



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

MARIA CLARA MENDES DOS SANTOS

DESENVOLVIMENTO E APRIMORAMENTO DE *PHANTOMS* ANTROPOMÓRFICOS
MAMOGRAFICOS

Uberlândia
2025

MARIA CLARA MENDES DOS SANTOS

DESENVOLVIMENTO E APRIMORAMENTO DE *PHANTOMS* ANTROPOMÓRFICOS
MAMOGRAFICOS

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

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Ana Claudia Patrocínio

Uberlândia

2025

Ficha catalográfica

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

S237d Santos, Maria Clara Mendes dos, 2000-
2025 Desenvolvimento e aprimoramento de phantoms antropomórficos
mamográficos [recurso eletrônico] / Maria Clara Mendes dos Santos. -
2025.

Orientadora: Ana Claudia Patrocínio.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica.

Modo de acesso: Internet.

Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2026.5550>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

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

CDU: 62:61

André Carlos Francisco
Bibliotecário-Documentalista - CRB-6/3408



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Biomédica

Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG,
CEP 38400-902

Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppgeb.feelt.ufu.br - ppegb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 128, PPGEB				
Data:	dezesesseis de dezembro de dois mil e vinte e cinco	Hora de início:	15:00	Hora de encerramento:	17:45
Matrícula do Discente:	12322EBI003				
Nome do Discente:	Maria Clara Mendes dos Santos				
Título do Trabalho:	DESENVOLVIMENTO E APRIMORAMENTO DE <i>PHANTOMS</i> ANTROPOMÓRFICOS MAMOGRAFICOS				
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 Anfiteatro 1E, 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: Pedro Cunha Carneiro - FEELT/UFU; Homero Schiabel - USP; 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 16/12/2025, às 17:36, 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 16/12/2025, às 17:36, 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 **Pedro Cunha Carneiro, Professor(a) do Magistério Superior**, em 16/12/2025, às 17:36, 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 **6942873** e o código CRC **70E4AB53**.

Referência: Processo nº 23117.088988/2025-85

SEI nº 6942873

Dedico este trabalho a minha amada família,
meus pais, meu irmão, meu namorado, meus
avós, padrinhos, tios e primos e a todos
aqueles que, de perto ou de longe, caminham
comigo e que são presentes de Deus em minha
vida.

AGRADECIMENTOS

Agradeço imensamente a Deus, a Nossa Senhora e aos meus Amigos do Céu que me acompanharam, me conduziram nessa jornada e me proporcionaram oportunidades enriquecedoras, sem a graça dEles nada disso seria possível.

Agradeço muito também aos meus pais, Anderson e Monica e ao meu irmão Gabriel, que me incentivaram, estiveram ao meu lado nos choros de desespero e também de alegria, e me deram uma tremenda força, sem eles eu não estaria aqui.

Agradeço a toda minha família, em especial aos meus avós, por todas as ligações que demonstravam cuidado e carinho e por todas as velas colocadas aos pés de Nossa Senhora para os momentos desafiadores, ao meu padrinho e as minhas madrinhas, que nunca mediram esforços para me acompanhar, torcer por mim e me incentivar.

Agradeço, com muito carinho, ao meu namorado, que, entre idas e vindas, esteve presente durante todo o meu processo de formação, me acompanhando, me incentivando, me acolhendo e me ensinando tanto.

Agradeço, de uma forma muito especial, a minha companheira de todos os momentos (todos mesmo) desse trajeto, minha querida Jade Maria, que esteve ao meu lado durante todas as angústias e alegrias, principalmente durante a escrita da minha dissertação, deitada nos meus pés.

Agradeço, de uma forma muito importante, primeiramente a minha querida orientadora e amiga Prof^a. Dra. Ana Claudia Patrocinio, por todos os ensinamentos, não só acadêmicos, mas também de vida, e por ser essa mulher forte que tanto admiro. Agradeço também ao Prof. Dr. Pedro Cunha Carneiro, com quem pude aprender tanto conhecimento, de uma forma leve e divertida. E por fim, agradeço ao Prof. Dr. Homero Schiabel, que foi um presente que ganhei durante minha formação, é um privilégio poder ter presenciado e testemunhado tanta sabedoria em nossas conversas.

Agradeço imensamente a todos que, de uma forma ou de outra, fizeram parte da minha formação, seja no Primário, no Ensino Fundamental ou no Ensino Médio, seja na Faculdade ou na Pós-graduação, é um privilégio ter tido pessoas tão capacitadas em meu caminho. E a todos aqueles que passaram pela minha vida, os que ainda se fazem presentes e os que já se foram, obrigada por tudo!

“Parece-me que agora nada me impede de levantar voo (...)”

Santa Terezinha do Menino Jesus

RESUMO

Considerando o alto custo, a acessibilidade limitada e a baixa reprodutibilidade dos *phantoms* mamográficos disponíveis no mercado, vários estudos propuseram modelos alternativos utilizando materiais mais acessíveis, como o Maria *Phantom*. Esse modelo foi originalmente projetado para simular diferentes densidades mamárias utilizando camadas de parafina em gel e filmes de PVC (Policloreto de Vinila) dispostos aleatoriamente. No entanto, as placas se deformavam com o tempo e variavam em tamanho, resultando em bordas irregulares durante a aquisição da imagem. Para resolver essas limitações, este estudo teve como objetivo melhorar o Maria *Phantom*, reduzindo a deformação das camadas com cera de abelha, padronizando a geometria das placas e minimizando as irregularidades com moldes impressos em 3D. O novo modelo foi chamado de *Phantom* “BeeMamma”. A parafina em gel e a cera de abelha foram testadas como materiais equivalentes ao tecido adiposo, com a cera de abelha demonstrando maior durabilidade, facilidade de manuseio e comportamento radiológico semelhante ao tecido adiposo e à parafina em gel. Placas representando diferentes densidades mamárias foram fabricadas variando as quantidades de filme de PVC, e placas adicionais contendo microcalcificações simuladas e nódulos impressos em 3D foram incorporadas. As imagens do *Phantom* BeeMamma foram adquiridas em diferentes sistemas de mamografia e analisadas usando descritores de textura, incluindo as 14 características de Haralick, assimetria e curtose. Análises iniciais mostraram que a cera de abelha apresenta características radiográficas comparáveis ao tecido adiposo e oferece melhor estabilidade estrutural durante a fabricação e o armazenamento. A análise de atributos indicou que o *Phantom* BeeMamma reproduz tecidos mamários de densidades variadas de forma eficaz, preservando as características texturais observadas no Maria *Phantom*, ao mesmo tempo que supera as limitações relacionadas com irregularidades de forma, deformação e dificuldades de manuseamento. Além disso, o *Phantom* BeeMamma exibiu padrões de textura semelhantes aos das imagens mamográficas reais, comprovando a sua adequação para testar novas técnicas de processamento de imagens e validar esquemas CAD e CADx.

Palavras-chave: Análise de materiais, Análise de textura de imagem, CADx, Câncer de mama, *Phantom* mamográfico.

ABSTRACT

Considering the high cost, limited accessibility, and low reproducibility of commercially available mammographic phantoms, several studies have proposed alternative models using more accessible materials, such as the Maria Phantom. This model was originally designed to simulate different breast densities using layers of gel paraffin and PVC (polyvinyl chloride) films arranged randomly. However, the plates deformed over time and varied in size, resulting in irregular edges during image acquisition. To address these limitations, this study aimed to improve the Maria Phantom by reducing layer deformation using beeswax, standardizing plate geometry, and minimizing irregularities using 3D-printed molds. The new model was named “BeeMamma” Phantom. Gel paraffin and beeswax were tested as adipose-equivalent materials, with beeswax demonstrating greater durability, ease of handling, and radiological behavior like adipose tissue and gel paraffin. Plates representing different breast densities were fabricated by varying PVC film quantities, and additional plates containing simulated microcalcifications and 3D-printed nodules were incorporated. BeeMamma Phantom images were acquired on different mammography systems and analyzed using texture descriptors, including the 14 Haralick features, Skewness, and Kurtosis. Initial analyses showed that Beeswax presents radiographic characteristics comparable to adipose tissue and offers improved structural stability during manufacturing and storage. Attribute analysis indicated that BeeMamma Phantom reproduces breast tissues of varying densities effectively, preserving the textural characteristics observed in the Maria Phantom while overcoming limitations related to shape irregularities, deformation and handling difficulties. Furthermore, BeeMamma Phantom exhibited texture patterns like those of real mammographic images, supporting its suitability for testing new image-processing techniques and validating CAD and CADx schemes.

Keywords: Materials Analysis, Image texture analysis, CADx, Breast Cancer, Mammographic Phantom.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Anatomia da mama, com representação dos lobos, dutos, mamilo, aréola, linfonodos e estruturas adjacentes.	16
Figura 2 - Mamografia digital em incidência mediolateral, evidenciando a distribuição dos tecidos adiposo e fibroglandular.....	17
Figura 3 - Classificação de densidades ACR BI-RADS®, (a) Categoria A, (b) Categoria B, (c) Categoria C e (d) Categoria D.	18
Figura 4 - Mamografia de uma mama direita com nódulo denso e espiculado.....	19
Figura 5 - Forma dos nódulos, (a) ovalada, (b) arredondada.	20
Figura 6 - Contorno dos nódulos: (a) regular, (b) lobulado, (c) irregular, (d) espiculado.....	20
Figura 7 - Exemplo de microcalcificações, conforme a classificação proposta por Le Gal (1984): (a) Microcalcificações com centro claro, (b) Microcalcificações arredondadas, (c) Microcalcificações puntiformes, (d) Microcalcificações irregulares, (e) Microcalcificações ramificadas.....	22
Figura 8 - Assimetria entre as mamas, (a) focal, (b) difusa.....	23
Figura 9 - (a) Componentes de um equipamento de mamografia. (b) Esquema de funcionamento de um sistema de mamografia.	27
Figura 10 - Phantom "Rachel"......	37
Figura 11 - (a) Phantom ACR Gammex 156; (b) Layout das inserções no phantom.	38
Figura 12 - Phantom Maria (a) Placas com filme de PVC submerso em parafina em gel. (b) Placas de parafina gel. (c) Phantom montado para ser radiografado. (d) Imagem mamográfica de uma das configurações do phantom.....	41
Figura 13 - Objetos simuladores de mama real (a) Componentes do phantom Mama Real; (b) Imagem mamográfica de uma das composições possíveis do objeto simulador de mama real.	43
Figura 14 - (a) e (b) Molde feito de papelão, revestido de papel alumínio, utilizado na produção das placas do Phantom Maria (SOUSA, 2017).	49
Figura 15 - Modelos desenvolvidos no software Autodesk Fusion para (a) Molde e (b) Contenção. (c) e (d) Molde impresso em 3D com PLA. (e) e (f) Contenção impressa em 3D com PLA.....	50
Figura 16 - Forma de contenção em TPU.....	51

Figura 17 - (a) e (b) Molde de papel manteiga para facilitar a retirada das placas produzidas da forma.....	51
Figura 18 - Primeiros protótipos produzidos para teste dos materiais compostos por cera de abelha, cera odontológica e parafina.	52
Figura 19 - Registros da primeira produção: (a) Parafina em gel pesada para confecção das placas. (b) Placa de parafina em gel sendo revestida de filme PVC. (c) Mistura de cera odontológica, parafina em gel e filme PVC. (d) Cera de abelha e parafina em gel sendo misturadas.....	53
Figura 20 - (a), (b) e (c) Placas de parafina em gel.	53
Figura 21 - (a) e (b) Placas de Cera Odontológica e Parafina em gel.	54
Figura 22 - (a) Placa de Cera Odontológica no molde para ser desenformada. (b) e (c) Placas de Cera Odontológica.....	54
Figura 23 - (a) Placa de Cera Odontológica no molde para ser desenformada. (b) e (c) Placas de Cera Odontológica.....	54
Figura 24 - (a) Fibras de vidro. (b) Fibras de vidro desfiadas para serem inseridas na placa. (c) Placa de Cera Odontológica e parafina em Gel com fibra de vidro.	55
Figura 25 - (a) Fibras de vidro desfiadas para serem inseridas na placa. (b) Placa de Cera Odontológica e Parafina em Gel com fibra de vidro.	55
Figura 26 - (a) Placa de Parafina em gel no molde. (b) e (c) Placa de Parafina em gel.....	56
Figura 27 - Placa de Cera de abelha.	56
Figura 28 - Placa de Cera de Abelha e Parafina em gel.	56
Figura 29 - (a) Molde com nódulos e fibras de vidro, preparado para colocar a mistura (b) Placa de cera de abelha e parafina em gel, com nódulos e fibras de vidro.	57
Figura 30 - (a) Molde com nódulos e fibras de vidro, preparado para colocar a mistura. (b) Molde com a mistura de cera odontológica e parafina em gel, fibras de vidro e nódulos.	57
Figura 31 - Exemplos de nódulos desenvolvidos computacionalmente.....	58
Figura 32 - (a) 18g de filme PVC e fibra de vidro compactados manualmente no formato da placa para serem inseridos na cera de abelha. (b) Placa de cera de abelha com 18g de filme PVC.	59
Figura 33 - (a) 12g de filme PVC e fibra de vidro compactados manualmente no formato da placa para serem inseridos na cera de abelha. (b) Placa de cera de abelha com 12g de filme PVC.	59
Figura 34 - (a) 6g de filme PVC e fibra de vidro compactados manualmente no formato da placa para serem inseridos na cera de abelha. (b) Placa de cera de abelha com 6g de filme PVC.....	59

Figura 35 - (a) Fragmentos irregulares de PVC para simular microcalcificações. (b) Placa de cera de abelha com microcalcificações.	60
Figura 36 - Phantom BeeMamma em seu formato final.	60
Figura 37 - Exemplo das placas dispostas para aquisição das imagens.	62
Figura 38 - (a) Phantom Maria. (b) e (c) Phantom BeeMamma com e sem a forma de contenção.	65
Figura 39 - ROIs das placas compostas por parafina em gel, cera de abelha e uma mistura de cera de abelha e parafina em gel.....	66
Figura 40 - Atributos de textura dispostos em gaussianas para análise comparativa entre as disposições: Original, parafina em gel (P), cera de abelha (CA) e parafina em gel + cera de abelha (CAP).	68
Figura 41 - Atributos de Haralick selecionados para melhor comparação visual entre as placas Original, Parafina em gel, Cera de Abelha e Parafina em gel + Cera de Abelha para as seguintes configurações: (a) Configuração 1; (b) Configuração 2; (c) Configuração 3; (d) Configuração 4; (e) Configuração 5 e (f) Configuração 6.	71
Figura 42 - Configuração 5 – ROIs analisadas.....	73
Figura 43 - Diferença entre os descritores extraídos da placa original e as novas placas.	74
Figura 44 - Diferença média, em porcentagem, entre os atributos correspondentes as novas placas e as placas originais.	75
Figura 45 - ROIs extraídas das imagens de (a) mama real, (b) Phantom Maria, (c) Phantom BeeMamma, todas elas selecionadas de forma aleatória.....	77
Figura 46 - Curvas gaussianas dos descritores de textura extraídos para comparação entre o Phantom BeeMamma (BM) e o Phantom Maria.	78
Figura 47 - Curvas gaussianas dos descritores de textura extraídos para comparação entre mama real, Phantom Maria e Phantom BeeMamma (BM).	81
Figura 48 - Imagens mamográficas do (a) Phantom Maria e (b) Phantom BeeMamma, usando a mesma configuração (Tabela 2).	85
Figura 49 - Phantom BeeMamma composto por Cera de Abelha, Cera de Abelha e Parafina em gel e (a) 6g de PVC, (b) 12g de PVC e (c) 18g de PVC.	86
Figura 50 - Phantom BeeMamma composto por Cera de Abelha, Cera de Abelha e Parafina em gel com Nódulos e (a) 6g de PVC, (b) 12g de PVC e (c) 18g de PVC.	86
Figura 51 - Phantom BeeMamma composto por Cera de Abelha e Parafina em gel, Cera de Abelha com Microcalcificações e (a) 6g de PVC, (b) 12g de PVC e (c) 18g de PVC.....	87

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Classificação proposta por Michele Le Gal (1984).....	22
Tabela 2 - Configurações de referência adotadas para a aquisição das imagens, com placas do Phantom Maria (Sousa, 2017) e do acervo LAPIMO, denominadas como “Original”.....	67
Tabela 3- Diferença média entre os atributos extraídos para as imagens correspondentes as novas placas e as placas originais, em valores absolutos.	75

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D — Tridimensional

ABS — Acrilonitrila Butadieno Estireno

ACR — American College of Radiology

AEC — *Automatic Exposure Control* / Controle Automático de Exposição

ANVISA — Agência Nacional de Vigilância Sanitária

BI-RADS® — Breast Imaging Reporting and Data System

BM — *Phantom BeeMamma*

CA — Cera de Abelha

CAD — *Computer-Aided Diagnosis* / Diagnóstico Assistido por Computador

CADe — *Computer-Aided Detection* / Detecção Assistida por Computador

CADx — *Computer-Aided Diagnosis* / Diagnóstico Assistido por Computador

CAP — Cera de Abelha e Parafina em Gel

CBR — Colégio Brasileiro de Radiologia

CIDI — Centro Integrado de Diagnóstico por Imagem

CIRS — Computerized Imaging Reference Systems

cm — Centímetro

cm³ — Centímetro cúbico

DR — *Digital Radiography* / Radiografia Digital

EESC — Escola de Engenharia de São Carlos

FDA — Food and Drug Administration

FMRP — Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

g — Grama

GIM-UFU — Grupo de Imagens Médicas da Universidade Federal de Uberlândia

GLCM — *Gray Level Co-occurrence Matrix* / Matriz de Coocorrência de Níveis de Cinza

HC — Hospital das Clínicas

IAEA — *International Atomic Energy Agency* / Agência Internacional de Energia Atômica

ICRU — *International Commission on Radiation Units and Measurements* / Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação

INCA — Instituto Nacional de Câncer

JA — Identificação de placa pertencente ao acervo do LAPIMO

JB — Identificação de placa pertencente ao acervo do LAPIMO

keV — Quiloelétron-volt

kV — Quilovolt

LAPIMO — Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas

LAPIMO-USP — Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas da Universidade de São Paulo

mAs — Miliampère-segundo

mm — Milímetro

MS — Ministério da Saúde

NIST — National Institute of Standards and Technology

P — Parafina em Gel

PET — Polietileno Tereftalato

PLA — Ácido Polilático

PMMA — Polimetilmetacrilato

PVC — Policloreto de Vinila

PVA — Álcool Polivinílico

RDC — Resolução da Diretoria Colegiada

ROI — *Region of Interest* / Região de Interesse

SP — São Paulo

TPU — Poliuretano Termoplástico

UFU — Universidade Federal de Uberlândia

USP — Universidade de São Paulo

Z — Número atômico

μ — Coeficiente de atenuação linear

μ/ρ — Coeficiente de atenuação mássico

SUMÁRIO

RESUMO.....	12
ABSTRACT	13
LISTA DE FIGURAS.....	14
LISTA DE TABELAS.....	17
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	18
1. INTRODUÇÃO.....	12
1.1 OBJETIVOS	14
1.1.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	14
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
2.1 COMPOSIÇÃO MAMÁRIA.....	15
2.1.1 ANATOMIA DA MAMA.....	15
2.1.2 ANATOMIA RADIOLÓGICA DA MAMA	16
2.1.3 DENSIDADE MAMÁRIA E CLASSIFICAÇÃO BI-RADS.....	17
2.1.4 LESÕES.....	19
2.2 PRINCÍPIOS FÍSICOS DA FORMAÇÃO DA IMAGEM	23
2.2.1 EFEITO FOTOELÉTRICO.....	25
2.2.2 EFEITO RAYLEIGH	25
2.2.3 EFEITO COMPTON	26
2.3 MAMOGRAFIA	26
2.3.1 MAMOGRAFIA CONVENCIONAL E MAMOGRAFIA DIGITAL	29
2.4 EXTRAÇÃO DE ATRIBUTOS	29
2.4.1 ATRIBUTOS GEOMÉTRICOS	30
2.4.2 ATRIBUTOS <i>WAVELETS</i> E DE FREQUÊNCIA	30
2.4.3 ATRIBUTOS DE INTENSIDADE	30
2.4.4 ATRIBUTOS DE TEXTURA.....	31
2.5 SISTEMAS CAD	34
2.5.1 SISTEMAS CADe E CADx	34
3. OBJETOS SIMULADORES DE ÓRGÃOS (<i>PHANTOMS</i>)	36
3.1 OBJETOS SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS DE MAMA	37
4. ESTADO DA ARTE	39
4.1 ESTUDO DOS OBJETOS SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS	39
4.2 ESTUDO DOS MATERIAIS TECIDO EQUIVALENTES	45

5. METODOLOGIA.....	48
5.1 CONFECCÃO DAS FORMAS E DOS MOLDES	48
5.2 CONFECCÃO DAS PLACAS.....	52
5.2.1 PLACAS SIMULADORAS DE MAMAS GORDUROSAS	52
5.2.2 MAMAS DENSAS	58
5.3 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS	60
6. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	65
6.1 RESULTADOS DOS PRIMEIROS PROTÓTIPOS - TECIDOS MAMÁRIOS DE MENOR DENSIDADE.....	66
6.2 RESULTADOS DOS PROTÓTIPOS FINAIS – <i>PHANTOM</i> BEEMAMMA	76
7. CONCLUSÃO.....	88
7.1. TRABALHOS FUTUROS	89

1. INTRODUÇÃO

O câncer de mama é a segunda neoplasia mais incidente entre mulheres brasileiras, com predominância nas áreas sul e sudeste, e também é a que apresenta maior número de óbitos (INCA, 2022b). De acordo com o Instituto Nacional do Câncer, calcula-se cerca de 73610 novos casos por ano, durante o período de 2023 a 2025, sendo que, no ano de 2022, mais de 19 mil mulheres morreram em decorrência dessa doença (INCA, 2022a; INCA, 2024). Em busca de reduzir esses números alarmantes, novas técnicas têm sido estudadas para proporcionar melhores condições de visualização e detecção dessa doença, visto que o câncer de mama, quando diagnosticado e tratado de forma precoce, apresenta bom prognóstico, aumento nas chances de cura e redução na taxa de mortalidade (INCA, 2024).

A mamografia é o principal exame para a detecção do câncer de mama ainda em seu estágio inicial, desempenhando um papel significativo no rastreamento das neoplasias mamárias e na redução do número de óbitos. A imagem é formada por um mamógrafo, a partir da detecção dos raios X que atravessam as estruturas do tecido mamário de diferentes formas, devido aos coeficientes de atenuação linear e as densidades que cada uma delas apresenta (WHITMAN, HAYGOOD, 2012). Devido à similaridade entre os níveis de absorção dos tecidos e à necessidade de identificar lesões muito pequenas, como microcalcificações, a técnica exige imagens de alta qualidade e compressão adequada da mama (SOUSA, 2017).

De modo a garantir que os padrões de qualidade dos exames mamográficos estejam dentro do exigido pelas normas, conforme a RDC nº611, de 9 de março de 2022, ou seja, que as imagens estejam adequadas para análise e que a dose de radiação entregue ao paciente esteja dentro dos limites estabelecidos, os equipamentos devem ser testados e os profissionais atuantes nessa área, treinados (ANVISA, 2022). Para que isso seja feito sem que haja exposição dos seres humanos à radiação de forma desnecessária, são utilizados os chamados *phantoms*, ou objetos simuladores de tecidos humanos.

Além disso, novas tecnologias vêm sendo desenvolvidas para aumentar a precisão do diagnóstico em mamografia, como é o caso dos esquemas de detecção / diagnóstico assistidos por computador (CAdE e CAdx). Durante o processo de desenvolvimento desses sistemas, é essencial que as técnicas de processamento de imagem envolvidas sejam amplamente testadas a partir de um grande conjunto de imagens mamográficas que representam uma variedade de casos com diferentes tipos de lesões. No entanto, como as bases de dados disponíveis são de difícil acesso, escassas e não apresentam a variabilidade necessária em termos de especificações de lesões e diversidade dos equipamentos utilizados para a realização dos testes, o emprego de

phantoms na aquisição de imagens que possam gerar esse conjunto de dados se torna uma alternativa fundamental.

Objetos simuladores, ou *phantoms*, são modelos desenvolvidos para reproduzir os parâmetros anatômicos, estruturais e radiográficos dos tecidos biológicos e assim proporcionar uma análise rigorosa da interação da radiação com o corpo humano (IAEA, 2011). O *phantom* de mama, essencial para a avaliação dos mamógrafos, para a realização de estudos científicos e de testes para o emprego de novas tecnologias na rotina clínica, deve replicar com precisão a anatomia e as patologias da mama, incluindo detalhes como microcalcificações e massas tumorais simuladas (SARNO *et al.*, 2023). Tendo em vista o difícil acesso a esses simuladores, principalmente, devido à escassez de fabricantes e ao seu elevado custo, pesquisadores têm buscado, cada vez mais, desenvolvê-los utilizando materiais econômicos e de fácil alcance (PINHEIRO, 2024) como o proposto no trabalho de Sousa, (2017).

O *phantom* desenvolvido por Sousa, (2017) é composto por várias placas, ou camadas, constituídas apenas de parafina em gel ou de filme de PVC submerso na parafina em gel, em uma distribuição não uniforme. Essa proporção, além de permitir a obtenção de inúmeros padrões de imagem, proporciona também a simulação de diferentes parâmetros de densidade da mama, por meio da variação aleatória de tamanho, forma, contraste e da distribuição de lesões. De acordo com a análise das imagens, obtidas a partir da disposição das placas de diferentes formas, e de sua comparação com as imagens clínicas de mamas reais, os materiais utilizados na produção apresentaram características radiográficas altamente similares aos tecidos mamários e, por isso, foram considerados bons para serem utilizados na simulação (SOUSA, 2017). Porém, após uma análise, principalmente visual, das imagens obtidas do *phantom*, observaram-se irregularidades nas bordas, decorrentes da ausência de padronização dimensional das placas, além de deformações relacionadas ao manuseio e ao armazenamento.

Essas irregularidades podem comprometer estudos baseados em sistemas CAD e CADx, pois dificultam a segmentação consistente das regiões de interesse para análise, introduzem variações geométricas não controladas e reduzem a reprodutibilidade entre aquisições. Dessa forma, as bordas irregulares e a deformação das placas não representam apenas uma limitação visual, mas também uma variabilidade experimental que interfere na comparação entre imagens, na extração de atributos e na validação de algoritmos de processamento para serem empregados nos esquemas de detecção / diagnóstico assistidos por computador.

Como a análise proposta neste estudo se baseia no reconhecimento de padrões entre imagens, os métodos de extração de atributos de textura e descritores de Haralick foram utilizados como ferramentas para validar a semelhança textural entre o *Phantom* “BeeMamma”,

o *Phantom* Maria, desenvolvido por Sousa (2017), e imagens mamográficas reais. Essa comparação permite verificar se as modificações propostas, incluindo a substituição de materiais, a padronização geométrica das placas, a redução de deformações e a melhoria no manuseio, preservam características relevantes para aplicações em processamento de imagens e para a validação de esquemas CAD e CADx.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho é desenvolver e aprimorar um objeto simulador de mama, com base no modelo previamente desenvolvido por Sousa (2017), buscando minimizar a irregularidade das bordas nas imagens, padronizar o tamanho e o formato das placas, reduzir deformações e avaliar o uso de novos materiais na confecção.

1.1.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Este trabalho apresenta os seguintes objetivos específicos:

- Desenvolver formas semicirculares impressas em 3D, para serem utilizadas como molde para a confecção das placas e como contenção das camadas durante seu empilhamento para aquisição das imagens;
- Produzir as placas iniciais com os materiais com semelhança radiográfica correspondente aos tecidos adiposos para a energia empregada na mamografia (PINHEIRO, 2024), avaliando sua eficácia na simulação de mamas predominantemente gordurosas;
- Confeccionar placas destinadas à simulação de diferentes densidades mamárias, inserindo filme PVC em diferentes quantidades, conforme a metodologia adotada por Sousa (2017);
- Desenvolver um objeto simulador mamográfico, denominado “BeeMamma”, incorporando todas as melhorias realizadas em relação ao *Phantom* Maria, para ser utilizado em esquemas CAD e CADx.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste Capítulo serão apresentados os fundamentos teóricos que foram utilizados para o desenvolvimento deste trabalho. Estudos relacionados a composição da mama, aos tipos de lesões, que muitas vezes são determinantes para o câncer de mama, ao exame de mamografia e seus processos físicos envolvidos, ao reconhecimento de padrões de imagens para a extração de características fundamentais para análise, aos objetos simuladores de mama e aos materiais utilizados, foram fundamentais para a confecção de algo que seja preciso e acessível para o emprego nas técnicas de diagnóstico desenvolvidas.

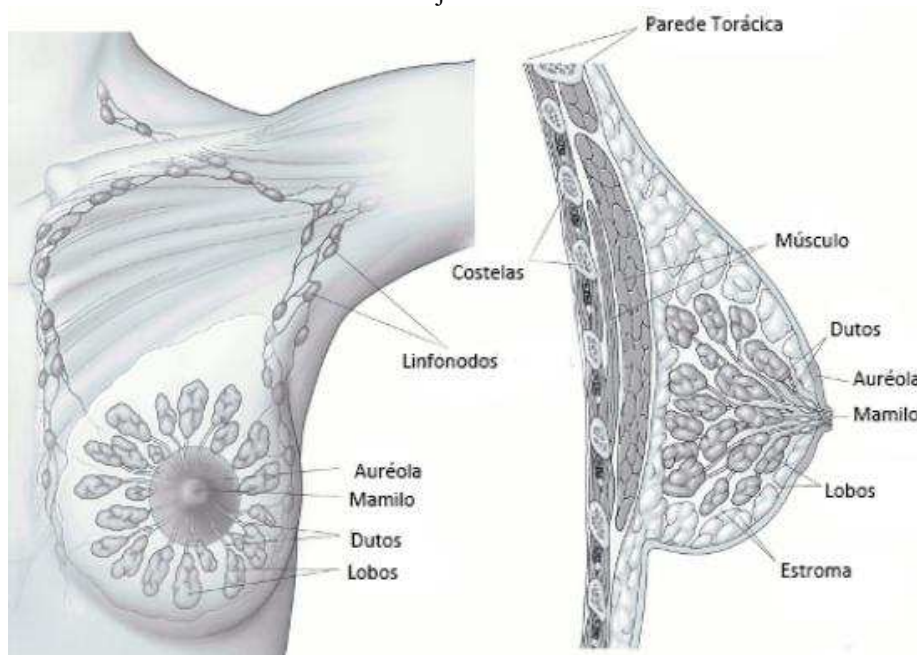
2.1 COMPOSIÇÃO MAMÁRIA

2.1.1 ANATOMIA DA MAMA

A glândula mamária é um órgão par, localizado na parede anterior e superior do tórax, sobre o músculo peitoral maior, situando-se entre a clavícula e a sexta costela e entre o esterno e a linha axilar média (KOPANS, 2008). É uma estrutura que apresenta diversas modificações ao longo da vida da mulher, influenciadas por fatores hormonais relacionados à puberdade, ao ciclo menstrual, à gestação, à lactação e à menopausa. A produção de leite durante o período de amamentação constitui uma de suas principais funções (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2017). De forma semelhante, nos homens, as mamas também são completamente formadas, porém, geralmente não se desenvolvem, apresentam pouco tecido adiposo e não sofrem as mesmas alterações hormonais com o passar do tempo (VIÉGAS, s.d.).

Do ponto de vista estrutural e funcional, conforme ilustrado na Figura 1, a mama é composta por lóbulos, responsáveis pela produção do leite, e por ductos, que conduzem esse leite até o mamilo (AMERICAN CANCER SOCIETY, 2021). O conjunto dos lóbulos forma de 15 a 20 lobos mamários, que são circundados por tecidos conjuntivos de sustentação, alternados com tecidos adiposos, e permeados por vasos sanguíneos e linfáticos. Toda a estrutura glandular é envolta por um tecido conjuntivo fibroso, denominado fáscia superficial, que se conecta com os ligamentos de Cooper, responsáveis pelo suporte estrutural ao parênquima mamário, e com a fáscia profunda, que envolve o músculo peitoral, garantindo fixação e estabilidade às glândulas mamárias (KARELLAS; GIGER, 2004). Essas ligações e conexões são vias pelas quais os tumores podem se espalhar (KOPANS, 2008).

Figura 1 - Anatomia da mama, com representação dos lobos, dutos, mamilo, aréola, linfonodos e estruturas adjacentes.



Fonte: Adaptado de American Cancer Society (2021).

