da cera de abelha (amarelada) e da cera 7 (rosa). Além disso, é possível visualizar a deformação do acabamento das bordas do suporte devido à temperatura de manuseamento das ceras ao ser realizado o preenchimento dos compartimentos.

Figura 31 - Formato com protuberância e furos (FPF) com as estruturas em 1) PETG, 2) silicone e 3) fibra de vidro posicionadas nos furos.



Fonte: Autoria própria, 2024.

Figura 32 – Corpo de teste 2 já finalizado.



Fonte: Autoria própria, 2024.

IV.3.2.4 Quarta Etapa

O Corpo de Teste 2 foi submetido à imagens mamográficas, as quais foram realizadas em um hospital da rede particular de Uberlândia, Minas Gerais. O mamografo utilizado e da marca Siemens Mammomat Fusion.

IV.3.3 Corpos de Testes 3 e 4

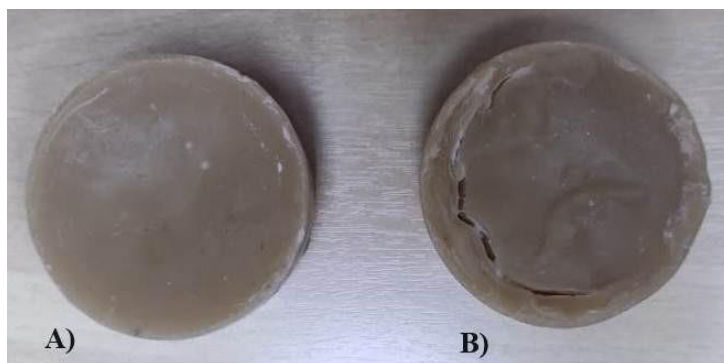
IV.3.3.1 Primeira Etapa

O corpo de teste 3 e o corpo de teste 4 foram desenvolvidos em um molde de alumínio circular com 6 cm de diâmetro e 4 cm de altura. Ambos os corpos de teste foram confeccionados com cera de abelha para avaliar o aspecto visual de uma mama real.

O corpo de teste 3 foi confeccionado com uma estrutura em formato com protuberâncias e furos (FPF) apresentada na Figura 30, aparas de PVC e 4 nódulos em PLA, sendo 2 deles espiculados e 2 deles circulares de 6 mm de diâmetro. Já no corpo de teste 4 foi produzido com fibra de vidro para simulação de tecido glandular e aparas de PVC para simulação de microcalcificação. Ambos os protótipos estão sendo apresentados na

Figura 33.

Figura 33 – A) Corpo de Teste 3; B) Corpo de Teste 4.



Fonte: Autoria própria, 2024.

IV.3.3.2 Segunda Etapa

Ambos corpos de testes foram submetidos à imagens mamográficas, as quais foram realizadas em um hospital da rede particular de Uberlândia, Minas Gerais. O mamografo utilizado é da marca Siemens Mammomat Fusion.

IV.3.4 Corpo de Teste 5

IV.3.4.1 Primeira Etapa

No corpo de teste 5 foram confeccionadas 12 retângulos, com diferentes espessuras de material de fundo (PLA), representado na Figura 34, preenchidos com (10, 15, 20 e 25 mm) cera de abelha e com diferentes padrões de preenchimento de impressão (concêntrico, linhas e espiral). As estruturas denominadas como corpo de teste 5 estão sendo apresentadas na Figura 34. Na cor preta, se encontra o padrão de preenchimento concêntrico, em azul o padrão espiral e em dourado o padrão em linhas. Dessa forma, foi avaliada a espessura de fundo de PLA que seria utilizada e qual o padrão de preenchimento que seria utilizado na confecção do *phantom*, para resultar numa maior uniformidade na imagem.

Figura 34 – Corpo de Teste 5 para avaliação de padrão de preenchimento e espessura de material do *phantom*, a espessura utilizada de PLA aumenta da esquerda para a direita na mesma fileira, cujas estruturas possuem a mesma pigmentação em sua região superior (preto, azul ou dourado).



Fonte: Autoria própria, 2024.

IV.3.4.2 Segunda Etapa

O corpo de teste 5 foi submetido à imagens mamográficas, as quais foram realizadas em um hospital da rede particular de Uberlândia, Minas Gerais. O mamografo utilizado é da marca *Siemens Mammomat Fusion*.

IV.4 Confeção de Protótipos

Conforme os resultados obtidos no desenvolvimento dos corpos de teste, foram confeccionados protótipos do objeto simulador mamográfico. Todos os protótipos foram submetidos ao AEC de exposição com o valor de compressão mínimo para realizar a exposição no equipamento. Para a análise de todas as estruturas denominadas como Mama Real, foram utilizados os 14 descritores de textura Haralick para a avaliação das imagens e a semelhança entre as imagens obtidas com mamas reais e aquelas obtidas com as estruturas desenvolvidas no decorrer desta sessão.

IV.4.1 Protótipo 1

IV.4.1.1 Primeira Etapa

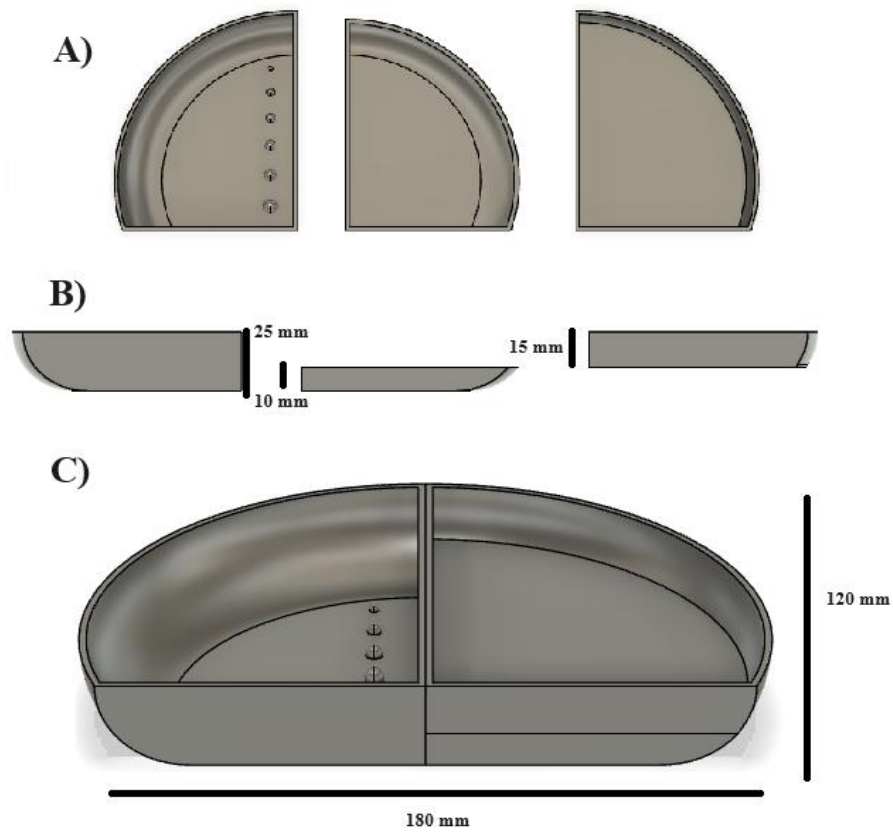
No protótipo 1 foram desenvolvidas estruturas com formato semicircular com uma angulação na lateral de 25°; os módulos foram definidos como Mama Controle de Qualidade - MCQ, Mama Real Inferior (MR.Inf), Mama Real Inferior Preenchida (MR.Inf.PR), Mama Real Superior (MR.Sup). Na Figura 35, é possível observar as estruturas mencionadas acima e as dimensões utilizadas em seu desenvolvimento. No módulo MCQ foram posicionadas esferas para a simulação de nódulos, com os diâmetros variando de 2,5; 4; 5; 6; 7 e 8 mm. Além disso, foram colocadas 6 linhas de *Nylon* com 1,5 cm de comprimento e diâmetros de 0,25; 0,4; 0,5; 0,6; 0,8 e 1 mm; foram feitos 4 clusters de microcalcificação com pedaços de hidroxiapatita granulada, dois deles variando suas espessuras de 0,25-0,55 mm e dois deles com 0,55-0,75 mm. O preenchimento desse módulo foi realizado com cera de abelha, na Figura 36, pode-se observar as estruturas teste já posicionadas.

Os módulos MR.Inf e MR.Inf.PR foram desenvolvidos com a mesma estrutura, porém o MR.Inf era composto apenas como um molde, no qual foi preenchido com a cera de abelha. Já o MR.Inf.PR é um modelo sólido composto apenas de PLA.

O módulo MR.Sup foi utilizado apenas como molde. Nele, foi desenvolvida uma estrutura com fibra de vidro com cera de abelha (MR.Sup 1) e outra composta de cera odontológica com folhas de PVC dobradas e fibra de vidro (MR. Sup 2).

Os parâmetros de impressão utilizados em todas as estruturas denominadas como Protótipo 1 foram: *infill* de 100%, o padrão do *infill* utilizado foi o de linhas e a altura da camada foi de 0,12 mm; a qual é denominada como a altura da camada na super qualidade de impressão.

Figura 35 – Protótipo 1. A) Visão superior das estruturas, denominadas da esquerda para a direita de: MCQ, MR.Inf, MR.Sup; B) Visão lateral; C) Protótipo encaixado com todos os módulos.



Fonte: Autoria própria, 2024.

Figura 36 – Protótipo 1 com as estruturas de teste posicionadas no módulo MCQ.



Fonte: Autoria própria, 2024.

IV.4.1.2 Segunda Etapa

Na segunda etapa, foi realizada a aquisição de imagens que serão apresentadas na seção de Resultado e Discussões. Para a avaliação quantitativa, foram feitas imagens radiográficas no mamógrafo da marca *GE MEDICAL SYSTEMS*, disponível no Hospital Universitário Prof. Dr. Horácio Carlos Panepucci na cidade de São Carlos.

Para a aquisição das imagens, foram feitos agrupamentos de estruturas para a avaliação do protótipo consoante a Tabela 25.

Tabela 25 – Descrição das aquisições de imagens realizadas com as estruturas denominadas de protótipo 1.

Nº	Composição
1	MCQ ¹
2	MR.Inf.PR ² + MR.Inf ³
3	MR.Inf.PR
4	MR.Sup 2 ⁴ + MR.Inf.PR
5	MR.Inf
6	MCQ + MR.Inf PR

¹MCQ – Mama Controle de Qualidade

²MR.Inf.PR – Mama Real Inferior Preenchido.

³MR.Inf – Mama Real Inferior.

⁴MR.Sup 2 – Mama Real Superior.

Fonte: Autoria própria, 2024.

Para a análise das regiões que são denominadas de Mama Real, utilizaram-se os descritores de textura de Haralick para a comparação com as imagens reais de mamografia e a obtenção da efetividade da simulação dos tecidos em uma imagem real de mamografia.

IV.4.2 Protótipo 2 – *Phantom Duo Cleópatra*

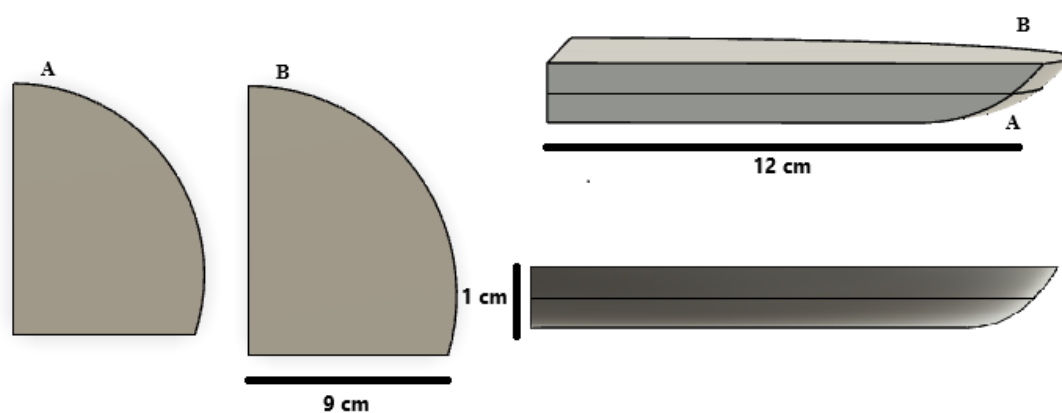
IV.4.2.1 Primeira Etapa

Já para o protótipo 2 foram confeccionadas estruturas denominadas de Mama Controle de Qualidade 2 (MCQ) e duas placas compostas de PLA com dimensões de 9 x

12 x 0,5 cm cada, representados na Figura 37, assim como na estrutura Mama Controle de Qualidade do protótipo 1, posicionaram-se esferas pigmentadas em dourado, como observado no corpo de teste 1, para a simulação de nódulos com os diâmetros variando de 2,5; 4; 5; 6; 7 e 8 mm; 6 linhas de *Nylon* com 1,5 cm de comprimento e diâmetros de 0,25; 0,4; 0,5; 0,6; 0,8 e 1 mm. Porém, além disso, no MMCQ também foi colocada uma escada, para avaliação de contraste, constituída de silicone baseada no modelo mostrado na Figura 38, com dimensões de 6,4 x 1,9 x 1,7 cm; e para a simulação das microcalcificações foram cortadas aparas de PVC com diferentes espessuras.

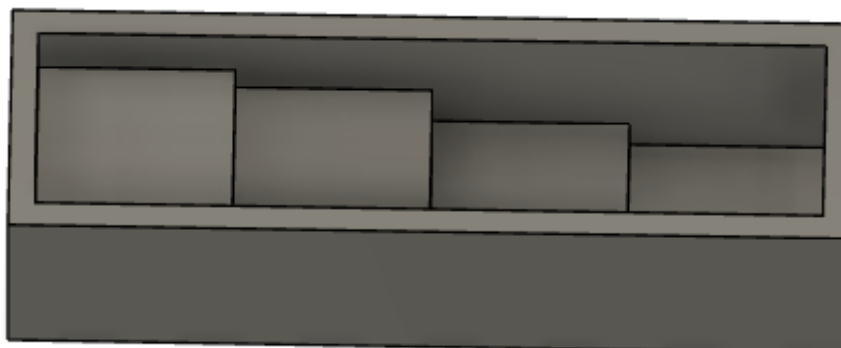
Os parâmetros de impressão utilizados em todas as estruturas denominadas como Protótipo 2 foram: *infill* de 100%, o padrão do *infill* utilizado foi o de linhas e a altura da camada foi de 0,10 mm para a estrutura A da Figura 37 e 0,16 mm para B da Figura 37.

Figura 37 – Formato desenvolvido para o protótipo 2



Fonte: Autoria própria, 2024.

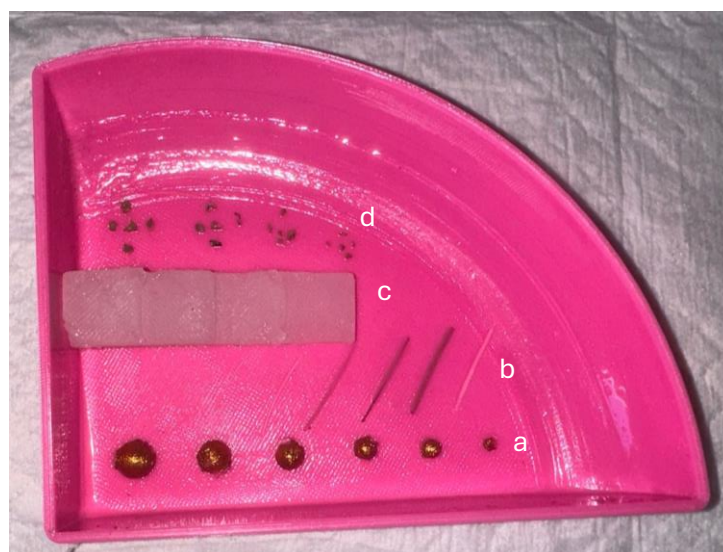
Figura 38 – Modelo confeccionado para o desenvolvimento da escada para a avaliação de contraste.



Fonte: Autoria própria, 2024.

Na Figura 39 consta o gabarito das estruturas que foram posicionadas no MCQ 2. Na qual, em ‘a’ estão as estruturas para a simulação dos nódulos, ‘b’ os fios de nylon para a simulação das fibras, ‘c’ a escada para avaliação de contraste e ‘d’ as aparas de PVC para as microcalcificações.

Figura 39 – Gabarito com todas as estruturas posicionadas no formato MCQ 2 do protótipo 2.



Fonte: Autoria própria, 2024.

IV.4.2.2 Segunda Etapa

O protótipo 2 foi submetido à imagens mamográficas, as quais foram realizadas em um hospital da rede particular de Uberlândia, Minas Gerais. O mamografo utilizado é da marca *Siemens Mammomat Fusion*.

IV.5 Confeção do *Phantom* Cleópatra

IV.5.1 Primeira Etapa

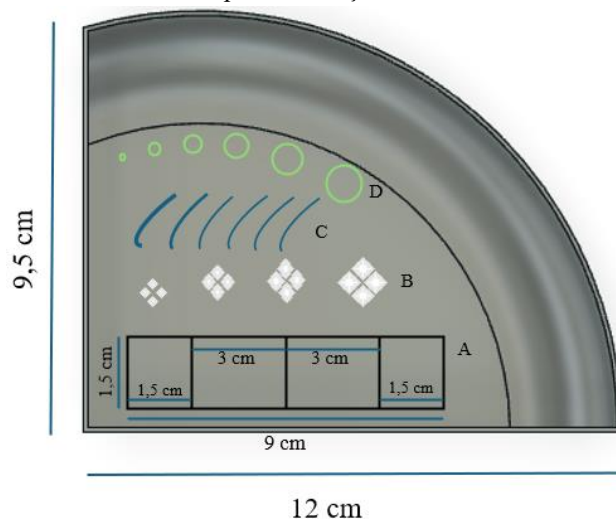
Para a confecção do objeto simulador, foram feitos moldes de gesso para a manipulação da cera derretida (em alta temperatura). Para isso, estruturas para a impressão do objeto simulador no gesso foram desenvolvidas em PLA na impressora 3D. Na a mistura de gesso, foram utilizadas aproximadamente 250 gramas de gesso para 100 ml de água.

A partir disso, com o molde já seco, as estruturas de teste foram posicionadas no compartimento denominado Controle de Qualidade, e estão sendo listadas a seguir:

- Esferas de 2,5; 4; 5; 6; 7 e 8 mm de diâmetro em PLA, para a simulação de nódulos.
- Aparas de cano PVC de diferentes tamanhos, para a simulação das microcalcificações.
- 6 linhas de *Nylon* com 1,5 cm de comprimento e diâmetros de 0,25; 0,4; 0,5; 0,6; 0,8 e 1 mm, para a simulação de fibras.
- Escada de alumínio para avaliação de contraste com dimensões de 9 cm de largura, 1,5 cm de comprimento e a maior altura que varia de 1,5; 1,0; 0,5 e 0,25 cm cada um dos degraus.
- Para o preenchimento do compartimento utilizou-se 144 g de cera de abelha a uma temperatura de aproximadamente 70 °C.