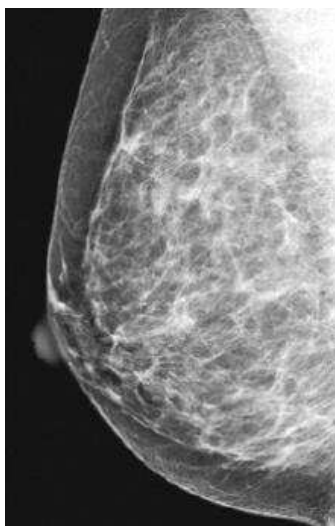
2.1.2 ANATOMIA RADIOLÓGICA DA MAMA

A mama é um órgão cuja forma, volume e desenvolvimento variam amplamente entre os indivíduos, influenciados por fatores, como idade, quantidade de tecido adiposo e grau de desenvolvimento glandular. Na mamografia, sua aparência radiológica depende da proporção entre o tecido adiposo, que é mais radiolúcido devido a sua menor densidade, e o tecido fibroglandular, composto pelo estroma e pelas glândulas, que, por apresentar maior densidade, é mais radiopaco. Essas diferenças de atenuação resultam nos diferentes tons de cinza observados na imagem, sendo que a sensibilidade do exame está diretamente relacionada à densidade mamária, definida pela predominância relativa desses tecidos (DANCE *et al.*, 2014).

Na mamografia, a pele apresenta-se como uma faixa fina e contínua, de densidade homogênea e radiopaca (mais clara), em contraste com o tecido adiposo circundante, que é menos denso e, portanto, mais escuro. As aréolas exibem uma opacidade central correspondente ao mamilo seguida pela região retroareolar, de formato triangular, que pode ocultar várias alterações ou tumores. Os ductos mamários normalmente não são visíveis, mas, quando dilatados, podem ser observados como estruturas lineares e mais claras. O tecido adiposo apresenta-se de forma radiolúcida, atravessado por linhas finas e claras correspondentes aos ligamentos de Cooper, enquanto as glândulas mamárias se mostram mais radiopacas. O músculo peitoral é homogeneamente radiopaco, assim como os vasos sanguíneos, que são mais

visíveis em mamas mais gordurosas, de forma fina, tortuosa e linear (BENEDETTO, 2016). A imagem de uma mama saudável em uma mamografia digital pode ser vista na Figura 2.

Figura 2 - Mamografia digital em incidência mediolateral, evidenciando a distribuição dos tecidos adiposo e fibroglandular



Fonte: (KOPANS, 2008).

2.1.3 DENSIDADE MAMÁRIA E CLASSIFICAÇÃO BI-RADS

A densidade mamária corresponde a proporção entre o tecido fibroglandular e o tecido adiposo, que é essencialmente a mesma entre as duas mamas, podendo apresentar apenas pequenas variações. No entanto, essa composição modifica-se ao longo da vida, com o aumento da densidade durante os períodos de maior estímulo hormonal e com sua redução gradativa após a menopausa, devido a atrofia do tecido glandular e predomínio do tecido adiposo (SOUSA, 2017).

A proporção entre o tecido adiposo e o tecido fibroglandular apresenta grande relação com o risco de desenvolvimento do câncer de mama, uma vez que a alta densidade da mama é um fator que pode dificultar ou até impedir a detecção de tumores malignos (SAFTLAS *et al.*, 1991; KATO *et al.*, 1995; BYNG *et al.*, 1998; VARGHESE *et al.*, 2012). O tecido fibroglandular, por ser mais denso, apresenta-se na imagem em tons mais claros de cinza, o que reduz o contraste entre as estruturas e prejudica a visualização e detecção de lesões, já que muitos tumores possuem níveis de cinza semelhantes a esse tecido (BAKIC *et al.*, 2009).

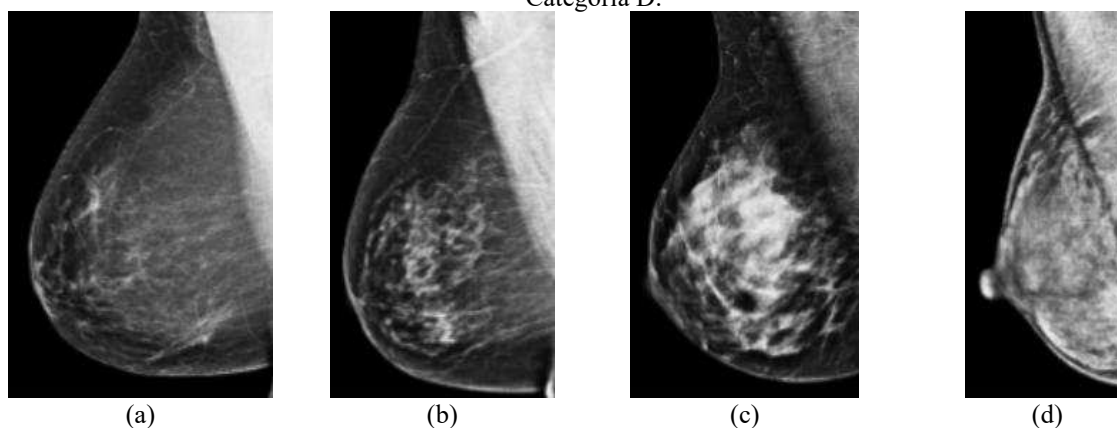
Considerando a relevância da densidade mamária na garantia de uma imagem com qualidade e de um diagnóstico cada vez mais preciso, visto que elas podem sinalizar, inclusive, a presença de tumores (ANDOLINA; LILLÉ, 2011), em 1993, membros de vários comitês do *American College of Radiology* (ACR), com colaboração do *National Cancer Institute, Centers*

for Disease Control and Prevention, Food and Drug Administration (FDA), American Medical Association, American College of Surgeons, e o College of American Pathologists, desenvolveram o *Breast Imaging Reporting and Data System* (BI-RADS®).

O objetivo dessa classificação é padronizar a linguagem e a organização dos laudos mamográficos, evitando possíveis erros de interpretação e ambiguidades, além de auxiliar em pesquisas científicas e no acompanhamento dos resultados (EBERL *et al.*, 2006; HONG *et al.*, 2005; TAPLIN *et al.*, 2002). No lançamento da quinta e mais recente edição do BI-RADS® (SICKLES *et al.*, 2013), em 2013, as densidades mamárias foram classificadas em quatro categorias, conforme disposto na Figura 3 e descrito a seguir:

- Categoria A: mama composta predominantemente por tecido adiposo, de menor densidade, o que torna a mamografia altamente sensível para essa categoria;
- Categoria B: mama com algumas áreas dispersas de tecido fibroglandular;
- Categoria C: mama heterogeneamente densa, com grande proporção de tecido fibroglandular, o que pode obscurecer pequenas massas;
- Categoria D: mama quase inteiramente composta por tecido fibroglandular, o que reduz de forma significativa a sensibilidade do exame mamográfico.

Figura 3 - Classificação de densidades ACR BI-RADS®, (a) Categoria A, (b) Categoria B, (c) Categoria C e (d) Categoria D.



Fonte: (SICKLES *et al.*, 2013).

Além da densidade, a sobreposição dos tecidos mamários, cujos coeficientes de atenuação de raios X são próximos, pode comprometer a detecção de lesões benignas ou malignas pela dificuldade de diferenciação entre as estruturas adjacentes. Essa limitação é especialmente relevante em mamas densas, heterogêneas e com estruturas mais complexas, visto que a sobreposição das estruturas, atrelada à atenuação dos feixes de forma não uniforme, pode ocultar nódulos pequenos e até mesmo ocultar lesões maiores e mal definidas (KOPANS, 2008).

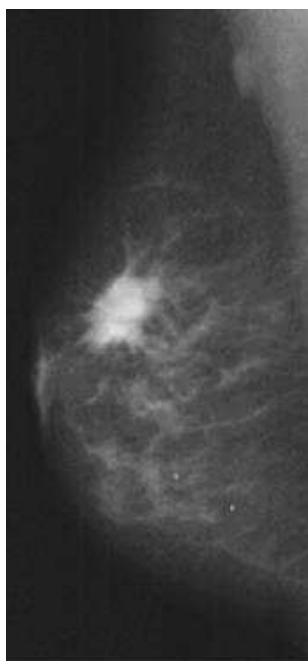
2.1.4 LESÕES

Na mamografia, qualquer alteração detectada na imagem deve ser considerada um sinal de alerta, sendo cuidadosamente analisada para verificar a presença de possíveis lesões (SOUSA, 2017). Mudanças estruturais como a assimetria entre as mamas, microcalcificações e lesões focais, como nódulos, são consideradas indicativos de possíveis processos patológicos (AGUILLAR; BAUAB; MARANHÃO, 2009). Além disso, outras alterações associadas também devem ser avaliadas durante a interpretação diagnóstica, prevalecendo sempre a terminologia de descrição e categorização dos achados mamográficos recomendada pelo BI-RADS® (SICKLES *et al.*, 2013).

2.1.4.1 NÓDULOS

Os nódulos mamários correspondem a estruturas tridimensionais e massivas, visíveis em mais de uma incidência na mamografia e responsáveis por mais de 39% dos casos de câncer em lesões não palpáveis (INCA, 2002). Podem ser benignos ou malignos e sua avaliação deve considerar características como forma, tamanho, contorno, densidade e localização (SICKLES *et al.*, 2013). A Figura 4 mostra um exemplo de uma imagem mamográfica contendo um nódulo denso, com formato irregular.

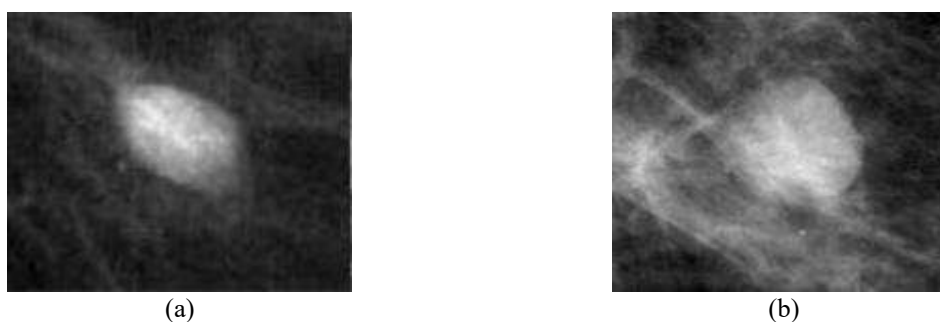
Figura 4 - Mamografia de uma mama direita com nódulo denso e espiculado.



Fonte: (KOPANS, 2008).

Os nódulos podem apresentar formas redondas, ovaladas, como mostrado na Figura 5, lobuladas, irregulares e difusas, sendo que o risco de malignidade aumenta nessa ordem (SICKLES *et al.*, 2013). Pode apresentar medidas maiores, como é o caso das lesões palpáveis, ou menores, visíveis apenas nos exames de mamografia. Em geral, a maioria das neoplasias invasivas possuem menos de 1cm de diâmetro, enquanto lesões com mais de 3 cm são denominadas massas (BRASIL, 2014).

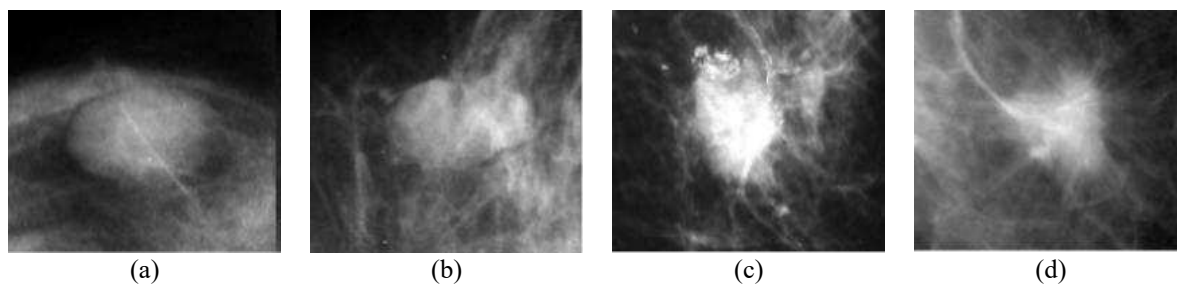
Figura 5 - Forma dos nódulos, (a) ovalada, (b) arredondada.



Fonte: (INCA, 2007)

Seu contorno pode ser regular, lobulado, microlobulado, irregular ou espiculado, sendo o grau de suspeita de malignidade crescente em função dessa ordem. Os contornos dos nódulos visualizados em imagens de mamografia são representados na Figura 6 (INCA, 2007).

Figura 6 - Contorno dos nódulos: (a) regular, (b) lobulado, (c) irregular, (d) espiculado.



Fonte (INCA, 2007)

Os nódulos, ou massas, possuem densidades radiográficas variadas, que são diretamente proporcionais ao seu risco de malignidade. Portanto, densidades maiores, correspondem à nódulos malignos, densidades intermediárias, como as semelhantes à densidade do parênquima mamário ou heterogêneas, requerem atenção e densidades menores correspondem à nódulos com maior probabilidade de benignidade (SOUSA, 2017).

Além disso, essas estruturas podem apresentar limites com estruturas vizinhas bem definidos, parcialmente definidos ou mal definidos. Estes últimos mais sugestivos à malignidade, embora o limite, de forma isolada, não seja um critério decisivo para diagnóstico (INCA, 2007).

2.1.4.2 MICROCALCIFICAÇÕES

As microcalcificações são depósitos de cálcio que migram do sangue para os tecidos mamários, onde sofrem alterações em seu pH e se instauram como sais de cálcio, representando um dos principais sinais de malignidade nas lesões na imagem (TORRENT *et al.*, 2010). Radiologicamente, aparecem como pontos brilhantes sobre um fundo não homogêneo e estão presentes em cerca de 42% dos casos de câncer não palpável e em mais de 20% dos casos de malignidade detectados (INCA, 2002).

Apresentam como principais componentes o oxalato de cálcio di-hidratado ($\text{CaC}_2\text{CO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) (TORNOS *et al.*, 1990) e a hidroxiapatita ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$) (CASTRONOVO; BELLAHCENE, 1998). O oxalato de cálcio, responsável por cerca de 15% dos casos, forma calcificações ácidas e birrefringentes, geralmente associadas a lesões benignas (TORNOS *et al.*, 1990). Já o fosfato de cálcio, ou hidroxiapatita, presente em mais de 70% dos achados, é depositada em tecidos necrosados ou em produtos de secreção para formar as calcificações, sendo mais relacionadas a condições malignas (FANDOS-MORERA *et al.*, 1988).

A análise das microcalcificações baseia-se em critérios como tamanho, número, densidade, distribuição e forma, sendo os dois últimos os mais relevantes. Por definição, essas estruturas possuem tamanho igual ou inferior a 0,5 mm, por isso, partículas pequenas apresentam elevados riscos de malignidade, enquanto partículas maiores sugerem benignidade. Além disso o risco de lesões malignas também aumenta com o número de microcalcificações por cm^3 e com densidades elevadas ou variáveis tanto entre as partículas quanto dentro delas (INCA, 2007).

As microcalcificações podem estar distribuídas no tecido mamário de forma difusa ou de forma agrupada, seguindo o trajeto dos ductos e ocupando segmentos ou regiões específicas da mama. Em relação ao formato, podem ser arredondadas, puntiformes, irregulares, lineares, vermiculares, e ramificadas, sendo que o risco de malignidade tende a aumentar conforme a variação de formas observada (INCA, 2007).

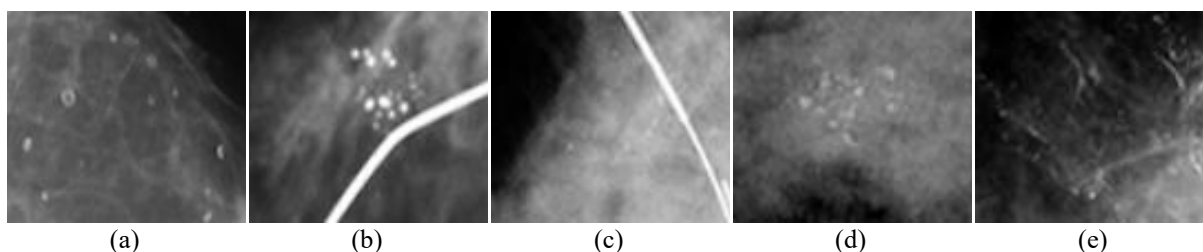
Em busca de classificar as microcalcificações de acordo com sua morfologia, Michele Le Gal, no ano de 1984, propôs características fundamentais para comparação, que devem incluir tamanho, forma, densidade, distribuição e número de estruturas por cm^3 . Esses critérios, dispostos na Tabela 1, foram utilizados como referência para classificações posteriores, dentre elas a desenvolvida pelo *Breast Imaging Reporting and Data System* (BI-RADS®), que é empregada na prática clínica (LE GAL *et al.*, 1984). Na Figura 7 estão exemplificadas as microcalcificações, de acordo com a classificação proposta por Le Gal.

Tabela 1 - Classificação proposta por Michele Le Gal (1984).

Tipos	Morfologia das Microcalcificações	% de Malignidade
Tipo I	Anulares, redondas, discóides e com centro lucente	100% benignas
Tipo II	Redondas, isodensas e uniformes	22% malignas
Tipo III	Puntiformes, tipo “poeira”, de difícil identificação	40% malignas
Tipo IV	Irregulares e poliédricas tipo “grão de sal”	66% malignas
Tipo V	Vermiculares, ramificadas, em forma de letras	100% malignas

Fonte: (LE GAL *et al.*, 1984).

Figura 7 - Exemplo de microcalcificações, conforme a classificação proposta por Le Gal (1984): (a) Microcalcificações com centro claro, (b) Microcalcificações arredondadas, (c) Microcalcificações puntiformes, (d) Microcalcificações irregulares, (e) Microcalcificações ramificadas.



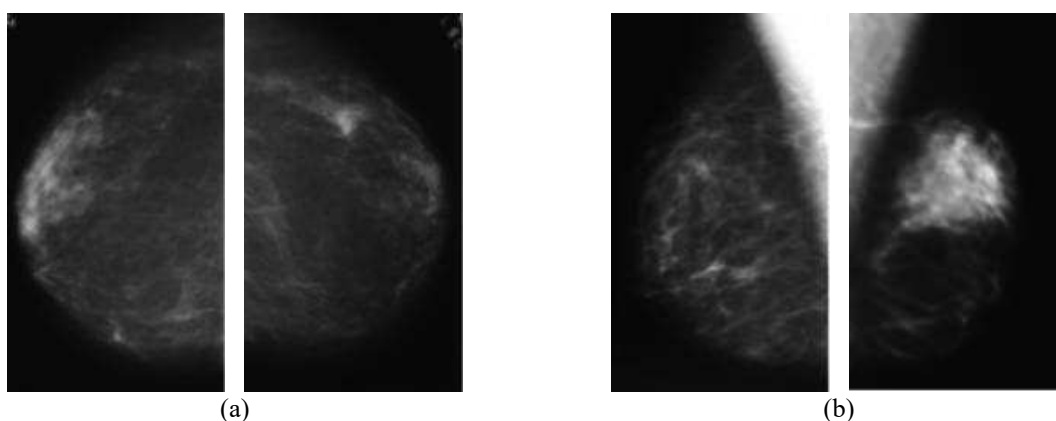
Fonte: (INCA, 2018).

2.1.4.3 ASSIMETRIAS

Em condições normais, os tecidos mamários apresentam distribuição simétrica entre as duas mamas, por isso, quando há diferença de densidade entre elas, essa alteração deve ser investigada. Na mamografia, a assimetria aparece como uma área de densidade semelhante ao tecido glandular, mas sem correspondência na mama contralateral, sendo identificada por meio de estudos comparativos entre regiões equivalentes das duas mamas. Essa diferença, como mostra a Figura 8, pode ser focal, quando ocupa apenas uma pequena área do tecido, geralmente com margens irregulares ou espiculadas, ou difusa, quando envolve um segmento extenso da mama, ou pelo menos um quadrante inteiro (INCA, 2007).

Em alguns casos a assimetria é identificada por meio da comparação entre exames de mamografia realizados em diferentes períodos, sendo então denominada neodensidade. Em mamas operadas, seja por cirurgias conservadoras, biópsias ou cirurgias plásticas, é recomendado utilizar outra abordagem, visto que a simetria entre as mamas foi perdida e esse termo não é mais o adequado para descrever a alteração (INCA, 2007).

Figura 8 - Assimetria entre as mamas, (a) focal, (b) difusa.



Fonte: (INCA, 2007).

2.2 PRINCÍPIOS FÍSICOS DA FORMAÇÃO DA IMAGEM

O estudo dos mecanismos de interação da radiação eletromagnética com a matéria é essencial para compreender o processo de formação da imagem na mamografia, uma vez que descreve as diferentes formas que os raios X interagem com os tecidos da mama. Na mamografia, são utilizadas energias relativamente baixas, geralmente entre 18 e 23 keV, em busca de otimizar a diferenciação entre os tecidos mamários, considerando suas composições e densidades (DANCE *et al.* 2014).

Os raios X, classificado como radiação eletromagnética ionizante possuem energia suficiente, ou seja, igual ou superior à energia de ligação entre as partículas do átomo, para remover os elétrons das moléculas e originar íons (IAEA, 2011). Por apresentarem caráter ondulatório, não possuindo carga e nem massa, esses fótons, ao penetrarem no material, podem percorrer grandes espessuras antes de realizarem a primeira interação (TAUHATA *et al.*, 2003).

Quando o feixe de raio X incide sobre o tecido da mama, os fótons podem ser transmitidos, absorvidos ou espalhados, a depender da energia do feixe incidente e das propriedades físicas do material irradiado, como número atômico (Z) e densidade. As principais formas de interação que ocorrem nessa faixa de energia mais baixa usada na mamografia são o efeito fotoelétrico, o efeito Rayleigh e o efeito Compton, sendo o efeito fotoelétrico o mais predominante na formação da imagem (OKUNO; YOSHIMURA, 2016; TAUHATA *et al.*, 2003). Há também a produção de pares, porém é um efeito que se relaciona apenas a energias mais elevadas e, por isso, não é de interesse para este trabalho.

Ao atravessarem o meio, a intensidade dos feixes de raio X é reduzida, devido ao espalhamento e a absorção decorrentes das interações dos fótons com os átomos do local

irradiado (OKUNO; YOSHIMURA, 2016). Essa atenuação ocorre de maneira exponencial, em função da espessura do meio absorvedor, ou seja, quanto mais espesso for o meio, menor será a intensidade dos feixes transmitidos. Por outro lado, fótons incidentes com energias maiores, apresentam maior capacidade de penetração, mesmo em meios mais espessos, o que pode até mesmo aumentar a probabilidade de interações ocorrerem, devido a maior distância que a radiação se propaga (TAUHATA *et al.*, 2003).

Essa relação é descrita matematicamente pela lei de atenuação exponencial, ou lei de Lambert-Beer, que expressa a variação da intensidade do feixe após atravessar um meio de espessura x , como mostra a Equação 1 (TAUHATA *et al.*, 2003).

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

Em que I_0 corresponde a intensidade inicial do feixe incidente, $I(x)$ é a intensidade desse mesmo feixe ao emergir do meio de espessura x e coeficiente de atenuação linear μ (TAUHATA *et al.*, 2003).

O coeficiente de atenuação linear, μ , é o parâmetro que descreve a fração de fótons incidentes que foi reduzida de um feixe de radiação, por unidade de espessura do material. Ele corresponde a soma das contribuições de todos os efeitos de interação da radiação com a matéria que podem acontecer para cada fóton no meio, conforme a Equação 2 (TAUHATA *et al.*, 2003).

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

Em que σ_{coe} é o coeficiente de atenuação linear relativo ao Efeito Rayleigh, σ corresponde ao coeficiente de atenuação linear Compton, τ é o coeficiente de atenuação devido ao efeito fotoelétrico e κ é o coeficiente de atenuação relacionado à produção de pares.

Considerando a faixa de energia empregada na mamografia, os efeitos que contribuem para o coeficiente de atenuação linear são os efeitos Compton e fotoelétrico. A produção de pares está relacionada a energias superiores às utilizadas no radiodiagnóstico, que são em torno de 100 keV e, por isso, não contribui na equação (OKUNO; YOSHIMURA, 2016; TAUHATA *et al.*, 2003).

Seja a seção de choque correspondente a probabilidade de uma determinada interação acontecer, o coeficiente de atenuação linear representa a seção de choque da interação entre o fóton e o meio, por unidade de volume (OKUNO; YOSHIMURA, 2016). Como essa grandeza dependente da densidade e, conseqüentemente, do estado físico do material, utiliza-se com

maior frequência o coeficiente de atenuação mássico (μ/ρ), que independe da densidade e, por isso, permite maiores análises (DANCE, 2014).

2.2.1 EFEITO FOTOELÉTRICO

O efeito fotoelétrico ocorre quando a energia da radiação eletromagnética é totalmente absorvida por um elétron orbital, o qual é ejetado com energia cinética correspondente a energia do fóton incidente subtraída da energia de ligação entre o elétron e seu átomo correspondente, conforme a Equação 3:

$$Ec = h\nu - Be \quad \text{Equação 3}$$

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

É um efeito predominante em baixas energias, porém maiores que a energia de ligação do elétron orbital, e para elementos químicos com um elevado número atômico. Sua probabilidade de ocorrência, ou seção de choque, aumenta com o número atômico elevado a quarta potência e decresce rapidamente com o aumento da energia, conforme a Equação 4. A seção de choque atinge seu maior valor quando a energia do fóton incidente é igual a menor energia necessária para que o efeito ocorra, ou seja, igual a energia de ligação do elétron.

$$a\tau \propto \frac{Z^4}{(h\nu)^3} \quad \text{Equação 4}$$

Sendo Z o número atômico e $h\nu$ a energia do fóton incidente (OKUNO, YOSHIMURA, 2016).

2.2.2 EFEITO RAYLEIGH

No espalhamento coerente, ou efeito Rayleigh, os fótons incidentes interagem com os elétrons orbitais do átomo, são desviados, porém, sem perda significativa de energia. Embora ocorra com menor frequência, é um efeito predominante em fótons de baixa energia e em materiais com elevado número atômico (OKUNO, YOSHIMURA, 2016; TAUHATA *et al.*, 2003).

A seção de choque do efeito Rayleigh aumenta com o número atômico elevado a segunda potência e diminui com o aumento da energia, conforme a Equação 5:

$$a\sigma_{coe} \propto \left(\frac{Z}{h\nu}\right)^2 \quad \text{Equação 5}$$

2.2.3 EFEITO COMPTON

O espalhamento incoerente, ou efeito Compton, ocorre quando o fóton incidente interage com um elétron livre (fracamente ligado) que em seguida é ejetado, sendo parte da energia transferida a ele e o restante da energia disponível emitida em forma de fóton espalhado. Como essa transferência de energia depende do ângulo de espalhamento, de um fóton de incidente podem resultar elétrons com energia variável, podendo atingir valores cada vez maiores, quanto maior for a energia do fóton incidente (OKUNO, YOSHIMURA, 2016).

É um efeito que prevalece para energias intermediárias e que apresenta seção de choque diretamente proporcional ao número atômico do material irradiado, conforme mostrado na Equação:

$$a\sigma \propto Z \quad \text{Equação 6}$$

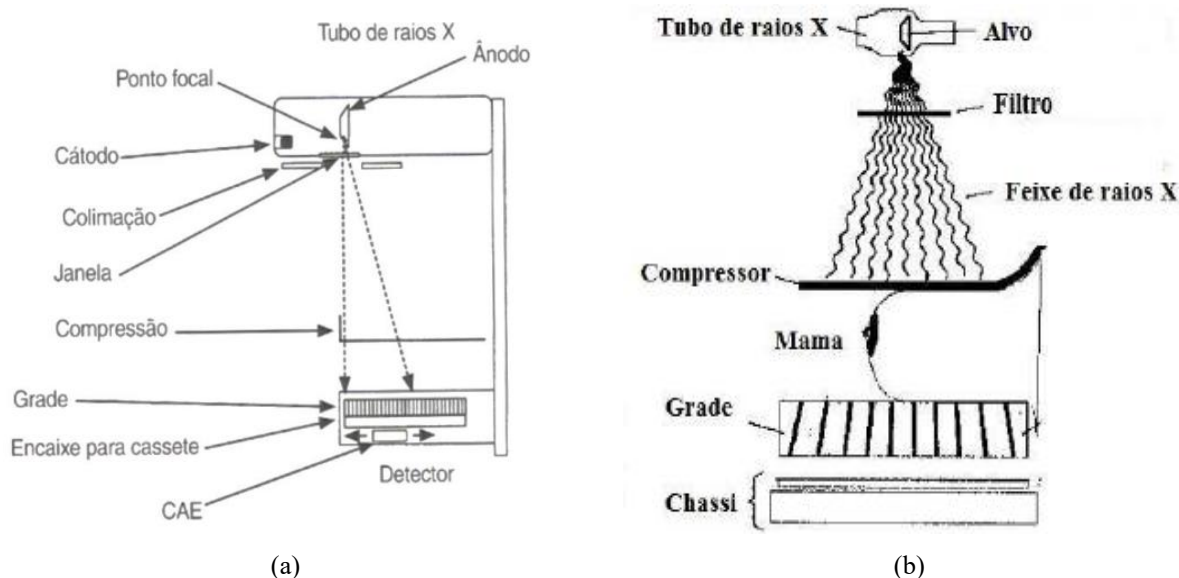
Portanto, o efeito Compton se apresenta como o principal motivo da perda de definição e do “borramento” causado em imagens feitas com raio X, principalmente na mamografia. Enquanto isso, o efeito fotoelétrico é o maior responsável pelo contraste gerado na imagem, que além de proporcionar imagens com maior qualidade, contribui significativamente com diferenciação das estruturas da mama (ATTIX, 2008; OKUNO, YOSHIMURA, 2016).

2.3 MAMOGRAFIA

A mamografia é o principal exame para a identificação do câncer de mama ainda em seu estágio inicial, além de desempenhar um papel significativo nos programas de rastreamento populacional e na redução do número de óbitos associados à doença. Seu objetivo é produzir uma imagem de qualidade, com bons parâmetros de resolução, contraste e ruído, além do uso da menor dose de radiação possível (KOPANS, 2008).

O exame é realizado com um mamógrafo, equipamento exclusivo para esse fim, que consiste em um tubo de raios X e um receptor de imagem, dispostos em lados opostos e capazes de girar para que a imagem seja adquirida em diferentes posições, como representado na Figura 9. As faixas de energia empregadas na mamografia geralmente variam entre 18 e 23 keV, a depender da espessura da mama, sendo menores do que as utilizadas em exames radiográficos convencionais (DANCE *et al.*, 2014). O gerador de raios X é formado por um circuito de alta tensão, um circuito do filamento, um seletor do ponto focal e um sistema de Controle Automático de Exposição (AEC) (BUSHBERG; BOONE, 2011).

Figura 9 - (a) Componentes de um equipamento de mamografia. (b) Esquema de funcionamento de um sistema de mamografia.



Fonte: (a) (Souto, 2013); (b) Modificado de (WOLBARST, 1993).

Os feixes de raios X utilizados no exame são gerados no tubo a partir da diferença de tensão aplicada entre dois eletrodos, cátodo e ânodo, dispostos no vácuo, de forma a gerar um campo elétrico entre eles. O cátodo, eletrodo negativo, a partir da passagem de corrente elétrica, libera elétrons que são acelerados em direção ao ânodo, eletrodo positivo. Ali está o alvo, geralmente revestido de Molibdênio (Mo), Ródio (Rh) ou Tungstênio (W), que possui uma pequena área onde é produzida a radiação, denominada ponto focal (WOLBARST, 1993).

Ao saírem do tubo, os feixes de radiação passam por um filtro metálico espectral, responsável por eliminar os fótons de baixa energia, que seriam absorvidos pelos tecidos da mama sem contribuir para a imagem, e aqueles com energia superior de 20 keV, que também não são úteis nesse processo (HAUS, YAFFE, 2000). O material do filtro é determinado conforme a energia empregada, de forma que o feixe seja modulado apenas para a radiação característica do alvo utilizado, reduzindo a entrega de dose de radiação desnecessária ao paciente e melhorando a qualidade da imagem (DANCE *et al.*, 2014).

Em seguida, os fótons resultantes passam por uma abertura onde são direcionados pelos sistemas colimadores aos tecidos da mama, de forma que a dose de radiação entregue ao paciente em outras partes do corpo seja minimizada (ANDOLINA; LILLÉ, 2011). Nesse caminho, os feixes de energia passam por uma placa de material radiotransparente, que realizam a compressão da mama na plataforma de suporte, ou bandeja de compressão. Após atravessarem os tecidos da mama e o suporte, os raios X passam por uma grade anti difusora, responsável por reduzir o ruído gerado pela diminuição da radiação espalhada e do contraste e chegam ao

receptor de imagem, onde a maior parte de energia é depositada e a imagem mamográfica é gerada (DANCE *et al.*, 2014).