Na Figura 40, encontra-se o gabarito do posicionamento das estruturas de teste no molde de Controle de Qualidade com dimensões de (9,5 x 12 x 2,5) cm.

Figura 40 – Gabarito do compartimento denominado de Controle de Qualidade; A – Escada para avaliação da escala de contraste, B – Aparas de PVC para a Microcalcificações, C – fios de Nylon, D – Esferas para simulação de nódulos.



Fonte: Autoria própria, 2024.

Além do molde citado anteriormente, outro foi feito para a confecção do compartimento denominado como Mama Real (MR), seguindo o mesmo procedimento de manipulação do gesso para o Controle de Qualidade. Um exemplo de moldes em gesso está sendo representado pela Figura 41.

Figura 41 – Molde desenvolvido em gesso para posicionamento das estruturas de teste

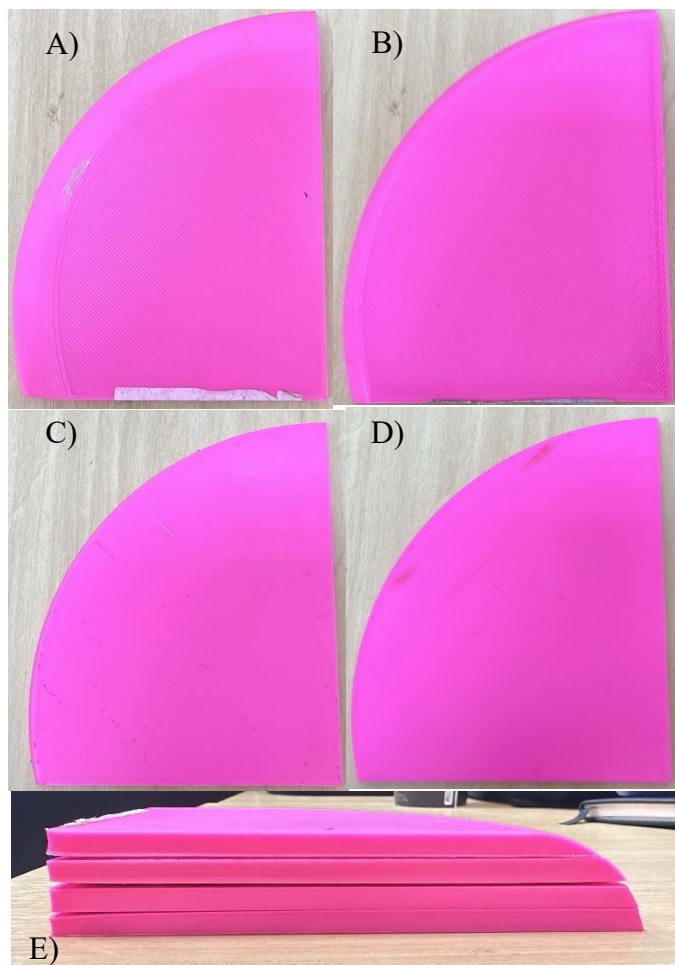


Fonte: Autoria própria, 2024.

Outras estruturas desenvolvidas para compor a parte de controle de qualidade foram quatro placas de PLA impressas com 100% de *infill*, altura de camada 0,12 mm e o padrão do *infill* utilizado foi o de linhas. Elas foram denominadas de Tampa CQ1,

Tampa CQ2, Tampa CQ3 e Tampa CQ4, a junção de todas elas resulta em uma estrutura de (9,5x12x2) cm. As quais estão sendo representadas na Figura 42.

Figura 42 – Estruturas integrantes do objeto simulador destinado a controle de qualidade. A) Tampa CQ1, B) Tampa CQ2, C) Tampa CQ3, D) Tampa CQ4 e E) Estruturas agrupadas.



Fonte: Autoria própria, 2024.

A estrutura, denominada de Tampa CQ está sendo representada pela Figura 42 E), a qual é composta pelas quatro placas de PLA citadas anteriormente.

Para a parte do objeto simulador que irá representar o aspecto real da mama, estruturas desenvolvidas nos protótipos foram agregadas à composição final do *phantom*. Sendo elas a estrutura denominada de Mama Real Superior 1 (MR. Sup.1) descrita na sessão IV.4.1 Protótipo 1, estrutura composta de fibra de vidro com cera de abelha e o módulo, do mesmo protótipo, denominado de Mama Real Inferior (MR.Inf), composta

de cera de abelha. Além disso, existem outras duas estruturas que podem servir como substitutas da MR.Sup.1 na composição do objeto simulador foram desenvolvidas. Ambas utilizam o mesmo molde que foi utilizado e descrito na sessão do protótipo 1 para o desenvolvimento da estrutura MR.Sup 1. A primeira, denominada de MR.Sup.3, foi composto por folhas de PVC dobradas 12 vezes cobrindo todo o volume do molde e fibras de vidro posicionadas de maneira aleatória no volume da estrutura. A outra, denominada de MR.Sup.4 é composta de uma mistura de parafina em gel com cera de abelha. As quantidades utilizadas nessa estrutura foram de, aproximadamente, 48,87g de cera de abelha com 21,73 g de parafina em gel. A dimensão dessas três estruturas, denominadas de Mama Real Superior (MR. Sup.) é de (9 x 12 x 1,5) cm. Para todas as três estruturas, a cera de abelha foi utilizada como material de preenchimento.

Finalmente, um corpo denominado de Tampa MR. foi desenvolvido com dimensões de (9,5 x 12 x 2) cm, nele foram posicionadas fibras de vidro de maneira aleatória e duas estruturas para a simulação de nódulos, uma com 12 mm de diâmetro para simulação de nódulo circunscritos e a outra com 3 cm com maior distância entre uma ponta e outra.

IV.5.2 Segunda Etapa

O *Phantom* Cleópatra foi submetido a imagens mamográficas, as quais foram realizadas em um hospital da rede particular de Uberlândia, Minas Gerais. O mamógrafo utilizado é da marca *Siemens Mammomat Fusion*. Para a organização das estruturas na imagem, foram feitos alguns agrupamentos para a composição do objeto simulador que está sendo expressa na Tabela 26.

Tabela 26 – Composição do objeto simulador e ordem de realização das imagens.

Imagem	Composição
A	CQ ¹ +PLA e MR.Inf ² +MR.Sup ³ +Tampa MR ⁴
B	CQ+PLA

(Cotínua)

(Cotinuação)

C	PLA
D	CQ
E	MR. Inf. e MR. Sup 4 + Tampa MR
F	MR. Inf. e MR. Sup 1 + Tampa MR
G	Tampa MR

¹CQ – Controle de Qualidade

²MR.Inf. – Mama Real Inferior.

³MR.Sup – Mama Real Superior 3.

⁴Tampa MR – Tampa Mama Real.

Fonte: Autoria própria, 2024.

Além disso, para a validação da parte do objeto simulador de Controle de Qualidade, uma imagem do *phantom CIRS - 011A* também foi realizada para possibilitar a comparação, permitir a sua validação e verificar a boa qualidade do equipamento utilizado. Para o Cleópatra Mama Real, foram feitas curvas gaussianas dos 14 descritores de Haralick de 78 imagens do Cleópatra Mama Real e 78 imagens de mama reais.

CAPÍTULO V

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo, serão apresentados os resultados obtidos na pesquisa. A análise dos dados a respeito dos materiais e tecidos analisados, a discussão de cada corpo de teste e os protótipos desenvolvidos para a obtenção da versão final do objeto simulador mamográfico.

V.1 Composição elementar medida pelo MEV/EDS

A composição química elementar das amostras consideradas como tecido equivalentes estão sendo apresentadas a seguir na Tabela 27. Por meio dessa composição das amostras, foi possível obter o coeficiente de atenuação mássico de cada uma delas. Para, com isso, obter o material mais adequado para a fixação das estruturas testes. Os resultados obtidos no MEV/EDS foram dispostos em fração de massa de cada elemento, em porcentagem, presente em cada uma das amostras.

Tabela 27 – Composição elementar dos demais materiais analisados pelo EDS.

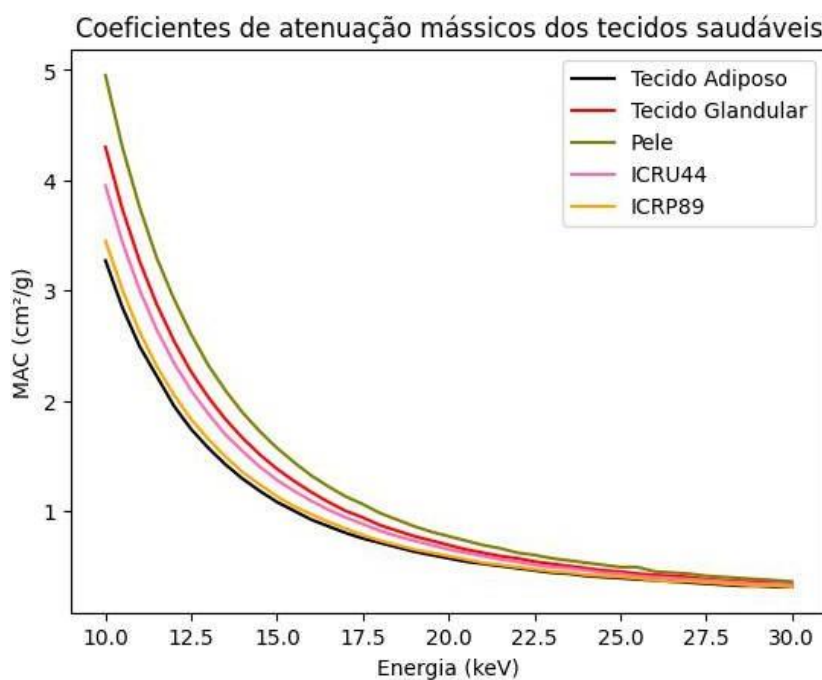
Material	C (%)	O (%)	Si (%)	Cl (%)
CO9M1	95,2	4,5	—	—
CO7M1	99,9	0,1	—	—
CO9M2	85,6	14,4	—	—
CO7M2	84,2	15,8	—	—
CA	79,32	20,6	—	—
Parafina em gel	100	—	—	—
Parafina em cera	100	—	—	—
Silicone	72,6	20,8	—	—
PETG	71,3	28,8	—	—
PLA	54,8	44,2	1,4	—
ABS	80,6	19,4	—	—
FV	30,7	46,1	12,8	5,8
PVC	61,7	5,7	—	32,6

Fonte: Autoria própria, 2024.

V.2 Curvas de coeficientes de atenuação mássicos das composições dos materiais e tecidos encontrados na literatura

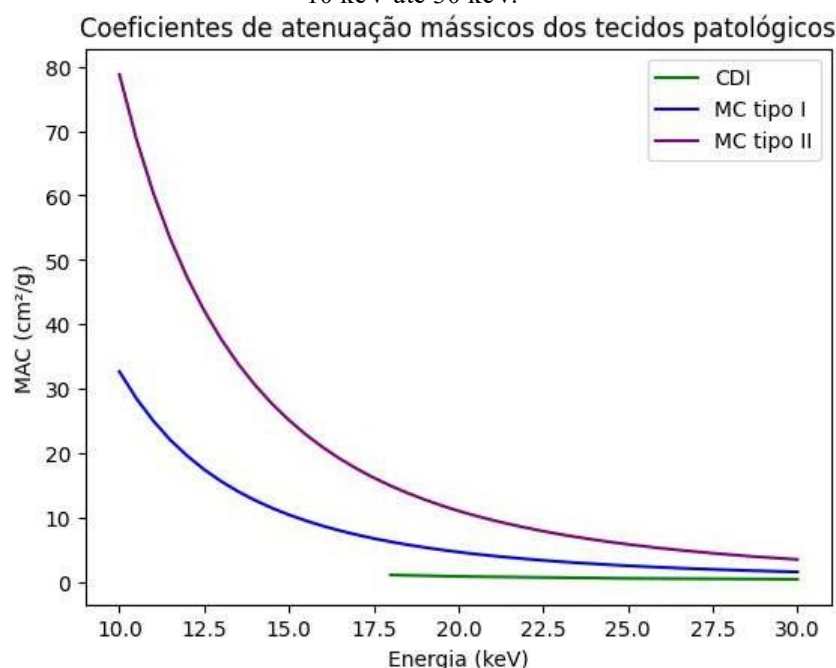
Segundo os dados apresentados na seção de Revisão da Bibliografia, os tecidos saudáveis de interesse são o tecido glandular, adiposo, pele, composição da mama segundo a ICRU n.º44 e a composição da mama segundo IRCP n.º89. Sabendo disso, no Gráfico 1 estão dispostas as curvas de coeficientes de atenuação mássicos (MAC) para a faixa de energia de 10 a 30 keV para os tecidos saudáveis da mama. Por outro lado, no Gráfico 2 estão os coeficientes encontrados para os tecidos patológicos, sendo eles: o carcinoma ductal invasivo (CDI), microcalcificações tipo I e tipo II para a mesma faixa de energia.

Gráfico 1 - Coeficientes de atenuação mássicos para os tecidos saudáveis que compõem a mama na faixa de energia de 10 keV até 30 keV.



Fonte: Autoria própria, 2024.

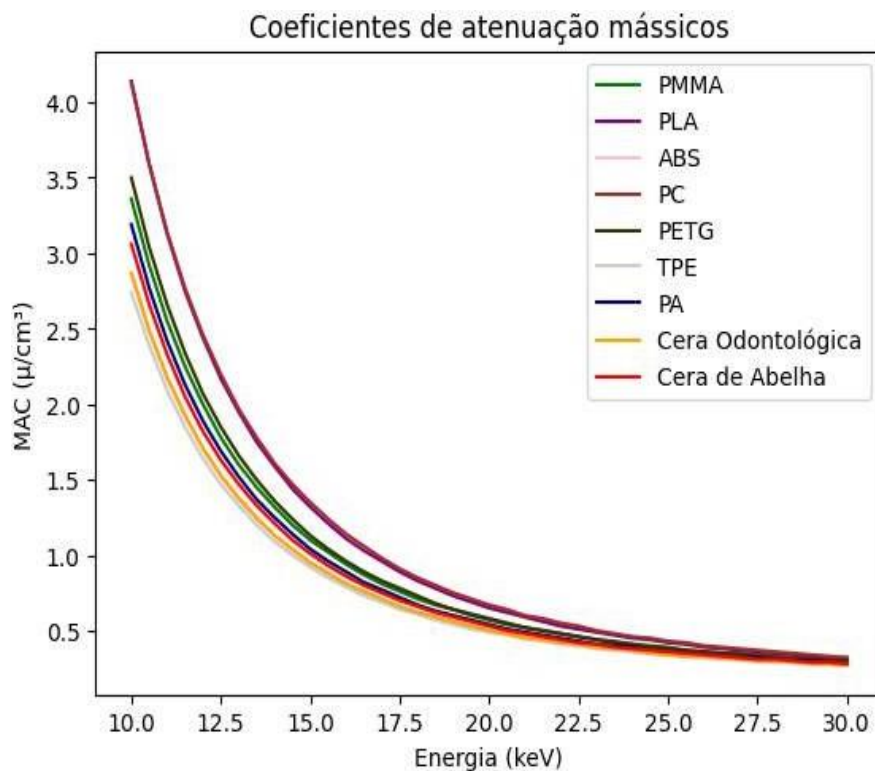
Gráfico 2 – Coeficientes de atenuação mássicos para os tecidos patológicos para a faixa de energia de 10 keV até 30 keV.



Fonte: Autoria própria, 2024.

Além disso, na literatura foram obtidos diversos materiais também considerados como candidatos a tecido equivalente dos tecidos da mama e das patologias. As frações de massa dos elementos químicos, para cada um deles, foram apresentadas no Capítulo 3 - Estudo da arte. Dentre os materiais propostos, aqueles que possuíam maior facilidade de compra e melhores valores para a construção de um objeto simulador reprodutível e de baixo custo, foram utilizados para plotar o Gráfico 3.

Gráfico 3 – Coeficientes de atenuação mássicos dos materiais apresentados na literatura como candidatos à tecido equivalente.



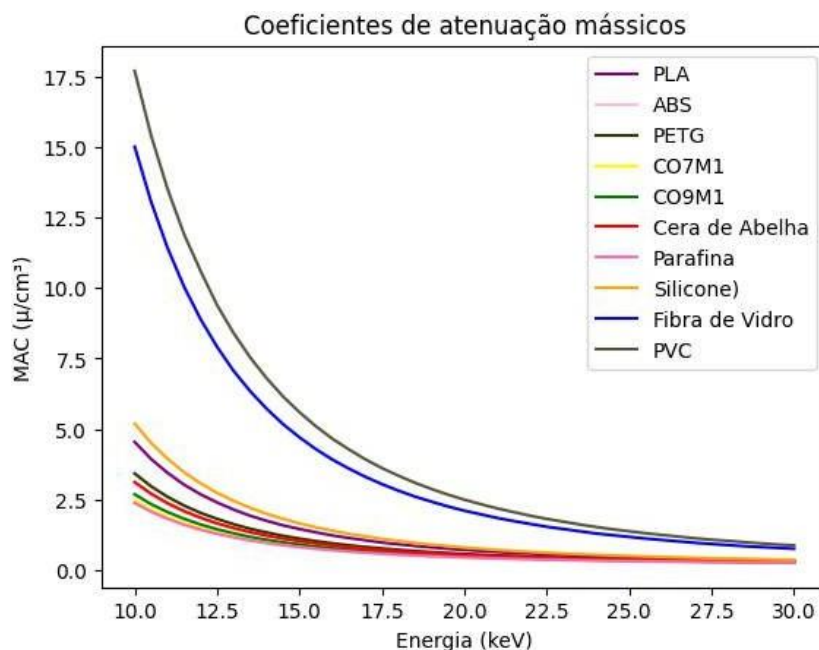
Fonte: Autoria própria, 2024.

V.3 Curvas de coeficientes de atenuação mássico dos materiais medidos

Posteriormente à obtenção da composição elementar de cada material candidato como descrito na seção de Materiais e Métodos, foram obtidos seus coeficientes de atenuação mássicos para a faixa de energia de 10 a 30 keV que estão presentes no APÊNDICE A, faixa na qual é englobada a energia que geralmente é utilizada em mamografia de 17 a 25 keV (Bushberg; Boone, 2011) No APÊNDICE B, estão os coeficientes de atenuação mássicos de cada tecido mamário de interesse, segundo a composição da ICRP n.º89 e da ICRU n.º44 (Goldstone, 1990; Valentin, 2002).

Os coeficientes de atenuação mássicos (MAC) obtidos através das composições elementares das amostras analisadas no MEV/EDS estão presentes na Gráfico 4. Para os MAC das ceras odontológicas 7 e 9, foram representados apenas da marca 1, porque todos possuíam os coeficientes aproximadamente iguais.

Gráfico 4 - Coeficientes de atenuação mássicos de todas as amostras medidas no MEV/EDS.