A compressão da mama é um fator essencial que contribui expressivamente para a aquisição de uma imagem de qualidade, visto que, além de imobilizar e reduzir a espessura da mama, os tecidos são espalhados de forma que as estruturas se tornem mais visíveis e fiquem menos sobrepostas. Apesar do desconforto gerado durante a realização do exame, a correta compressão da mama, além de aumentar a nitidez da imagem e facilitar a detecção de possíveis lesões, proporciona maior fixação das estruturas anatômicas durante a aquisição da imagem, maior uniformidade na atenuação dos feixes de raio X, redução na dose de radiação entregue ao paciente e no tempo de exposição (DANCE *et al.*, 2014).

O Controle Automático de Exposição (AEC) do sistema é responsável por controlar, de forma automática, a quantidade de radiação necessária para que uma imagem de qualidade seja gerada (HAUS, YAFFE, 2000). Esse dispositivo é um sensor, ou um conjunto de sensores que medem a radiação transmitida através da mama e fornecem um sinal para que a exposição seja interrompida quando a quantidade de radiação definida previamente é atingida. Seu desempenho deve ser independente das variações na atenuação da mama, na tensão do tubo, nas configurações do filtro e no tamanho do campo (DANCE *et al.* 2014).

A formação da imagem mamográfica ocorre partir da detecção dos raios X que são atenuados pelos diferentes tecidos da glândula mamária, de acordo com a densidade e o coeficiente de atenuação linear que cada um deles apresenta (WHITMAN, HAYGOOD, 2012). Por se tratar de estruturas com níveis de absorção de raios X bem semelhantes, a mamografia é um tipo de exame que exige, além de uma compressão da mama adequada, equipamentos de elevada precisão, capazes de gerar imagens nítidas que permitem a identificação de lesões muito pequenas e sutis, como as microcalcificações (WHITMAN, HAYGOOD, 2012; SOUSA, 2017).

A aquisição de uma imagem de qualidade, com o uso da menor dose de radiação possível entregue ao paciente, é realizada a partir de um espectro de energia específico para isso. Na mamografia, essa forma espectral é controlada por fatores como a tensão do tubo, o material alvo, o tipo e a espessura do filtro, além de outras estratégias específicas conforme a tecnologia do equipamento utilizado (DANCE *et al.*, 2014).

2.3.1 MAMOGRAFIA CONVENCIONAL E MAMOGRAFIA DIGITAL

Os equipamentos de mamografia apresentam dois tipos de sistema de registro da imagem, o analógico e o digital, que se diferenciam, principalmente, pelo modo de registro, processamento e armazenamento das imagens. Isso reflete diretamente na qualidade do diagnóstico, na dose de radiação entregue ao paciente e no tempo de duração de cada exame. Os sistemas tela-filme geram imagens com boa resolução, mas alcance e contraste mais limitados. Enquanto isso, os sistemas de aquisição de imagens digital resultam em imagens cujo sinal é digitalizado, processado e exibido em monitores de alta resolução, permitindo o ajuste de contraste e melhor visualização das estruturas (DANCE *et al.*, 2014).

2.4 EXTRAÇÃO DE ATRIBUTOS

A análise e o reconhecimento de padrões em imagens médicas tem sido amplamente empregados em pesquisas científicas por desempenhar um papel fundamental em diversas áreas do radiodiagnóstico, especialmente em mamografia. Um dos elementos centrais nesse processo é a extração de características, ou atributos, da imagem, convertendo a informação visual em descritores computacionais, capazes de representar as imagens em classes, grupos ou conjuntos que ela pertence (PRATT, 1991; HUBER, DUTRA, 1998).

O processo de reconhecimento de padrões baseia-se na identificação de um conjunto de atributos que descrevem as propriedades fundamentais da imagem, permitindo sua classificação em classes ou categorias específicas. Esses atributos podem ser expressos em informações simbólicas, quando se referem a informações qualitativas, como a descrição de formas e tipos de tecidos, ou em valores numéricos, que estão relacionados a temos quantitativos, como medidas estatísticas de intensidade e textura (PANDYA, MACY, 1995).

A extração de atributos é a etapa em que propriedades relevantes da imagem são identificadas e quantificadas, por meio de algoritmos que aplicam transformações lineares e não lineares sobre as características originais, gerando novos atributos que poderão ser empregados no processo de análise (PRATT, 1991; HUBER, DUTRA, 1998). O objetivo principal é caracterizar objetos a partir dessas medidas e assim classificar as imagens de acordo com seus padrões (DUDA, HART, STORK, 2012).

Na área médica, especialmente em mamografia, os atributos extraídos são fundamentais para a caracterização objetiva das imagens, permitindo a diferenciação entre tecidos normais e patológicos, a identificação e caracterização de lesões e a aplicação em sistemas de detecção assistida por computador (CAD) e análises radiômicas.

Em geral, os atributos extraídos de uma imagem podem ser classificados em quatro diferentes categorias, de acordo com sua relevância para a distinção entre as classes:

2.4.1 ATRIBUTOS GEOMÉTRICOS

Os atributos geométricos são responsáveis por caracterizar a geometria dos objetos nas imagens. Descrevem medidas extremamente relevantes para o diagnóstico, como área, perímetro, irregularidade, compacidade, irregularidade e momentos invariantes e centrais, sendo particularmente úteis na diferenciação entre a malignidade e a benignidade das lesões ((PANDYA, MACY, 1995).

2.4.2 ATRIBUTOS *WAVELETS* E DE FREQUÊNCIA

Estes atributos são obtidos por transformações matemáticas, como a transformada de *Wavelet*, que decompõe funções tanto no domínio da frequência, quanto no domínio do tempo. Nesse processo são gerados coeficientes como o coeficiente de aproximação, o coeficiente de detalhes horizontais, o coeficiente de detalhes verticais e o coeficiente de detalhes diagonais, muito utilizados na extração de tributos. As funções *Wavelet* são ferramentas essenciais no processamento de sinais, sendo aplicadas na redução de ruído, na compressão de dados e na identificação de singularidades (CHEN, 1995).

2.4.3 ATRIBUTOS DE INTENSIDADE

Os atributos de intensidade se baseiam na distribuição dos tons de cinza, geralmente representada por histogramas. Dentre os descritores extraídos estão a média, o desvio padrão, os valores de menor e de maior intensidade, o valor de pico, as porcentagens de menor e de maior valor, as diferenças entre a média e o maior valor e entre a média e o menor valor, a quantidade de pixels maior e menor que o valor de pico e a quantidade de níveis de cinza da imagem (GONZALEZ, WOODS, 2010).

O histograma é responsável por fornecer a distribuição de intensidade de uma imagem, representando, de forma gráfica, a quantidade de pixels correspondentes a cada nível de cinza, ou seja, a frequência, em pixels, que cada nível de cinza apareceu naquela imagem (GONZALEZ, WOODS, 2010). Por meio dele é possível caracterizar a imagem em termos de brilho e contraste, embora essa análise não considere a relação espacial entre as intensidades (MARQUES FILHO, VIEIRA NETO, 1999).

2.4.4 ATRIBUTOS DE TEXTURA

A textura é uma propriedade visual fundamental que pode ser definida pela variação de tons de cinza, ou cores, presentes na imagem, em padrões de magnitude e frequência. Embora a intensidade de níveis de cinza e a textura sejam características independentes, uma está diretamente ligada a outra, visto que, em regiões da imagem com grande variação de níveis de cinza, a textura é a principal propriedade (HARALICK, SHANMUGAM, DINSTEIN, 1973; HARALICK, 1979).

Os três componentes básicos da textura são: o contraste local, que mede a diferença entre os níveis de cinza de áreas vizinhas mais escuras e mais claras, a orientação, que indica a disposição dessas áreas, e a escala, que se refere a dimensão dessas áreas mais claras e mais escuras. Áreas de alto contraste local presentes na imagem correspondem a texturas mais rugosas e áreas de baixo contraste local correspondem a texturas mais lisas, assim como texturas em pequena escala apresentam padrões mais finos e detalhados e texturas em grande escala se relacionam a padrões mais amplos (RUBIN, 1989).

Na mamografia, a análise de textura é essencial para o reconhecimento de padrões, a caracterização de lesões e o apoio ao diagnóstico, pois reflete diferenças na composição e na organização dos tecidos. Regiões da mama homogêneas e de baixo contraste local, estão associadas ao tecido adiposo, enquanto áreas heterogêneas e de maior contraste local, relacionam-se a tecidos mais densos e a possíveis lesões, como as microcalcificações que se manifestam como pontos brilhantes em um fundo mais uniforme (GONZALEZ, WOODS, 2010).

Além disso, a análise de textura em processamento de imagens, pode ser realizada por meio de três abordagens principais, conforme descrito por Gonzalez e Woods (GONZALEZ, WOODS, 2010). A abordagem espectral é baseada nas propriedades do espectro de Fourier para identificar padrões de periodicidade global na imagem, por meio da detecção de picos de alta energia no espectro. A abordagem estrutural caracteriza a textura por elementos básicos e primitivos, organizados de forma regular e repetitiva. Por fim, a abordagem estatística, que será inclusive utilizada neste trabalho, quantifica a textura por meio de um conjunto de medidas locais extraídas do padrão.

Neste estudo, foram utilizados os 14 descritores de Haralick, extraídos a partir da Matriz de Coocorrência de Níveis de Cinza (GLCM), calculada em quatro direções (0° , 45° , 90° e 135°). Essa matriz indica a probabilidade de ocorrência de pares de pixels com intensidades semelhantes em direções distintas (HARALICK; SHANMUGAM; DINSTEIN, 1973).

Os 14 descritores utilizados por Haralick para caracterizar a textura de uma imagem estão dispostos a seguir:

1. Uniformidade ou energia: mede a homogeneidade da textura, apresentando valores elevados para texturas homogêneas, por apresentarem densidades mais concentradas, e mais baixos para texturas irregulares, as quais apresentam densidades variáveis.

$$\text{Uniformidade} = \sum_i \sum_j P(i, j)_{\Delta x \Delta y}^2 \quad \text{Equação 7}$$

2. Contraste: avalia a variação de intensidade entre pares de pixels da imagem, apresentando valores mais elevados para texturas com alto contraste e valores mais baixos para texturas de baixo contraste.

$$\text{Contraste} = \sum_i \sum_j (i - j)^2 P(i, j)_{\Delta x \Delta y} \quad \text{Equação 8}$$

3. Correlação: indica um fundo suave na imagem ou uma estrutura implícita na textura.

$$\text{Correlação} = \frac{\sum_i \sum_j i j P(i, j)_{\Delta x \Delta y} - \mu_l \mu_c}{\sigma_l \sigma_c} \quad \text{Equação 9}$$

4. Variância: mede a variação da intensidade do fundo da imagem.

$$\text{Variância} = \sum_i \sum_j \frac{P(i, j)_{\Delta x \Delta y}}{1 + (i - j)^2} \quad \text{Equação 10}$$

5. Momento da Diferença Inversa: avalia a homogeneidade local, destacando texturas sutis e com pequenas alterações.

$$\text{Momento da Diferença Inversa} = \sum_k k P^D(k)_{\Delta x \Delta y} \quad \text{Equação 11}$$

6. Média da Soma: fornece a média dos tons de fundo da imagem.

$$\text{Média da Soma} = \sum_k k P^S(k)_{\Delta x \Delta y} \quad \text{Equação 12}$$

7. Variância da Soma: determina a variação dos tons de fundo da imagem.

$$\text{Variância da Soma} = \sum_k (k - M S_{\Delta x \Delta y})^2 P^S(k)_{\Delta x \Delta y} \quad \text{Equação 13}$$

8. Entropia da Soma: indica a quantidade de informação contida entre pares de pixels.

$$\text{Entropia da Soma} = - \sum_k P^S(k)_{\Delta x \Delta y} \log P^S(k)_{\Delta x \Delta y} \quad \text{Equação 14}$$

9. Entropia: mede a quantidade de informação decorrente da interação entre os pixels da imagem.

$$\text{Entropia} = -\sum_i \sum_j P(i, j)_{\Delta x \Delta y} \log P(i, j)_{\Delta x \Delta y} \quad \text{Equação 15}$$

10. Variância da Diferença: avalia a variação da intensidade do fundo da imagem com a média centrada em zero.

$$\text{Variância da Diferença} = \sum_k (k - MD_{\Delta x \Delta y})^2 P^D(k)_{\Delta x \Delta y} \quad \text{Equação 16}$$

11. Entropia da diferença: quantifica a desordem entre os pixels de fundo.

$$\text{Entropia da Diferença} = -\sum_k P^D(k)_{\Delta x \Delta y} \log P^D(k)_{\Delta x \Delta y} \quad \text{Equação 17}$$

12. Média de Informação de Correlação 1: mede a correlação com base na medida de entropia tanto de elementos independentes, quanto de pares de elementos da imagem.

$$\text{Média de Informação de Correlação 1} = \sum_k P^D(k)_{\Delta x \Delta y}^2 \quad \text{Equação 18}$$

13. Média de Informação de Correlação 2: também mede a correlação, porém com base na similaridade entre as entropias de elementos independentes e de elementos pares da imagem.

$$\text{Média de Informação de Correlação 2} = \sum_k P^S(k)_{\Delta x \Delta y}^2 \quad \text{Equação 19}$$

14. Máximo Coeficiente de Correlação: indica a não uniformidade da distribuição dos níveis de cinza da textura.

$$\text{Máximo Coeficiente de Correlação} = \sum_i \sum_j \frac{P(i, j)_{\Delta x \Delta y}^2}{P(i, *)_{\Delta x \Delta y} P(*, j)_{\Delta x \Delta y}} \quad \text{Equação 20}$$

De forma complementar, foram extraídos dois outros descritores estatísticos, *Skewness* e *Kurtosis*, também muito utilizados no processamento de imagens por descreverem a forma com que a intensidade é distribuída na curva de representação (GAWALI, 2021).

Skewness: analisa a assimetria da distribuição dos valores de intensidade da imagem em relação à média, ou seja, o quanto o conjunto de dados está distribuído de forma assimétrica entre um lado e outro do ponto central. Valores positivos indicam que os dados estão distribuídos mais à direita da média, valores negativos indicam uma distribuição mais à esquerda da média e valor igual a zero indica uma distribuição totalmente simétrica (MATHWORKS, 2017).

Kurtosis: mede o grau de pico ou de achatamento da curva de distribuição dos valores de intensidade da imagem em relação à distribuição normal, que apresenta valor de *Kurtosis* igual a 3. Portanto, desvios em relação a esse valor, indicam o quanto a distribuição dos dados se desvia da curva normal, sendo valores de *kurtosis* alto correspondentes a distribuições com picos mais acentuados no centro e *kurtosis* com valores mais baixos, correspondentes a distribuições mais achatadas (GAWALI, 2021).

2.5 SISTEMAS CAD

Considerando as limitações presentes na avaliação de imagens mamográficas e a necessidade de maior precisão diagnóstica no rastreamento do câncer de mama, ferramentas computacionais, denominadas esquemas CAD (do inglês *Computer-Aided Diagnosis*, ou Diagnóstico Auxiliado por Computador), foram desenvolvidas e vem sendo constantemente aprimoradas para auxiliar nesse processo (SOUSA, 2017). Desde sua aprovação pela *Food and Drug Administration* (FDA), em 1998, essa nova tecnologia tem sido amplamente utilizada em diversos países, oferecendo ao médico radiologista uma espécie de segunda opinião ao destacar áreas suspeitas que podem corresponder a lesões (SCHIABEL, 2014; CALAS *et al.*, 2012).

2.5.1 SISTEMAS CADe E CADx

Atualmente, existem dois tipos de esquemas CAD, sendo eles o esquema de Detecção Auxiliada por Computador, do inglês *Computer-Aided Detection* (CADe) e o esquema de Diagnóstico Auxiliado por Computador, do inglês *Computer-Aided Diagnosis* (CADx). O CADe tem a função de auxiliar na detecção e na demarcação de regiões na imagem mamográfica que podem ser consideradas suspeitas, sem interpretá-las. Já o CADx contribui com o profissional radiologista em análises mais complexas, na interpretação dos achados, no processo de decisão clínica e na classificação das lesões. Enquanto o primeiro atua como um alerta visual para possíveis anormalidades, o segundo oferece auxílio na formulação do diagnóstico, sendo que nos dois casos. Em ambos os casos, porém, a confirmação das suspeitas e a determinação dos próximos passos segue sendo responsabilidade do médico radiologista (NISHIKAWA, 2010).

O funcionamento dessas ferramentas tem início com a entrada de uma imagem mamográfica digital, a partir da qual são extraídos parâmetros por meio de técnicas de processamento de imagens que utilizam de recursos como inteligência artificial e reconhecimento de padrões para localizar e/ou classificar as lesões. Após a identificação da

lesão, são extraídas características que permitem sua classificação, para o caso dos esquemas CADx, ou apenas a validação da detecção, como ocorre nos esquemas CADe. Em seguida, o sistema devolve a imagem com as regiões suspeitas demarcadas, com seu nível de detalhamento variado de acordo com o sistema utilizado (NISHIKAWA, 2010).

O Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas (LAPIMO – EESC/USP) tem desenvolvido, nos últimos anos, um modelo de esquema CADx para mamografia, estruturado nas etapas de pré-processamento e processamento. Na fase de pré-processamento as imagens são padronizadas, por meio da segmentação da mama e do músculo peitoral, removendo informações irrelevantes e corrigindo distorções relacionadas ao processo de aquisição e digitalização. A etapa de processamento, por sua vez, é subdividida entre os módulos de assimetrias, nódulos, calcificações e músculo peitoral, sendo todos eles voltados a classificação das estruturas suspeitas que aparecem na imagem (MATHEUS, 2015).

O módulo de Assimetrias avalia a densidade mamária, com base no padrão BI-RADS, destacando possíveis diferenças entre as mamas esquerda e direita que possam ser um alerta ao radiologista (MENECELLI; PACHECO; SCHIABEL, 2017). O módulo de Nódulos utiliza redes neurais para detectar e classificar regiões suspeitas da imagem que possam conter nódulos, assim como o módulo de Calcificações, empregam filtros de imagem para identificar clusters de microcalcificações, ambos apresentam sensibilidade aproximada de 81% e 89% respectivamente. Por fim, o Módulo de Músculo Peitoral busca por linfonodos a partir da análise da imagem segmentada na fase de pré-processamento, apresentando sensibilidade média de 75% (SCHIABEL; MENECELLI, 2013).

Para que as técnicas de processamento de imagens empregadas nos esquemas CAD sejam validadas e constantemente aprimoradas, é necessário a realização de diferentes testes a partir de um grande conjunto de imagens mamográficas que representem diferentes tipos de casos, lesões e diagnósticos (NISHIKAWA, 1998). Contudo, diante da escassez de bancos de imagens que apresentem as características e a variabilidade necessárias para essas análises, as instituições de pesquisa começaram a desenvolver seu próprio conjunto de dados por meio do uso de *phantoms*. Esses simuladores proporcionam a reprodução de diversos casos clínicos, por meio da variação de diferentes aspectos como composição, tamanho, forma e distribuição das lesões, o que resulta em uma ampla gama de imagens sem que haja exposição humana à radiação (MATHEUS; SCHIABEL, 2013).

3. OBJETOS SIMULADORES DE ÓRGÃOS (*PHANTOMS*)

Os *phantoms* podem ser modelos físicos ou virtuais e são desenvolvidos para reproduzir as características anatômicas, estruturais e radiológicas dos tecidos biológicos, proporcionando uma análise precisa da interação da radiação com o corpo humano, sem expor os pacientes a doses desnecessárias (IAEA, 2011). Esses modelos desempenham um papel fundamental em pesquisas científicas, no treinamento dos profissionais para a aquisição e para o diagnóstico de imagens, no controle de qualidade dos equipamentos, no desenvolvimento de novas tecnologias, dentre outras aplicações.

Com a expansão do uso da radiação na medicina e a compreensão de seus possíveis efeitos nocivos, tornou-se necessário desenvolver objetos simuladores para serem utilizados como substitutos dos tecidos biológicos, de forma fiel e segura. Os primeiros *phantoms*, criados no início do século XX, apresentavam estruturas simples compostas por água, cera e madeira, utilizadas principalmente para a quantificação de fontes radioativas e feixes de raios X (DEWERD; KISSICK, 2014). O desenvolvimento de simuladores com formatos mais realistas ganhou força e nas décadas de 1960 e 1970, os primeiros *phantoms* antropomórficos, Temex™ *Phantom* e Rando® *Phantom*, foram criados (ALDERSON, 1962; STANTON, 1978).

Inicialmente projetados para os serviços radioterapia, os *phantoms* passaram a ser empregados em diversos sistemas de imagem, incluindo a mamografia, a partir da década de 1970. Nesse mesmo período, a utilização de novos materiais no desenvolvimento e no aprimoramento dos objetos simuladores resultaram em simulações cada vez melhores e mais precisas (DEWERD; KISSICK, 2014). Atualmente, os *phantoms* podem apresentar modelos físicos ou computacionais, desenvolvidos a partir de *softwares*, cálculos matemáticos e impressão 3D, garantindo assim baixo custo, maior reprodutibilidade e conformidade com os tecidos humanos (PINHEIRO, 2024).

De acordo com a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU), os objetos simuladores podem ser classificados em *phantoms* de calibração e *phantoms* de imagem, conforme a função que desempenham. Os primeiros são utilizados na calibração de sistemas de aquisição de imagens e na avaliação da confiabilidade e da reprodutibilidade das respostas geradas pelos detectores. Já os segundos são empregados na análise da qualidade de imagem e nos parâmetros de exposição utilizados. Dentro dessa categoria, destacam-se os *phantoms* antropomórficos, projetados para reproduzir com realismo as características radiológicas do corpo humano (ICRU48, 1992; SILVA, 2012).

3.1 OBJETOS SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS DE MAMA

Os *phantoms* antropomórficos de mama são fundamentais no controle de qualidade dos serviços de mamografia, no treinamento de profissionais e no desenvolvimento de novas tecnologias, de forma a garantir ao paciente um diagnóstico preciso e seguro. Eles devem replicar com precisão a composição e a estrutura mama, incluindo tecidos fibroglandulares e adiposos, microcalcificações e massas tumorais, permitindo simulações de diferentes condições clínicas (SILVA, 2012).

Entre os principais modelos disponíveis, destaca-se o *Phantom* Antropomórfico “Rachel”, devido à sua capacidade de reproduzir, com precisão, o nível de detalhamento e de contraste de imagens mamográficas reais. Fabricado pela Gammex, em conjunto com Martin Yaffe e Sunnybrook Health Science Center, o modelo apresenta dimensões de 16,2 x 21,9 x 7,3 cm, espessura média de 4,5 cm e composição equivalente à de 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo.

Figura 10 - *Phantom* "Rachel".



Fonte: (NUCLEMED, 2006)

Este *phantom* é constituído de três partes principais, um material base (BR-12) disposto em diferentes espessuras para simular os tecidos mamários e as variações de densidade, uma camada com uma imagem mamográfica real revestida de mercúrio para maior realismo e uma caixa externa de acrílico, que reveste todo o conjunto e garante um posicionamento estável do *phantom* durante a aquisição das imagens (NUCLEMED, 2006; GAMMEX, 2021;

CALLDWELL; YAFFE, 1990). Como o “Rachel” apresenta uma estrutura fixa, não é possível realizar a inserção de estruturas para serem simuladas, o que inviabiliza o estudo da detecção de lesões (SOUSA, 2017).

Outro modelo amplamente utilizado, recomendado inclusive pela Portaria Federal MS Nº453/1998 é o *Phantom* Mamográfico ACR, desenvolvido segundo os critérios do Colégio Americano de Radiologia (ACR). Esse simulador representa uma mama de densidade média, composta 50% de tecido fibroglandular e 50% de tecido adiposo, com espessura de compressão de aproximadamente 4,2 cm, contendo fibras, microcalcificações e massas tumorais de diferentes tamanhos e formas, para verificar a sensibilidade do sistema na detecção de estruturas clínicas significativas. Em sua composição estão um bloco de polimetilmetacrilato de metila (PMMA) e um disco, também de PMMA, com 4 mm de espessura e 10 mm de diâmetro inserido na parte superior do *phantom*. Além disso há um inserto de cera com seis fibras de nylon de diâmetros variados, cinco grupos de calcificações representadas por óxido de alumínio e cinco discos de baixo contraste e dimensões variadas (BUSHBERG; BOONE, 2011), como mostra a Figura 11.

Figura 11 - (a) *Phantom* ACR Gammex 156; (b) *Layout* das inserções no *phantom*.



Fonte: (SUN NUCLEAR, 2022).

O simulador mamográfico ACR é empregado no Programa de Acreditação em Mamografia do ACR, para avaliar os serviços de acordo com a qualidade das imagens e o desempenho dos equipamentos, assegurando diagnósticos precisos, seguros e eficazes com a menor dose possível de radiação. Atualmente, os modelos aprovados para comercialização pelo programa são fabricados pelas empresas CIRS Inc., Gammex Inc. (Figura 11), Supertech® e Pro-Project (Diagnomatic) (ACR MAMMOGRAPHY ACCREDITATION, 2024).

4. ESTADO DA ARTE

Considerando a relevância do uso de objetos simuladores de mama em programas de controle de qualidade em mamografia e, sobretudo, na simulação de tecidos mamários para a aquisição de imagens empregadas em testes voltados ao desenvolvimento de novas tecnologias que auxiliem no diagnóstico, diversos estudos têm sido realizados em busca de desenvolver modelos acessíveis e de fácil reprodutibilidade. Neste capítulo serão apresentados os principais resultados de estudos encontrados na literatura referentes à produção de *phantoms* antropomórficos de mama utilizando materiais de baixo custo, que se mostraram mais relevantes para o presente trabalho.

4.1 ESTUDO DOS OBJETOS SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS

O *phantom* desenvolvido por Stemberg (2010), teve como principal objetivo simular as estruturas da mama de forma simples, reprodutível, acessível e realista, possibilitando a obtenção de imagens semelhantes às de uma mamografia real. A distribuição aleatória das estruturas de interesse permitiu a geração de um diversificado conjunto de imagens, adequadas para a avaliação do desempenho e da eficácia dos sistemas de detecção assistida por computador (CAD) (STEMBERG, 2010).

O simulador foi constituído de sete placas de acrílico móveis, com dimensões de $10 \times 150 \times 150$ mm, que permitiram a variação de sua espessura total entre 1 e 7 cm, conforme o número de placas utilizadas. Essa característica de montagem das placas proporcionou a representação de mamas de diferentes tamanhos, pequenas, médias e grandes, e a análise da influência da espessura na qualidade da imagem (STEMBERG, 2010).

As estruturas teste foram dispostas de forma aleatória sobre uma base de parafina em gel, moldada no mesmo formato das placas de acrílico. As microcalcificações foram reproduzidas com fragmentos de osso cortical, apresentando diâmetros de 0,20 a 0,55 mm, os nódulos confeccionados em nylon no formato de calotas, com diâmetros variando de 2 a 20 mm, e as fibras simuladas com tiras de policarbonato, cortadas em larguras de 2 a 6 mm (STEMBERG, 2010).

As imagens do *phantom* foram adquiridas em dois equipamentos distintos: um mamógrafo Lorad MIII, pertencente ao Centro Integrado de Diagnóstico por Imagem (CIDI) da Santa Casa de São Carlos (SP), e um mamógrafo GE *Senographe* DMR, localizado no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (HC/FMRP/USP). No CIDI, os exames foram realizados em modo manual e no HC/FMRP/USP foi utilizado o modo

automático (AEC). Essa abordagem permitiu comparar a influência dos modos de operação na qualidade das imagens, com parâmetros de exposição ajustados conforme a espessura simulada, reproduzindo condições clínicas reais de mamografia (STEMBERG, 2010).

Já o trabalho desenvolvido por Alves e Maia (2015) teve como objetivo a criação de simuladores mamográficos de baixo custo e fácil reprodução, voltados tanto para o controle de qualidade de imagens quanto para o treinamento de profissionais em mamografia. A seleção dos materiais utilizados foi baseada nos coeficientes de atenuação mássica obtidos por meio do banco de dados do *National Institute of Standards and Technology* (NIST) (BERGER *et al.*, 2009), assegurando que os simuladores apresentassem comportamento radiológico semelhante ao dos tecidos mamários (ALVES; MAIA, 2015).

Foram confeccionados três modelos, *Phantom I-a*, *Phantom I-b* e *Phantom II*, utilizando moldes de PMMA (polimetilmetacrilato), dentro das quais estruturas teste inseridas para representar microcalcificações, nódulos e fibras. Os simuladores foram confeccionados em fatias, com espessuras variando entre 2,5 e 4,5 cm, as quais são consideradas próximas a espessura recomendada pelo ACR, de aproximadamente 4,2 cm.

O *Phantom I-a* foi preenchido com parafina em gel misturada a 5 g de acrílico em pó, enquanto os *Phantoms I-b* e II utilizaram cera odontológica. As microcalcificações foram simuladas com fragmentos de calcário que passaram por peneiras com tamanhos de 0,15 a 1,70 mm, e as fibras foram feitas com nylon, apresentando cinco diâmetros diferentes, de 0,35 a 5 mm, cortados em tamanho padrão de 1,5 cm de comprimento (ALVES; MAIA, 2015).

As imagens radiográficas, obtidas com espessuras de 25mm, 35mm e 45mm, demonstraram que tanto a mistura de parafina em gel e acrílico quanto a cera odontológica apresentaram propriedades radiológicas semelhantes aos tecidos mamários. A partir disso, concluiu-se que os materiais apresentados no estudo são considerados viáveis para serem utilizados na confecção dos *phantoms* de mama, de acordo com as recomendações do ACR (ALVES; MAIA, 2015).

Em seu trabalho, Sousa (2017) desenvolveu um objeto simulador de mama capaz de reproduzir diferentes padrões de densidade e de imagem a partir de variações, de forma aleatória, das dimensões, do contraste e da distribuição das lesões. Essa diversidade de padrões, assim como no trabalho de Stemberg (2010), proporcionou um amplo conjunto de imagens ideais para serem empregadas na avaliação do desempenho dos sistemas de detecção assistida por computador (CAD) (SOUSA, 2017).

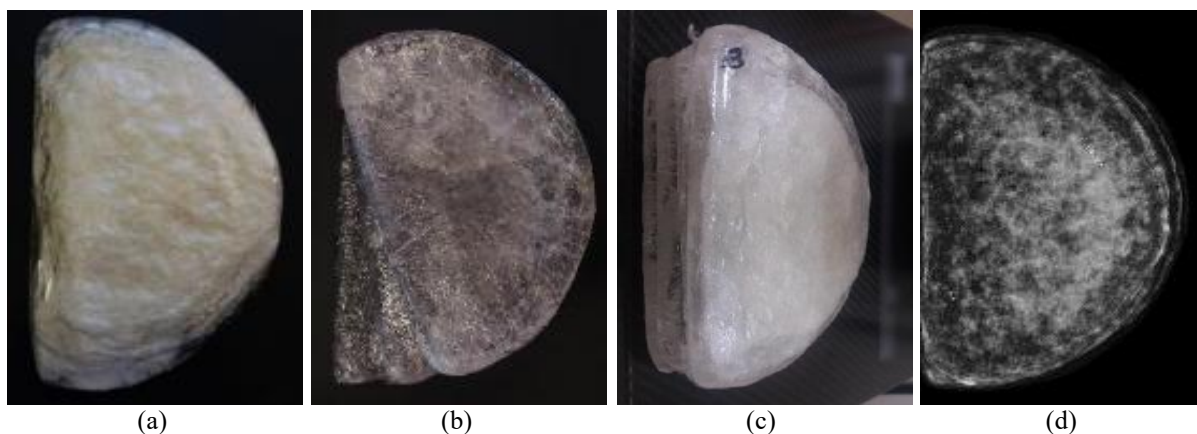
O *phantom* é composto por placas, ou camadas, constituídas de filme de policloreto de vinila (PVC) submerso em parafina em gel, distribuídos em diferentes quantidades e de forma

aleatória, a fim de simular regiões heterogeneamente densas do tecido mamário, conforme as quatro categorias de classificação de densidades BI-RADS. As microcalcificações foram simuladas por partículas de hidróxiapatita granulada, com dimensões entre 0,2 e 0,55 mm de diâmetro, organizadas em clusters, conforme os casos clínicos mais comumente observados. Os nódulos foram produzidos com fibra de vidro (1,6 g/cm³), folhas de PVC e filme de PVC (1,38 g/cm³), sendo este último o que apresentou melhor desempenho na simulação das lesões após análise comparativa dos resultados (SOUSA; SIQUEIRA; SCHIABEL, 2015). No entanto, observou-se que as lesões simuladas ainda eram facilmente identificadas, o que levou a utilização de modelos tridimensionais, impressos em 3D, projetados para simular lesões circunscritas e espiculadas (SOUSA, 2017).

Os nódulos circunscritos foram confeccionados, com dimensões de $11,96 \times 12,78 \times 12,33$ mm³ e $4,56 \times 4,87 \times 4,70$ mm³, a partir de um modelo esférico de 10mm que foi deformado para simular irregularidades e garantir uma representação mais realista. Já os nódulos espiculados foram desenvolvidos a partir de um modelo obtido pela plataforma Embodi3D - *The Biomedical 3D Printing Community* (<https://www.embodi3d.com/>), também em duas dimensões, sendo elas $24,88 \times 43,44 \times 39,81$ mm³ e $5,00 \times 8,40 \times 8,01$ mm³ (SOUSA, 2017).

Os modelos foram impressos em uma impressora 3D *Dimension Elite* (Stratasys Ltd.), utilizando filamento de ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno, com densidade de 1,03 g/cm³) e camadas de 0,178 mm de espessura, o que garantiu precisão e detalhamento as estruturas. As dimensões dos modelos foram determinadas de forma a simular os tamanhos mínimo e máximo das lesões benignas e malignas, sendo aqueles de valor superior a 3,0 cm classificados como massas (SOUSA, 2017).

Figura 12 - *Phantom* Maria (a) Placas com filme de PVC submerso em parafina em gel. (b) Placas de parafina gel. (c) *Phantom* montado para ser radiografado. (d) Imagem mamográfica de uma das configurações do *phantom*.



Fonte: (SOUSA, 2017).

O *Phantom* Cleópatra, desenvolvido por Pinheiro (2024), foi confeccionado com o objetivo de desempenhar as funções de controle de qualidade dos serviços de mamografia e de simular os tecidos mamários de forma precisa e realista na aquisição de imagens para serem utilizadas nos bancos de dados. Além disso, o estudo visou a criação de um modelo que apresentasse baixo custo e fácil reprodutibilidade, mantendo uma representação fiel da mama, com o uso de materiais acessíveis e de fácil manuseio (PINHEIRO, 2024).

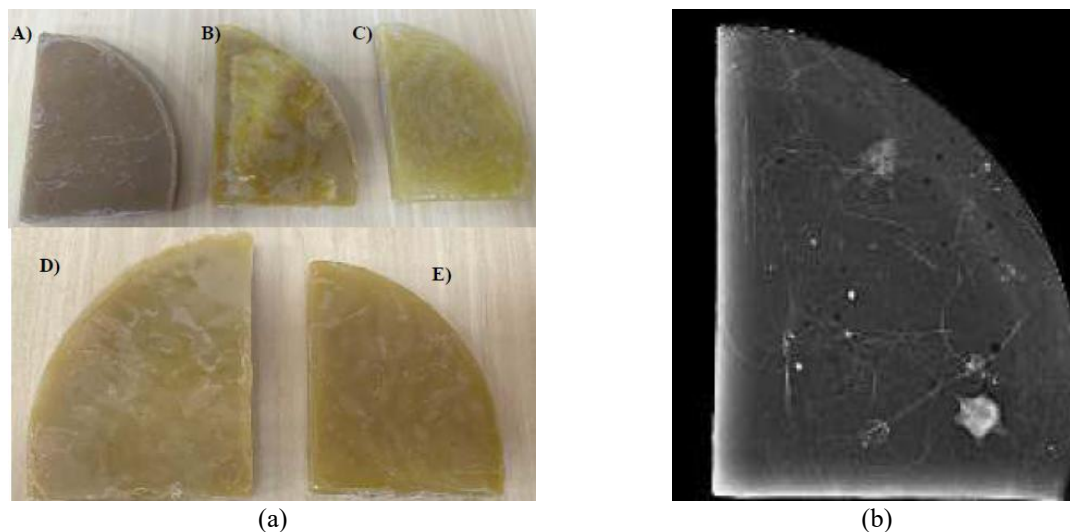
A confecção do Cleópatra foi realizada em moldes de gesso e, posteriormente, em moldes de ácido polilático (PLA) impressos em 3D, com as estruturas teste, voltadas ao controle de qualidade, feitas de PLA, para a simulação de nódulos, aparas de PVC, representando as microcalcificações, fios de nylon, para as fibras e alumínio, para simular a escala de contraste. Enquanto isso, para a parte de simulação da mama real, foram utilizados fibra de vidro e folhas de PVC, para simular a densidade dos tecidos, PLA, representando nódulos circunscritos e espiculados, e aparas de PVC para as microcalcificações. Todas essas representações foram inseridas em cera de abelha, a qual foi utilizada para simular o tecido adiposo da mama (PINHEIRO, 2024).

A estrutura final do *phantom* apresentou espessura total de 4,5 cm, conforme os simuladores utilizados em programas oficiais de controle de qualidade no Brasil. A escolha dos materiais, em especial da cera de abelha e do PLA, foi motivada pelo baixo custo, biodegradabilidade e possibilidade de reaproveitamento, além de suas propriedades de atenuação e densidade radiográfica serem semelhantes às dos tecidos mamários reais. Sua disposição em camadas permitiu várias combinações e, conseqüentemente, diversas simulações que podem ser empregadas em sistemas de treinamento e pesquisas (PINHEIRO, 2024).

Durante os testes, o Cleópatra apresentou um comportamento satisfatório na detecção de estruturas finas, como microcalcificações de até 0,25 mm, além de boa visualização de fibras e nódulos. As imagens obtidas foram comparadas com *phantoms* de referência, como o CIRS 011A e o modelo credenciado pelo Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR), apresentando bom desempenho para fins de Controle de Qualidade (PINHEIRO, 2024).

Na etapa de simulação da mama real, foram realizadas análises de padrões de textura aplicando os descritores de Haralick, assim como os atributos *Skewness* e *Kurtosis*, em 78 imagens de mama real e 78 imagens do *phantom*. As curvas gaussianas utilizadas nas análises apresentaram grande sobreposição, demonstrando alta similaridade entre as imagens simuladas e as reais, o que confirma a eficiência do modelo na reprodução das propriedades radiológicas da mama humana (PINHEIRO, 2024).

Figura 13 - Objetos simuladores de mama real (a) Componentes do *phantom* Mama Real; (b) Imagem mamográfica de uma das composições possíveis do objeto simulador de mama real.



Fonte: (PINHEIRO, 2024).

O *phantom* proposto por FLORES *et al.* (2022) foi desenvolvido com o objetivo de simular os tecidos mamários de forma mais realista e acessível em imagens de mamografia e tomossíntese mamária. Foram utilizados como materiais o PMMA e resina acrílica para representar as estruturas de uma mama de densidade média, devido a elevada equivalência radiológica que apresentam.

O protótipo foi produzido em placas semicirculares para a inserção de estruturas para a simulação de lesões. Foram cinco placas, totalizando 5 cm, sendo quatro delas feitas de PMMA transparente e uma feita de resina acrílica, contendo representações de microcalcificações e massas de diferentes tamanhos, representadas por partículas de carbonato de cálcio, e uma mistura de resina e bicarbonato de cálcio (FLORES *et al.*, 2022).

As imagens foram obtidas em um sistema de mamografia / tomossíntese e analisadas para verificar o desempenho dos materiais utilizados. O *phantom* apresentou um bom comportamento radiográfico e maioria das lesões pôde ser visualizada, com exceção de partículas menores, o que se apresentou como um desafio para os futuros trabalhos a serem desenvolvidos (FLORES *et al.*, 2022).

Em seu trabalho, Varallo *et al.* (2022) buscou representar de forma realista os tecidos da mama através do desenvolvimento de simuladores antropomórficos produzidos por impressão 3D para serem utilizados em mamografias digitais e tomossíntese mamária. A proposta surge como uma alternativa aos *phantoms* tradicionais, que apresentam custos elevados e dificuldade de reprodução, possibilitando a simulação de diferentes padrões de densidade mamária, além de

diferentes estruturas internas que podem ser inseridas no protótipo, de forma mais acessível e reprodutível.

Os modelos foram construídos a partir de imagens clínicas de tomografia computadorizada da mama, disponíveis em uma base de dados de acesso público, que permitiram a reprodução da anatomia completa da mama, incluindo pele, tecido adiposo, tecido fibroglandular e estruturas internas. A impressão das estruturas foi realizada com o processo de modelação por deposição fundida, utilizando filamentos de PET (polietileno tereftalato) e PLA, para a pele e os tecidos glandulares, além do filamento de ABS para a simulação dos tecidos gordurosos, sendo esses os materiais que apresentaram melhor desempenho na simulação em termos de densidade e atenuação radiológica (VARALLO *et al.*, 2022).

Os *phantoms* produzidos foram avaliados em três diferentes centros clínicos com imagens obtidas em equipamentos de mamografia e de tomossíntese mamária. As imagens foram analisadas e os resultados comparados com imagens adquiridas por tomografia computadorizada, apresentando texturas realistas e alta fidelidade anatômica (VARALLO *et al.*, 2022).

No estudo de Celina *et al.* (2023) foi desenvolvido um protótipo do *Phantom* ACR CIRS 015 impresso em 3D, com diferentes filamentos de impressão, contendo pequenas estruturas internas para simular os achados clínicos encontrados em mamografias reais, de acordo com as especificações dispostas na ficha técnica do modelo original. A superfície do protótipo foi composta de acrílico e os materiais utilizados para a fabricação foram PLA e PVA (álcool polivinílico), enquanto as fibras e as outras partículas foram preenchidas com fibra de náilon e Al_2CO_3 (CELINA *et al.*, 2023).

As imagens foram realizadas três vezes, utilizando o mesmo equipamento, em modo manual (tensão de 28 kV e corrente de 100 mAs), e foram posteriormente analisadas com base na visualização dos objetos. Com exceção do tamanho de algumas partículas, que ainda não corresponde as dimensões do modelo credenciado, os *phantoms* produzidos atenderam os requisitos exigidos pelo padrão ACR, especialmente para as fibras, apresentando elevado potencial para uso em programas de controle de qualidade de imagem em sistemas mamográficos (CELINA *et al.*, 2023).

Em seu estudo, Oria *et al.* (2025), propõe uma metodologia para gerar mamografias sintéticas realistas com o uso de *phantoms* antropomórficos digitais, reconstruídos a partir de imagens de tomografia computadorizada de mama de diferentes pacientes, provenientes de um banco de dados. A abordagem utilizada gera uma estrutura baseada em voxels, com resolução espacial compatível com a mamografia digital, a partir da segmentação dos principais tecidos mamários.

Os simuladores obtidos podem ser modificados através de transformações geométricas que reproduzem deformidades anatômicas típicas, proporcionando maior variabilidade de modelos com diferentes formas e volumes. Além disso, é possível também a inserção de lesões, como massas e microcalcificações de diversos tipos, que apresentam elevado realismo na simulação (ORIA *et al.*, 2025).

As imagens mamográficas foram geradas nas projeções craniocaudal e mediolateral oblíqua e a interação dos raios X com os tecidos da mama foi modelada utilizando o método de Monte Carlo. Para a análise dos resultados, métricas de textura foram extraídas e comparadas com imagens mamográficas reais, apresentando maior similaridade em regiões de tecido fibroglandular (ORIA *et al.*, 2025).

Os *phantoms* reconstruídos, em geral, apresentaram elevada fidelidade anatômica, além de proporcionar um número virtualmente ilimitado de mamografias sintéticas com variações significativas, a partir de poucos exames de tomografia computadorizada de mama. Podem ser amplamente utilizados em testes de novas técnicas e na validação de sistemas que usam de inteligência artificial para diagnóstico de imagem e rastreamento do câncer de mama (ORIA *et al.*, 2025).

4.2 ESTUDO DOS MATERIAIS TECIDO EQUIVALENTES

A escolha dos materiais empregados na confecção dos objetos simuladores mamográficos foi realizada de forma que eles sejam capazes de reproduzir ao máximo as propriedades físicas e radiológicas dos tecidos da mama. Com base em análises feitas previamente pelo grupo de pesquisa LAPIMO-USP (STEMBERG, 2010; SOUSA, 2017) e GIM-UFU (PINHEIRO, 2024) relacionadas a densidade e ao coeficiente de atenuação de cada um deles, foram selecionados possíveis candidatos a serem utilizados para esse fim. Dentre os materiais simuladores das estruturas da mama estão a parafina em gel, cera odontológica e cera de abelha, utilizados na simulação de menores densidades, o policloreto de vinila (PVC) e a fibra de vidro, responsáveis por proporcionar maior densidade, e o ácido polilático (PLA) e o termoplástico de poliuretano (TPU) utilizados na simulação de lesões e na produção dos moldes para a confecção das placas.

A parafina em gel, considerada como tecido equivalente aos tecidos mamários de baixa densidade, como já descrito nos trabalhos de Stemberg (2010), Sousa (2017) e Pinheiro (2024), é uma substância derivada do petróleo, composta principalmente por hidrocarbonetos saturados, constituídos por átomos de carbono e hidrogênio unidos por ligações covalentes

simples, também conhecidos como alcanos, com fórmula geral $C_{30}H_{62}$ (PROPEQ, 2021). De acordo com sua ficha técnica apresenta derretimento lento e uniforme, com ponto de fusão e densidade aproximadamente de 60°C e $0,8\text{ g/cm}^3$, respectivamente (SOLVEN, s.d.). Conforme o estudo realizado por PINHEIRO (2024), além de apresentar transparência, maleabilidade e densidade adequadas para a simulação dos tecidos menos densos da mama (STEMBERG, 2010), a parafina em gel apresenta também coeficientes de atenuação mássicos bem semelhantes aos coeficientes do tecido adiposo na faixa de energia da mamografia e, por isso, é considerada um bom material para simular a interação dos raios X com esse tipo de tecido (PINHEIRO, 2024).

Por apresentar uma temperatura de fusão considerada relativamente baixa, a parafina em gel deve ser armazenada em temperatura ambiente constante, entre 18°C e 25°C , evitando exposições diretas ao calor e mudanças bruscas de temperatura para que não ocorra grandes deformações. O processo de derretimento deve ser feito de preferência em um ambiente com pouca umidade, com o mínimo de movimentação possível, de forma lenta e cuidadosa, para minimizar o aparecimento de bolhas.

As ceras odontológicas de modelo 7 e 9 são compostas principalmente por hidrocarbonetos saturados, apresentam ponto de fusão médio de 62°C e densidade aproximada de $0,8\text{ g/cm}^3$, de acordo com sua ficha técnica (POLIDENTAL, 2014). Por serem amplamente utilizadas em moldagens ortodônticas, podem ser consideradas flexíveis, maleáveis e de fácil modelagem, além de serem um pouco mais resistentes que a parafina em gel, o que reduz muito sua deformação com o passar do tempo.

De acordo com o estudo de Pinheiro (2024), ambos os modelos apresentam não só baixa densidade como também coeficientes de atenuação mássico bem próximos aos tecidos adiposos da mama e, por isso são considerados ótimos materiais para serem utilizados como simuladores na mamografia (PINHEIRO, 2024).

A cera de abelha é uma substância natural secretada pelas abelhas, composta principalmente por ésteres de ácidos graxos e hidrocarbonetos, de fórmula geral $C_{46}H_{92}O_2$ (NOVO, 2017). Apresenta ponto de fusão médio de 65°C , densidade aproximada de $0,9\text{ g/cm}^3$ e coeficientes de atenuação mássicos bem próximos aos tecidos gordurosos da mama nas faixas de energia mais utilizadas em mamografia, como mostrado no estudo de Pinheiro (2024) (PINHEIRO, 2024).

É um material que, além de possuir características físico-químicas semelhantes aos tecidos adiposos da mama, é considerado o melhor candidato para a simulação por ser de fácil

manipulação e moldagem e por se manter estável mesmo em uma ampla faixa de temperaturas, o que contribui para a durabilidade dos *phantoms*.

O Policloreto de Vinila (PVC) é um polímero, com temperatura de deformação acima de 80°C e densidade média de 1,4 g/cm³, amplamente utilizado nos estudos de Sousa (2017) e Pinheiro (2024) na simulação de microcalcificações e tecidos fibroglandulares. As microcalcificações foram representadas com fragmentos irregulares de PVC e a densidade dos tecidos com folhas de PVC juntamente com as fibras de vidro, amassadas em várias camadas e de forma irregular (SOUSA, 2017; PINHEIRO, 2024). Além disso, as folhas de PVC apresentam um ótimo papel no revestimento dos *phantoms*, devido a sua transparência, durabilidade, flexibilidade e resistência mecânica suficiente para manter sua forma (INSTITUTO BRASILEIRO DO PVC, s.d.).

A fibra de vidro é composta por filamentos de vidro extremamente finos com densidade em torno de 2,5 g/cm³ e estrutura resistente e estável (TECH COMPOSITES, 2023). Por ser um material mais denso, que apresenta maior radiopacidade, foi empregado, juntamente com as folhas de PVC para simular tecidos fibroglandulares nos estudos de Sousa (2017) e Pinheiro (2024) (SOUSA, 2017; PINHEIRO, 2024).

O Ácido Polilático (PLA) é um polímero termoplástico com densidade e temperatura de fusão de 1,25 g/cm³ e 150°C aproximadamente, e comportamento radiológico semelhante aos tecidos gordurosos na faixa de energia da mamografia, a depender de sua formulação (ALSSABBAGH *et al.*, 2017; ULTIMAKER, s.d.). Foi amplamente utilizado no estudo de Pinheiro (2024) nos moldes desenvolvidos e na simulação de lesões na mama.

A maior temperatura de fusão, que proporciona o contato direto com os materiais testados, em suas temperaturas de derretimento correspondentes, sem sofrer deformações, juntamente com a possibilidade de ser impresso em 3D com alto nível de detalhamento, fazem do PLA um excelente material para a confecção de moldes e simulações de lesões de diversos formatos.

O Poliuretano Termoplástico (TPU) é um elastômero termoplástico derivado do poliuretano, formado por segmentos rígidos e flexíveis que garantem a ele flexibilidade, elasticidade, resistência química e mecânica, além de boa durabilidade (FCC, 2025). Apresenta densidade aproximada de 1,1 g/cm³ e temperatura de fusão média de 220°C (ALSSABBAGH *et al.*, 2017; ULTIMAKER, s.d.)

Assim como o PLA, o TPU possui como vantagem a elevada temperatura de fusão, o que garante boa estabilidade térmica durante a confecção dos *phantoms*, porém, devido à sua maior elasticidade, o material tende a apresentar menor dificuldade de extrusão e menor

precisão na impressão 3D (ALSSABBAGH *et al.*, 2017). Como foi utilizado no presente trabalho para a produção de formas e moldes, a flexibilidade e resistência a altas temperaturas foram os fatores determinantes para a escolha desse material.

5. METODOLOGIA

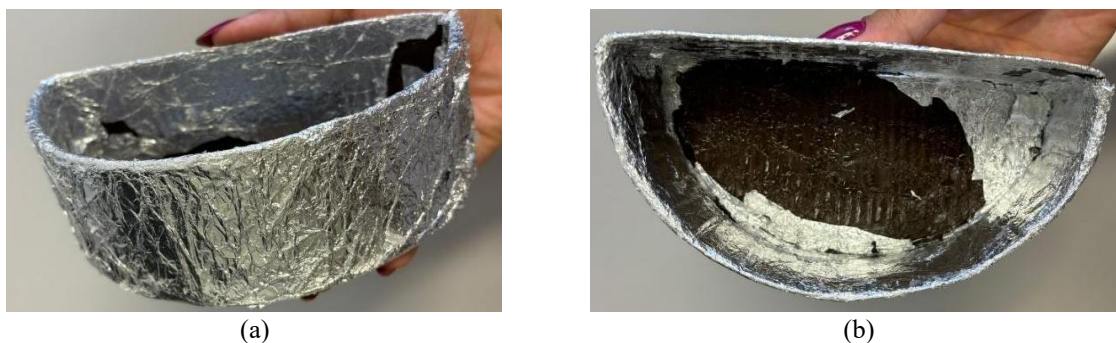
Com o objetivo de produzir um *phantom* que simule os tecidos da mama, utilizando materiais de baixo custo, e de aprimorar o que foi produzido por Sousa (2017) em seu trabalho, neste capítulo estão dispostos os passos que foram dados em busca de minimizar a irregularidade das bordas das placas que compõem o objeto simulador de mama, por meio da padronização do tamanho entre as placas e do uso de novos materiais que sejam mais resistentes e que apresentem maior durabilidade ao longo do tempo.

5.1 CONFECÇÃO DAS FORMAS E DOS MOLDES

A fase inicial do trabalho foi realizada no Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas da Universidade de São Paulo (LAPIMO - USP), em São Carlos, de forma que todos os materiais e o modo de operação empregados na produção dos *phantoms* desenvolvidos por Sousa (2017) foram utilizados na confecção de novas placas. Isso foi feito em forma de teste para que fossem observadas as possíveis causas da irregularidade entre as bordas das placas produzidas e assim buscar soluções para minimizá-las e aprimorar o *phantom*.

As formas haviam sido desenvolvidas em formato semicircular, como mostrado na Figura 14, feitas de papelão e revestidas de papel alumínio para facilitar a retirada das placas e evitar sua adesão ao molde, e apresentavam dois tamanhos diferentes. Ao iniciar a produção, em busca de praticidade e facilidade na reprodução, visando seguir o mesmo tamanho das placas que já haviam sido produzidas no trabalho anterior, optou-se por utilizar apenas a forma de tamanho menor, cujas dimensões eram de 9 cm (raio) e 16 cm (parte reta).

Figura 14 - (a) e (b) Molde feito de papelão, revestido de papel alumínio, utilizado na produção das placas do *Phantom Maria* (SOUSA, 2017).



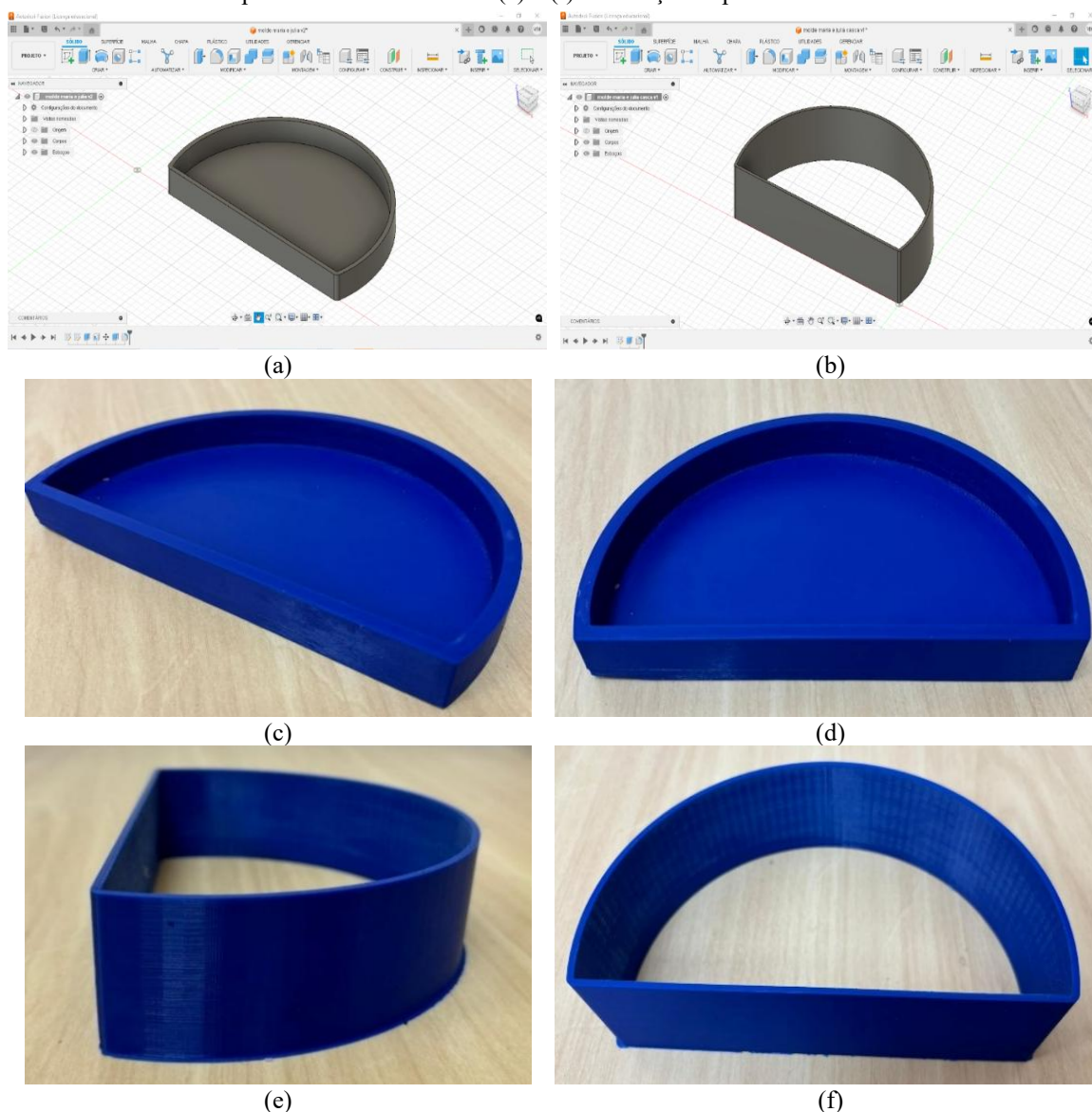
Fonte: Autoria própria, 2025.

Durante o processo e após o término da confecção dos novos protótipos, observou-se que o alumínio, devido à sua distribuição não uniforme por toda a forma, seria um dos principais motivos para a ausência de padronização no formato das placas. Além disso, o papelão, após certo tempo de uso, se apresentou muito deteriorado, o que também contribuiu para a imprecisão do que estava sendo produzido. Outro fator observado foi a altura do molde, de 4,5 cm, que gerou a inconsistência na altura das placas produzidas, que deveria ser de 1,5 cm, mas que, com a forma de papelão, não conseguia ser exata.

Com base nesses fatores e na revisão bibliográfica apresentada anteriormente, com o intuito de aprimorar o que já foi produzido, optou-se pela produção de formas impressas em PLA (Ácido Polilático), utilizando manufatura aditiva, com os mesmos formatos e dimensões utilizados anteriormente. O primeiro projeto foi um molde, com dimensões de 9,6 x 14,5 x 1,5 cm e espessura de 0,3 cm, inicialmente, para a confecção das placas.

Considerando também a necessidade de alinhamento entre as placas e maior uniformização das bordas durante a realização do exame de mamografia, o outro processo desenvolvido foi uma forma de contenção, sem fundo, com dimensões de 9,6 x 14,5 x 4,5 cm e espessura inicial de 0,2 cm. A altura de 4,5 cm foi determinada em conformidade com o padrão de compressão da mama estabelecido pela RDC 611/2022 e pela Instrução Normativa nº 92/2021 da ANVISA. Os dois moldes foram desenvolvidos computacionalmente, como mostra a Figura 15, utilizando o *software* Autodesk Fusion e impressos utilizando uma impressora 3D Ender V3 KE, pelo *software* UltiMaker Cura.

Figura 15 - Modelos desenvolvidos no *software* Autodesk Fusion para (a) Molde e (b) Contenção. (c) e (d) Molde impresso em 3D com PLA. (e) e (f) Contenção impressa em 3D com PLA.



Fonte: Autoria própria, 2025.

Após alguns testes realizados com as formas impressas em Ácido Polilático (PLA), observou-se que a rigidez e baixa maleabilidade do material dificultaram seu uso em muitos casos. Em busca de um material que apresente melhor desempenho que o anterior e que seja mais adequado para a impressão das formas, utilizou-se o Poliuretano Termoplástico, ou TPU. A impressão foi realizada seguindo os mesmos parâmetros, porém, desta vez, apresentando maior flexibilidade e elasticidade, o que auxiliou até mesmo na retirada das placas dos moldes e tornou ainda melhor a contenção e o alinhamento das placas. Por fim, como último ajuste especialmente para melhor contenção e alinhamento das placas sobrepostas, as dimensões da forma de contenção determinadas anteriormente foram reduzidas em 0,1 cm, minimizando folgas, evitando espaços vazios e proporcionando um encaixe ao *phantom* de forma precisa.

Portanto, a forma de contenção final, impressa em TPU, apresentou as medidas de 14,2 x 9,4 x 4,2 cm e espessura de 0,7 cm, como mostrado na Figura 16.

Figura 16 - Forma de contenção em TPU.



Fonte: Autoria própria, 2025.

Além disso, por conta da irregularidade das superfícies proporcionada pelo papel alumínio no utilizado no molde utilizado por (Sousa, 2017), foi necessário substituí-lo por um material que auxiliasse o desenformar de forma prática, sem interferir no resultado. Tendo em vista que o óleo de coco, testado inicialmente para untar as formas e facilitar a retirada dos protótipos, fez com que eles ficassem escorregadios, dificultando seu manuseio e, principalmente, seu revestimento para armazenamento, o papel manteiga, testado posteriormente, foi apresentado como uma ótima alternativa e permaneceu como padrão durante todo o trabalho.

O papel manteiga utilizado é recortado e moldado com as mesmas dimensões do molde, como mostra a Figura 17, de forma a revesti-lo da forma mais exata possível, para que não altere o formato do que foi produzido, e inserido na forma, com uma pequena quantidade de cola no fundo, para evitar que o papel enrugue quando em contato com o calor. Em seguida, o material derretido é despejado e, após seu endurecimento, é retirado da forma facilmente.

Figura 17 - (a) e (b) Molde de papel manteiga para facilitar a retirada das placas produzidas da forma.



(a)



(b)

Fonte: Autoria própria, 2025.

Após a retirada das placas confeccionadas das formas, elas são revestidas para evitar seu deterioramento e sua deformação a longo prazo. O material utilizado para o revestimento é o filme de PVC, que foi selecionado como a melhor opção após o teste com vários outros materiais que demonstraram um comportamento inferior. O filme de PVC apresenta boa elasticidade, o que proporciona um bom revestimento, com aderência e ajuste necessários a forma de cada placa.

5.2 CONFEÇÃO DAS PLACAS

5.2.1 PLACAS SIMULADORAS DE MAMAS GORDUROSAS

A primeira fase de confecção das placas, foi realizada no Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas da Universidade de São Paulo (LAPIMO - USP), em São Carlos, em forma de teste, utilizando tudo o que foi empregado na produção dos *Phantom* Maria (SOUSA, 2017), materiais, forma de confecção, dentre outros. Além da parafina em gel, já utilizada anteriormente, foram testadas também a cera de abelha e a cera odontológica, as quais, como já disposto na literatura, apresentam um bom comportamento na simulação de mamas lipossustituídas. Os 4 protótipos produzidos, dispostos na Figura 18, foram compostos por:

- 100% de parafina em gel:
- 10% de cera odontológica (24g) e 90% de parafina em gel (129g)
- 20% de cera odontológica (48g), 80% de parafina em gel (110g) e filme PVC imerso na mistura.
- 60% de cera de abelha e 40% de parafina em gel, dispostas em uma forma de $\frac{1}{4}$ de círculo, impressa em 3D utilizando PLA, para teste do uso desse material em moldes para a produção dos *phantoms*.

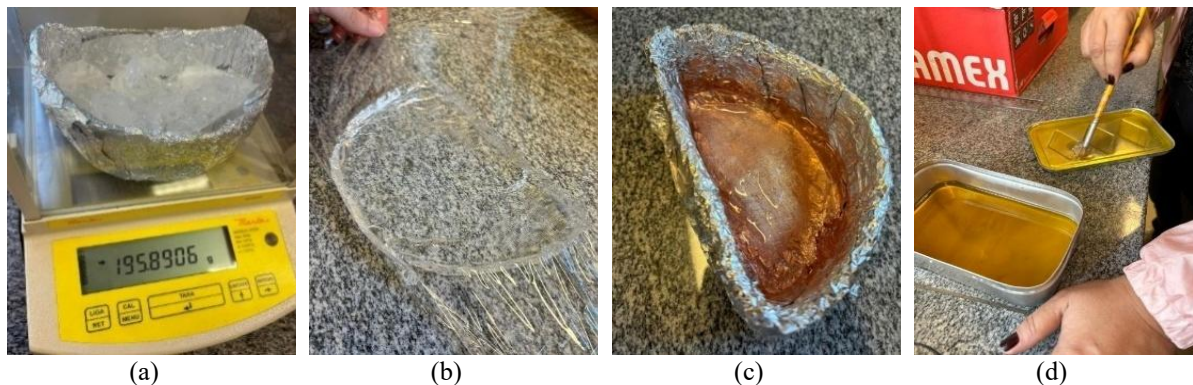
Figura 18 - Primeiros protótipos produzidos para teste dos materiais compostos por cera de abelha, cera odontológica e parafina.



Fonte: Autoria própria, 2025.

Na Figura 19 estão alguns registros da primeira produção.

Figura 19 - Registros da primeira produção: (a) Parafina em gel pesada para confecção das placas. (b) Placa de parafina em gel sendo revestida de filme PVC. (c) Mistura de cera odontológica, parafina em gel e filme PVC. (d) Cera de abelha e parafina em gel sendo misturadas.