A fim de determinar qual o material melhor se enquadra em cada tecido de interesse, foi montada a Tabela 28, onde são representadas em porcentagem média de diferença entre os coeficientes de atenuação mássicos dos materiais candidatos e os tecidos de interesse a serem simulados. Assim, os valores apresentados correspondem à similaridade média que o material candidato para a simulação possui do tecido que almeja ser representado no objeto simulador. Além disso, quanto mais próximo os valores apresentados na Tabela 28 estão de "0" mais satisfatório é a sua aproximação com o tecido quando submetido à interação da radiação ionizante com a matéria.

Tabela 28 - Diferença média entre os coeficientes de atenuação mássicos dos candidatos à tecido equivalente e os tecidos de interesse para a simulação em porcentagem (%).

Tecido/Material	CO7	CO9	CA	Pa	SI	PETG	PLA	ABS	FV	PVC
Tec. Adiposo	-10,5	11,5	-6,9	-22,3	39,0	-0,5	24,0	-7,30	264,0	331,0
Tec. Glandular	-25,9	-26,8	-22,9	-35,5	14,7	-17,7	2,5	-23,3	198,4	252,4
ICRU44	-21,5	-22,4	-18,3	-31,7	21,7	-12,8	8,7	-18,7	217,1	274,6
ICRP89	-13,4	-14,4	-9,8	-24,7	34,7	-3,7	20,3	-10,3	251,9	315,8
Pele	-33,4	-34,1	-30,7	-41,9	2,9	-26,1	-8,0	-31,0	198,4	252,4
CDI	-33,6	-34,2	-31,3	-40,8	-2,4	-27,4	-11,9	-31,6	140,2	182,7

(Continua)

(Continuação)										
MC tipo I	-88,0	-88,2	-87,6	-89,5	-81,8	-86,8	-83,7	-87,7	-53,6	-45,3
MC tipo II	-94,9	-95,0	-94,8	-95,6	-92,3	-94,4	-93,1	-94,8	-80,5	-76,9

Fonte: Autoria própria, 2024.

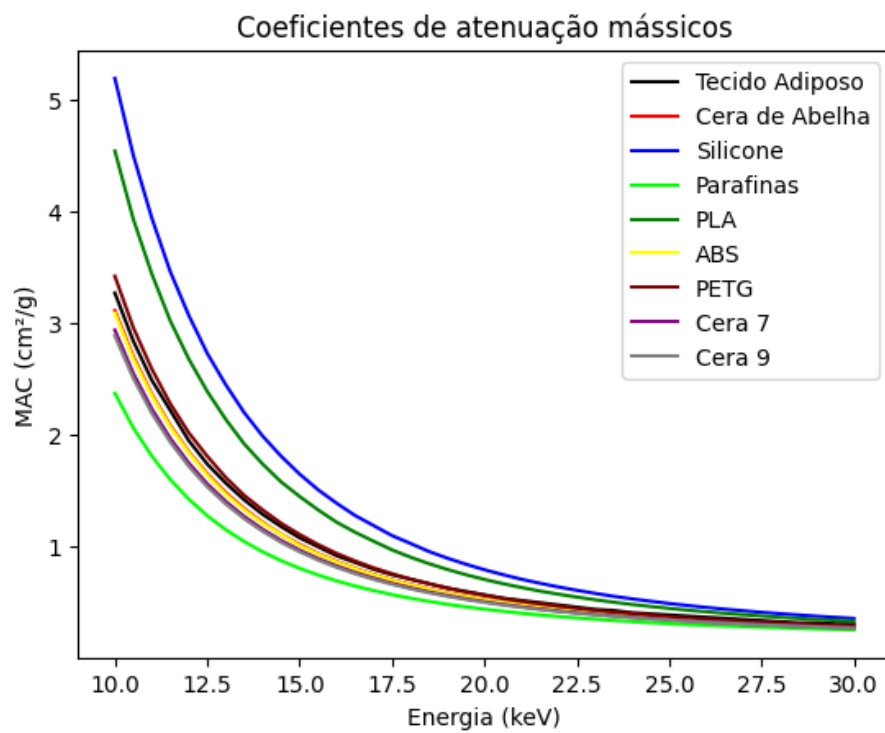
Dessa maneira, para o tecido adiposo, todos os materiais, exceto o FV (264,0%) e o PVC (331,0%), possuíram uma certa similaridade, com diferença de até 10%, porém, aqueles que mais se aproximaram foram o PETG com -0,5% de diferença média e a cera de abelha (CA) com -6,9%. Já para o tecido glandular, o material que mais se assemelha é o PLA com 2,5% e o que menos se assemelha é PVC com 252,4%.

Para a composição da mama, segundo a ICRU n.º44, os materiais mais próximos foram o PLA com 8,7% e o PETG com -12,8% de diferença; o material com menor similaridade foi o PVC com 274,6%. Já para a composição da mama, segundo a ICRP n.º89, os melhores materiais foram o PETG com -3,7%, a CA com -9,8% e o ABS com -10,3%; diferentemente do PVC que obteve uma diferença de 315,8%, a segunda maior da análise, ficando atrás apenas da diferença com o tecido adiposo. A pele possuiu melhor similaridade com o Silicone (SI) com 2,9% e o PLA com -8,0%.

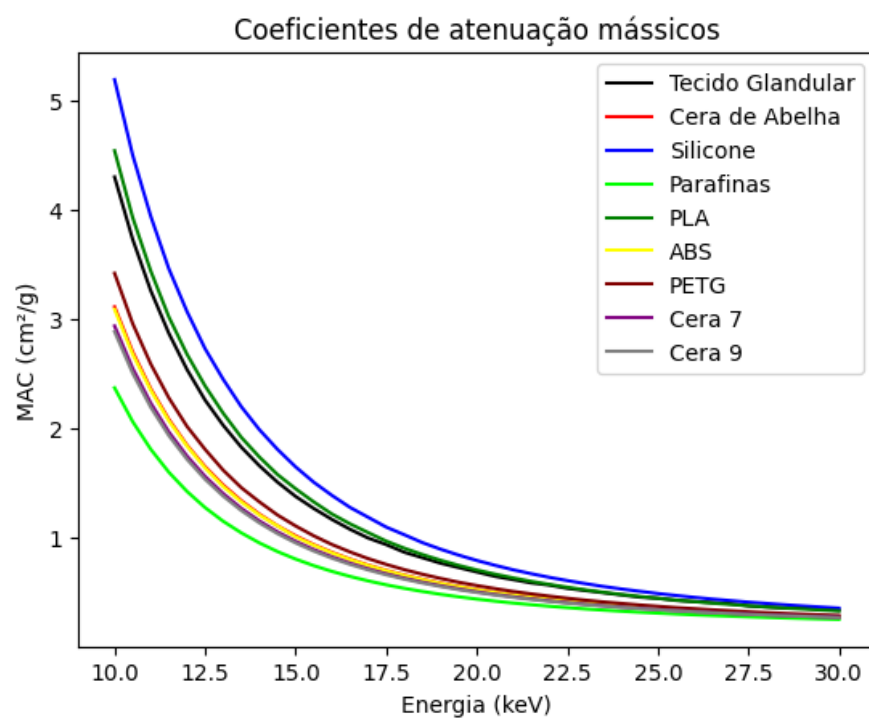
Nos tecidos patológicos, para o CDI (carcinoma ductal invasivo) os melhores materiais foram o Silicone com -2,4% e o PLA com -11,9%; para as microcalcificações tipo I e tipo II o melhor resultado foi obtido para o PVC com -45,3% e -76,9%, respectivamente. Apesar de que, para a microcalcificação tipo I, a fibra de vidro (FV) obteve um resultado próximo do PVC com -53,6%.

Com os resultados das comparações entre a média da diferença entre os coeficientes de atenuação mássicos dos materiais e dos tecidos, tanto saudáveis quanto patológicos, de interesse, foram confeccionados protótipos para avaliar o desempenho dos materiais, aqueles considerados com maior similaridade com os tecidos, quando expostos à imagem mamográfica. A Figura 43 mostra as curvas de atenuação destes materiais.

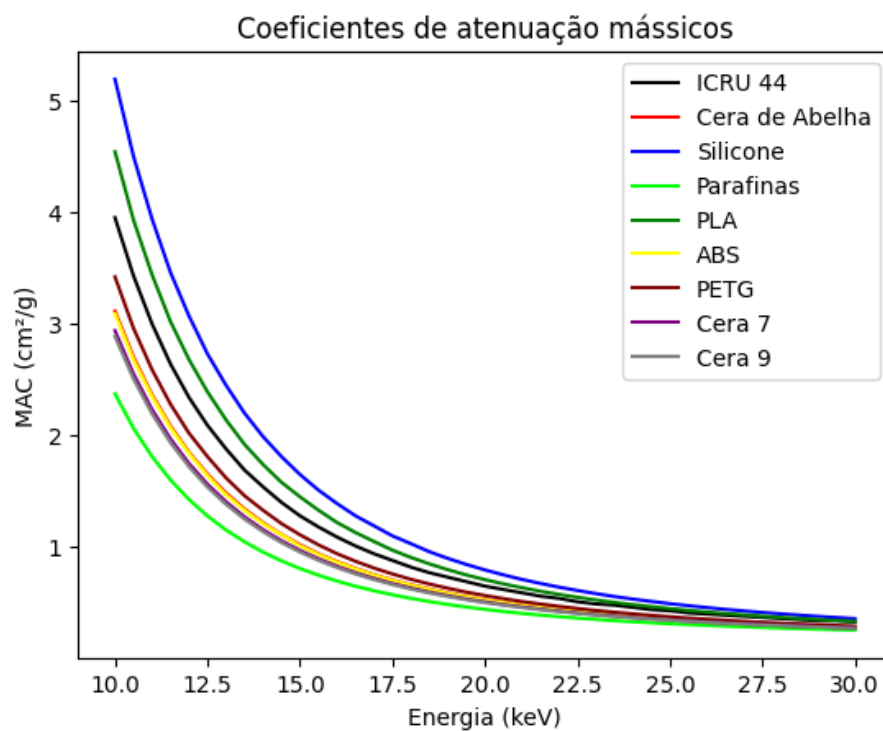
Figura 43 – Representação gráfica dos coeficientes de atenuação mássicos na faixa de energia 10 a 30 keV.



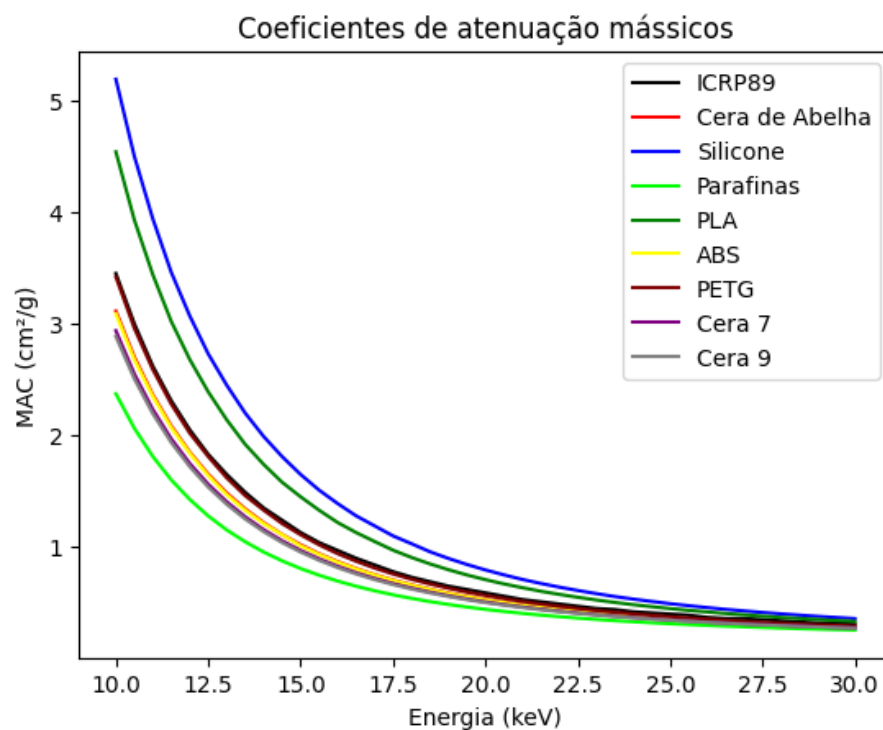
(A) Tecido Adiposo.



(B) Tecido Glandular.



(C) ICRU 44.



(D) ICRP 89.

Fonte: Autoria própria, 2024.

V.4 Densidade

A densidade foi utilizada para obter o material mais próximo dos tecidos de interesse. A maneira utilizada para cálculo da densidade possuía algumas limitações, como o tamanho limitado do compartimento e o material deveria possuir densidade maior que a da água, para possibilitar-se a leitura do deslocamento da água na proveta. Dessa forma, apenas as ceras odontológicas 7, 9, a de abelha e o silicone foram medidas; os outros materiais candidatos a tecido equivalente foram utilizados os dados encontrados da literatura para comparação.

V.4.1 Densidades Medidas

O resultado das medidas das densidades estão apresentados na Tabela 29.

Tabela 29 - Densidade obtida pela medição da massa em gramas e do volume em cm³.

Material	Densidade (g/cm^3)
Cera Odontológica 7	$0,91 \pm 0,14$
Cera Odontológica 9	$0,84 \pm 0,16$
Cera de Abelha	$0,84 \pm 0,12$
Silicone	$0,56 \pm 0,16$

¹ Medidas com estimativa de erro da balança analítica de $\pm 0,00005$.

² Medidas com estimativa de erro da proveta de $\pm 0,1$.

Fonte: Autoria própria, 2024.

V.4.2 Densidades da Literatura

As densidades dos demais materiais e dos tecidos de interesse podem ser observadas na Tabela 30, que foi desenvolvida conforme os dados obtidos na literatura já apresentados no Capítulo de Estudo da Arte.

Tabela 30 – Densidades dos tecidos de interesse e dos candidatos à tecido equivalente encontrados na literatura.

Tecido/Material	Densidade (g/cm³)
Tec. Adiposo¹	0,930
Tec. Glandular¹	1,040
ICRU nº44¹	1,020
ICRP nº89²	1,050
Pele²	1,090
CDI³	1,044
Parafina⁴	0,959
ABS⁵	1,050
PLA⁵	1,250
PETG⁵	1,270

¹(GOLDSTONE, 1990);

²(VALENTIN, 2002);

³(JOHNS; YAFFE, 1987);

⁴(FERREIRA *et al.*, 2010);

⁵(ALSSABBAGH *et al.*, 2017).

Fonte: Autoria própria, 2024.

Com a junção dos dados medidos e os dados da literatura, foi feita uma comparação em termos de densidade para concluir qual candidato a tecido equivalente possui densidade mais próxima dos tecidos que estão sendo propostos para a simulação (Tabela 31). Segundo a Tabela 31, para o tecido adiposo, em termos de densidade, o material candidato que mais se aproxima é a Parafina (Pa) com diferença média de 3,1%; para o tecido glandular é o ABS com 1% de diferença média; para a ICRU44 são o ABS com 2,9% e a Parafina com -6,0%; para a ICRP89 o ABS possui a mesma densidade dessa composição; para a Pele o ABS apresentou -3,7% de diferença; para o Carcinoma Ductal Invasivo (CDI) também foi o ABS que obteve uma menor diferença de 0,6 entre as densidades.

Tabela 31 – Diferença entre as densidades dos candidatos à tecido equivalente e os tecidos de interesse para a simulação em porcentagem (%).

Tecido/Material	CO7	CO9	CA	Pa	SI	PETG	PLA	ABS
Tec. Adiposo	-2,2	-9,3	-9,7	3,1	-39,8	36,6	34,4	12,9
Tec. Glandular	-12,5	-18,9	-19,2	-7,8	-46,2	22,1	20,2	1,0
ICRU44	-10,8	-17,3	-17,6	-6,0	-45,1	24,5	22,5	2,9

(Continua)

	(Continuação)							
ICRP89	-13,3	-19,7	-20,0	-8,7	-46,7	21,0	19,0	0,0
Pele	-16,5	-22,6	-22,9	-12,0	-48,6	16,5	14,7	-3,7
CDI	-12,8	-19,2	-19,5	-8,1	-46,4	21,6	19,7	0,6

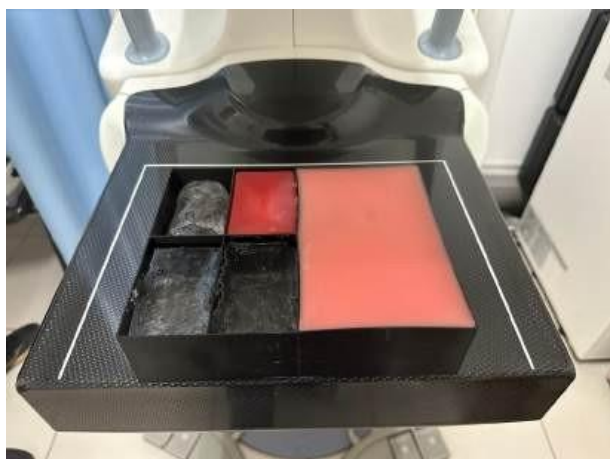
Fonte: Autoria própria, 2024.

V.5 Resultados do Corpo de Teste 1

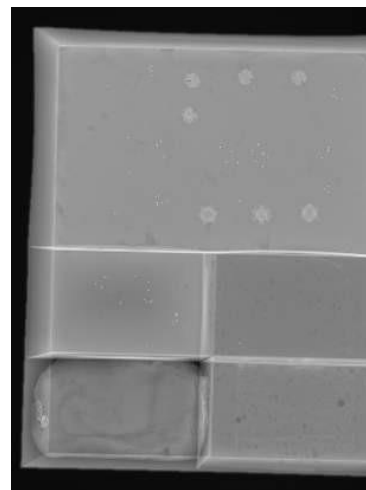
Na Figura 44(A) está o corpo de teste 1, já finalizado, posicionado para a realização de uma incidência no equipamento de mamografia.

Dessa maneira, foram realizadas sete aquisições de imagem, cujos parâmetros de aquisição estão sendo apresentados na Tabela 32. Os dados foram coletados no *software* de análise de imagens *ImageJ*.

Figura 44 – Corpo de teste 1 finalizado, já posicionado no equipamento mamográfico para a aquisição das imagens e uma imagem mamográfica realizada.



(A) Protótipo 1 finalizado.



(B) Imagem mamográfica do Protótipo 1.

Fonte: Autoria própria, 2024.

Tabela 32 – Dados obtidos no *ImageJ* na aquisição de imagens.

Imagem	Espessura¹(mm)	kVp	mAs	Força² (nft)	Alvo/Filtro
1	69	28	41,8	40	Rh/Rh
2	69	27	71,4	40	Rh/Rh

(Continua)

(Continuação)					
3	70	26	80,7	40	Mo/Mo
4	70	26	34,1	40	Mo/Rh
5	70	26	60,4	30	Mo/Mo
6	69	26	77,9	40	Mo/Mo
7	69	26	35,5	40	Mo/Rh

¹Espessura após compressão.

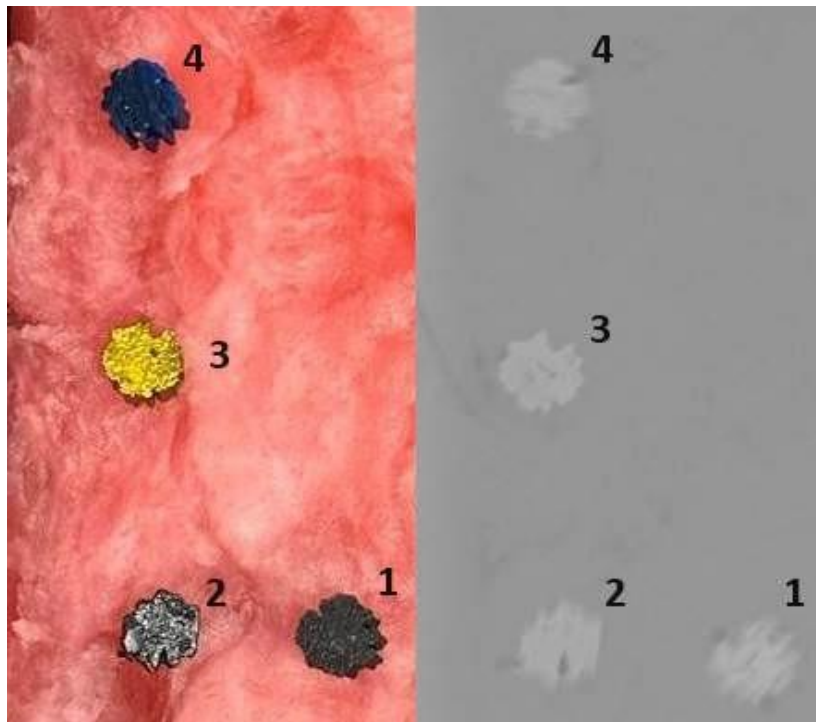
²Força de compressão.

Fonte: Autoria própria, 2024.

A partir das imagens adquiridas vários aspectos do corpo de teste foram analisados, como a avaliação das pigmentações (sem pigmento, preto, dourado e azul) utilizadas nas estruturas feitas para a simulação dos nódulos, o *infill* utilizado na impressão, o preenchimento com cera odontológica e da parafina, a utilização da hidroxiapatita granulada e das aparas de PVC para a simulação das microcalcificações e os fios de *Nylon* para as fibras. A avaliação da pigmentação está sendo apresentada a seguir.

Para buscar uma melhor relação entre os componentes do corpo de teste 1 que simulam de maneira mais satisfatória os nódulos, foram avaliadas três pigmentações de esmalte diferentes (preto, azul e dourado), como mostrado na Figura 45.

Figura 45 - Esquerda: Imagem das diferentes pigmentações de esmalte posicionadas no Corpo de Teste 1. Sendo elas: 1 - sem pigmentação, 2 - preto, 3 - dourado e 4 - azul. Direita: Recorte da imagem radiográfica contendo as estruturas pigmentadas.



Fonte: Autoria própria, 2024.

Dessa forma, com as imagens, foi montada a Tabela 33 a fim de determinar a melhor pigmentação para os nódulos. Utilizando o software *ImageJ* foram selecionadas regiões de interesse padrão de $17,7 \text{ mm}^2$ em cada uma das estruturas com cada pigmentação nas sete imagens obtidas para aquisição do valor da média dos tons de cinza dos *pixels* da região (Média), desvio-padrão dos tons de cinza (Desvio-padrão), valor mínimo do tom de cinza dos *pixels* da região (Mínimo), valor máximo do tom de cinza dos *pixels* da região (Máximo) e a diferença entre os valores Máximo e Mínimo (Dif. Máx-Mín). Foram feitas a retirada dos parâmetros citados e posteriormente a média de cada um deles para as sete imagens.

Dessa maneira, a Tabela 33 foi montada e foi possível obter uma janela de variações de tons de cinza alcançados em cada uma das estruturas pigmentadas, ou seja, a diferença entre o valor mínimo do *pixel* e o valor máximo do *pixel* nos dará a variação de cores que a estrutura pigmentada teve na imagem radiográfica. Sabendo disso, quanto menor o valor dessa diferença, maior será a uniformidade da estrutura na imagem e melhor será a pigmentação da estrutura para a simulação do nódulo no objeto simulador.

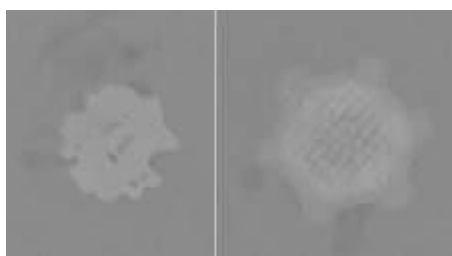
Tabela 33 – Dados obtidos no *ImageJ* sobre cada estrutura pigmentada contida no protótipo 1.

Pigmentação	Média	Desvio-Padrão	Mínimo	Máximo	Dif. Máx-Mín
Sem Pigmento	2592,7	78,1	2296,1	2742,1	446
Preto	2526,4	80,5	2056,7	2681,3	624,6
Dourado	2503,9	57,3	2094,41	2597,7	503,3
Azul	2518,7	47,80	2294,7	2642,3	347,6

Fonte: Autoria própria, 2024.

Analisando a sexta coluna da Tabela 33 (Dif. Máx-Mín) conclui-se que a melhor pigmentação para o nódulo é a de cor azul, com o valor de 347,6 tons de cinza, e o pior para a simulação é de cor preta, que teve 624,6 tons de cinza. Por outro lado, ao realizar uma análise visual das imagens, é possível observar que a pigmentação dourada obteve uma menor distorção da estrutura com a Dif. Máx-Mín de 503,3. A qual foi classificada como a melhor escolha de pigmentação.

Na avaliação do *infill* foram considerados extremos de preenchimento da estrutura, sendo eles 100% e 30%. Na Figura 46 estão representadas as estruturas em análise. Com a avaliação visual de imagem é possível afirmar que a estrutura que possui 30% de preenchimento, Figura 46 da direita apresenta um aspecto vazado, ou seja, nota-se que no interior da estrutura apresenta uma ausência de material. Diferentemente da estrutura que tem 100% de *infill*, a qual não possui essa falta de material em seu interior.

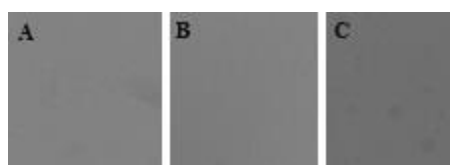
Figura 46 - Representação de estruturas com os dois *infill* diferentes; Esquerda: 100%; Direita: 30%.

Fonte: Autoria própria, 2024.

Portanto, com essa comparação, o preenchimento (*infill*) mais adequado para a simulação dos nódulos é o de 100% que gera uma maior uniformidade e homogeneidade da estrutura.

Para o preenchimento do corpo de teste 1, tanto a cera odontológica quanto a parafina foram consideradas boas candidatas a tecido adiposo, portanto, foram usadas como fundo para a fixação das estruturas de teste. Foram utilizadas duas ceras odontológicas distintas e a parafina em gel, a fim de comparação na imagem mamográfica. Na Figura 47, nota-se um recorte da representação do fundo no protótipo.

Figura 47 – Comparação entre as ceras odontológicas e parafina em gel utilizadas como fundo no corpo de teste 1; (A): Cera odontológica 9; (B): Cera odontológica 7 e (C): Parafina em gel.



Fonte: Autoria própria, 2024.

Com as imagens obtidas, ambas as ceras odontológicas apresentaram um mesmo aspecto visual na imagem mamográfica. Além disso, elas possuem uma semelhança no manuseio quando derretidas. Já a parafina em gel apresentou uma maior formação de bolhas de ar ao ser colocada no protótipo, como é possível observar na Figura 47 (C), onde apresenta círculos com uma tonalidade mais escura de cinza (bolhas de ar). A Tabela 34 foi montada da mesma forma que a Tabela 33, a área de avaliação na imagem foi de aproximadamente 131 pixels.

Tabela 34 - Dados obtidos no ImageJ sobre cada material utilizado como preenchimento do corpo de teste.

Material	Média	Desvio-Padrão	Mínimo	Máximo	Dif. Máx-Mín
CA 9	2316,5	15,0	2242,0	2374,3	132,3
CA 7	2103,6	35,1	1971,6	2203,0	231,4
Parafinal	2011,6	26,1	1897,7	2137,1	239,4

Fonte: Autoria própria, 2024.

Analisando a Tabela 34, pode-se observar que na última coluna, a qual representa a variação média de tonalidade dos pixels (Dif. Máx-Mín) a cera odontológica 9 (Região A da Figura 47) possui o menor valor de 132,3 e a Parafina (Região C da Figura 47) foi o material que apresentou o pior desempenho e obteve o valor de 239,4. Na Região B da Figura 47, cujo material foi a cera odontológica 7, obteve um valor de 231,4; porém, esse

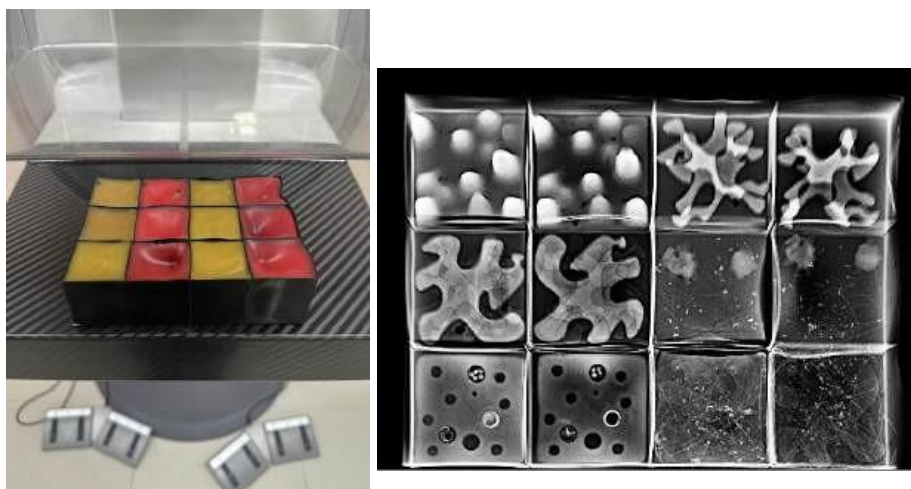
valor é devido à cera que se solidificou com um desnivelamento no centro de sua estrutura, resultando em um tom mais escuro no centro da imagem.

Portanto, as ceras odontológicas possuíram um melhor desempenho para gerar um fundo uniforme e uma menor formação de bolhas de ar.

V.6 Resultados do Corpo de Teste 2

Na Figura 48 encontram-se as imagens do corpo de teste 2 finalizado, posicionado para a aquisição de imagens no mamógrafo e a imagem mamográfica obtida.

Figura 48 – Esquerda: Corpo de Teste 2 finalizado, já posicionado no equipamento mamográfico para a aquisição das imagens e Direita: uma imagem mamográfica realizada.



Fonte: Autoria própria, 2024.

A imagem foi adquirida no modo automático de exposição. Os parâmetros de aquisição de imagem estão apresentados na Tabela 35.

Tabela 35 – Dados obtidos no *ImageJ* de aquisição de imagem.

Espessura¹	kVp	mAs	Força² (nft)	Alvo/Filtro
48	33	52,1	50,4	W/Rh

¹Espessura após compressão.

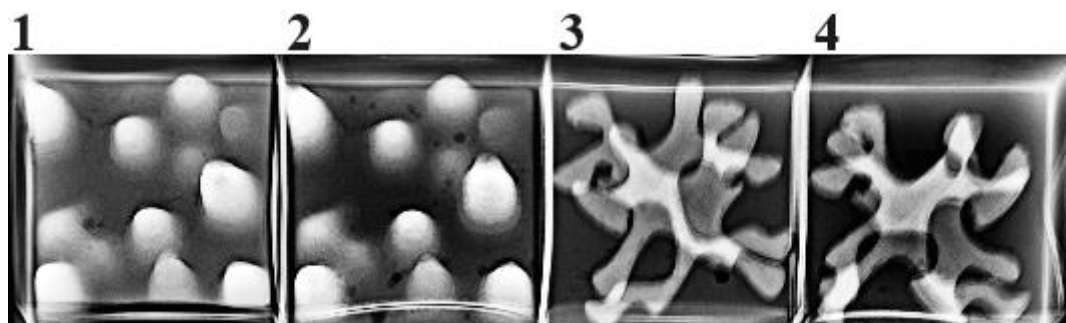
²Força de compressão.

Fonte: Autoria própria, 2024.

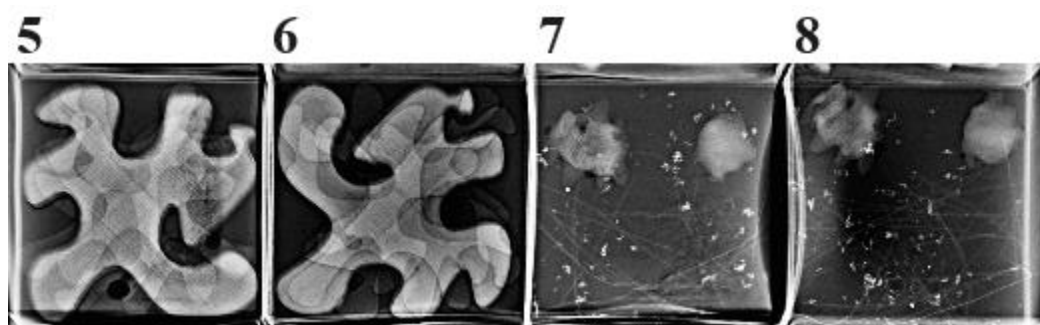
Na Figura 49, é feita uma análise visual das estruturas utilizadas no corpo de teste 2.

Figura 49 – Todas as regiões apresentadas no corpo de teste 2.

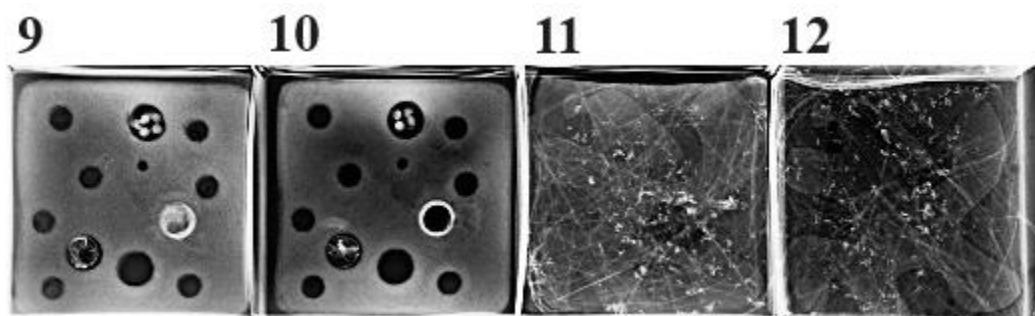
(a) Regiões 1, 2, 3 e 4.



(b) Regiões 5, 6, 7 e 8.



(c) Regiões 9, 10, 11 e 12.



Fonte: Autoria própria, 2024.

Para as regiões 1 e 2 (Figura 49(a)) as quais foram utilizadas cera de abelha e cera odontológica, respectivamente, e a estrutura denominada de formato de picos (FP), e nas regiões 3 e 4 (Figura 49 (a)), as quais se utilizou duas formas com bordas aleatórias na cor preta (FBAP) e também com preenchimento de cera de abelha e cera odontológica, respectivamente, não obtiveram bons resultados, por apresentarem um aspecto grotesco devido às estruturas muito espessas, que levou ao realce muito evidente em relação ao fundo utilizado. Assim como ocorreu nas regiões 5 e 6 (Figura

49 (b)), foi utilizado um formato aleatório na cor preta (FBAP) e três formatos com bordas aleatórias na cor cinza (FBAC). Portanto, as estruturas não obtiveram um bom desempenho.

Já nas regiões 7 e 8, Figura 49(b), preenchidas com cera de abelha e cera odontológica, respectivamente, foram posicionados dois nódulos (12 mm e outro de 6 mm), fibra de vidro e aparas de PVC; os nódulos de ambos os tamanhos foram visualizados na imagem com bom discernimento de contornos; o mesmo ocorreu com as aparas de PVC para a simulação das microcalcificações; os filamentos de fibra de vidro posicionados conseguiram representar com proximidade visual o aspecto glandular da mama, apesar de possuir um coeficiente de atenuação mássico relativamente distante dos tecidos da mama em comparação aos outros materiais analisados. Isso se dá à baixa espessura das fibras de vidro.

Nas regiões 9 e 10, presentes na Figura 49 (c), preenchidas com cera de abelha e cera odontológica, respectivamente, foi utilizado o formato com protuberâncias e furos (FPF), dentro dos furos foram introduzidos pedaços de silicone, PETG e fibra de vidro. A análise visual mostra que o silicone foi muito evidenciado na imagem em comparação aos outros materiais utilizados, portanto, não é um bom simulador. O PETG utilizado possui uma atenuação grande em comparação ao PLA. Já nas regiões 11 e 12, Figura 49 (c), com a fibra de vidro e das aparas de PVC para a simulação das microcalcificações, apresentou um bom aspecto visual da mama real, também preenchidas com a utilização da cera de abelha e cera odontológica, respectivamente.

Em resumo, as fibras de vidro, apesar de possuírem um coeficiente de atenuação mássico muito diferente do MAC do tecido glandular, seu aspecto na imagem gerou uma proximidade com a glandularidade da mama. Isso pode ter sido gerado pela espessura bem pequena que as fibras de vidro possuem. As aparas de PVC posicionadas nas regiões 7, 8, 11 e 12 representaram um resultado satisfatório ao simular as microcalcificações. As estruturas teste classificadas como nódulos espiculados e circunscritos, presentes nas regiões 7 e 8, apresentaram um aspecto adequado para a simulação dos nódulos.

V.7 Resultados dos Corpos de Teste 3 e 4

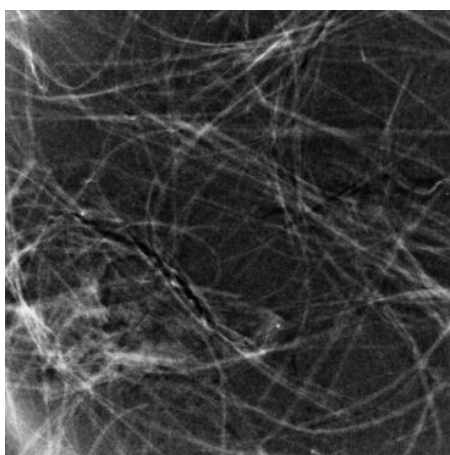
Na Figura 50, se encontram os corpos de teste 3 e 4 já posicionados para a aquisição de imagem e observar a imagem mamográfica obtida. A partir disso, chega-se à conclusão que, com o corpo de teste 3, com cera de abelha e as estruturas impressas em PLA, tanto as espiculadas e circunscritas, por uma análise visual, podem simular nódulos. Da mesma forma, o corpo de teste 4, também feito com cera de abelha e fibra de vidro, possui um aspecto visual semelhante ao tecido mamário real, como pode ser constatado na Figura 51.