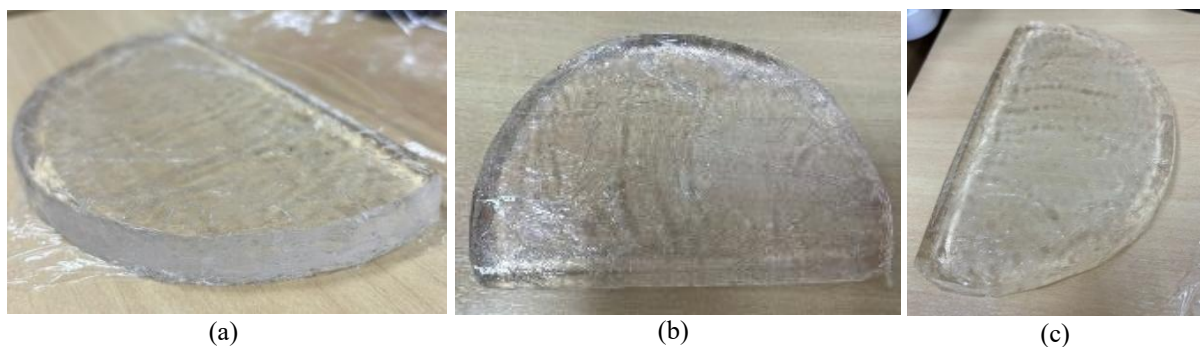
Fonte: Autoria própria, 2025.

Após os materiais, inicialmente em estado líquido, endurecerem completamente, eles são desenformados, revestidos de filme PVC e etiquetados.

A segunda fase de confecção das placas foi realizada a partir de alterações consideradas necessárias para aprimorar as técnicas de confecção e solucionar os problemas observados na primeira fase, especialmente a irregularidade das bordas, a dificuldade de desenforme e a baixa padronização das superfícies. Os moldes desenvolvidos computacionalmente começaram a ser utilizados, assim como o papel manteiga, e os materiais utilizados na produção permaneceram sendo parafina em gel e cera odontológica, visto que, na fase anterior, a cera de abelha já apresentou um excelente comportamento radiológico, uma boa reprodutibilidade e acessibilidade, além de ser de fácil manuseio. Os seis protótipos produzidos foram compostos por:

- 100% de parafina em gel, como mostra a Figura 20:

Figura 20 - (a), (b) e (c) Placas de parafina em gel.



Fonte: Autoria própria, 2025.

- 30% de cera odontológica e 70 % de parafina em gel, como mostrado na Figura 21:

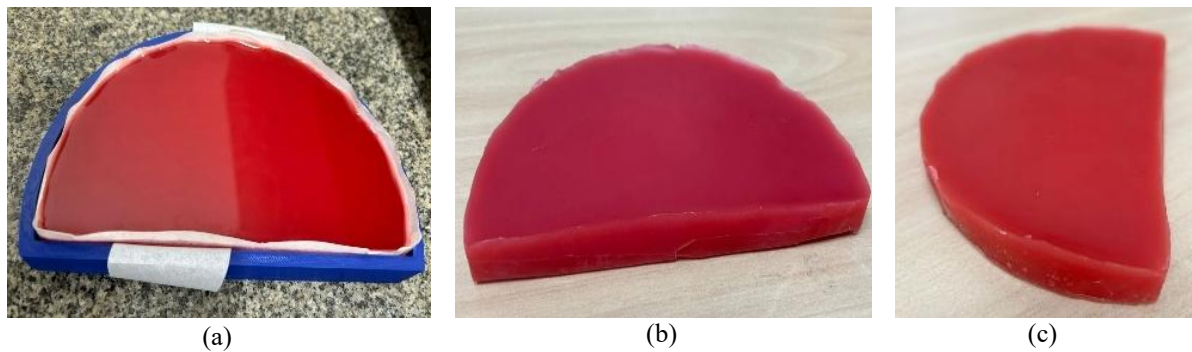
Figura 21 - (a) e (b) Placas de Cera Odontológica e Parafina em gel.



Fonte: Autoria própria, 2025.

- 100% de cera odontológica, como na Figura 22:

Figura 22 - (a) Placa de Cera Odontológica no molde para ser desenformada. (b) e (c) Placas de Cera Odontológica.



Fonte: Autoria própria, 2025.

- 50% de cera odontológica e 50 % de parafina gel, como representado na Figura 23:

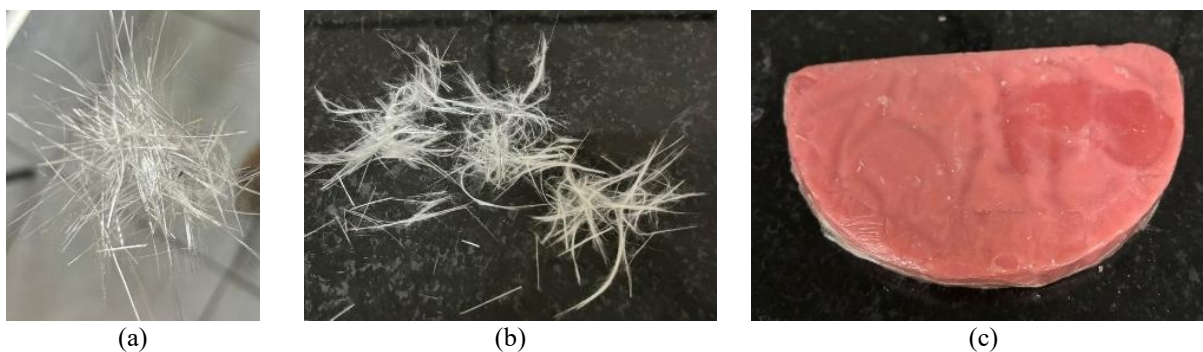
Figura 23 - (a) Placa de Cera Odontológica no molde para ser desenformada. (b) e (c) Placas de Cera Odontológica.



Fonte: Autoria própria, 2025.

- 50% de cera odontológica, 50% de parafina em gel e uma pequena quantidade de fibras de vidro desfiadas, adicionadas, de forma aleatória, por toda a mistura, como mostrado na Figura 24.

Figura 24 - (a) Fibras de vidro. (b) Fibras de vidro desfiadas para serem inseridas na placa. (c) Placa de Cera Odontológica e parafina em Gel com fibra de vidro.



Fonte: Autoria própria, 2025.

- 50% de cera odontológica, 50% de parafina em gel e uma grande quantidade de fibras de vidro desfiadas, adicionadas, de forma aleatória, por toda a mistura, como mostra a Figura 25.

Figura 25 - (a) Fibras de vidro desfiadas para serem inseridas na placa. (b) Placa de Cera Odontológica e Parafina em Gel com fibra de vidro.



Fonte: Autoria própria, 2025.

As fibras de vidro, em diferentes quantidades, assim como o filme de PVC utilizado na fase anterior, foram adicionados para simular partes mais densas da mama e proporcionar a avaliação da influência de sua disposição e de sua quantidade na imagem mamográfica. As misturas, após derretidas e retiradas do forno, são adicionadas aos moldes revestidos de papel manteiga e, após endurecerem completamente, são retiradas, etiquetadas e encapadas com filme PVC para aumentar sua durabilidade e contribuir para sua preservação.

A terceira fase de confecção das placas foi realizada a partir de novos aprimoramentos das técnicas de confecção, com ênfase no uso da cera de abelha, que, a partir dos resultados obtidos com a cera odontológica e com a parafina em gel na segunda fase, permaneceu como a

melhor opção de material para a simulação de mamas gordurosas. Os moldes desenvolvidos computacionalmente permaneceram sendo utilizados, assim como o papel manteiga, a fibra de vidro, o filme de PVC e os materiais já utilizados anteriormente, parafina em gel, cera odontológica e, principalmente, cera de abelha. Os 5 protótipos produzidos foram compostos por:

- 100% de parafina em gel, como representado na Figura 26:

Figura 26 - (a) Placa de Parafina em gel no molde. (b) e (c) Placa de Parafina em gel.



(a)



(b)



(c)

Fonte: Autoria própria, 2025.

- 100% de cera de abelha, como na Figura 27:

Figura 27 - Placa de Cera de abelha.



Fonte: Autoria própria, 2025.

- 50% de cera de abelha e 50 % de parafina em gel, como mostrado na Figura 28:

Figura 28 - Placa de Cera de Abelha e Parafina em gel.



Fonte: Autoria própria, 2025.

- 50% de cera de abelha, 50% de parafina em gel, uma boa quantidade de fibras de vidro desfiadas, adicionadas, de forma aleatória, por toda a mistura, e artefatos impressos em impressora 3D usados para simular nódulos, de diferentes formatos e tamanhos, como mostra a Figura 29:

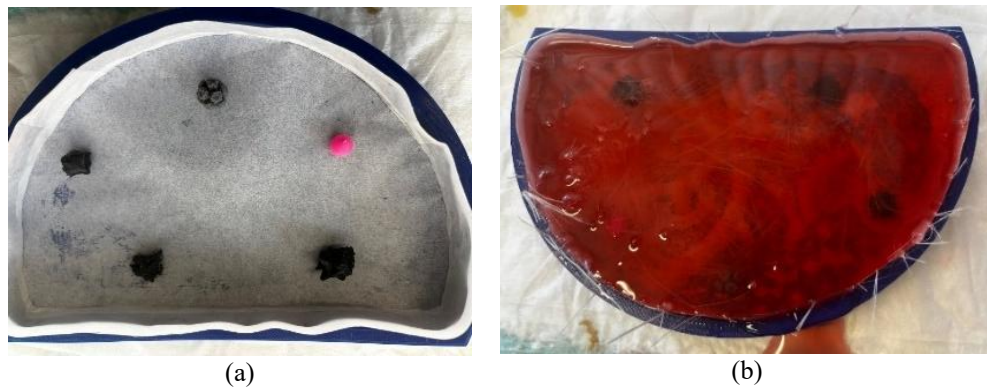
Figura 29 - (a) Molde com nódulos e fibras de vidro, preparado para colocar a mistura (b) Placa de cera de abelha e parafina em gel, com nódulos e fibras de vidro.



Fonte: Autoria própria, 2025.

- 50% de cera odontológica, 50% de parafina em gel, uma boa quantidade de fibras de vidro desfiadas, adicionadas, de forma aleatória, por toda a mistura, e artefatos impressos em impressora 3D usados para simular nódulos, de diferentes formatos e tamanhos, como pode ser observado na Figura 30.

Figura 30 - (a) Molde com nódulos e fibras de vidro, preparado para colocar a mistura. (b) Molde com a mistura de cera odontológica e parafina em gel, fibras de vidro e nódulos.



Fonte: Autoria própria, 2025.

Alguns nódulos desenvolvidos computacionalmente e impressos em 3D, utilizando PLA, podem ser visualizados na Figura 31:

Figura 31 - Exemplos de nódulos desenvolvidos computacionalmente.



Fonte: Autoria própria, 2025.

Observou-se a necessidade de seguir alguns padrões para se atingir um bom êxito na produção, principalmente em relação a parafina em gel, que apresentou maior dificuldade em sua reprodutibilidade e no seu manuseio, já que a formação de bolhas durante a sua produção acontece com mais facilidade do que nos outros materiais. Além disso, apresentou-se certa dificuldade de armazenamento e preservação, visto que ela tende a encolher com o passar do tempo e, por apresentar óleo em sua composição, ela fica cada vez mais escorregadia. Já a cera odontológica, mesmo sendo uma alternativa mais viável para ser utilizada, apresentou certa dificuldade em sua aquisição e, por isso, juntamente com os dados obtidos para a comparação entre o comportamento radiológico dos três materiais, que será disposta na seção de Resultados e Discussões, optou-se por utilizar prioritariamente a cera de abelha na produção das placas.

5.2.2 MAMAS DENSAS

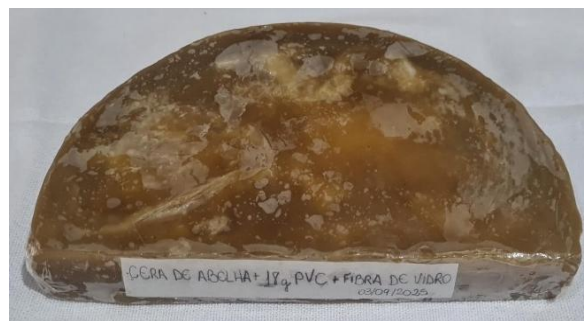
Após as quatro fases de aprimoramento destinadas à confecção de placas simuladoras de tecidos mamários menos densos e predominantemente gordurosos, deu-se início à produção de placas voltadas à representação de tecidos mamários mais densos. Para isso, foi adotado o mesmo princípio empregado no trabalho desenvolvido por Sousa (2017), com a inserção de filme PVC dobrado aleatoriamente e disposto de forma irregular e não uniforme na mistura, em diferentes quantidades, para simular a heterogeneidade do tecido fibroglandular. A base dos protótipos permaneceu sendo de cera de abelha, enquanto as estruturas de PVC inseridas foram organizadas de modo a representar padrões de alta, média e baixa densidade. Foi confeccionada também uma placa contendo microcalcificações, simuladas com fragmentos irregulares de PVC, distribuídas por toda a mistura. Os 4 protótipos produzidos foram:

- 100% de cera de abelha e 18g de filme PVC, representando alta densidade, como mostra a Figura 32:

Figura 32 - (a) 18g de filme PVC e fibra de vidro compactados manualmente no formato da placa para serem inseridos na cera de abelha. (b) Placa de cera de abelha com 18g de filme PVC.



(a)



(b)

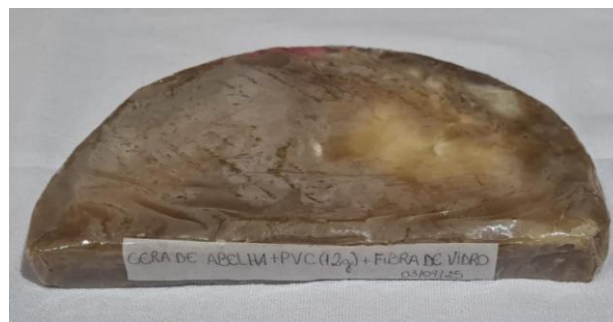
Fonte: Autoria própria, 2025.

- 100% de cera de abelha e 12g de filme PVC, representando média densidade, como na Figura 33:

Figura 33 - (a) 12g de filme PVC e fibra de vidro compactados manualmente no formato da placa para serem inseridos na cera de abelha. (b) Placa de cera de abelha com 12g de filme PVC.



(a)



(b)

Fonte: Autoria própria, 2025.

- 100% de cera de abelha e 6g de filme PVC, representando baixa densidade, como mostra a Figura 34:

Figura 34 - (a) 6g de filme PVC e fibra de vidro compactados manualmente no formato da placa para serem inseridos na cera de abelha. (b) Placa de cera de abelha com 6g de filme PVC.



(a)

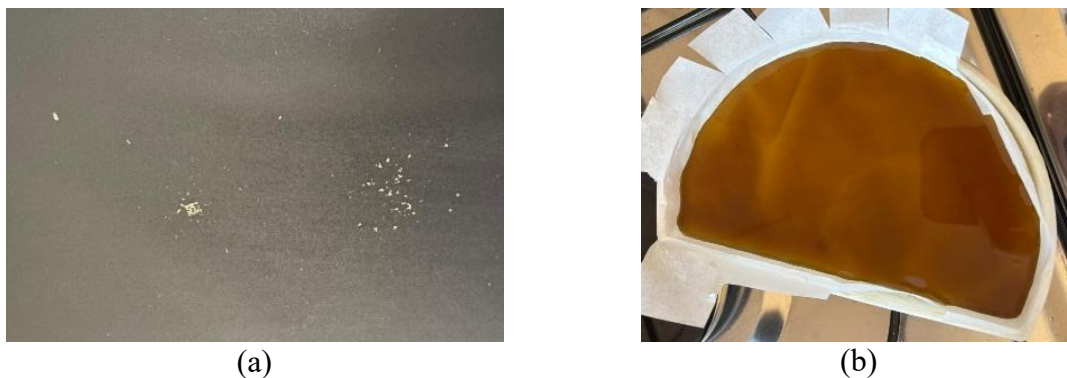


(b)

Fonte: Autoria própria, 2025.

- 100% de cera de abelha e fragmentos irregulares de PVC para simular as microcalcificações, como na mostrado na Figura 35:

Figura 35 - (a) Fragmentos irregulares de PVC para simular microcalcificações. (b) Placa de cera de abelha com microcalcificações.



Fonte: Autoria própria, 2025.

As estruturas de PVC de diferentes densidades foram confeccionadas utilizando várias camadas de filme PVC, com fibras de vidro desfiadas colocadas entre elas para aumentar a densidade. É importante que o filme seja compactado manualmente e distribuído de forma irregular e não uniforme para que a densidade na mama seja simulada com maior precisão, buscando estar o mais próximo possível da realidade.

Na Figura 36 está o *Phantom* BeeMamma pronto para ser radiografado.

Figura 36 - *Phantom* BeeMamma em seu formato final.



Fonte: Autoria própria, 2025.

5.3 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS

As aquisições de imagens durante todo o trabalho foram realizadas em mamógrafos da rede pública da cidade de São Carlos e das redes pública e particular da cidade de Uberlândia, conforme a disponibilidade do local e de acordo com a confecção das placas e a fase do projeto em que estavam.

As primeiras exposições foram realizadas em um mamógrafo digital DR da GE, instalado no Centro Integrado de Diagnóstico por Imagem (CIDI) da Santa Casa da Misericórdia de São Carlos/SP, utilizando o modo de Controle Automático de Exposição (AEC) que foi determinado como padrão durante todo o trabalho. As imagens dos protótipos iniciais, confeccionados em forma de teste para verificar o comportamento dos materiais e o que precisaria ser aprimorado nas produções futuras, foram obtidas das seguintes estruturas:

- Parafina em gel
- Parafina em gel + Placa C
- Parafina em gel + Cera Odontológica 4 folhas
- Parafina em gel + Cera Odontológica 2 folhas
- Cera Odontológica 4 folhas
- Cera Odontológica 2 folhas
- Cera Odontológica 4 folhas + Placa C
- Cera Odontológica 2 folhas + Placa C
- Mistura de Parafina em gel e Cera de Abelha

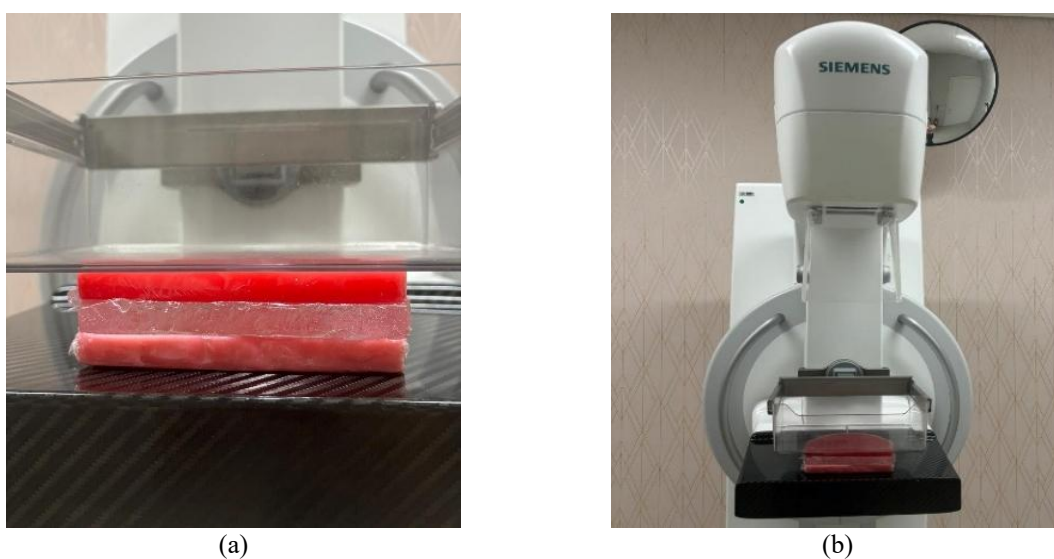
A placa C utilizada em algumas imagens corresponde a uma das placas do *Phantom* Maria descritas por Sousa (2017), composta por parafina em gel e uma grande quantidade de filme PVC, para simular regiões mais densas. Nesse caso específico, ela foi empregada, em caráter de teste, para avaliar o comportamento dos protótipos desenvolvidos inicialmente em conjunto com uma placa de maior densidade. A partir dessas imagens iniciais foi possível observar a problemática das bordas desniveladas, dos protótipos de tamanhos e formas irregulares e a necessidade do uso de moldes padronizados e uma forma de contenção para alinhamento das placas.

Posteriormente foram realizadas em um mamógrafo DR da marca *Siemens Mammomat Fusion*, instalado em um hospital da rede particular da cidade de Uberlândia, utilizando também o modo de Controle Automático de Exposição (AEC) (Figura 37). As imagens dos novos protótipos confeccionados foram obtidas para verificar se as alterações realizadas contribuíram para o aprimoramento necessário para a obtenção de melhores resultados. As disposições para a realização das exposições foram feitas a partir das seguintes estruturas:

- Parafina em gel
- Cera Odontológica + Parafina em gel

- Mistura de Cera Odontológica e Parafina em gel com mais fibra de vidro + Parafina em gel
- Mistura de Cera Odontológica e Parafina em gel com menos fibra de vidro + Cera Odontológica + Parafina em gel
- Mistura de Cera Odontológica e Parafina em gel com mais fibra de vidro + Cera Odontológica + Parafina em gel
- Mistura de Cera Odontológica e Parafina em gel com mais fibra de vidro + Cera Odontológica

Figura 37 - Exemplo das placas dispostas para aquisição das imagens.



Fonte: Autoria própria, 2025.

As terceiras exposições também foram realizadas no mamógrafo DR da marca *Siemens Mammomat Fusion*, instalado em um hospital da rede particular da cidade de Uberlândia, utilizando o Controle Automático de Exposição. As imagens dos novos protótipos confeccionados foram obtidas a partir de algumas alterações realizadas para aprimorar os resultados. As placas foram dispostas conforme listado a seguir:

- Parafina em gel
- Cera de abelha
- Mistura de Parafina em gel e Cera de abelha
- Mistura de Parafina em gel e Cera de abelha com Nódulos
- Mistura de Parafina em gel e Cera Odontológica com Nódulos
- JA + JB + Parafina em gel
- JA + JB + Cera de abelha

- JA + JB + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel
- JA + A + Parafina em gel
- JA + A + Cera de abelha
- JA + A + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel
- JA + C + Parafina em gel
- JA + C + Cera de abelha
- JA + C + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel
- JA + B + Parafina em gel
- JA + B + Cera de abelha
- JA + B + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel
- C + Parafina em gel
- C + Cera de abelha
- C + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel
- Y + Parafina em gel
- Y + Cera de abelha
- Y + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel

As placas denominadas JA, JB e Y pertencem ao acervo do LAPIMO e foram produzidas posteriormente ao estudo de Sousa (2017), enquanto as placas A, B e C seguem a nomenclatura do *Phantom* Maria (Sousa, 2017).

As quartas exposições foram realizadas no mamógrafo DR da marca *Fuji*, instalado no Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia, utilizando o Controle Automático de Exposição. As imagens dos novos protótipos confeccionados foram obtidas visando aprimorar os resultados. As placas foram dispostas da seguinte forma:

- Cera de Abelha + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel + JA + JB
- Cera de Abelha + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel + JA + A
- Cera de Abelha + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel + JA + B
- Cera de Abelha + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel + C
- Cera de Abelha + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel + Cera de Abelha com 18g de PVC e fibra de vidro
- Cera de Abelha + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel + Cera de Abelha com 12g de PVC e fibra de vidro

- Cera de Abelha + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel + Cera de Abelha com 6g de PVC e fibra de vidro
- Cera de Abelha + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel + Cera de Abelha com microcalcificações
- Cera de Abelha com 18g de PVC e fibra de vidro + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel + Cera de Abelha com microcalcificações
- Cera de Abelha com 12g de PVC e fibra de vidro + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel + Cera de Abelha com microcalcificações
- Cera de Abelha com 6g de PVC e fibra de vidro + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel + Cera de Abelha com microcalcificações
- Cera de Abelha com 6g de PVC + Cera de Abelha + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel com Nódulos

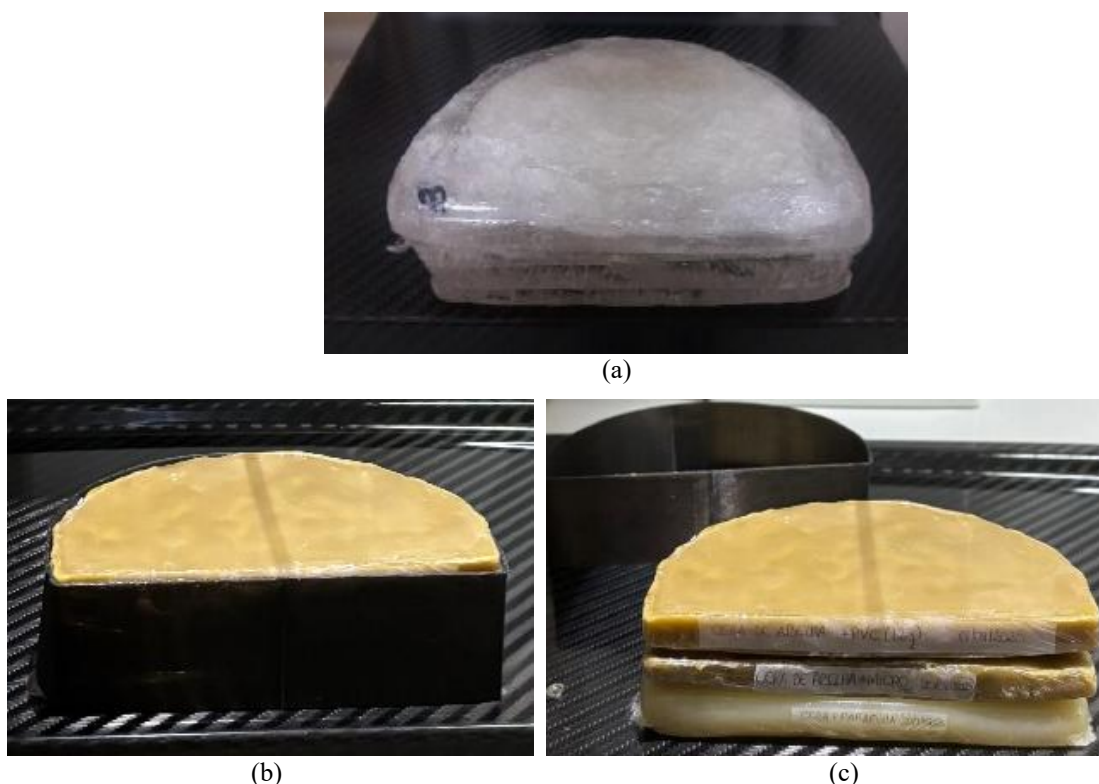
Por fim, após o aprimoramento de algumas placas simuladoras de mamas mais densas, foram realizadas novas aquisições no mamógrafo DR da marca *Fuji*, instalado no Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia, utilizando o Controle Automático de Exposição. As placas foram dispostas da seguinte forma:

- Cera de Abelha + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel + Cera de Abelha com 6g de PVC e fibra de vidro
- Cera de Abelha + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel + Cera de Abelha com 12g de PVC e fibra de vidro
- Cera de Abelha + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel + Cera de Abelha com 18g de PVC e fibra de vidro
- Cera de Abelha + Cera de Abelha com 18g de PVC e fibra de vidro + Cera de Abelha com Microcalcificação
- Cera de Abelha + Cera de Abelha com 12g de PVC e fibra de vidro + Cera de Abelha com Microcalcificação
- Cera de Abelha + Cera de Abelha com 6g de PVC e fibra de vidro + Cera de Abelha com Microcalcificação
- Cera de Abelha + Cera de Abelha com 6g de PVC e fibra de vidro + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel com Nódulos
- Cera de Abelha + Cera de Abelha com 12g de PVC e fibra de vidro + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel com Nódulos

- Cera de Abelha + Cera de Abelha com 18g de PVC e fibra de vidro + Mistura de Cera de Abelha e Parafina em gel com Nódulos

O objeto simulador de mama, composto apenas pelas placas desenvolvidas neste estudo, recebeu o nome de *Phantom* “BeeMamma”. Na Figura 38, estão dispostos, para serem comparados, o *Phantom* Maria e o *Phantom* BeeMamma, com e sem a forma de contenção desenvolvida.

Figura 38 - (a) *Phantom* Maria. (b) e (c) *Phantom* BeeMamma com e sem a forma de contenção.



Fonte: Autoria própria, 2025.

6. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados obtidos durante a realização da pesquisa, de forma a validar o desenvolvimento e a versão final do *phantom* desenvolvido após as aprimorações. O conteúdo está dividido em duas partes principais.

Na primeira parte, são descritos os resultados relacionados à confecção da base do *phantom*, correspondente aos tecidos da mama que apresentam menor densidade. Essa etapa teve como objetivo aprimorar o formato das placas componentes do objeto simulador, padronizar suas bordas e aumentar a durabilidade e reprodutibilidade do modelo, com o uso de novos materiais que sejam de baixo custo e de fácil acesso.

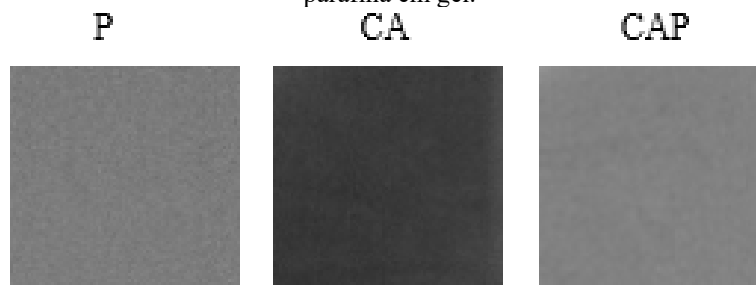
Na segunda parte, são apresentadas as comparações realizadas entre os atributos extraídos das imagens de mamas reais, obtidas a partir de um banco de imagens, do *Phantom* Maria e do *Phantom* BeeMamma, após a confecção de placas simuladoras de tecidos de diferentes densidades. A metodologia seguiu o que foi proposto por Sousa (2017), porém com a utilização de novos materiais como base do *phantom*.

6.1 RESULTADOS DOS PRIMEIROS PROTÓTIPOS - TECIDOS MAMÁRIOS DE MENOR DENSIDADE

Em busca de aprimorar os resultados obtidos no trabalho de Sousa (2017) e tornar o *phantom* desenvolvido mais reprodutível e padronizado, mantendo sua acessibilidade, foram testados dois materiais diferentes para a simulação dos tecidos adiposos da mama. Sua seleção baseou-se em pesquisas na literatura e, principalmente, no estudo de Pinheiro (2024), no qual foram identificados e detalhados os principais candidatos para a simulação.

As placas, preenchidas com parafina em gel, cera de abelha e uma mistura de parafina em gel e cera de abelha, se mostraram eficientes para a simulação, apresentando comportamentos semelhantes entre elas, como pode ser observado nos recortes de imagens mamográficas dispostos na Figura 39. Porém, mesmo que visualmente as três disposições sejam bem parecidas, a escolha do material é um fator que influencia diretamente no processo de confecção das placas e que deve ser considerado. A parafina em gel mostrou-se difícil de manusear, se comparada a cera de abelha, propensa a formação de bolhas de ar durante o resfriamento e mais suscetível a deformações ao longo do tempo, o que reduz a durabilidade dos protótipos desenvolvidos.

Figura 39 - ROIs das placas compostas por parafina em gel, cera de abelha e uma mistura de cera de abelha e parafina em gel.



Fonte: Autoria própria, 2025.

Para analisar o desempenho de cada material como componentes da base do *phantom*, foram adquiridas imagens seguindo as configurações de referência, denominadas como originais, adotadas a partir do *Phantom* Maria (SOUSA, 2017) e do acervo do LAPIMO,

substituindo as placas de parafina em gel, utilizadas para simular o tecido adiposo no *Phantom* Maria (SOUSA, 2017), por placas recém-produzidas compostas pelas três disposições citadas anteriormente. Como o objetivo central deste estudo é melhorar uniformidade das bordas do *phantom* proposto, as características de densidade de suas combinações foram preservadas.

Com o propósito de avaliar a similaridade textural entre os modelos propostos neste estudo, baseados principalmente em cera de abelha, e o modelo de referência de Sousa (2017) e do acervo LAPIMO, baseados em parafina em gel, foram analisadas seis configurações diferentes, seguindo os mesmos arranjos apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 - Configurações de referência adotadas para a aquisição das imagens, com placas do *Phantom* Maria (Sousa, 2017) e do acervo LAPIMO, denominadas como “Original”.

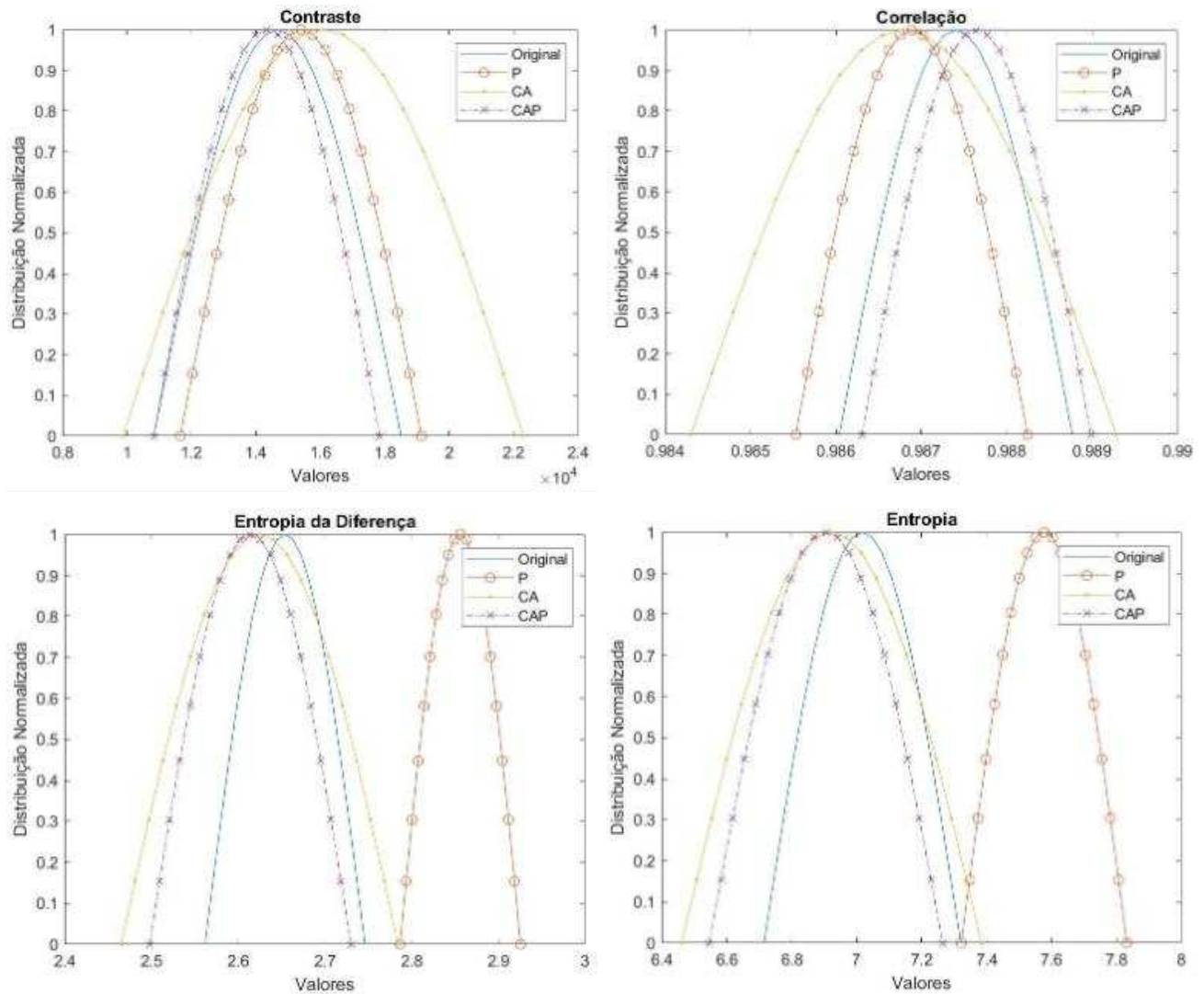
Original		Presente estudo	
Conf. 1	JA + JB + 3 placas de Parafina (P)	JA + JB + Parafina (P)	
		JA + JB + Cera de abelha (CA)	
		JA + JB + Cera de abelha e Parafina (CAP)	
Conf. 2	JA + A + 2 placas de Parafina (P)	JA + A + Parafina (P)	
		JA + A + Cera de abelha (CA)	
		JA + A + Cera de abelha e Parafina (CAP)	
Conf. 3	JA + C + 2 placas de Parafina (P)	JA + C + Parafina (P)	
		JA + C + Cera de abelha (CA)	
		JA + C + Cera de abelha e Parafina (CAP)	
Conf. 4	JA + B + 2 placas de Parafina (P)	JA + B + Parafina (P)	
		JA + B + Cera de abelha (CA)	
		JA + B + Cera de abelha e Parafina (CAP)	
Conf. 5	C + 2 placas de Parafina (P)	C + Parafina (P)	
		C + Cera de abelha (CA)	
		C + Cera de abelha e Parafina (CAP)	
Conf. 6	Y + 3 placas de Parafina (P)	Y + Parafina (P)	
		Y + Cera de abelha (CA)	
		Y + Cera de abelha e Parafina (CAP)	

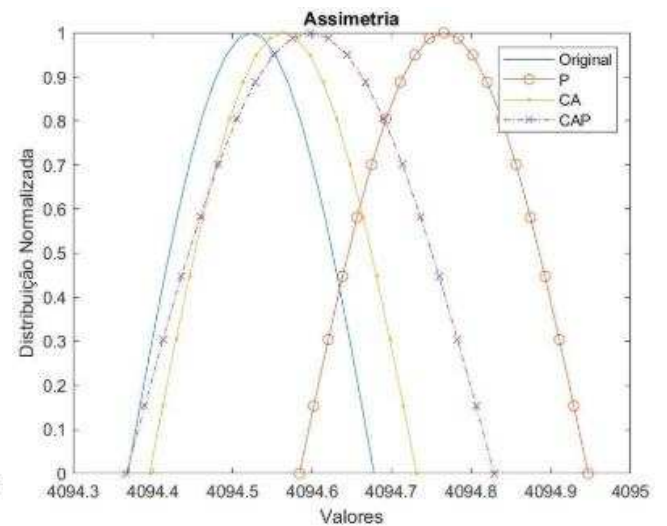
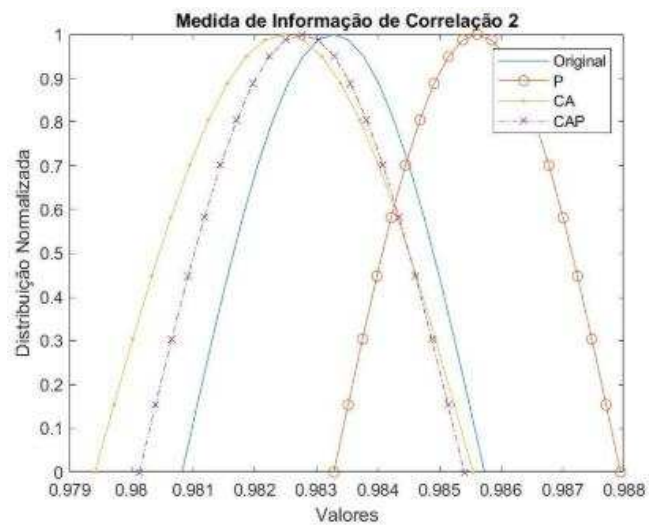
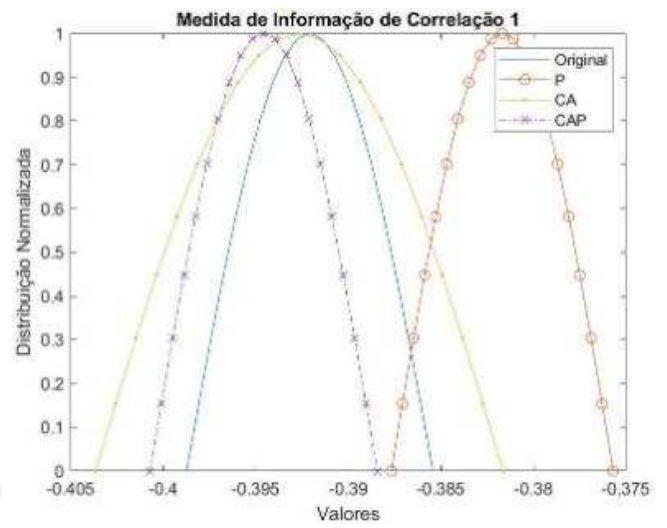
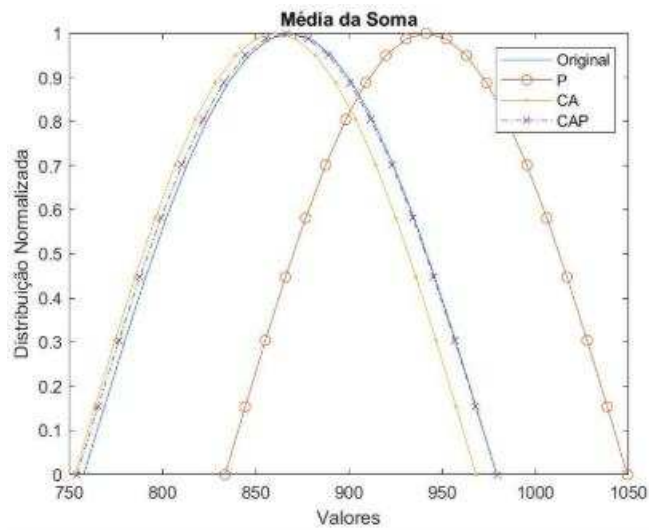
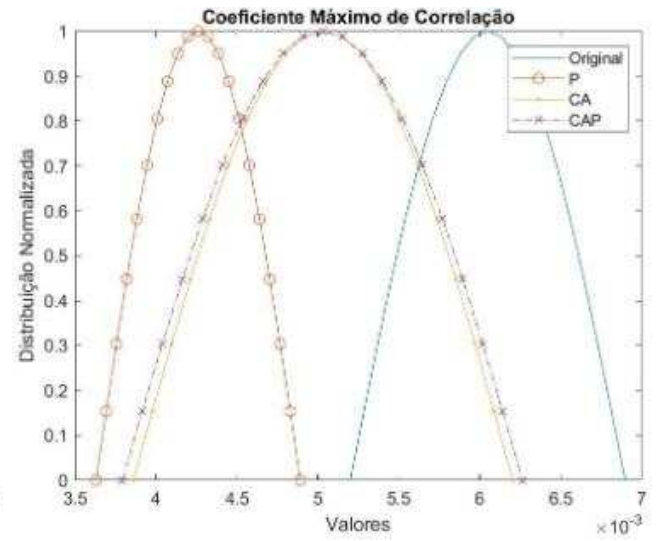
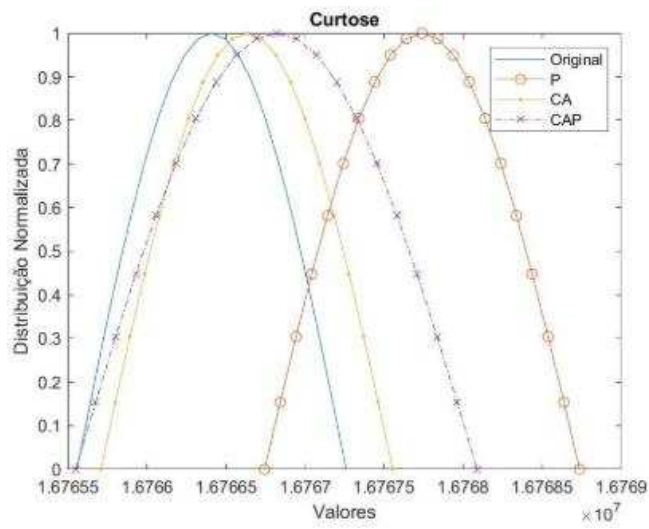
Fonte: Autoria própria, 2025.

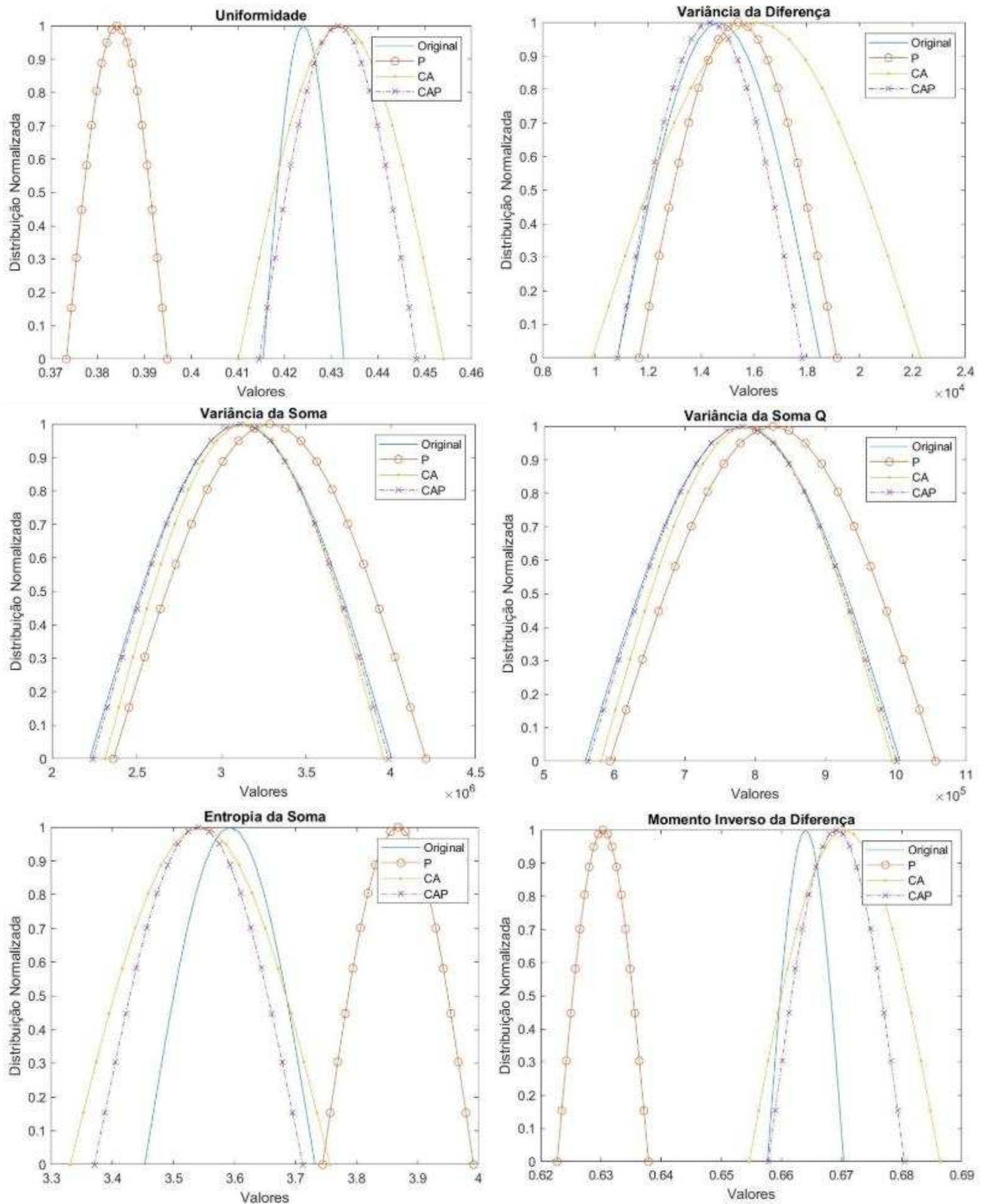
Para cada configuração, foram extraídos 14 descritores de Haralick, Uniformidade, Contraste, Correlação, Variância, Momento da Diferença Inversa, Média da Soma, Variância da Soma, Entropia da Soma, Entropia, Variância da Diferença, Entropia da Diferença, Média de

Informação de Correlação 1, Média de Informação de Correlação 2, Máximo Coeficiente de Correlação, além de *Skewness* e *Kurtosis*, resultando em 16 parâmetros por imagem. Inicialmente, os resultados foram representados em curvas gaussianas, como representado na Figura 40, sendo cada uma delas correspondente a um atributo analisado. As curvas estão relacionadas as quatro composições utilizadas, sendo elas parafina em gel, cera de abelha, uma mistura de cera de abelha e parafina em gel e as disposições originais.

Figura 40 - Atributos de textura dispostos em gaussianas para análise comparativa entre as disposições: Original, parafina em gel (P), cera de abelha (CA) e parafina em gel + cera de abelha (CAP).







Fonte: Autoria própria, 2025.

As curvas gaussianas foram analisadas visualmente, considerando que a sobreposição entre as curvas relativas a cada disposição está diretamente relacionada à similaridade entre os valores dos descritores das diferentes composições. Assim, quanto mais as curvas se

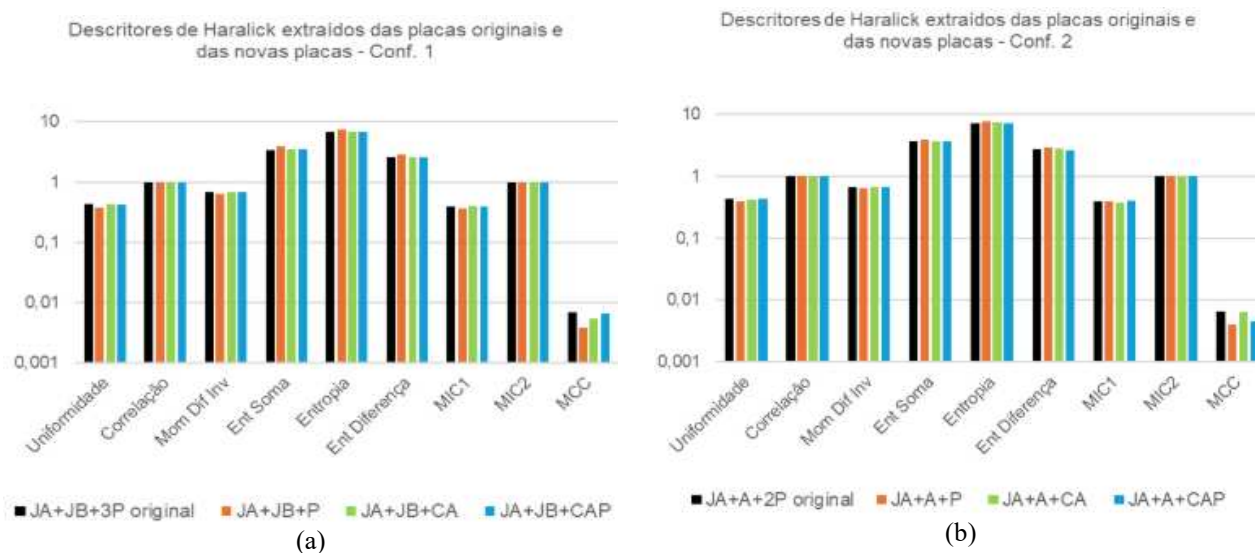
sobrepõem, mais semelhantes são os atributos extraídos das imagens obtidas com as novas placas em relação à imagem original.

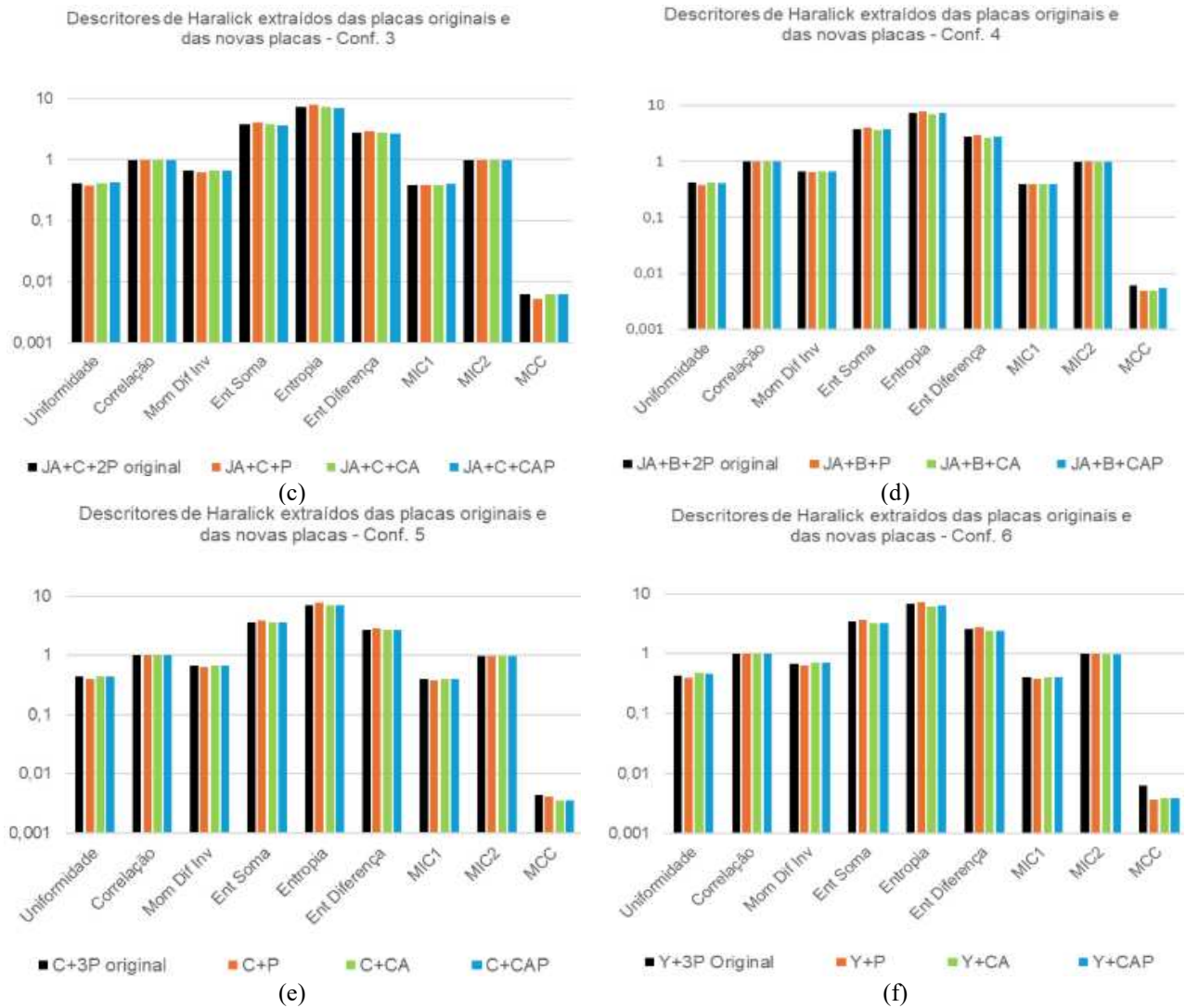
Tomando como referência a curva de cor azul, relacionada as placas originais, observa-se que as curvas correspondentes a cera de abelha (CA) e a mistura de cera de abelha e parafina em gel (CAP) apresentam elevado grau de sobreposição a ela em um ou mais pontos, como é o caso da média da soma, variância da soma, variância da soma Q, em que as três curvas estão quase inteiramente sobrepostas.

Mesmo nos atributos em que as curvas não estejam sobrepostas em diferentes pontos, nota-se uma proximidade significativa entre as curvas de CA e CAP, como um todo, em relação a curva original, o que indica um comportamento similar entre elas. Em contrapartida, a curva referente a parafina em gel (P), mostrou-se mais distante das demais, apresentando poucos ou nenhum ponto de interseção com a curva da imagem na maioria dos atributos analisados e, por isso, apresenta menor similaridade em relação ao padrão de referência.

Os resultados obtidos foram então selecionados, sendo dispostos em gráfico de barras apenas parte dos atributos para melhor análise e comparação visual, como mostra a Figura 41.

Figura 41 - Atributos de Haralick selecionados para melhor comparação visual entre as placas Original, Parafina em gel, Cera de Abelha e Parafina em gel + Cera de Abelha para as seguintes configurações: (a) Configuração 1; (b) Configuração 2; (c) Configuração 3; (d) Configuração 4; (e) Configuração 5 e (f) Configuração 6.



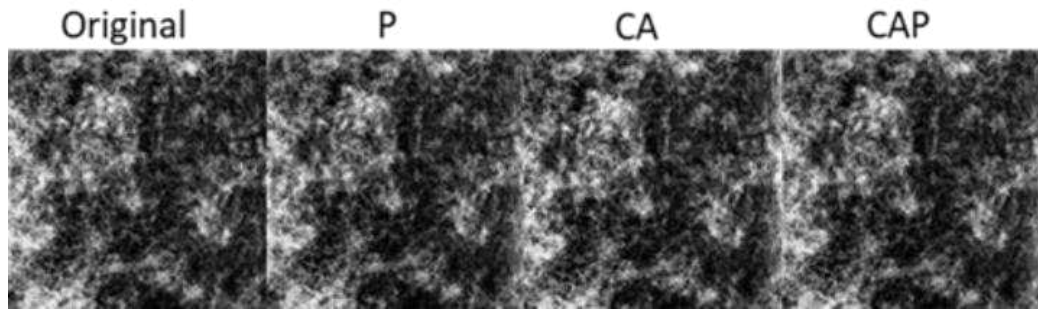


Fonte: Autoria própria, 2025.

Os gráficos apresentados na Figura 40 mostram a proximidade entre os descritores de Haralick extraídos para as imagens do *phantom* utilizando as placas de referência do *Phantom* Maria e do acervo do LAPIMO, e para as imagens utilizando as novas placas produzidas neste estudo, a partir de outros materiais simuladores de menor densidade. Pode-se observar que, principalmente os atributos de Correlação e de Medida de informação de correlação 2 (MIC2) se mostraram praticamente iguais visualmente para as quatro disposições (original, compostas por parafina em gel, cera de abelha e cera de abelha + parafina em gel).

Essa semelhança pode ser exemplificada na Figura 42, na qual estão dispostas as Regiões de Interesse (ROIs) correspondentes ao modelo original e aos modelos utilizando os três formatos testados neste estudo, todas elas seguindo a Configuração 5 (descrita na Tabela 2).

Figura 42 - Configuração 5 – ROIs analisadas nas placas de referência e nas placas compostas por parafina em gel (P), cera de abelha (CA) e cera de abelha associada à parafina em gel (CAP).



Fonte: Autoria própria, 2025.

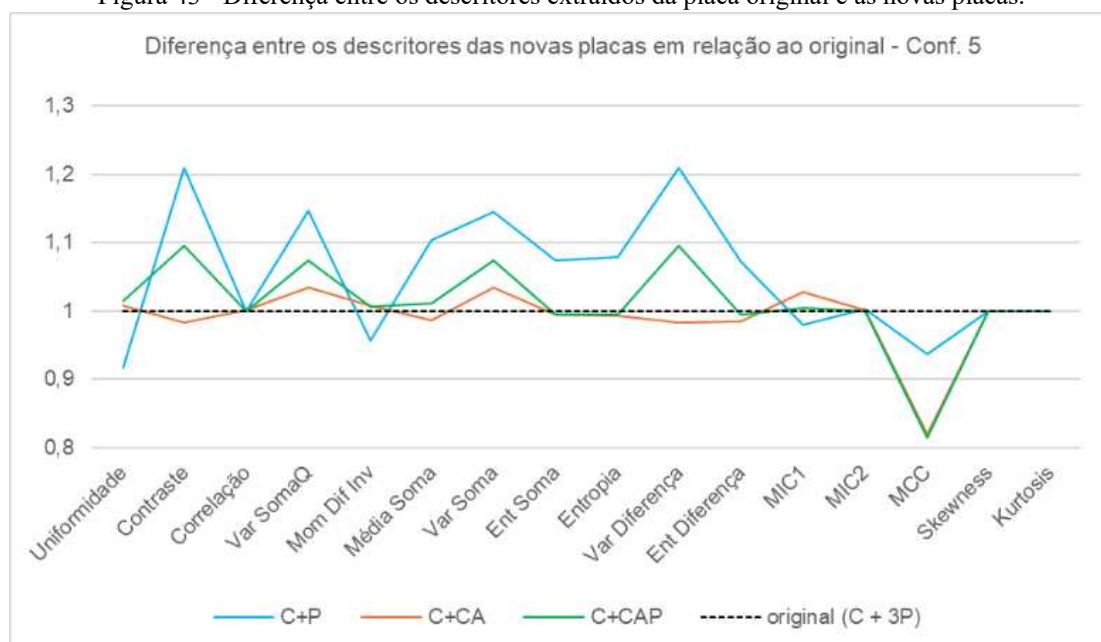
Para uma análise mais detalhada em relação a diferença entre os descritores extraídos das quatro ROIs referentes a Configuração 5 (Figura 42), os valores foram normalizados e dispostos em gráfico de linhas, conforme a Figura 43. Essa avaliação envolveu todos os 14 descritores de Haralick, seguidos de *Skewness* e *Kurtosis*.

Na normalização de dados realizada, o valor 1 (linha tracejada preta no gráfico) corresponde ao valor de referência, ou seja, o ponto de normalização relacionado aos atributos extraídos da imagem original. Para cada descritor foi calculada a razão entre o valor médio do atributo extraído das imagens correspondentes às novas placas e o valor médio do mesmo atributo extraído da imagem original, conforme a equação:

$$Valor\ normalizado\ (i) = \frac{Valor\ de\ i\ correspondente\ a\ novas\ placas}{Valor\ de\ i\ correspondente\ a\ placa\ original} \quad \text{Equação 31}$$

Em que i corresponde a cada um dos 16 atributos extraídos para cada disposição, utilizando as novas placas, compostas por parafina em gel (P), cera de abelha (CA) e cera de abelha + parafina em gel (CAP) respectivamente, e as originais, compostas por 3 placas de parafina em gel.

Figura 43 - Diferença entre os descritores extraídos da placa original e as novas placas.



Fonte: Autoria própria, 2025.

Dessa forma, quanto mais próximos de 1 forem os valores dos atributos normalizados, menor é a diferença entre eles e os descritores correspondentes a imagem original. Essa proximidade indica que as características extraídas das imagens obtidas utilizando as placas com novos materiais se mantem semelhantes à utilizada como referência.

De modo geral, verifica-se que a configuração utilizando cera de abelha (C+CA), representada pela linha de cor laranja no gráfico (Figura 43), foi a que apresentou os valores mais próximos de 1, o que sugere, portanto, um maior grau de similaridade com a imagem original. Já a configuração com parafina em gel (C+P) foi a que indicou maiores variações entre os descritores, mesmo sendo composta pelo mesmo material das placas originais. Isso pode ser justificado pela dificuldade de padronização na confecção e de reprodução das novas placas, o que influencia diretamente nas imagens obtidas e em seus respectivos atributos extraídos.

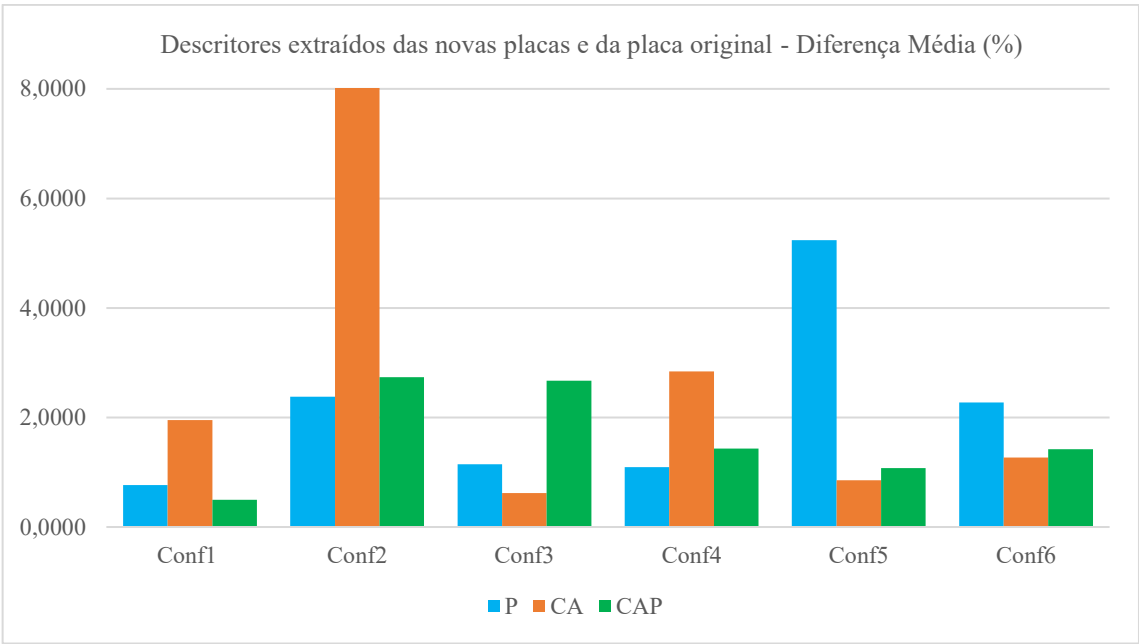
A diferença média entre os descritores obtidos para a imagem original e aqueles obtidos para as imagens com as novas placas foi determinada considerando as seis configurações propostas (Tabela 2). Os resultados estão dispostos na Tabela 3 e, para facilitar a visualização, foram convertidos em porcentagens e representados em gráficos de barras, como mostra a Figura 44.