Figura 50 – Esquerda: corpos de teste 3 e 4 finalizados, já posicionados no equipamento mamográfico para a aquisição das imagens e Direita: uma imagem mamográfica realizada dos corpos de teste 3 e 4.



Fonte: Autoria própria, 2024.

Figura 51 - Recorte de uma região localizada no centro do corpo de teste 4.

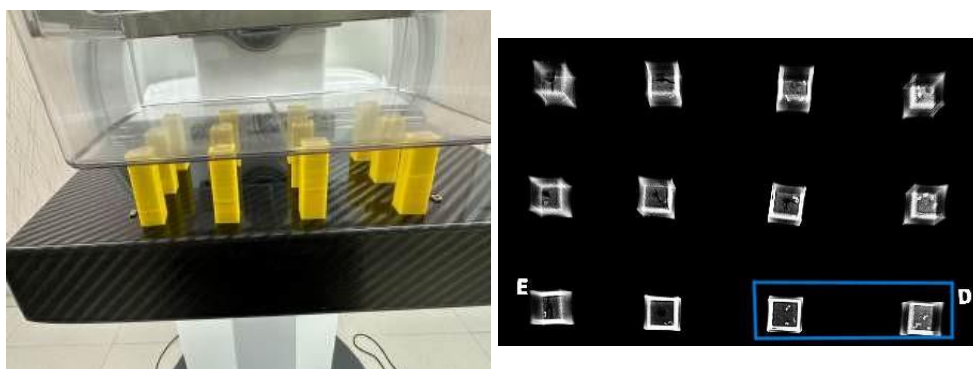


Fonte: Autoria própria, 2024.

V.8 Resultados do Corpo de Teste 5

O corpo de teste 5 foi submetido à imagem mamográfica com os parâmetros de aquisição de imagem no modo AEC. Na Figura 52, possui as estruturas posicionadas para a aquisição da imagem mamográfica e a própria imagem obtida.

Figura 52 – Esquerda: Corpo de teste 5 finalizado, já posicionado no equipamento mamográfico para a aquisição das imagens e; Direita: uma imagem mamográfica realizada.



Fonte: Autoria própria, 2024.

As estruturas posicionadas mais distantes do eixo central de imagem apresentaram um aspecto de "sombra" das laterais das estruturas; já as posicionadas no eixo central são visualmente mais dignas da realidade. Na Figura 52 – Esquerda, destacado em azul, se encontram as estruturas em que a espessura de fundo obteve uma maior uniformidade. As quais apresentam respectivamente 20 e 25 mm de PLA no fundo. Já a avaliação de padrão de preenchimento utilizada na impressora 3D, foi observada que o padrão de linhas teve o melhor desempenho, o mesmo padrão empregado nas estruturas destacadas em azul na Figura 52 – Direita.

V.9 Protótipo 1

A seguir estão as estruturas obtidas e identificadas como Protótipo 1; a Figura 53 está sendo representada a Mama Controle de Qualidade – MCQ já preenchida e com as estruturas de teste posicionadas conforme a Figura 36.

Figura 53 – Estrutura MCQ finalizada.



Fonte: Autoria própria, 2024.

Na Figura 54 estão a Mama Real Inferior (MR.Inf) e a Mama Real Inferior Preenchida (MR.Inf.PR).

Figura 54 – Estruturas denominadas de MR.Inf e MR.Inf.PR para a simulação de tecidos da mama.



(a) Mama Real Inferior



(b) Mama Real Inferior Preenchida

Fonte: Autoria própria, 2024.

Já na Figura 55 estão as estruturas feitas para a parte Mama Real Superior (MR.Sup), composta por cera de abelha e cera odontológica.

Figura 55 – Modelos desenvolvidos com a estrutura MR.Sup, Esquerda: Cera de Abelha MR.Sup 1 e Direita: Cera Odontológica MR.Sup 2.

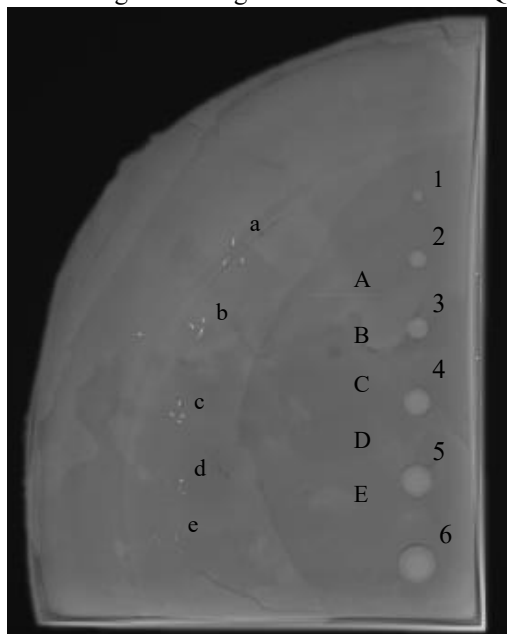


Fonte: Autoria própria, 2024.

V.9.1 Mama Controle de Qualidade (MCQ)

Na Figura 56, apresenta a estrutura MCQ, na qual a hidroxiapatita granulada usada para a simulação de microcalcificações (a, b, c, d e e), os fios de *nylon* (A, B, C, D e E) e as estruturas para a simulação dos nódulos (1, 2, 3, 4, 5 e 6). A partir dela foram realizadas análises quantitativas e qualitativas para a avaliação das estruturas de interesse posicionadas no protótipo.

Figura 56 – Imagem mamográfica da estrutura MCQ.



Fonte: Autoria própria, 2024.

Para as estruturas utilizadas para a simulação de nódulos enumerados na Figura 56, como (1, 2, 3, 4, 5 e 6) foram retirados os valores de Desvio-Padrão, Mínimo, Máximo e a diferença entre o máximo e mínimo de uma região no centro da estrutura e foi montada a Tabela 36.

Tabela 36 – Avaliação das estruturas posicionadas no MCQ para a simulação de nódulos.

Nódulos	Desvio-Padrão	Mínimo	Máximo	Dif. Máx-Mín
1	18,808	2310	2403	93
2	18,773	2385	2472	87
3	19,024	2369	2471	102
4	16,834	2409	2506	97
5	21,303	2433	2542	109
6	18,071	2491	2584	93
7	18,808	2310	2403	93

Fonte: Autoria própria, 2024.

Conclui-se com a Tabela 36 que as estruturas para a simulação dos nódulos obtiveram uma boa uniformidade na imagem o que é resultado de uma boa qualidade de impressão, como pode ser observado na última coluna, na qual apresenta a diferença entre os valores de máximo e mínimo dos pixels, onde a maior diferença é de 109 tonalidades

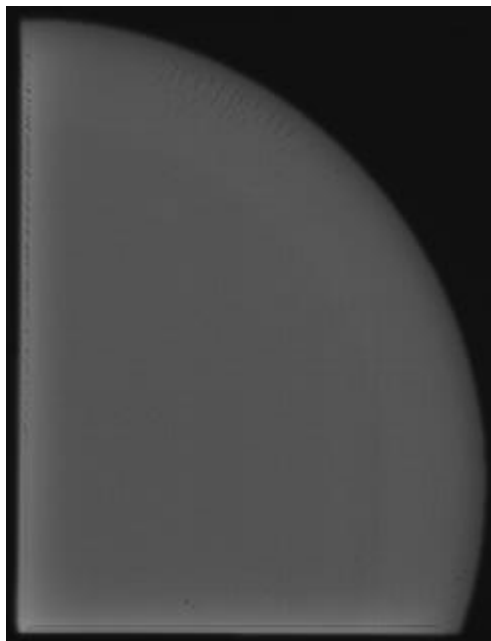
no nódulo 5 e a menor diferença é de 87 no nódulo 2. Sabendo disso, pode-se afirmar que a maneira como a impressão foi realizada foi satisfatória para a simulação dos nódulos.

Por outro lado, dos 6 fios de *Nylon* posicionados para a simulação de fibras, apenas 5 foram visualizados; denominadas de A, B, C, D e E na Figura 56. O fio de menor diâmetro (0,25 mm) não foi visualizado na imagem. Porém, isso pode ter sido resultado na não uniformidade que o fundo de cera de abelha apresentou para a estrutura devido a um erro na manipulação da cera ao realizar o preenchimento do MCQ. Além disso, todos os agrupamentos de hidroxiapatita granulada que foram posicionadas para a simulação de microcalcificações, simbolizados pelas letras a, b, c, d, e na Figura 56, foram bem visualizadas na imagem, o que torna a simulação de microcalcificações adequada para a realização do controle de qualidade.

V.9.2 Mama Real Inferior Preenchida (MR.Inf.PR)

Na Figura 57 apresenta a estrutura MR.Inf.PR. A partir dela foram realizadas análises quantitativas e qualitativas para a avaliação da estrutura.

Figura 57 – Imagem mamográfica da estrutura MR. Inf. PR.



Fonte: Autoria própria, 2024.

Com o *ImageJ* foram selecionadas regiões distribuídas de maneira aleatória na imagem, porém com a mesma área de 260,820 pixels para a avaliação da uniformidade da estrutura. Com os valores obtidos foi montada a Tabela 37.

Tabela 37 – Valores das regiões selecionadas na estrutura denominada de MR.Inf.PR.

Regiões	Desvio-Padrão	Mínimo	Máximo	Dif. Máx-Mín
1	28,46	2157	2372	215
2	37,85	2134	2374	240
3	56,23	2078	2390	312
4	40,05	2124	2366	242
5	55,65	2071	2398	327
6	45,74	2067	2389	322
7	37,05	2137	2374	237
8	29,40	2174	2375	201
9	29,56	2165	2396	231
10	37,66	2135	2357	222
11	38,68	2114	2389	275
12	32,35	2113	2364	251

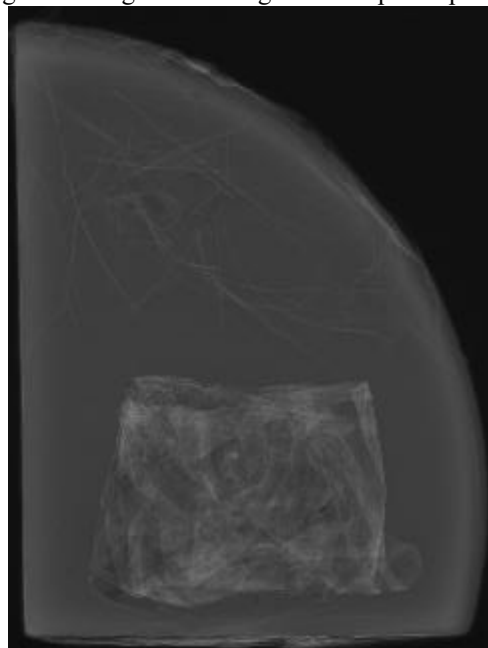
Fonte: Autoria própria, 2024.

Na Tabela 37, observa-se que a diferença entre o máximo e o mínimo encontrados para as regiões varia de 201 (região 8) a 327 (região 5). Dessa forma, a estrutura denominada como MR.Inf.PR obteve uma boa uniformidade mesmo apresentando o padrão de linhas da impressão da estrutura, quando a imagem é ampliada.

V.9.4 Mama Real Superior (MR.Sup)

Na Figura 58 se encontra a imagem obtida para a estrutura do protótipo 1 denominada de MR.Sup 2. A partir da análise das imagens delas, será possível o desenvolvimento do componente de simulação do aspecto visual real do tecido mamário no *phantom*.

Figura 58 – Imagem mamográfica do segmento do protótipo 1 MR.Sup 2.



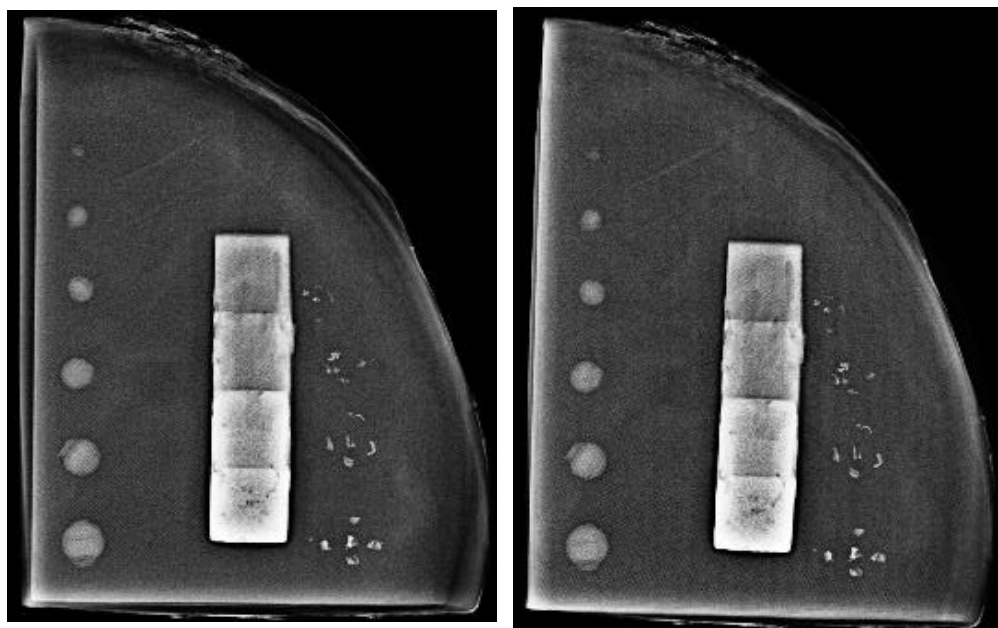
Fonte: Autoria própria, 2024.

Para a análise das regiões que são denominadas de Mama Real, utilizaram-se os descritores de textura de Haralick, skewness e kurtosis (Jorge *et al.*, 2021) para a comparação com as imagens reais de mamografia e a obtenção da efetividade da simulação dos tecidos em uma imagem real de mamografia.

V.10 Protótipo 2 – *Phantom Duo Cleópatra*

A seguir, na Figura 59, se encontram as imagens mamográficas obtidas do protótipo 2 para a avaliação das estruturas posicionadas nele. Na imagem da esquerda, contém as estruturas Mama Controle de Qualidade 2 (MCQ2) e a placa de PLA com altura da camada de impressão de 0,16 mm; já na direita, MCQ2 e a placa de PLA com altura de camada de 0,10 mm.

Figura 59 – Imagem mamográfica das estruturas do protótipo 2. Esquerda: 0,16 mm e Direita: 0,10 mm.



Fonte: Autoria própria, 2024.

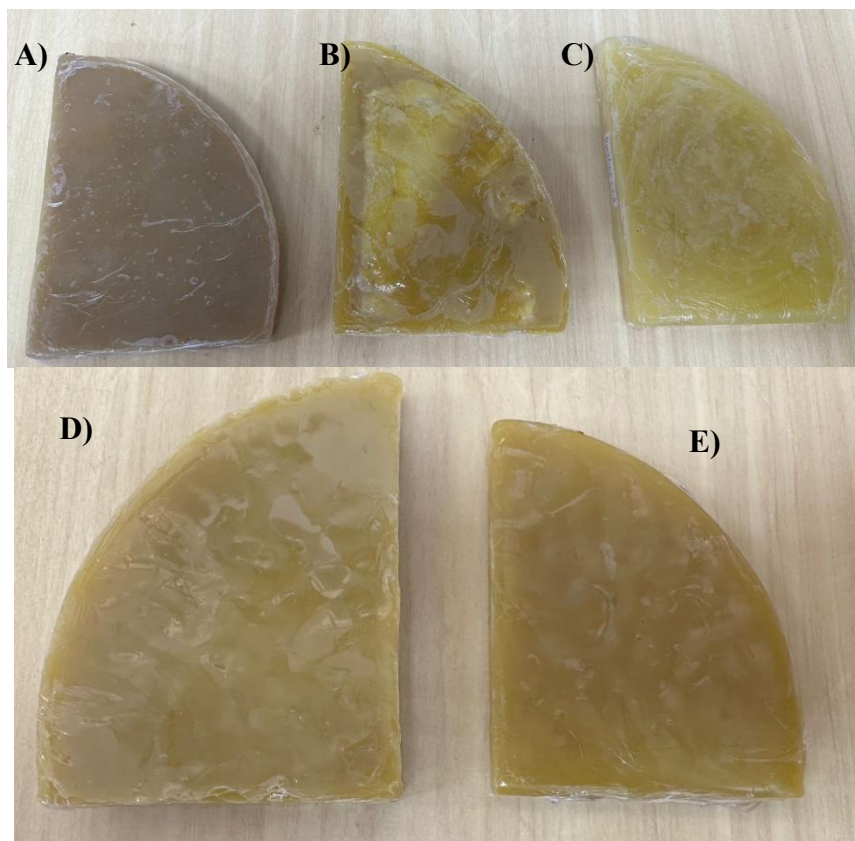
Com a análise visual da Figura 59, as esferas posicionadas para a simulação dos nódulos apresentaram o contorno evidenciado na imagem. Além disso, todas elas foram visualizadas, assim como as aparas de PVC que foram utilizadas para a simulação das microcalcificações. Por outro lado, a escada não resultou em uma boa alternativa para a avaliação de contraste, pois ela não obteve um aspecto uniforme na imagem. Dos fios de *nylon*, apenas os de diâmetros 0,6; 0,8 e 1 mm foram visualizados.

Já para a diferença na altura da camada de impressão entre 0,10 e 0,16 mm não foram obtidas diferenças significativas que justificassem a escolha de utilização de uma dessas duas numerações, portanto, para estruturas futuras foi definido uma espessura padrão de 0,12 mm (espessura recomendada na super qualidade de impressão), com a qual o fatiamento é otimizado e resulta em um menor tempo de impressão.

V.11 *Phantom Cleópatra*

A seguir serão apresentadas cada uma das estruturas que compõem o objeto simulador em sua versão final. Na Figura 60 estão as MR. Inf., MR. Sup. 1, MR. Sup. 3, MR. Sup.4 e Tampa MR.

Figura 60 – Componentes do objeto simulador denominado de Mama Real (MR) com todos os seus integrantes. A) MR. Sup. 1; B) MR. Sup. 3; C) MR. Sup. 4; D) MR. Inf e E) Tampa MR.

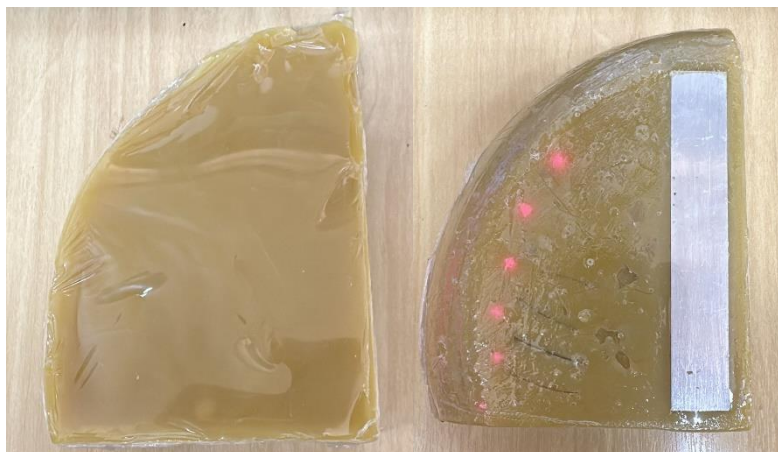


Fonte: Autoria própria, 2024.