Tabela 3- Diferença média entre os atributos extraídos para as imagens correspondentes as novas placas e as placas originais, em valores absolutos.

	Conf. 1	Conf. 2	Conf. 3	Conf. 4	Conf. 5	Conf. 6
Parafina em gel (P)	0,0077	0,0238	0,0115	0,0109	0,0524	0,0228
Cera de abelha (CA)	0,0195	0,0813	0,0062	0,0284	0,0086	0,0127
Parafina + Cera de abelha (CAP)	0,0050	0,0273	0,0267	0,0143	0,0108	0,0142

Fonte: Autoria própria, 2025.

Figura 44 - Diferença média, em porcentagem, entre os atributos correspondentes as novas placas e as placas originais.



Fonte: Autoria própria, 2025.

De acordo com o que foi apresentado na Tabela 3 e na Figura 44, observa-se que a diferença média entre os valores originais e os valores extraídos das imagens com as novas placas, varia conforme a configuração das placas. As configurações 1 e 6, que correspondem a simulações de mamas parcialmente e predominantemente adiposas, mostraram os melhores resultados quando utilizado a cera de abelha, com diferenças inferiores a 2% em relação a imagem original. Para as outras configurações, as diferenças se mantiveram baixas para a cera de abelha, exceto para a configuração 2, em que foi observada uma variação de aproximadamente 8%, a maior entre todas as comparações.

Após todas as análises realizadas, é possível concluir que as novas placas produzidas com parafina em gel, cera de abelha e com a mistura de cera de abelha e parafina em gel apresentaram desempenho semelhante ao *phantom* original. Portanto, os materiais

testados simulam com eficiência o tecido adiposo da mama, sem alterar significativamente a textura das imagens obtidas.

Entre as disposições avaliadas, a cera de abelha apresentou menor deformação, maior estabilidade estrutural e boa reprodutibilidade, mostrando-se uma excelente alternativa para a parafina em gel, que possui menor resistência e maior flexibilidade. Além disso, a cera de abelha é um material natural, de baixo custo, amplamente disponível e fácil de manusear, o que reforça seu potencial para a produção de simuladores altamente acessíveis e reproduzíveis.

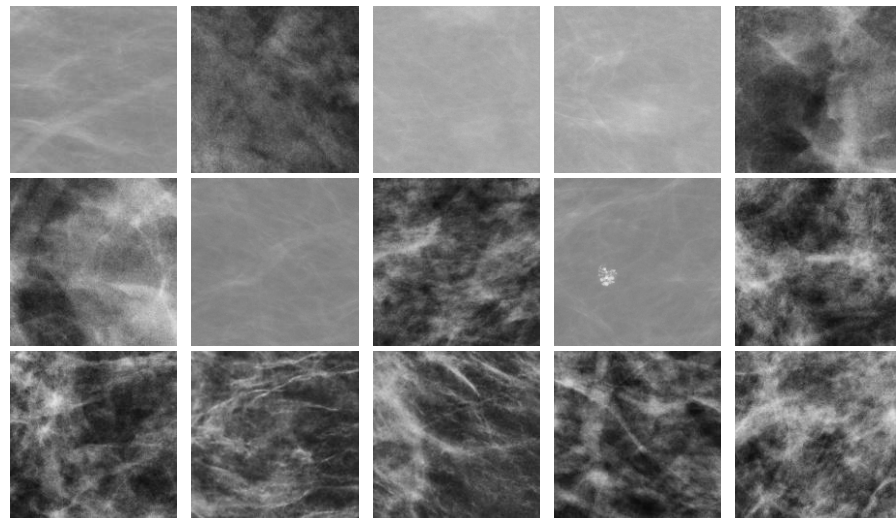
6.2 RESULTADOS DOS PROTÓTIPOS FINAIS – *PHANTOM BEEMAMMA*

Tendo em vista os testes e análises realizados com os diferentes materiais propostos para compor a base do *phantom*, a cera de abelha foi selecionada como principal componente das novas placas confeccionadas. Essa escolha está fundamentada em suas propriedades físico-químicas favoráveis, como baixa deformabilidade, estabilidade, facilidade de manipulação e custo reduzido, além de sua capacidade de simular de forma adequada o tecido adiposo da mama, comprovada pelos resultados encontrados e discutidos anteriormente.

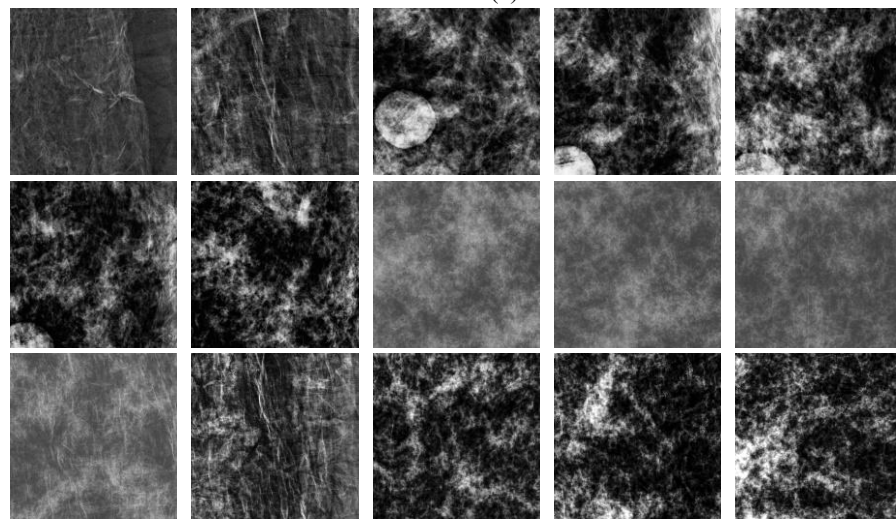
Nesta etapa foram confeccionadas novas placas com diferentes densidades, de acordo com a quantidade de PVC inserida, seguindo o mesmo padrão metodológico adotado por Sousa (2017), com o intuito de compor o *phantom* final desenvolvido neste estudo, denominado BeeMamma. O principal objetivo foi avaliar a eficácia desse novo modelo em simular tecidos mamários de diferentes densidades, permitindo sua aplicação em técnicas de processamento de imagem e em sistemas de auxílio diagnóstico.

Para validar esse desempenho, foram realizadas novas análises comparativas entre o *Phantom BeeMamma*, o *Phantom Maria* (Sousa, 2017) e imagens mamográficas de mamas reais, provenientes de um banco de dados específico. Em busca de proporcionar uma melhor avaliação dos resultados, após uma comparação visual, foram selecionadas as mesmas regiões de interesse (ROIs) para todas as imagens, como mostra a Figura 45. O principal método de avaliação adotado baseou-se na análise de curvas gaussianas, obtidas a partir dos descritores de textura extraídos das imagens.

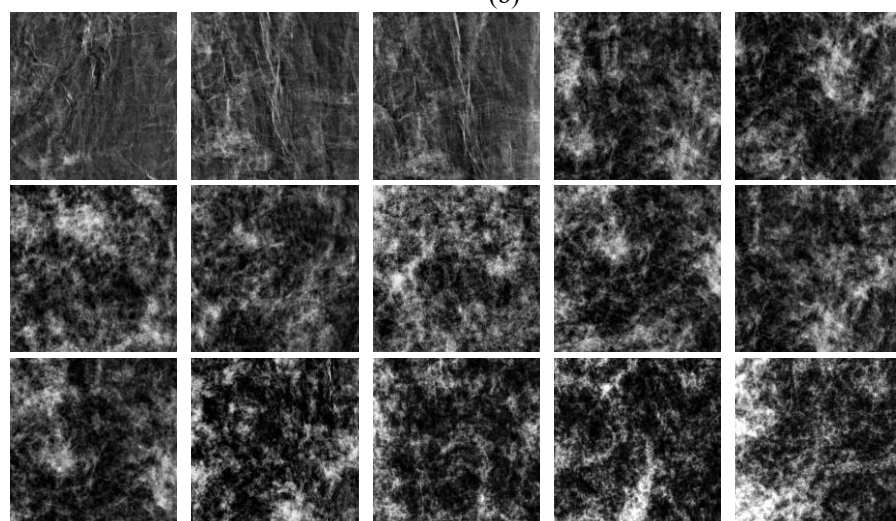
Figura 45 - ROIs extraídas das imagens de (a) mama real, (b) *Phantom Maria*, (c) *Phantom BeeMamma*, todas elas selecionadas de forma aleatória.



(a)



(b)

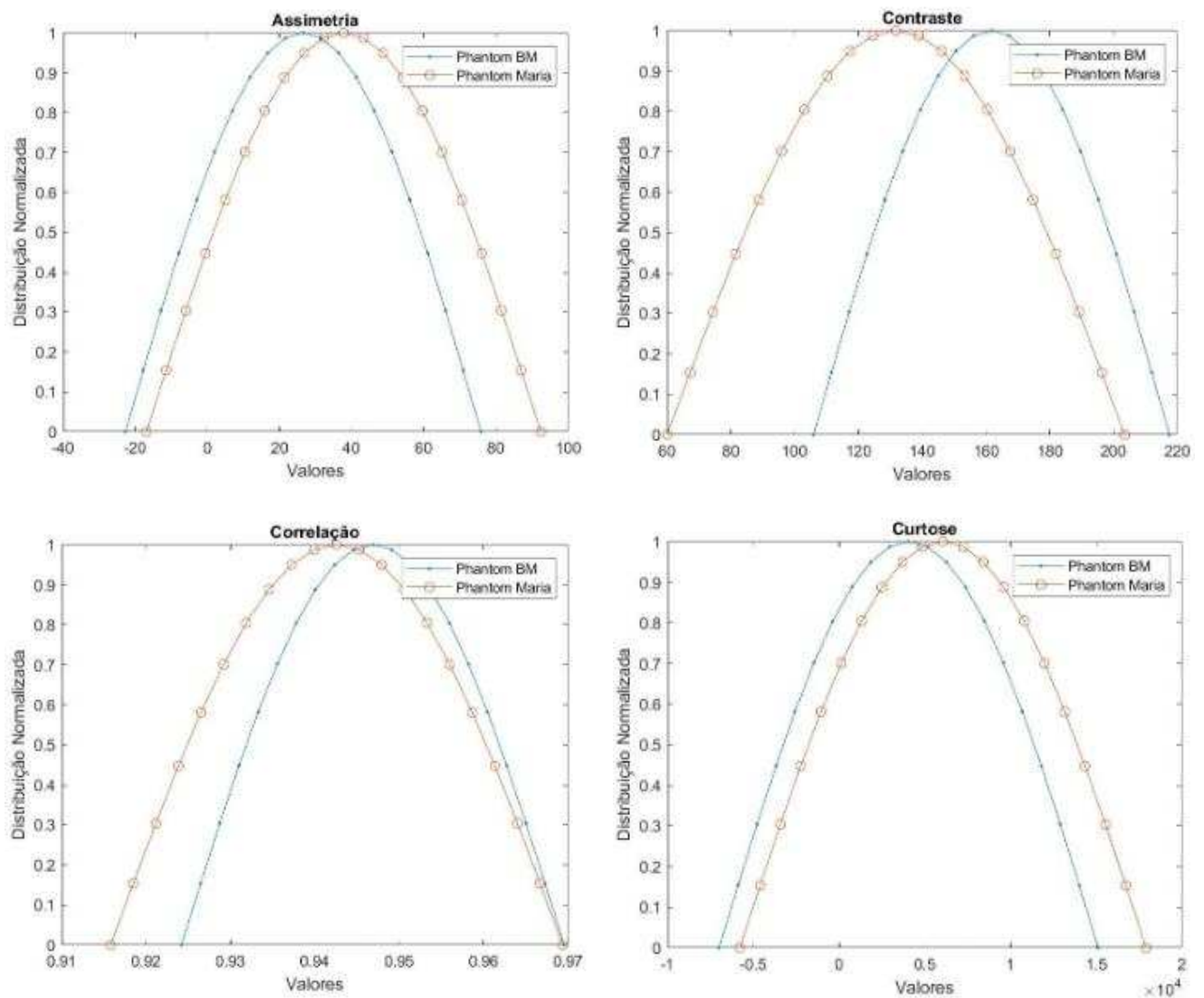


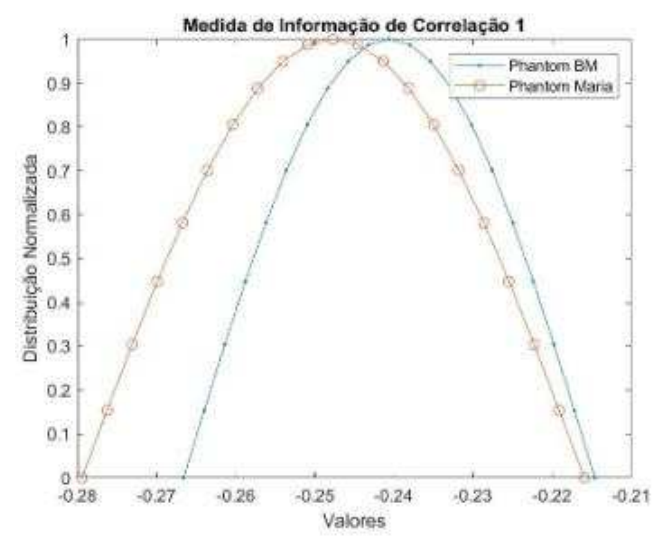
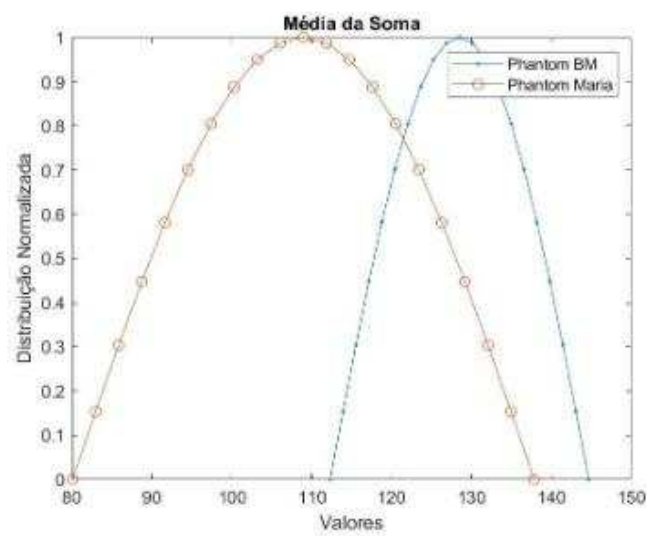
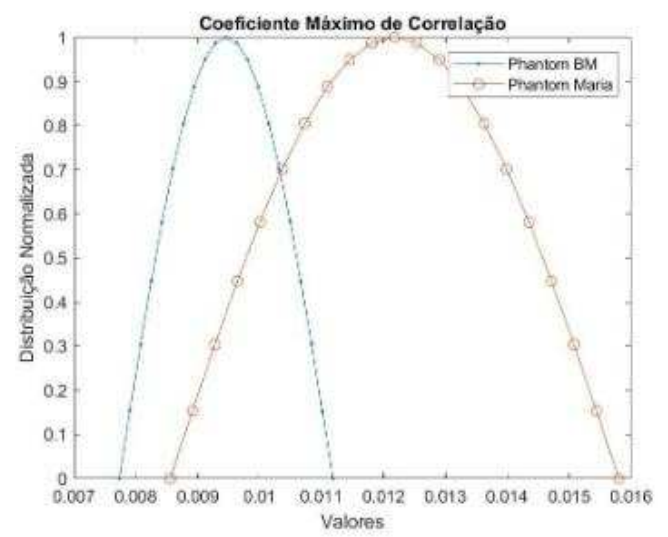
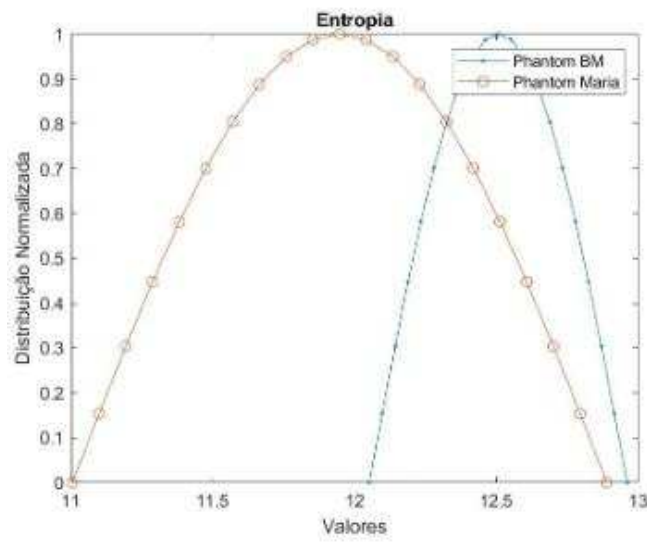
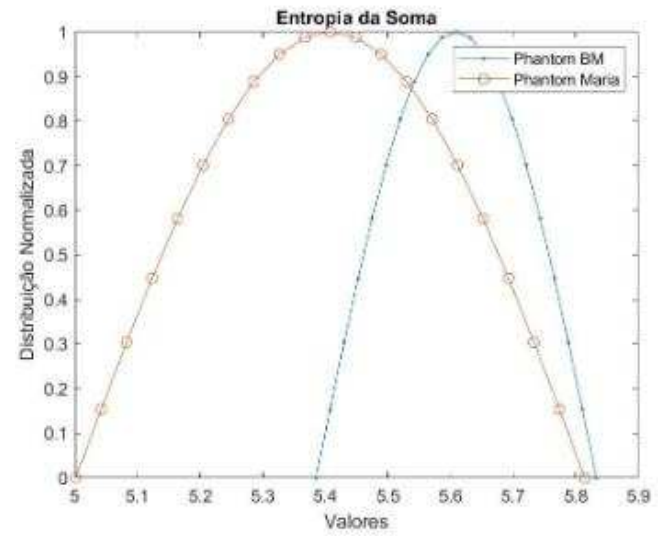
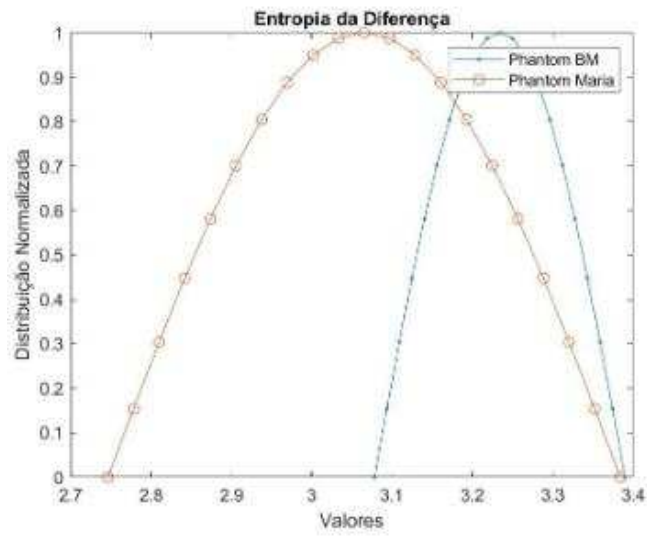
(c)

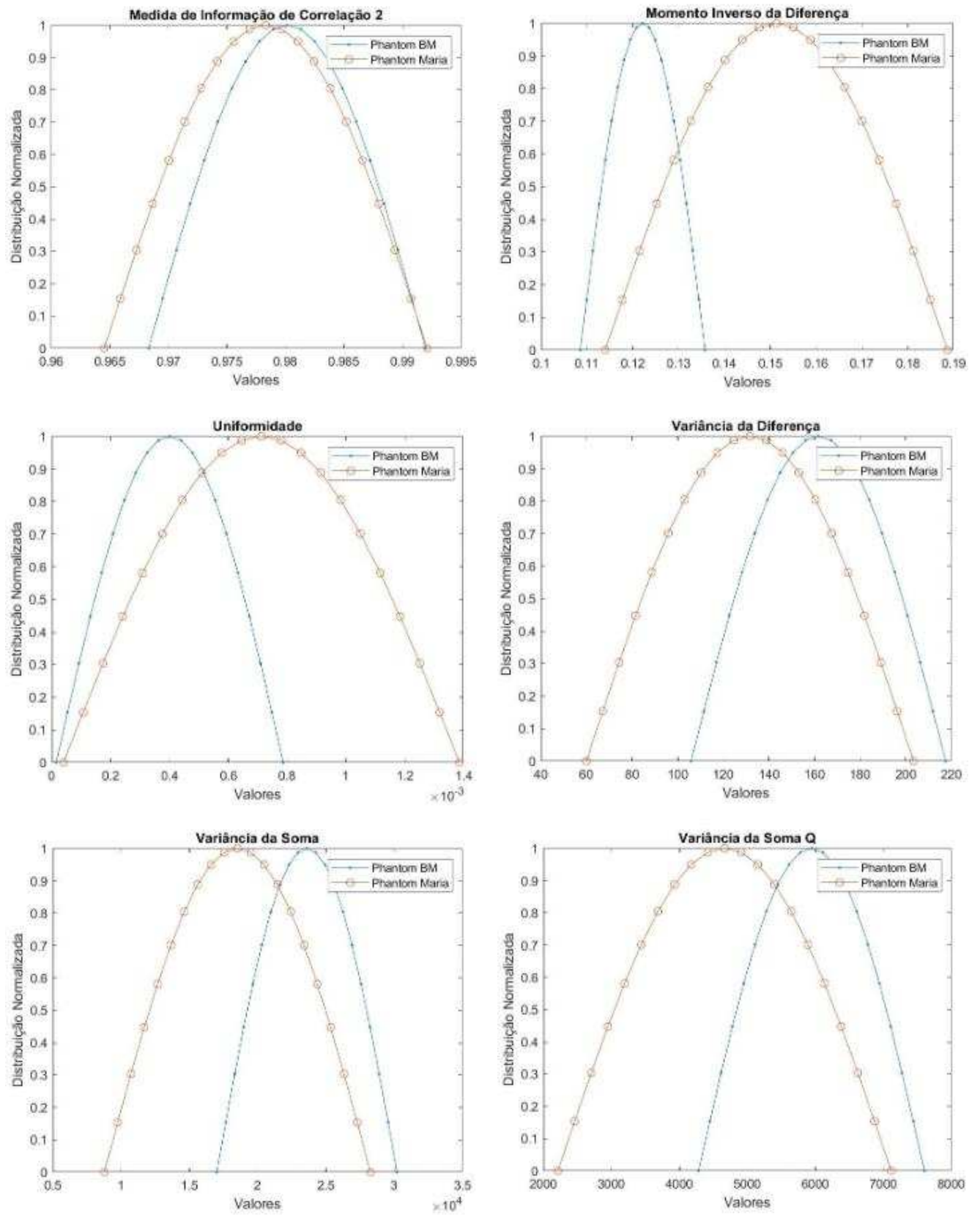
Fonte: Autoria própria, 2025.

Inicialmente, foram analisadas as curvas gaussianas correspondentes apenas ao *Phantom* Maria e ao *Phantom* BeeMamma, Figura 46, para verificar se as propriedades observadas anteriormente, a partir dos resultados avaliados, permaneceram preservadas. A análise foi conduzida de forma visual e comparativa, considerando que o grau de sobreposição entre as curvas está diretamente relacionado à similaridade entre os valores dos descritores extraídos das diferentes composições. Assim, maior sobreposição indica maior semelhança entre os atributos das imagens provenientes de ambos os *phantoms*.

Figura 46 - Curvas gaussianas dos descritores de textura extraídos para comparação entre o *Phantom* BeeMamma (BM) e o *Phantom* Maria.





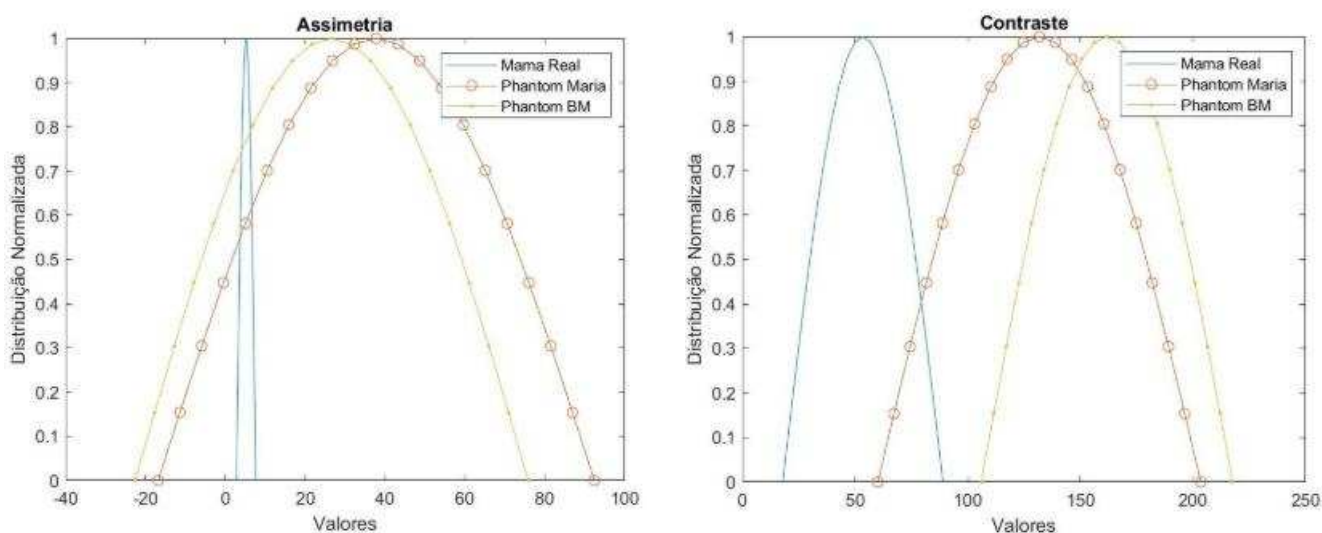


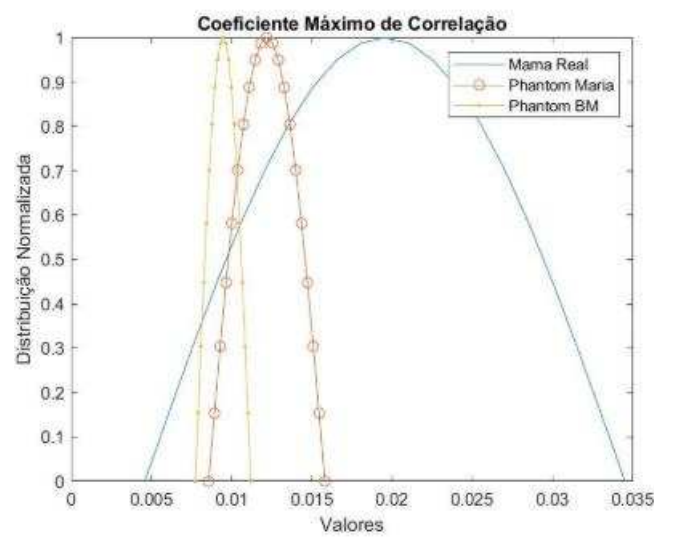
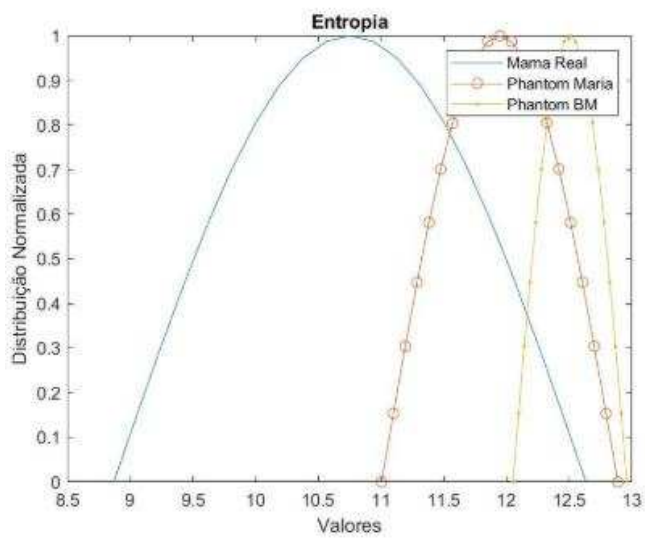
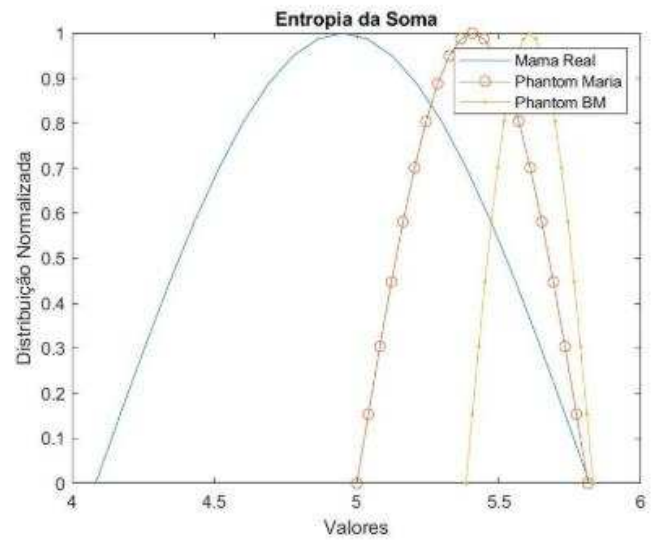
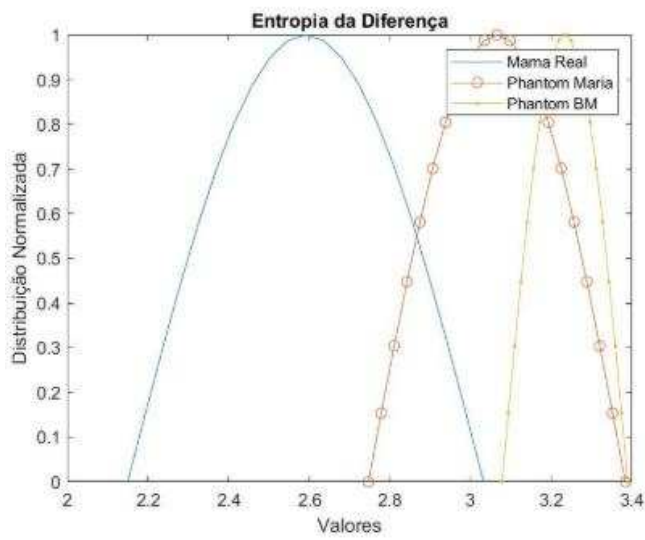
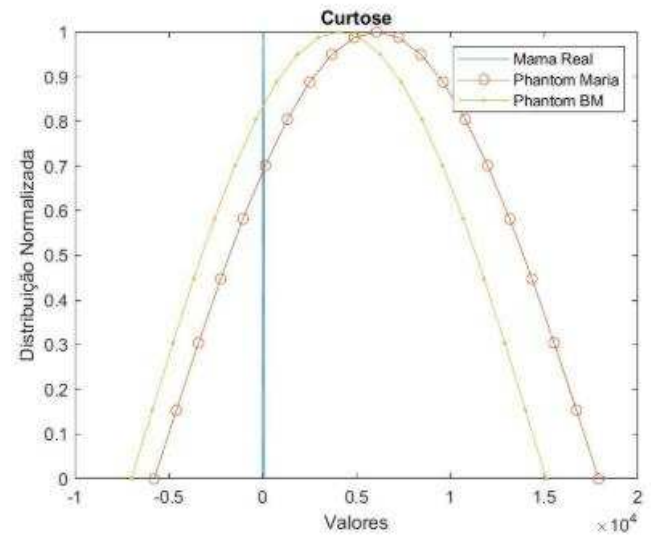
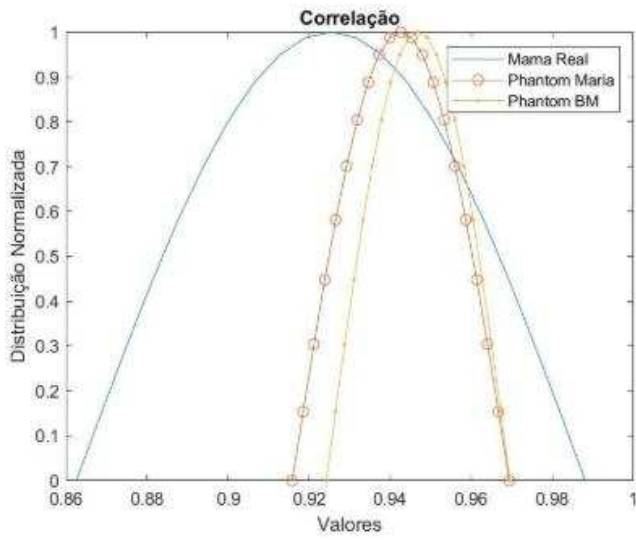
Fonte: Autoria própria, 2025.