As composições que podem integrar o objeto simulador de mama real estão sendo apresentadas no ANEXO A.

Para a parte denominada de Controle de Qualidade, as estruturas apresentadas na Figura 42, em conjunto, são denominadas de Tampa CQ. Além disso, a Figura 61 apresenta a parte responsável pelo posicionamento das estruturas de teste.

Figura 61 – Estrutura Controle de Qualidade, visão superior (Esquerda) e visão inferior (Direita).



Fonte: Autoria própria, 2024.

Com a observação dos componentes desenvolvidos, foi possível verificar que as estruturas apresentaram um bom desempenho. Por outro lado, a estrutura de controle de qualidade, presente na Figura 61 Direita, resultou em pequenas irregularidades em sua parte inferior, o que pode ter sido causado por alguma deformidade na forma de gesso ou pela formação de olhas de ar no inferior do molde. As imagens do objeto simulador totalmente montado se encontram no ANEXO A. Na Figura 62, contém a parte do objeto simulador denominada de Controle de Qualidade.

Figura 62 – Parte do objeto simulador denominada de Controle de Qualidade com as vistas superior, lateral e frontal.

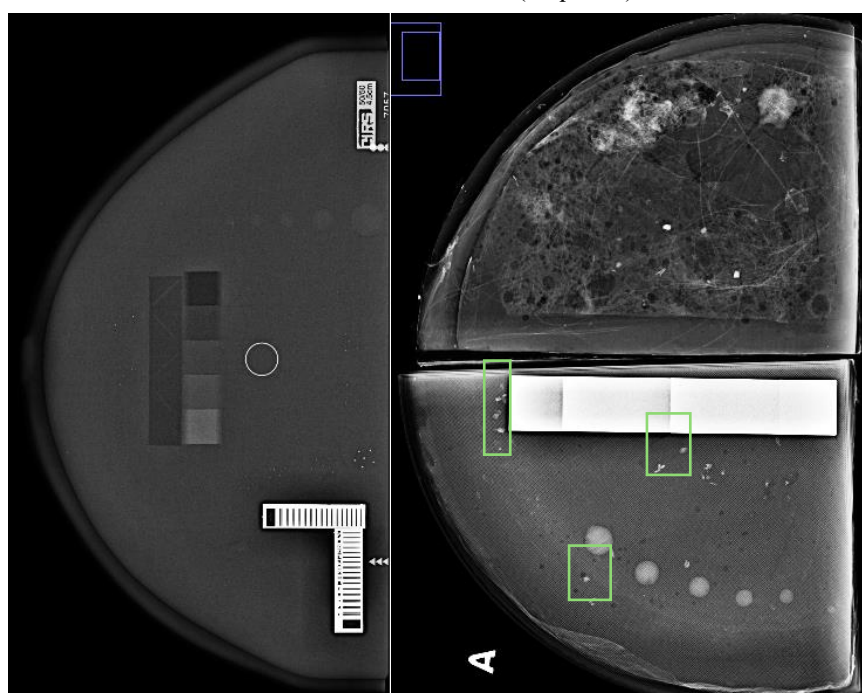


Fonte: Autoria própria, 2024.

V.11.1 Imagens Mamográficas

A seguir se encontram uma das imagens obtidas na aquisição de imagens, como exemplificado na Tabela 26. A composição do objeto simulador é denominada de A, a qual é composta pelas partes do objeto simulador CQ + PLA e MR.Inf + MR.Sup3 + Tampa MR está sendo apresentada na Figura 63. Com isso, é notável que alguns agrupamentos de microcalcificações sofreram deslocamento de seus posicionamentos, como pode ser observado nos retângulos verdes da Figura 63. Para facilitar a avaliação das estruturas que foram possíveis de se visualizar no objeto simulador foi montada a Tabela com todas as estruturas posicionadas e com o (*) todas as estruturas visualizadas na imagem.

Figura 63 – Imagem mamográfica da composição A do objeto simulador a (Direita) e imagem do objeto simulador CIRS - 011A (Esquerda).



Fonte: Autoria própria, 2024.

Tabela 38 – Estruturas presentes no objeto simulador desenvolvido nesse trabalho e as estruturas visualizadas nas imagens mamográficas representadas por (*).

Estruturas	Tamanho/Diâmetros (mm)
Nódulos	2,5*
	4,0*
	5,0*
	6,0*
	7,0*
	8,0*
Microcalcificações	Maior*
	Intermediário*
	Médio*
	Pequeno*
Fios de <i>Nylon</i>	0,25
	0,40
	0,50
	0,60*
	0,80*
	1,00*

Fonte: Autoria própria, 2024.

As estruturas visualizadas no *CIRS - 011A* são cinco nódulos, nove agrupamentos de microcalcificação, todas as fibras presentes foram visualizadas. Em comparação ao *Phantom* Mama creditado pelo Colégio Brasileiro de Radiologia e com dados da Tabela 4 de estruturas que devem ser visualizadas deve-se observar nódulos de tamanhos com diâmetros/espessuras de 5/0,5 mm e 6/0,75 mm, com o Cleópatra foram visualizados nódulos com dimensões ainda menores que as exigidas, como, por exemplo, nódulos de 2,5; 4,0 mm de diâmetro; para as fibras o *phantom* Mama devem ser visualizadas as dimensões de 0,4; 0,6 e 0,7 mm, no Cleópatra foram visualizadas as dimensões de 0,6; 0,8 e 1 mm de diâmetro; para as microcalcificações as dimensões de 0,18; 0,25 mm, para o Cleópatra as dimensões das microcalcificações foram variadas de 0,25 – 0,50 mm e de 0,55 - 0,75 mm e todos os agrupamentos foram visualizados na imagem, incluindo quais sofreram deslocamento de posição. Portanto, com a análise das estruturas de teste posicionadas no Cleópatra pode-se afirmar que ele apresentou um bom desempenho para fins de Controle de Qualidade e análise de qualidade de imagem em equipamentos mamográficos.

As outras imagens de todas as composições feitas para o objeto simulador estão sendo apresentadas no ANEXO A.

V.11.2 Avaliação de similaridade e realismo do Cleópatra MR

Ainda para avaliação do *phantom* e análise de simulação de tecidos mamários reais, foi feita uma análise utilizando descritores de textura de Haralick.

Os descritores de textura Haralick são um conjunto de características derivadas de uma matriz de coocorrência, do inglês *grey-level co-occurrence matrix* (GLCM), a qual quantifica a textura da imagem. Nela, é possível obter informações sobre a disposição espacial dos níveis de cinza da imagem, permitindo, assim, a análise dos padrões de textura. Uns dos descritores de imagem mais comuns denominado de energia ou uniformidade, que mede a regularidade; contraste, que avalia a diferença entre os tons de cinza; correlação, que indica a relação linear entre os pixels; e a variância, o qual é o reflexo da proximidade entre os elementos da matriz de coocorrência. Os descritores de Haralick são bastante utilizados em processamento de imagem, pela sua capacidade de representar texturas de maneira quantitativa e de maneira efetiva. Entre as utilizadas deles se encontram a segmentação, reconhecimento de padrão e análise de imagens médicas (Haralick; Shanmugam; Dinstein, 1973). Os 14 descritores de textura de Haralick estão sendo citados a seguir:

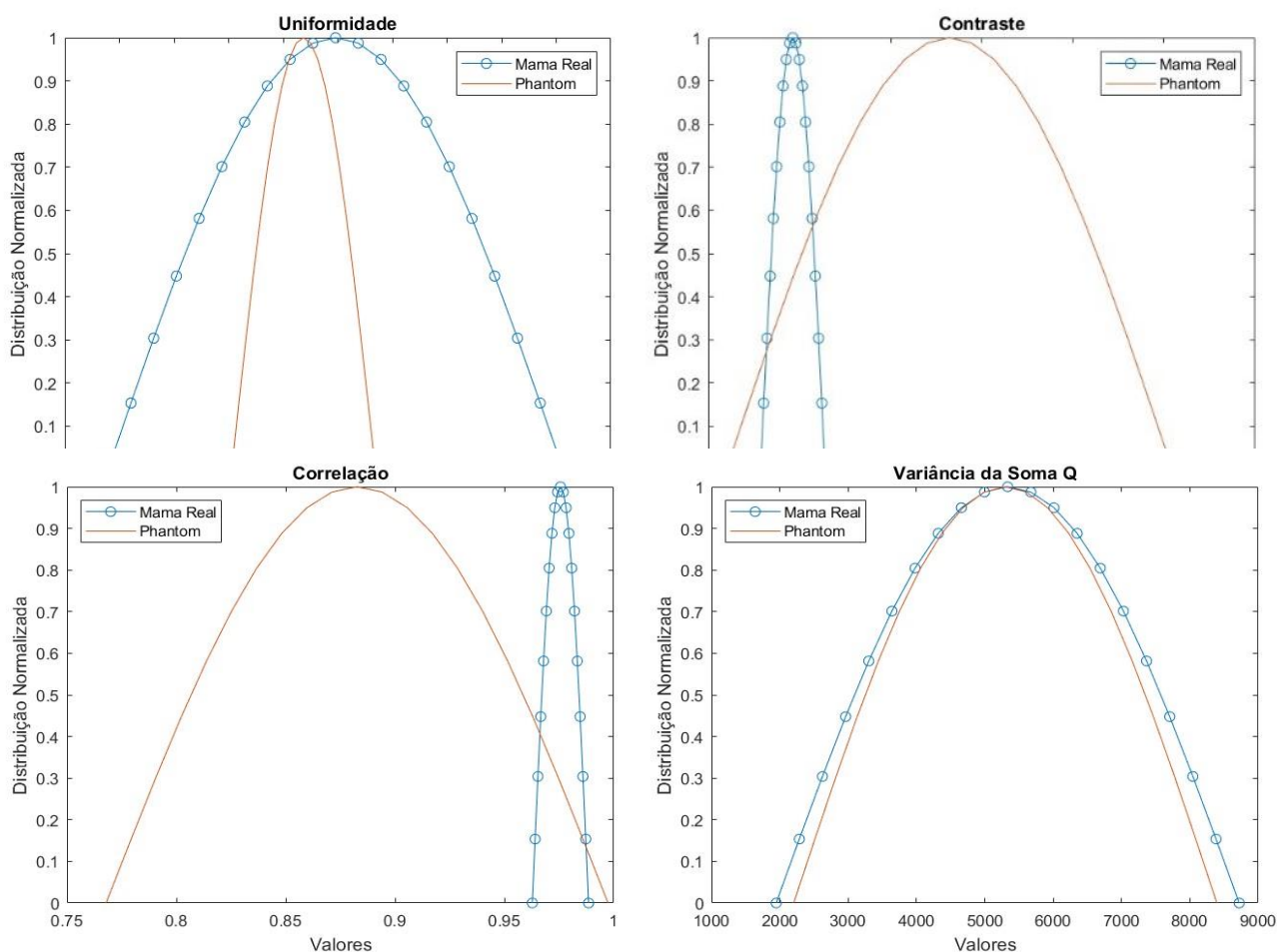
1. Uniformidade ou Energia;
2. Contraste;
3. Correlação;
4. Variância;
5. Momento da diferença inversa;
6. Média da soma;
7. Variância da soma;
8. Entropia da soma;
9. Entropia;
10. Variância da diferença;
11. Entropia da diferença;
12. Medida de informação de correlação 1;

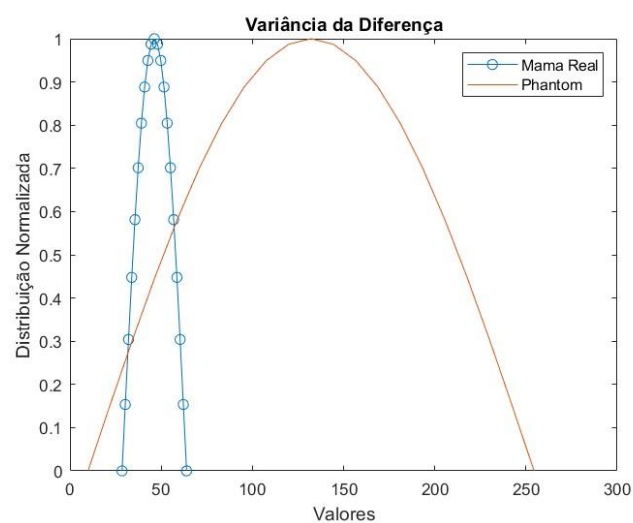
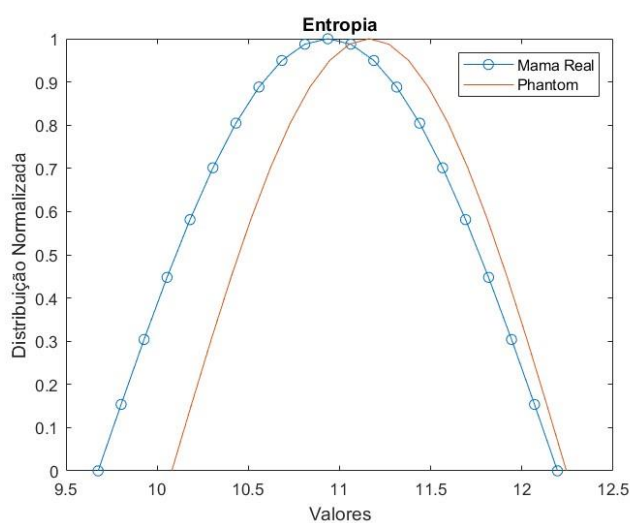
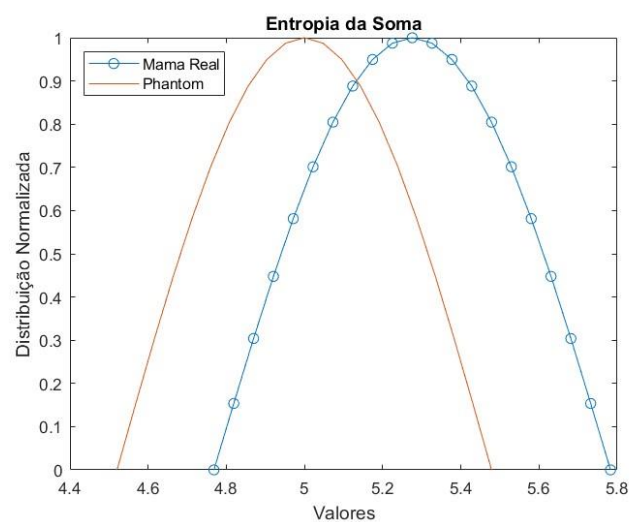
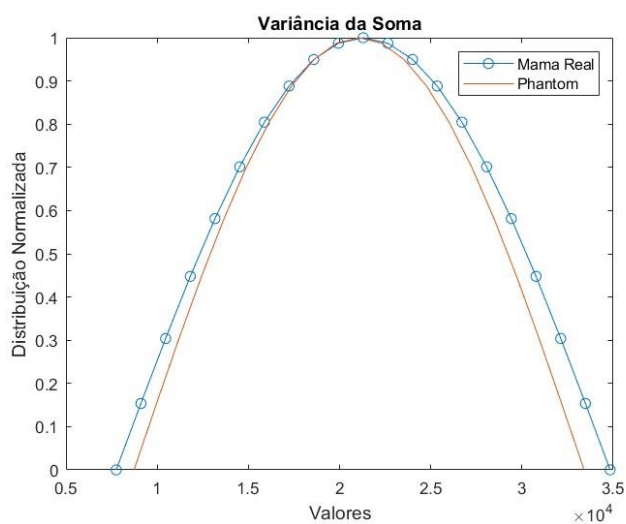
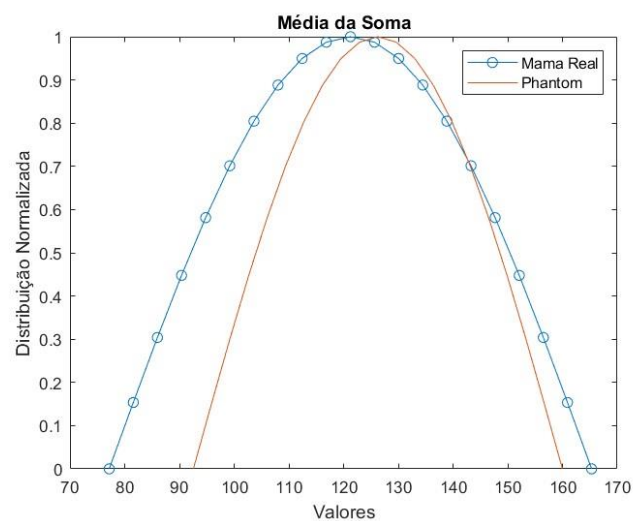
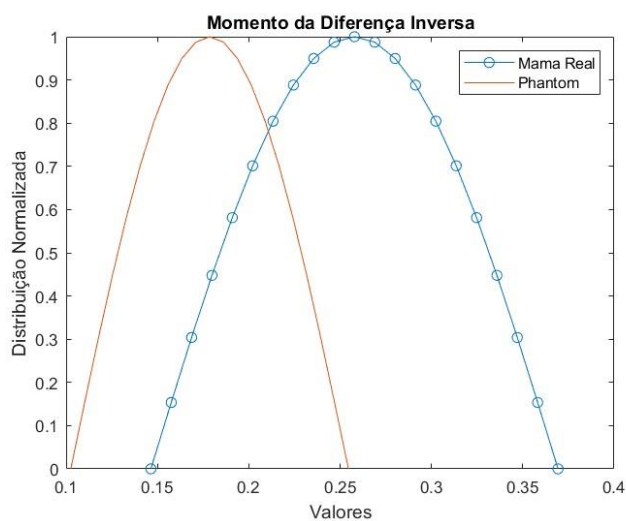
13. Medida de informação de correlação 2;
14. Máximo coeficiente de correlação.

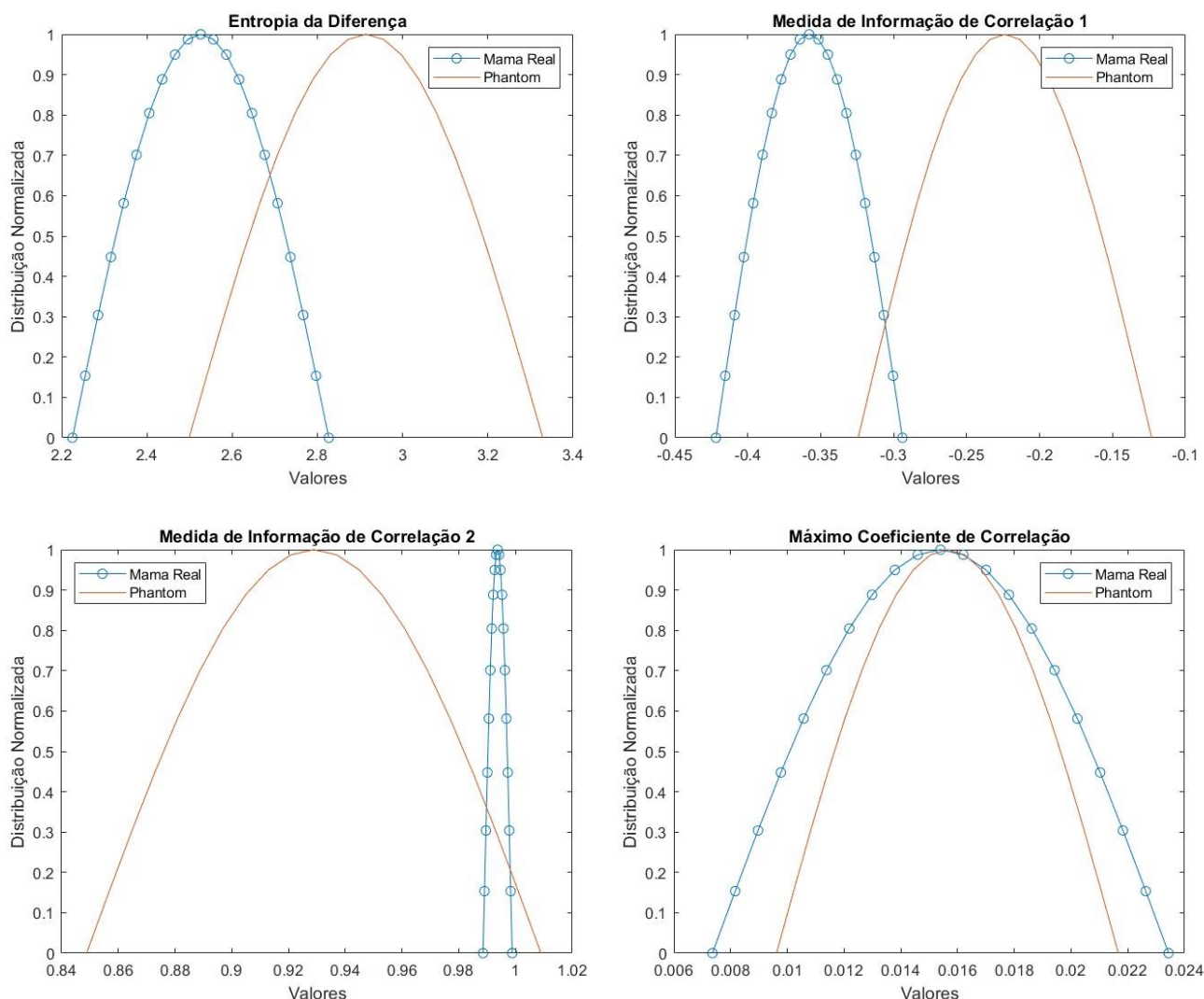
A distribuição normal ou gaussiana foi realizada após a extração dos atributos como um método de visualizar as semelhanças entre as imagens. O método da distribuição normal baseia-se nos valores de média e desvio padrão dos dados obtidos, previamente normalizados, e, para cada classe de atributos analisada, uma curva gaussiana com a distribuição desses valores é gerada (Carneiro, 2015).

Como nesse caso, estão sendo comparadas e analisadas as imagens de mama real e de mama de *phantom*, quanto maior for a intersecção entre as curvas geradas pelos dados obtidos de um tipo de mama e outro, maior será a semelhança entre eles. Na Figura 64, se encontram as curvas de distribuição gaussianas dos 14 descritores de Haralick.

Figura 64 – Curvas da distribuição normal para as imagens analisadas da mama do *phantom* e da mama real para os 14 descritores de Haralick.





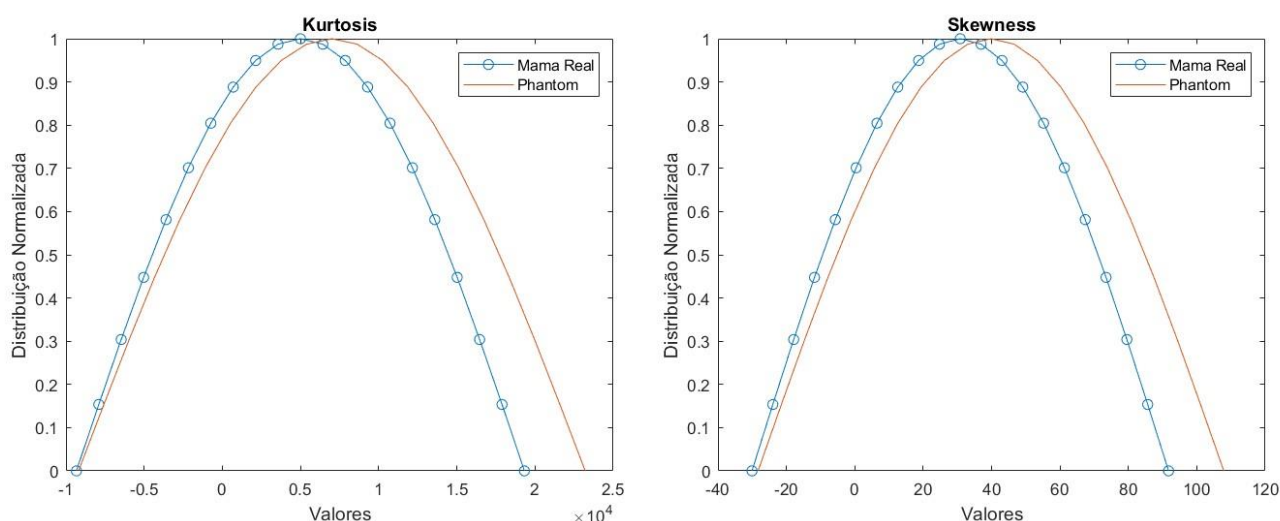


Fonte: Autoria própria, 2024.

A partir das curvas das distribuições normais da Figura 64 dos descritores de textura Haralick, pode-se constatar que todas obtiveram uma intersecção, sobreposição ou semi sobreposição entre as imagens do *phantom*, curvas em vermelho, e as imagens de mama real, curvas em azul; exceto para as curvas presentes no gráfico de Medida de Informação de Correlação 1 que consegue obter uma diferenciação entre as duas categorias de imagem citadas. Vale destacar a semelhança entre as curvas gaussianas de mama real e mama *phantom* dos descritores Máximo Coeficiente de Correlação, Entropia, Variância da Soma, Média da Soma, Variância da Soma Q e Uniformidade.

Já na Figura 65 se encontram as distribuições gaussianas para os descritores skewness e kurtosis. Skewness é uma medida de assimetria da distribuição de probabilidade de números aleatórios gerados a partir da média dos valores dos dados reais. E kurtosis é uma medida estatística que fornece informações sobre a forma da distribuição das intensidades de pixels em imagens digitais. Ambas as medidas são utilizadas para descrição de textura.

Figura 65 – Distribuição gaussiana para os descritores Skewness e Kurtosis para mama real e mama *phantom*.



Fonte: Autoria própria, 2024.

Para estes dois descritores, as sobreposições das curvas são bastante significantes, apontando semelhanças entre as imagens de *phantom* e de mama real. Com a análise dos descritores consegue-se obter informações que as imagens possuem uma proximidade satisfatória quando comparadas, ou seja, as estruturas do *phantom* Cleópatra podem ser utilizadas para a aquisição de imagens e ampliação de bases de imagens que auxiliariam na aplicação de técnicas de pós-processamento.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÕES E PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

Esta seção é composta das conclusões finais sobre a caracterização de materiais e desenvolvimento do Cleópatra no decorrer deste trabalho, bem como do protótipo do *phantom* Cleópatra.

Os materiais considerados como candidatos a tecido equivalente aos tecidos de mama foram escolhidos devido à busca na literatura e análises desenvolvidas em amostras dos materiais no equipamento MEV/EDS, que possibilitou a obtenção de seus coeficientes de atenuação mássicos. Com isso, constatou-se a proximidade entre tais coeficientes com os tecidos de interesse da mama.

Para a confecção do Cleópatra os materiais tecido-equivalentes utilizados apresentaram a seguinte finalidade, para Cleópatra Controle de Qualidade: PLA, utilizado para o desenvolvimento de moldes e estruturas para a simulação de Tecido Glandular e Nódulos; cera de abelha, utilizado para a simulação de Tecido Adiposo; aparas PVC, utilizado para a simulação das microcalcificações; fios de *Nylon*, para a simulação das fibras; alumínio, para a confecção da escada de contraste. Para o Cleópatra Mama Real: a cera de abelha, para a simulação de Tecido Adiposo; Fibra de vidro e folha de PVC, ambos foram utilizados para simulação de tecidos fibroglandulares; PLA, para a simulação de nódulos espiculados e circunscritos; aparas de PVC, para a simulação de microcalcificações. O gesso foi utilizado para a fabricação de moldes dos compartimentos para o manuseio da cera de abelha derretida em ambas as partes do objeto simulador.

As estruturas de teste se mostraram detectáveis para a espessura final do Cleópatra de 4,5 cm, coincidindo com os objetos simuladores utilizados atualmente no país.

Quanto aos materiais utilizados na confecção do Cleópatra, a escolha do uso de PLA e cera de abelha se deu, principalmente, pelo baixo custo e por serem biodegradáveis, além da cera de abelha ser reaproveitável.

A confecção em camadas possibilita que várias combinações sejam feitas, podendo gerar diferentes imagens simulando mama real, além de permitir simulações de diferentes densidades mamárias.

O *phantom* Cleópatra se mostrou compatível com outros simuladores, considerando os propósitos de controle de qualidade. E na parte de simulação de mamas reais, foi possível validar com técnicas de análise de imagens, via atributos de textura que apontaram semelhanças entre regiões de interesse recortadas do *phantom* e de imagens de mama real.

Por fim é válido ressaltar que a confecção do Cleópatra com dupla função, controle de qualidade e antropomórfico, pode ser uma ferramenta que auxilie na elaboração de bases de imagens para serem utilizadas em testes de processamento de imagem, uma vez que, ao realizar a imagem diariamente do *phantom*, automaticamente se gera imagens da parte antropomórfica, que pode ser composta de partes diferentes a cada aquisição.

VI.3 Trabalhos futuros

O objetivo principal do trabalho foi a obtenção de um objeto simulador capaz de atuar tanto no controle de qualidade de mamógrafos quanto na obtenção de imagens que consigam simular a mama real. O Cleópatra, caso seja de interesse, pode ser refeito adicionando outras estruturas de teste e outros materiais para a simulação de tecidos, tanto para a parte de controle de qualidade quanto a feita para a simulação da mama real. Além disso, outros atributos a serem retirados das imagens podem ser utilizados para a validação da semelhança entre a mama real e a mama *phantom*.

REFERÊNCIAS

ACR MAMMOGRAPHY ACCREDITATION. **ACR Mammography Accreditation**. [S. l.], 2014. Disponível em: <https://www.acr.org/Clinical-Resources/Accreditation>. Acesso em: 23 abr. 2023.

ALSSABBAGH, et al. Evaluation of nine 3D printing materials as tissue equivalent materials in terms of mass attenuation coefficient and mass density. **International Journal of ADVANCED AND APPLIED SCIENCES**, [s. l.], v. 4, n. 9, p. 168–173, 2017. Disponível em: <http://www.science-gate.com/IJAAS/V4I9/Alssabbagh.html>.

ALVES, Anderson; MAIA, Ana Figueiredo. **Desenvolvimento de simuladores de mama para controle de qualidade e treinamento**. 2015. - Universidade Federal de Sergipe, Sergipe, 2015.

ANVISA. **Ministério da Saúde-MS Agência Nacional de Vigilância Sanitária-ANVISA**. [S. l.: s. n.], 2021.

ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. [S. l.: s. n.], 2008.

BERGER, M.J. *et al.* **XCOM: Photon Cross Sections Database**. [S. l.], 2009. Disponível em: <https://www.nist.gov/pml/xcom-photon-cross-sections-database>. Acesso em: 21 ago. 2024.

BUSHBERG, J. T.; BOONE, J. M. **The Essential Physics of Medical Imaging 2ndEd**. [S. l.: s. n.], 2011.

BUSHONG, Stewart Carlyle. **CIÊNCIA RADIOLÓGICA para tecnólogos FÍSICA, BIOLOGIA E PROTEÇÃO 9ª EDIÇÃO**. [S. l.: s. n.], 2011.

CARNEIRO, Pedro Cunha. Classificação mamográfica por densidade mamária utilizando atributos de intensidade e textura. [s. l.], 2015.

CIPRIANO, C. D. C; KOBAYASHI, T. C. M. **CARLA DAYANNE CARDOSO CIPRIANO A IMPORTÂNCIA DO EXAME DE MAMOGRAFIA NA DETECÇÃO PRECOCE DO CÂNCER DE MAMA.** [S. l.: s. n.], 2021.

CIRS. **Tissue-Equivalent *Phantoms* for Mammography.** [S. l.: s. n.], 2013.

CUNHA DUARTE, Lauren DA *et al.* Aplicações de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Sistema de Energia Dispersiva (EDS) no Estudo de Gemas: exemplos brasileiros. [s. l.], v. 30, n. 2, p. 3–15, 2003.

DANCE, D R *et al.* **Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students.** [S. l.: s. n.], 2014. Disponível em: Acesso em: 23 abr. 2023.

DE FREITAS PEREGRINO, Antonio Augusto *et al.* Análise de custo-efetividade da idade de início do rastreamento mamográfico. **Revista brasileira de cancerologia**, [s. l.], v. 56, n. 2, p. 187–193, 2010.

DE SOUZA SABINO, Silvia Maria Prioli; WATANABE, Anapaula Hidemi Uema; DA COSTA VIEIRA, René Aloisio. Qualidade do exame de mamografia em rastreamento mamográfico. **Revista Brasileira de Mastologia**, [s. l.], v. 23, n. 2, p. 31–35, 2013.

DEDAVID, Berenice; ISSE GOMES, Carmem; MACHADO, Giovanna. **MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA.** [S. l.: s. n.], 2007. Disponível em: <https://editora.pucrs.br/edipucrs/acessolivre/livros/microscopia.pdf>. Acesso em: 24 maio 2024.

DEWERD, Larry; KISSICK, M. **The *Phantoms* of Medical and Health Physics: Devices for Research and Development.** [S. l.: s. n.], 2014.

FERREIRA, C. C. *et al.* Total mass attenuation coefficient evaluation of ten materials commonly used to simulate human tissue. *In:* , 2010. **Journal of Physics: Conference Series.** [S. l.]: Institute of Physics Publishing, 2010.

FERRER-ERES, M A *et al.* Archaeopolymetallurgical study of materials from an Iberian culture site in Spain by scanning electron microscopy with X-ray microanalysis, chemometrics and image analysis. **Microchemical Journal**, [s. l.], v. 95, n. 2, p. 298–305, 2010. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0026265X10000081>.

GARCÍA, Eloy *et al.* **Realistic compressed breast *phantoms* for medical physics applications**. [S. l.: s. n.], 2020.

GOLDSTONE, K E. **Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, in: ICRU Report 44, International Commission on Radiation Units and Measurements, USA (1989)**. [S. l.]: WB Saunders, 1990.

HAMMERSTEIN, G Richard *et al.* Absorbed Radiation Dose in Mammography1. **radiology**, [s. l.], 1979.

HARALICK, Robert M; SHANMUGAM, Karthikeyan; DINSTEN, Its' Hak. Textural features for image classification. **IEEE Transactions on systems, man, and cybernetics**, [s. l.], n. 6, p. 610–621, 1973.

ICRU48. **ICRU Report 48: *Phantoms* and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection**. [S. l.: s. n.], 1992. Disponível em: <https://journals.sagepub.com/toc/crub/os-25/1>. Acesso em: 19 jun. 2024.

INCA. **DADOS E NÚMEROS SOBRE CÂNCER DE MAMA - Relatório Anual**. [S. l.], 2022. Disponível em: https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/dados_e_numeros_site_cancer_mama_setembro2022.pdf. Acesso em: 28 maio 2023.

ISLAM, Sazirul *et al.* Study on the radiation attenuation properties of locally available bees-wax as a tissue equivalent bolus material in radiotherapy. **Radiation Physics and Chemistry**, [s. l.], v. 172, p. 108559, 2020.

IVANOV, Danail *et al.* Suitability of low density materials for 3D printing of physical breast *phantoms*. **Physics in Medicine & Biology**, [s. l.], v. 63, n. 17, p. 175020, 2018.

JOHNS, Paul C; YAFFE, Martin J. X-ray characterisation of normal and neoplastic breast tissues. **Physics in Medicine & Biology**, [s. l.], v. 32, n. 6, p. 675, 1987.

JORGE, Mariana Fernandes *et al.* Quantification of the collagen fibers of healthy and neoplastic mammary tissue in cats by the Picrossirius Red histochemical method. [s. l.], 2021.

KHAN, Faiz M; GIBBONS, John P. **Khan's the physics of radiation therapy**. [S. l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

KIARASHI, Nooshin *et al.* Development of realistic physical breast *phantoms* matched to virtual breast *phantoms* based on human subject data. **Medical physics**, [s. l.], v. 42, n. 7, p. 4116–4126, 2015.

KOPANS, Daniel B. Diagnóstico por imagem da mama. *In*: DIAGNÓSTICO POR IMAGEM DA MAMA. [S. l.: s. n.], 2008. p. 1062.

LAB 3D. **Aprenda como escolher o tipo e percentual de preenchimento na impressão 3D**. [S. l.], 2019. Disponível em: <https://3dlab.com.br/preenchimento-na-impressao-3d/>. Acesso em: 15 out. 2023.

MANKOVICH, Nicholas J *et al.* Synthetic tomographic image *phantom* for 3D validation. *In*: , 1993. **Medical Imaging 1993: Image Capture, Formatting, and Display**. [S. l.]: SPIE, 1993. p. 170–176.

MORGAN, Maria P; COOKE, Michelle M; MCCARTHY, Geraldine M. Microcalcifications associated with breast cancer: an epiphenomenon or biologically significant feature of selected tumors?. **Journal of mammary gland biology and neoplasia**, [s. l.], v. 10, p. 181–187, 2005.

OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. **Física das radiações**. [S. l.]: Oficina de textos, 2016.

OWEN, Harry. Early use of simulation in medical education. **Simulation in healthcare**, [s. l.], v. 7, n. 2, p. 102–116, 2012.

PAIXÃO, L *et al.* New method for generating breast models featuring glandular tissue spatial distribution. **Radiation Physics and Chemistry**, [s. l.], v. 119, p. 200–206, 2016.

PEREIRA, S L *et al.* Utilização de diferentes simuladores na avaliação da qualidade da imagem em mamografia digital. *In:* , 2013. **IX Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Safety-IRPA**. [S. l.: s. n.], 2013.

PERRY, Nicholas *et al.* European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. -summary document. **Oncology in Clinical Practice**, [s. l.], v. 4, n. 2, p. 74–86, 2008.

POLETTI, M E; GONÇALVES, O D; MAZZARO, I. X-ray scattering from human breast tissues and breast-equivalent materials. **Physics in Medicine & Biology**, [s. l.], v. 47, n. 1, p. 47, 2001.

PORTARIA GM/MS Nº 2.898. **PORTARIA Nº 2.898, DE 28 DE NOVEMBRO DE 2013**. 2013.

RDC Nº611. **Ministério da Saúde-MS Agência Nacional de Vigilância Sanitária-ANVISA**. [S. l.: s. n.], 2022. Disponível em: https://antigo.anvisa.gov.br/documents/10181/6407467/RDC_611_2022_.pdf/c552d93f-b80d-408e-92a0-9fa3573f6d46. Acesso em: 19 ago. 2024.

SAVI, Matheus Brum Marques Bianchi. **Estudo de materiais e desenvolvimento de um simulador antropomórfico de cabeça e pescoço por meio de impressão 3D**. 2022. - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2022.

SCOUTARIS, Nikolaos *et al.* SEM/EDX and confocal Raman microscopy as complementary tools for the characterization of pharmaceutical tablets. **International journal of pharmaceutics**, [s. l.], v. 470, n. 1–2, p. 88–98, 2014.

SILVA, Eliano Soares da; MELO, José Daniel Diniz. **Simulador radiográfico antropomórfico de mama humana**. 2012. - Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Rio Grande do Norte, 2012.

SOUSA, Maria Angélica Zucareli. **Desenvolvimento de um objeto simulador de mama: investigações da percepção visual da imagem e do desempenho de esquemas CADx**. 2018. - Universidade de São Paulo, São Carlos, 2018.

SOUSA, Maria A Z; SIQUEIRA, Paula N; SCHIABEL, Homero. Evaluation of a simulation procedure designed to recognize shape and contour of suspicious masses in mammography. *In: , 2015. Medical Imaging 2015: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment*. [S. l.]: SPIE, 2015. p. 276–281.

STALSBERG, Helge; THOMAS, David B. Age distribution of histologic types of breast carcinoma. **International journal of cancer**, [s. l.], v. 54, n. 1, p. 1–7, 1993.

STEMBERG, Débora Regina Malvesi. **Desenvolvimento de simulador mamográfico para avaliação de esquemas CAD**. 2010. - Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

TAILOR, Lauriston S. History of the International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU). **Health Physics**, [s. l.], v. 1, n. 3, p. 306–314, 1958.

TAPLIN, Stephen H *et al.* Screening mammography: clinical image quality and the risk of interval breast cancer. **American Journal of Roentgenology**, [s. l.], v. 178, n. 4, p. 797–803, 2002.

TAUHATA, Luiz *et al.* **Radioproteção e dosimetria: fundamentos**. [S. l.]: CBPF, 2003.

TAYLOR, Lauriston S. History of the International Commission on Radiological Protection (ICRP). **Health physics**, [s. l.], v. 1, n. 2, p. 97–104, 1958.

VALENTIN, Jack. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values: ICRP Publication 89. **Annals of the ICRP**, [s. l.], v. 32, n. 3–4, p. 1–277, 2002.

VIEIRA, Maria Eduarda Martins *et al.* Espectroscopia de energia dispersiva de raios-X (EDS) acoplada ao microscópio eletrônico de varredura (MEV): fundamentos e aplicações em produtos lácteos. **Research, Society and Development**, [s. l.], v. 10, n. 10, p. e262101018622–e262101018622, 2021.

APÊNDICES E ANEXOS

Apêndice A – Coeficientes de atenuação mássico dos materiais candidatos medidos no MEV/EDS.

Apêndice B – Coeficientes de atenuação mássico dos tecidos mamários de interesse.

Anexo A – Imagens do Objeto Simulador, Versão Final.

**APÊNDICE A – COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO MÁSSICO DOS
MATERIAIS CANDIDATOS MEDIDOS NO MEV/EDS.**

Energia (keV)	CA	CO9M1	CO7M1	Parafinas	Silicone	PETG	ABS	PLA	FV	PVC
10	3,11	2,89	2,94	2,37	5,19	3,42	3,09	4,57	15,01	17,70
10,5	2,70	2,51	2,55	2,06	4,50	2,96	2,68	3,97	13,05	15,40
11	2,36	2,20	2,23	1,81	3,94	2,59	2,35	3,47	11,41	13,50
11,5	2,08	1,94	1,97	1,60	3,46	2,28	2,07	3,06	10,04	11,90
12	1,85	1,72	1,75	1,43	3,07	2,02	1,84	2,71	8,89	10,60
12,5	1,65	1,54	1,56	1,28	2,73	1,81	1,64	2,41	7,91	9,39
13	1,48	1,38	1,41	1,15	2,45	1,62	1,47	2,16	7,06	8,40
13,5	1,34	1,25	1,27	1,05	2,20	1,46	1,33	1,95	6,34	7,54
14	1,22	1,14	1,16	0,96	1,99	1,33	1,21	1,77	5,72	6,80
14,5	1,11	1,04	1,06	0,88	1,81	1,21	1,11	1,61	5,17	6,15
15	1,02	0,96	0,97	0,81	1,65	1,11	1,01	1,47	4,70	5,59
15,5	0,94	0,88	0,89	0,75	1,51	1,02	0,93	1,35	4,28	5,09
16	0,87	0,82	0,83	0,70	1,39	0,94	0,86	1,24	3,91	4,65
16,5	0,81	0,76	0,77	0,65	1,28	0,87	0,80	1,15	3,59	4,27
17	0,75	0,71	0,72	0,61	1,19	0,81	0,75	1,06	3,30	3,92
17,5	0,70	0,66	0,67	0,57	1,10	0,76	0,70	0,99	3,04	3,61
18	0,66	0,62	0,63	0,54	1,03	0,71	0,66	0,92	2,81	3,34
18,5	0,62	0,59	0,60	0,51	0,96	0,67	0,62	0,87	2,60	3,09
19	0,59	0,56	0,56	0,49	0,90	0,63	0,59	0,81	2,42	2,87
19,5	0,56	0,53	0,54	0,46	0,84	0,60	0,56	0,77	2,25	2,67
20	0,53	0,50	0,51	0,44	0,80	0,57	0,53	0,72	2,10	2,49
20,5	0,50	0,48	0,49	0,42	0,75	0,54	0,50	1,12	1,97	2,33
21	0,48	0,46	0,46	0,41	0,71	0,51	0,48	1,12	1,84	2,18
21,5	0,46	0,44	0,44	0,39	0,67	0,49	0,46	1,08	1,73	2,05
22	0,44	0,42	0,43	0,38	0,64	0,47	0,44	1,04	1,63	1,92
22,5	0,42	0,41	0,41	0,36	0,61	0,45	0,42	1,00	1,53	1,81
23	0,41	0,39	0,40	0,35	0,58	0,43	0,41	0,96	1,45	1,71
23,5	0,39	0,38	0,38	0,34	0,56	0,42	0,39	0,92	1,37	1,61
24	0,38	0,37	0,37	0,33	0,53	0,40	0,38	0,87	1,29	1,52
24,5	0,37	0,35	0,36	0,32	0,51	0,39	0,37	0,83	1,23	1,44
25	0,36	0,34	0,35	0,31	0,49	0,38	0,36	0,80	1,17	1,37
25,5	0,35	0,33	0,34	0,31	0,48	0,36	0,35	0,76	1,11	1,30
26	0,34	0,33	0,33	0,30	0,46	0,35	0,34	0,72	1,06	1,24
26,5	0,33	0,32	0,32	0,29	0,44	0,34	0,33	0,69	1,01	1,18
27	0,32	0,31	0,31	0,29	0,43	0,34	0,32	0,66	0,96	1,12
27,5	0,31	0,30	0,31	0,28	0,41	0,33	0,31	0,63	0,92	1,07
28	0,31	0,30	0,30	0,27	0,40	0,32	0,31	0,60	0,88	1,03
28,5	0,30	0,29	0,29	0,27	0,39	0,31	0,30	0,58	0,84	0,98
29	0,29	0,28	0,29	0,28	0,38	0,30	0,29	0,56	0,81	0,94
29,5	0,29	0,28	0,28	0,26	0,37	0,30	0,29	0,53	0,78	0,90
30	0,28	0,27	0,28	0,26	0,36	0,29	0,28	0,52	0,75	0,87

**APÊNDICE B – COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO MÁSSICO DOS
TECIDOS MAMÁRIOS DE INTERESSE.**

Energia (keV)	Tecido Adiposo ¹	Tecido Glandular ¹	ICRU 44 ²	ICRP 89 ¹	Pele ¹
10	3,27	4,30	3,95	3,45	4,95
10,5	2,84	3,73	3,43	3,00	4,29
11	2,49	3,26	3,00	2,62	3,75
11,5	2,22	2,87	2,64	2,31	3,29
12	1,95	2,54	2,34	2,05	2,92
12,5	1,74	2,26	2,09	1,83	2,60
13	1,57	2,03	1,88	1,65	2,32
13,5	1,42	1,83	1,69	1,49	2,09
14	1,29	1,66	1,54	1,35	1,89
14,5	1,18	1,51	1,40	1,24	1,72
15	1,08	1,38	1,28	1,13	1,57
15,5	1,00	1,27	1,18	1,04	1,44
16	0,92	1,17	1,09	0,97	1,32
16,5	0,86	1,08	1,01	0,90	1,22
17	0,8	1,00	0,94	0,84	1,13
17,5	0,75	0,94	0,88	0,78	1,06
18	0,71	0,87	0,82	0,73	0,98
18,5	0,67	0,82	0,77	0,69	0,92
19	0,63	0,77	0,73	0,65	0,86
19,5	0,6	0,73	0,69	0,62	0,81
20	0,57	0,69	0,65	0,59	0,77
20,5	0,54	0,65	0,62	0,56	0,73
21	0,52	0,62	0,59	0,53	0,69
21,5	0,5	0,59	0,56	0,51	0,66
22	0,48	0,57	0,54	0,49	0,62
22,5	0,46	0,54	0,51	0,47	0,60
23	0,44	0,52	0,49	0,45	0,57
23,5	0,43	0,5	0,48	0,44	0,55
24	0,41	0,48	0,46	0,42	0,53
24,5	0,4	0,46	0,44	0,41	0,51
25	0,39	0,45	0,43	0,4	0,49
25,5	0,38	0,43	0,41	0,39	0,49
26	0,37	0,42	0,40	0,37	0,45
26,5	0,36	0,41	0,39	0,36	0,44
27	0,35	0,40	0,38	0,36	0,43
27,5	0,34	0,38	0,37	0,35	0,41
28	0,33	0,37	0,36	0,34	0,40
28,5	0,32	0,36	0,35	0,33	0,39
29	0,32	0,36	0,34	0,32	0,38
29,5	0,31	0,35	0,34	0,32	0,37
30	0,31	0,34	0,33	0,31	0,36

1 (Valentin, 2002)

2 (Goldstone, 1990)

ANEXO A – IMAGENS DO OBJETO SIMULADOR, VERSÃO FINAL

Figura 66 – Fotos das composições possíveis para a parte da Mama Real com todos os seus componentes.



A) MR. Inf. + MR. Sup. 1 + Tampa MR.;



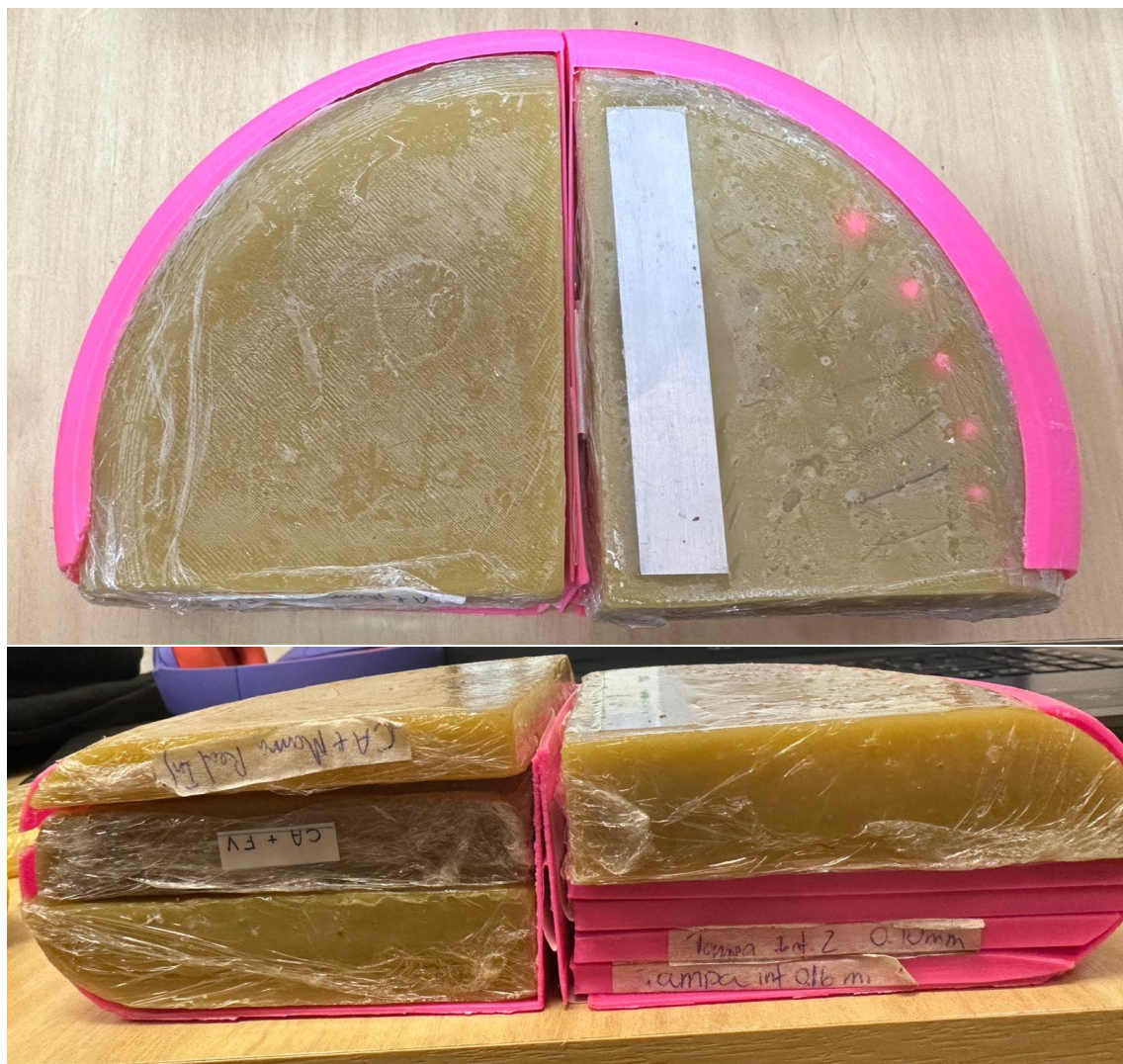
B) MR. Inf. + MR. Sup. 3 + Tampa MR.;



C) MR. Inf. + MR. Sup. 4 + Tampa MR.

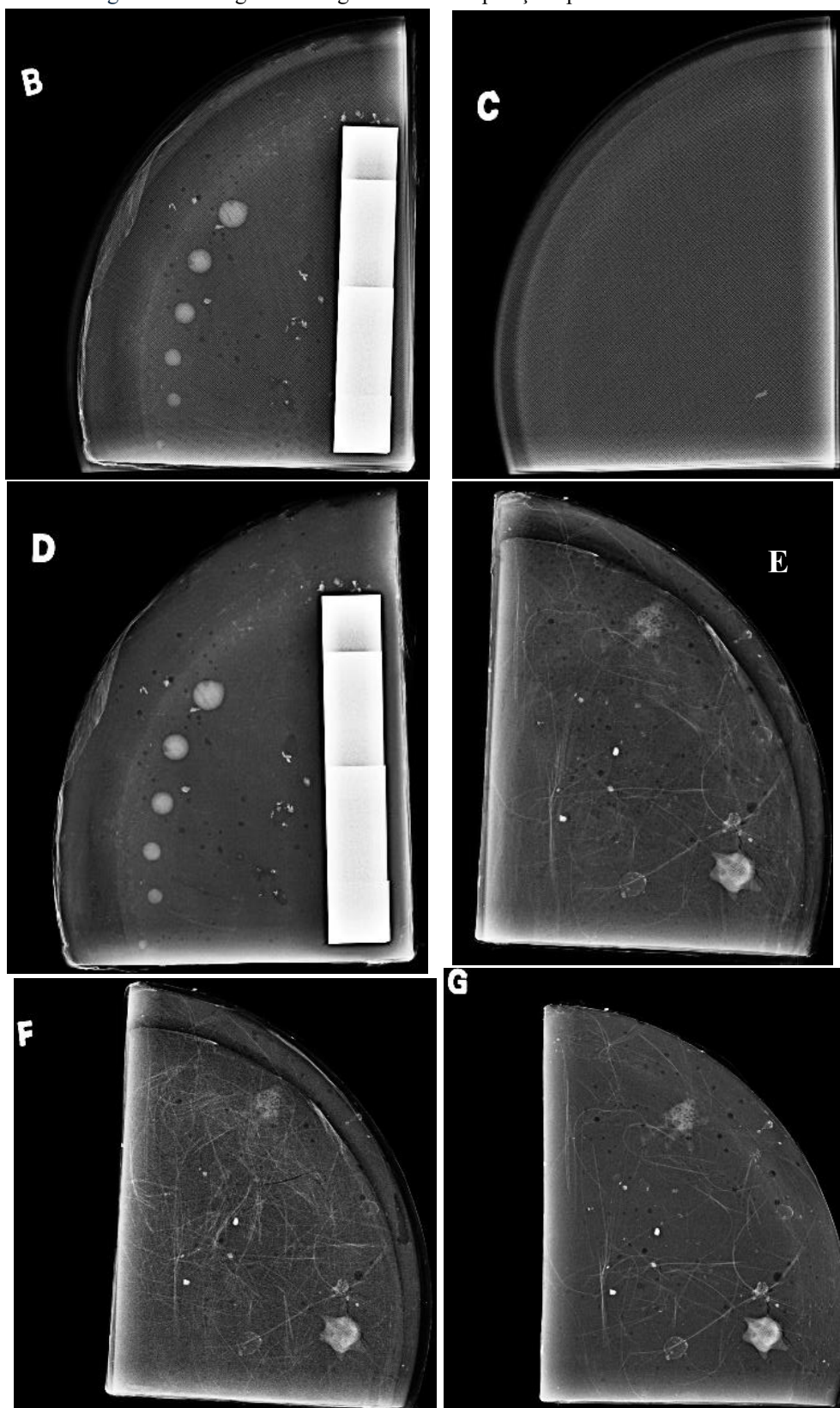
Fonte: Autoria própria, 2024.

Figura 67 – Objeto simulador completo com os componentes de Controle de Qualidade e Mama Real.
Visão superior e visão lateral do objeto simulador completo.



Fonte: Autoria própria, 2024.

Figura 68 – Imagem mamográfica das composições presente na Tabela 26.



Fonte: Autoria própria, 2024.