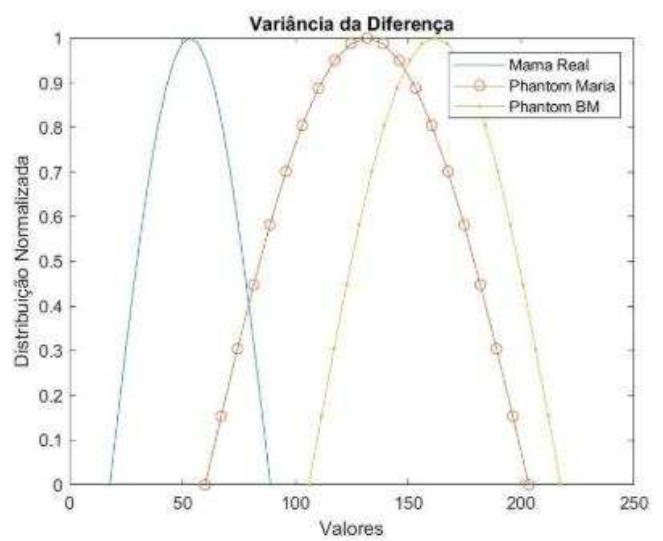
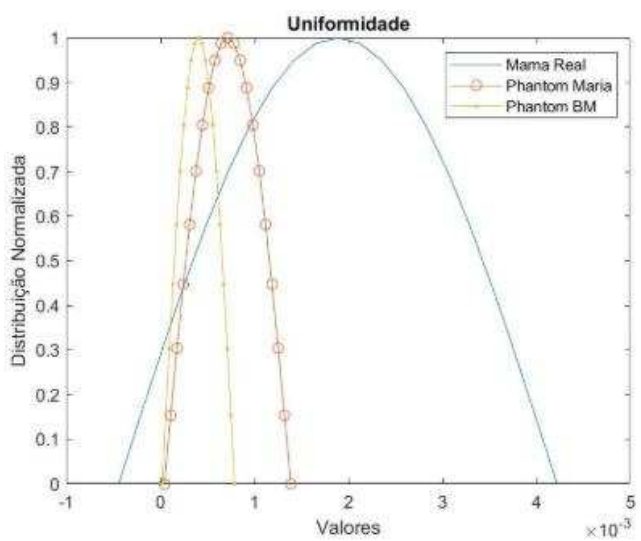
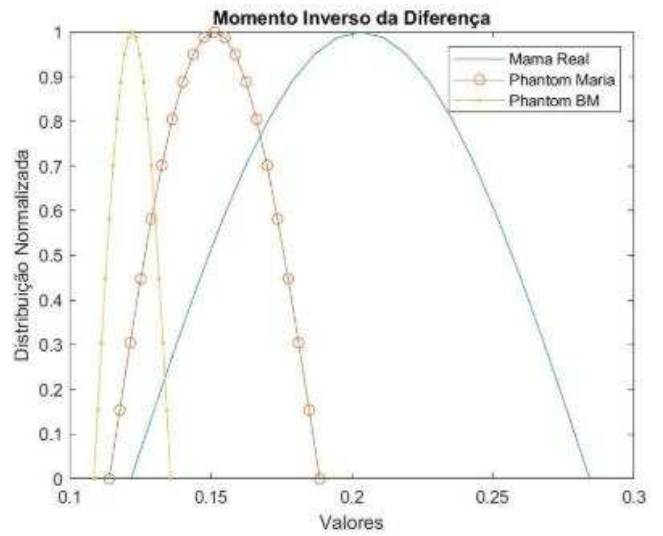
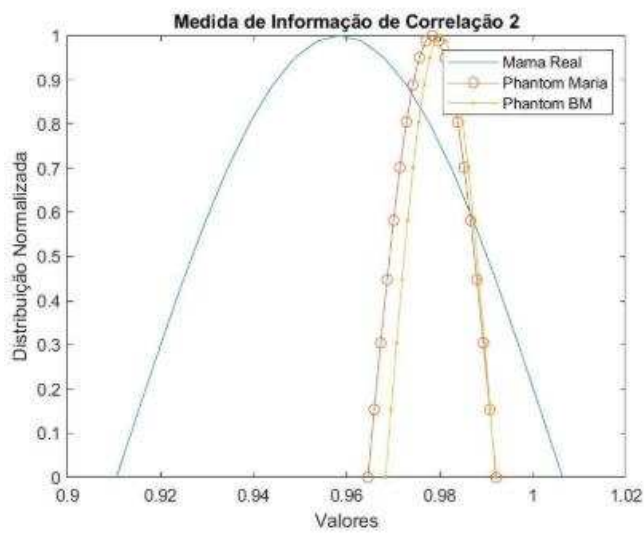
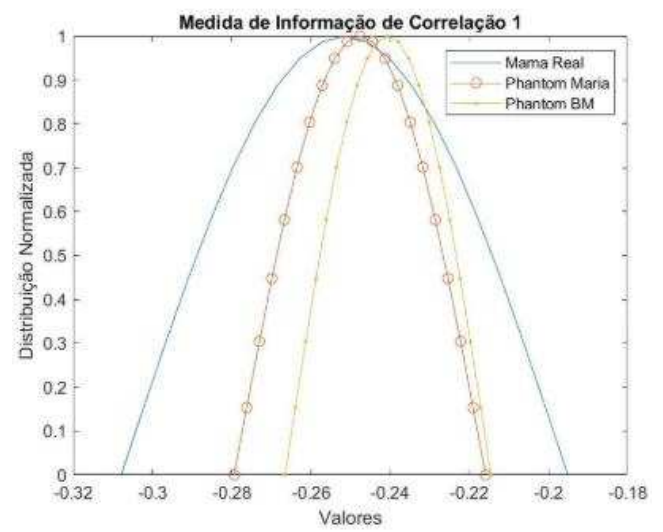
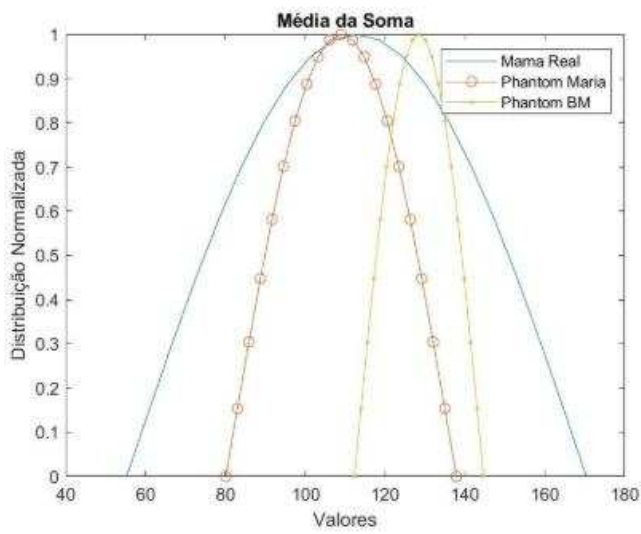
Ao observar as curvas gaussianas, especialmente a curva de cor azul, que representa o *Phantom BeeMamma*, nota-se que a curva correspondente ao *Phantom Maria* apresenta sobreposição em pelo menos um ponto para todos os atributos analisados, sendo as maiores similaridades encontradas nos descritores de Correlação e Medida de Informação de Correlação 2. Mesmo nos casos em que as curvas não se cruzam em vários pontos, observa-se um comportamento semelhante entre elas para a maioria dos atributos, devido à proximidade de seus valores, como ocorre para os atributos de Assimetria, Contraste, Curtose e Medida de Informação de Correlação 1. Dessa forma, pode-se afirmar que as características observadas na etapa anterior foram preservadas no novo *phantom*.

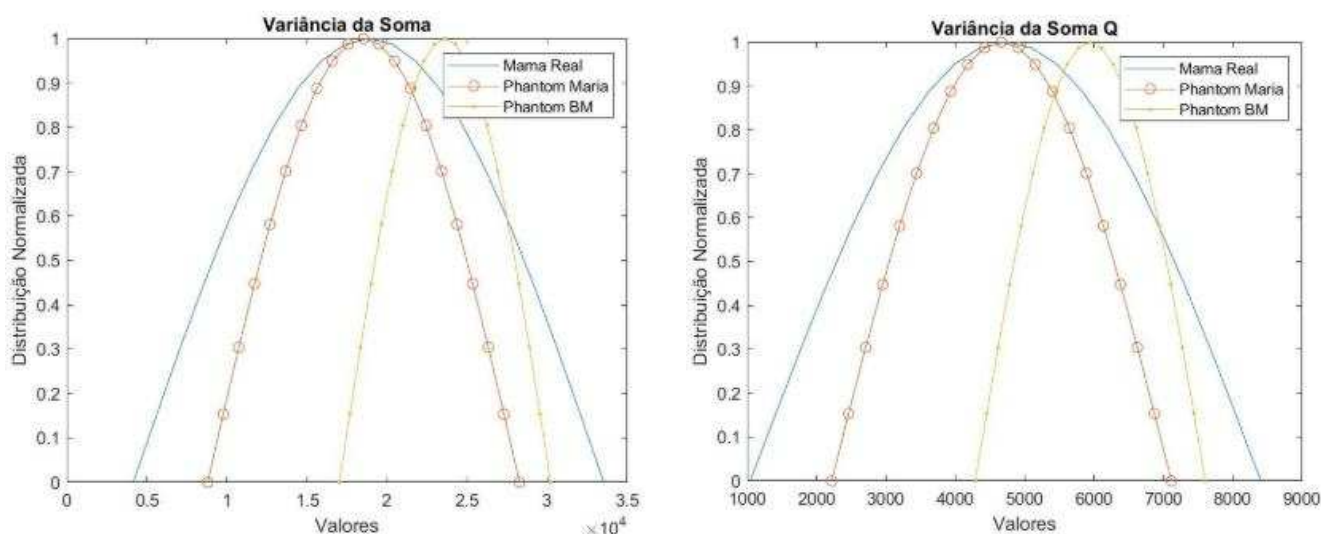
Partindo para uma análise comparativa mais abrangente, foram avaliadas as curvas gaussianas obtidas a partir dos atributos extraídos das imagens geradas a partir do *Phantom Maria*, do *Phantom BeeMamma* e das mamas reais, conforme mostrado na Figura 47. Essa avaliação buscou determinar o grau de similaridade entre os dois objetos simuladores e os tecidos biológicos reais, para então verificar a capacidade do modelo desenvolvido neste estudo em representar adequadamente diferentes padrões de mama. Com isso, pretende-se validar a eficácia do *Phantom BeeMamma* para simulação, assegurando sua aplicabilidade em sistemas computacionais de detecção e diagnóstico assistido por computador (CAD e CADx).

Figura 47 - Curvas gaussianas dos descritores de textura extraídos para comparação entre mama real, *Phantom Maria* e *Phantom BeeMamma* (BM).









Fonte: Autoria própria, 2025.

Para análise, serão tomadas como referência a curva de cor azul, relacionada a mama real, e a curva vermelha com círculos, correspondente ao *Phantom Maria* (Sousa, 2017), que já foi validado como um bom objeto simulador de tecidos mamários. É possível observar que o *Phantom BeeMamma*, desenvolvido neste estudo, apresenta comportamento estatístico semelhante as curvas de referência, com uma sobreposição considerável para todos os atributos em relação a pelo menos uma das curvas.

De modo geral, os atributos de Assimetria, Correlação, Curtose, Média de Correlação 1 e Média de Correlação 2 apresentaram comportamentos semelhantes entre o *Phantom BeeMamma* e o *Phantom Maria*, com grande sobreposição entre suas curvas, porém apenas 1 ponto de interseção. Mesmo que esses descritores apresentem comportamentos um pouco diferentes entre as curvas do *phantom BeeMamma* e das mamas reais, ambas apresentam certo grau de sobreposição em todos eles, com cruzamentos em dois pontos entre elas. Destaque para os atributos de Correlação, Média de Correlação 1, Média de Correlação 2, que apresentaram elevada sobreposição entre as três curvas, principalmente entre os dois *phantoms*. A partir dessa informação é possível afirmar, categoricamente, que o grau de Correlação, Média de Correlação 1, Média de Correlação 2, é o mesmo para o *Phantom BeeMamma* e para o *Phantom Maria*.

Os atributos relacionados à Entropia (Entropia, Entropia da Soma e Entropia da Diferença), assim como Contraste, Momento Inverso da Diferença e Variância da Diferença, apresentaram as maiores discrepâncias entre as curvas. Esse comportamento indica que, embora o *Phantom BeeMamma* preserve parte das características globais de textura do modelo de referência, ele ainda não reproduz integralmente todos os padrões texturais observados em

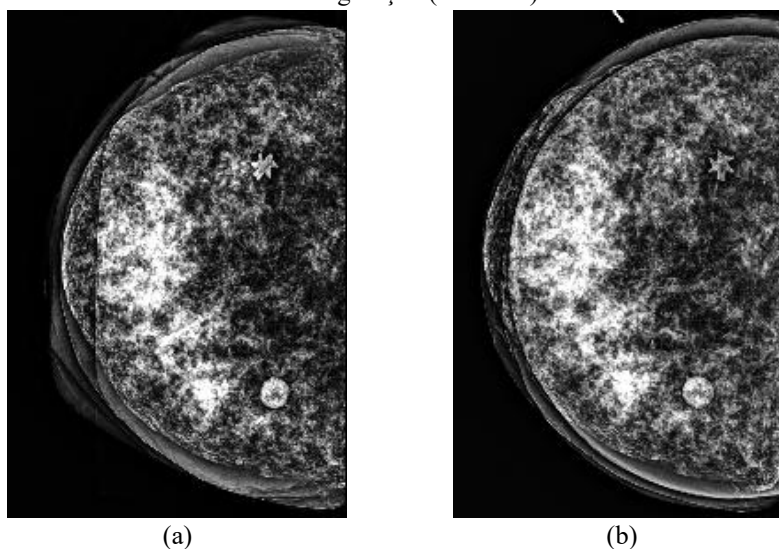
mamas reais, principalmente aqueles associados à complexidade local, à heterogeneidade fina e às variações de contraste.

Por fim, os atributos de Coeficiente Máximo de Correlação, Média da Soma, Uniformidade, Variância da Soma e Variância da Soma Q apresentam maior semelhança entre o *Phantom* BeeMamma e as imagens de mama real, com interseção em 2 pontos entre elas e sobreposição parcial ou quase total, como no caso da Média da Soma, Variância da Soma e Variância da Soma Q. Esses descritores apresentam sobreposição apenas parcial entre os *phantoms*, com apenas 1 ponto de cruzamento entre as duas curvas.

Em síntese, o *Phantom* BeeMamma apresentou comportamentos muito próximos ao *Phantom* Maria e a mama real, em termos de descritores de textura, sobretudo nos atributos de Correlação, Medida de Informação de Correlação 1 e Medida de Informação de Correlação 2. Esses resultados, juntamente com as análises realizadas anteriormente, comprovam a eficácia do *Phantom* BeeMamma na simulação dos tecidos da mama, sendo um modelo reprodutível, acessível e adequado para estudos e validações em sistemas CAD e CADx.

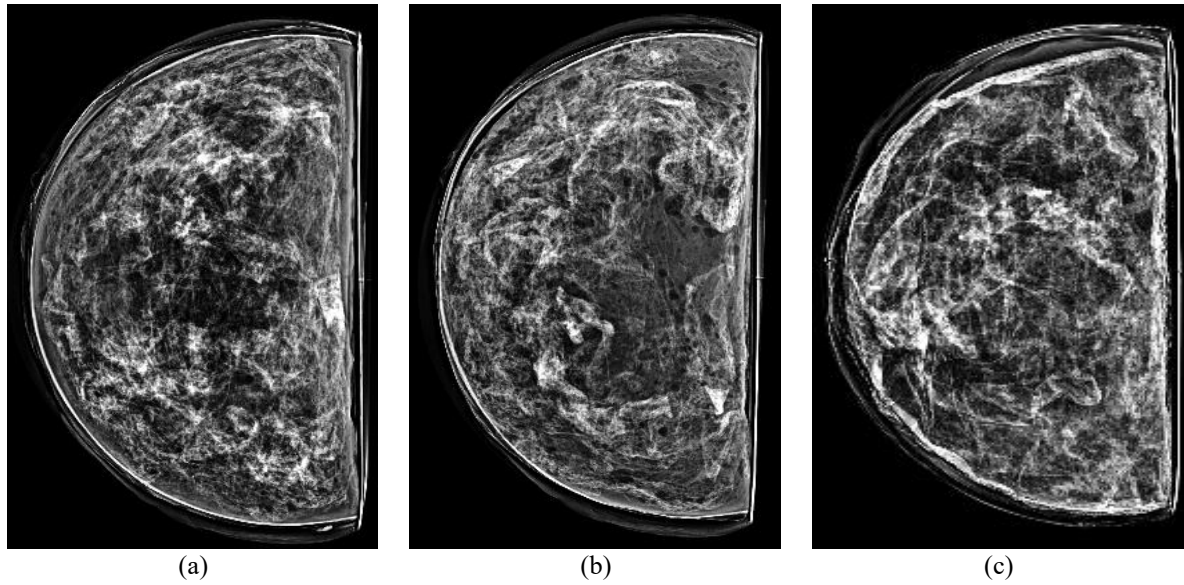
A Figura 48 mostra as imagens mamográficas adquiridas para *Phantom* Maria e para o *Phantom* BeeMamma, ambos com a mesma configuração, de forma a ilustrar a semelhança radiográfica entre eles. É possível também perceber o quanto a irregularidade das bordas das placas foi minimizada no novo modelo, o que indica que o *Phantom* BeeMamma apresentou melhoras significativas em relação ao *Phantom* Maria. Nas Figuras 49, 50 e 51 são apresentadas as imagens mamográficas do *Phantom* BeeMamma, com a forma de contenção, composto por placas com diferentes quantidades de filme PVC, representando densidades de mama variadas, e por placas com lesões simuladas, como nódulos e microcalcificações.

Figura 48 - Imagens mamográficas do (a) *Phantom* Maria e (b) *Phantom* BeeMamma, usando a mesma configuração (Tabela 2).



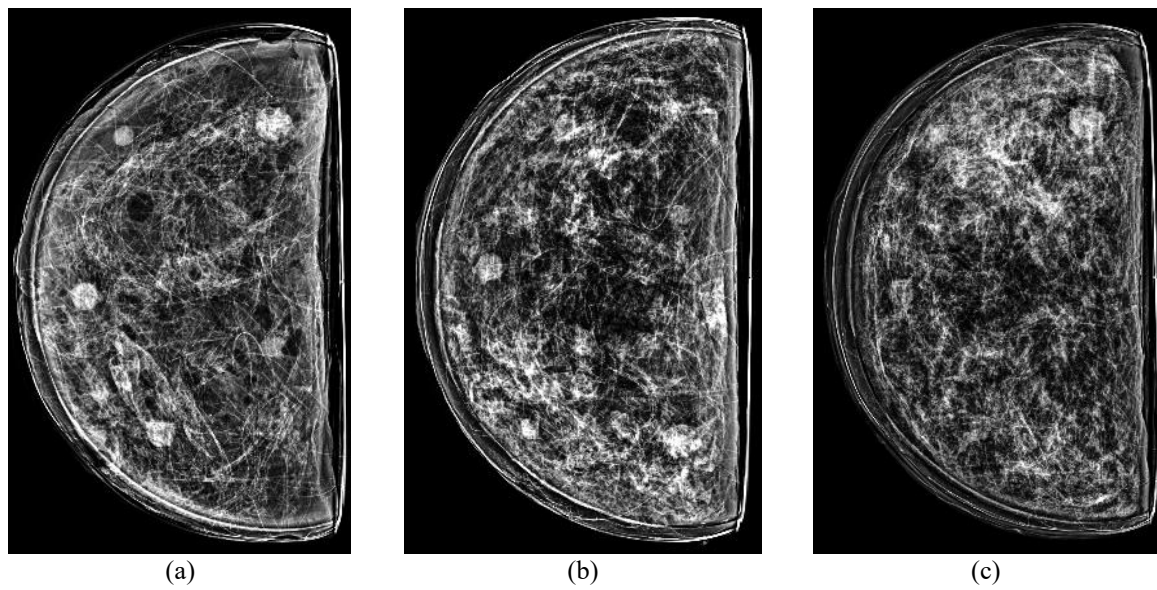
Fonte: Autoria própria, 2025.

Figura 49 - *Phantom* BeeMamma composto por placa de cera de abelha, placa de mistura de cera de abelha e parafina em gel e placa de cera de abelha com (a) 6 g, (b) 12 g e (c) 18 g de filme PVC.



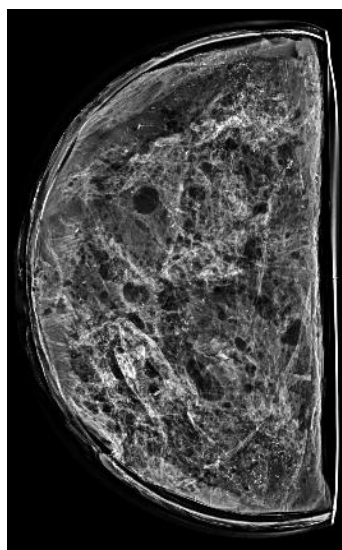
Fonte: Autoria própria, 2025.

Figura 50 - *Phantom* BeeMamma composto por placa de cera de abelha, placa com (a) 6 g, (b) 12 g e (c) 18 g de filme PVC e placa de mistura de cera de abelha e parafina em gel com nódulos.

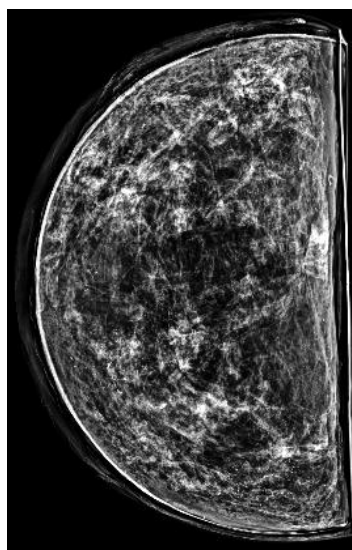


Fonte: Autoria própria, 2025.

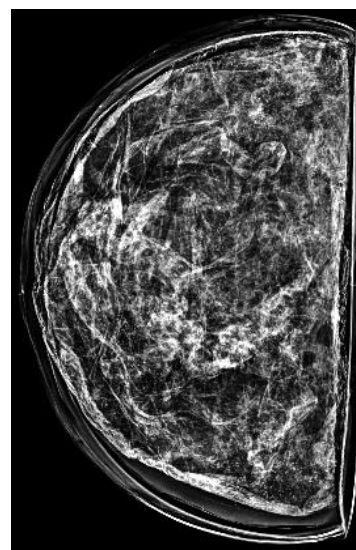
Figura 51 - *Phantom* BeeMamma composto por placa de cera de abelha, placa com (a) 6 g, (b) 12 g e (c) 18 g de filme PVC e placa de cera de abelha com microcalcificações.



(a)



(b)



(c)

Fonte: Autoria própria, 2025.

7. CONCLUSÃO

Este estudo teve como propósito complementar o modelo original proposto por Sousa (2017), ampliando sua versatilidade por meio da produção de novas placas, da padronização geométrica e do uso de materiais mais duráveis e reproduzíveis. Como resultado, foi desenvolvido o Phantom BeeMamma, um novo modelo físico projetado para simular tecidos mamários de diferentes densidades, de maneira realista, durável e padronizada.

A metodologia empregada envolveu o teste de novos materiais, o aperfeiçoamento dos processos de fabricação e uma análise estatística das propriedades radiológicas das placas componentes do phantom desenvolvido, por meio de descritores de textura. Entre os materiais avaliados, a cera de abelha destacou-se como um substituto eficaz para a parafina em gel (Figura 43), demonstrando maior estabilidade estrutural, facilidade de manuseio, mínima deformação e semelhança radiológica com o tecido adiposo.

A introdução de moldes impressos em 3D (inicialmente em PLA e posteriormente aprimorados com TPU) foi de grande importância para o sucesso do objeto simulador produzido. Esses moldes permitiram padronizar a geometria das placas, eliminar irregularidades nas bordas e aumentar, de forma significativa, a durabilidade e a reprodutibilidade do modelo.

As análises confirmaram que o Phantom BeeMamma apresentou elevada similaridade estatística em relação ao Phantom Maria e em relação aos tecidos correspondentes a mamas reais. A forte semelhança entre eles foi demonstrada pela sobreposição das curvas gaussianas em atributos vários atributos de textura, principalmente nos descritores de Correlação, Medidas de Informação de Correlação 1 e 2, Curtose e Assimetria. Mesmo os atributos que apresentaram maiores diferenças mantiveram pelo menos uma interseção com as curvas de referência, reforçando sua coerência estatística e proximidade radiológica com os padrões de referência.

O Phantom BeeMamma, portanto, representa uma alternativa viável e acessível para aplicações em mamografia. Seu desempenho aprimorado, associado ao baixo custo e à facilidade de reprodução, torna-o especialmente adequado para pesquisa, formação profissional e desenvolvimento e validação de sistemas CAdE e CAdx, contribuindo para o avanço contínuo das técnicas de processamento de imagens e da qualidade diagnóstica.

7.1. TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros, sugere-se a continuidade do aprimoramento do *Phantom* BeeMamma, principalmente em relação à padronização das simulações de densidade e das lesões mamárias. Embora este estudo tenha apresentado melhorias importantes em relação à geometria externa das placas, à redução das irregularidades nas bordas e à estabilidade estrutural do *phantom*, a reprodução da estrutura interna ainda pode ser aperfeiçoada por meio de novos protocolos de confecção, incluindo a padronização da quantidade de material por volume, da compactação do filme PVC e da distribuição das estruturas simuladas no interior das placas.

Também é recomendada a realização de novos estudos voltados à padronização das densidades mamárias simuladas, com o desenvolvimento de placas específicas para representar, de forma mais controlada, as quatro categorias de densidade mamária descritas pelo ACR BI-RADS®. Dessa forma, poderão ser produzidos conjuntos de placas correspondentes à mamas predominantemente adiposas, com áreas dispersas de tecido fibroglandular, heterogeneamente densas e extremamente densas, permitindo maior reprodutibilidade entre aquisições e maior controle na comparação com imagens clínicas.

Além disso, propõe-se o aprimoramento das lesões simuladas, com o desenvolvimento de métodos mais precisos para a confecção e inserção de nódulos e microcalcificações. Para isso, podem ser estudados diferentes materiais, tamanhos, formas, contornos e distribuições, buscando representar de maneira mais fiel os padrões descritos pelo BI-RADS®. No caso das microcalcificações, sugere-se a utilização de processos de peneiração, medição ou seleção dimensional dos fragmentos, a fim de garantir maior controle sobre seu tamanho e evitar variações que possam comprometer a reprodutibilidade da simulação. Para os nódulos, recomenda-se a produção de novos modelos tridimensionais com diferentes margens, densidades e dimensões, incluindo padrões circunscritos, irregulares e espiculados.

Outro ponto importante para estudos futuros é a avaliação dos materiais utilizados, especialmente da cera de abelha, considerando sua possível sensibilidade a variações de temperatura, armazenamento e envelhecimento. Assim, a realização de análises periódicas ao longo do tempo poderá contribuir para verificar a estabilidade física, radiográfica e textural das placas, garantindo maior segurança quanto à durabilidade e à reprodutibilidade do *Phantom* BeeMamma.

Sugere-se, ainda, a ampliação das aquisições em diferentes sistemas mamográficos, com o registro detalhado dos parâmetros técnicos e, quando possível, com a comparação entre imagens obtidas em um mesmo equipamento e sob condições semelhantes de exposição. Essa etapa é importante para reduzir a influência de diferentes processamentos de imagem, filtros e algoritmos próprios de cada sistema, permitindo uma avaliação mais precisa da contribuição dos materiais e da estrutura do phantom nos resultados obtidos.

Por fim, recomenda-se que as próximas etapas incluam a validação visual das imagens por profissionais especialistas, como médicos radiologistas, com experiência em mamografia, associada às análises quantitativas por descritores de textura. A combinação entre avaliação estatística e análise visual poderá fortalecer a validação do *Phantom BeeMamma* como objeto simulador mamográfico, tornando-o mais adequado para a formação de bancos de imagens, para estudos de processamento de imagens e para o desenvolvimento e validação de esquemas CAD, CADe e CADx.

REFERÊNCIAS

(AGUILLAR; BAUAB; MARANHÃO, 2009)

AGUILLAR, V.; BAUAB, S.; MARANHÃO, N. *Mama: diagnóstico por imagem: mamografia, ultrassonografia, ressonância magnética*. 1. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2009.

(ALDERSON, 1962)

Alderson SW, Lanzl LH, Rollins M, *et al.* An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. *Am J Roentg*. 1962; 87:185–195.

(ALSSABBAGH *et al.*, 2017)

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; MAIA, 2015)

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

(AMERICAN CANCER SOCIETY, 2021)

AMERICAN CANCER SOCIETY. What is breast cancer? 2021. Disponível em: <https://www.cancer.org/cancer/types/breast-cancer/about/what-is-breast-cancer.html>

(ACR MAMMOGRAPHY ACCREDITATION, 2024)

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. Mammography Accreditation Program Requirements. Reston: ACR, 2024. Disponível em: <https://www.acr.org/Accreditation/Modalities/Mammography>

(ANDOLINA; LILLÉ, 2011)

ANDOLINA, V.; LILLÉ, S. *Mammographic imaging: a practical guide*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

(ANVISA, 2022)

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA (Brasil). Resolução - RDC no 611, de 9 de março de 2022. Brasília, DF: Anvisa, 2022. Disponível: https://antigo.anvisa.gov.br/documents/10181/6407467/RDC_611_2022_.pdf/c552d93f-b80d-408e-92a0-9fa3573f6d46

(ATTIX, 2008)

ATTIX, F. H. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. [S. l.: s.n.], 2008. *Atualização em mamografia para técnicos em radiologia* / Instituto Nacional do Câncer José Alencar Gomes da Silva. – 2. ed. rev. atual. Rio de Janeiro: INCA

(BAKIC *et al.*, 2009)

BAKIC, P. R. *et al.* Breast Percent Density: Estimation on Digital Mammograms and Central Tomosynthesis Projections1. *Radiology*, v. 252, n. 1, p. 40-49, 2009.

(BENEDETTO, 2016)

De Benedetto, D., Abdulcadir, D., Giannotti, E., Nori, J., Vanzi, E., & Capaccioli, L. (2016). Radiological anatomy of the breast. *Italian Journal of Anatomy and Embryology*, 121(1), 20–36. Retrieved from <https://oajournals.fupress.net/index.php/ijae/article/view/1541>

(BERGER, 2009)

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>.

(BRASIL, 2014)

BRASIL. Curso de atualização em mamografia para técnicos e tecnólogos em radiologia. Brasília Ministério da Saúde. Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde. Departamento de Gestão da Educação na Saúde, 2014.

(BUSHBERG; BOONE, 2011)

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

(BYNG *et al.*, 1998)

BYNG, J. W. *et al.* Analysis of mammographic density and breast cancer risk from digitized mammograms. *RadioGraphics*, vol. 18, n. 6, p. 1587-1598, 1998.

(CALLDWELL; YAFFE, 1990)

Caldwell, C.B., Yaffe, M.J, “Development of an anthropomorphic breast phantom”, *Medical Physics*. 17(2) (1990).

(CALAS, 2012)

CALAS MJG, Gutfilen B, Pereira WCA. CAD e mamografia: por que usar esta ferramenta? *Radiol Bras*. 2012 Jan/Fev;45(1):46–52.

(CARDOSO *et al.*, 2025)

CARDOSO, F. J. F; PATROCINIO, A.C.; SANTOS, M.C.M.; BRITO, J.M.; SCHIABEL, H. “Analytical software for visual and quantitative comparison of real mammography and phantom breast cancer imaging”, *Academy Oncology*, Vol. 2, nº 1, 2025. <https://doi.org/10.20935/AcadOnco7529>.

(CASTRONOVO, BELLAHCENE, 1998)

CASTRONOVO, V.; BELLAHCENE, A. Evidence that breast cancer associated microcalcifications are mineralized malignant cells. *International journal of oncology*, v. 12, p. 305–308, 1998.

(CELINA *et al.*, 2023)

CELINA, F. M. *et al.*, Evaluation of in-house phantoms for mammography accreditation with various 3D printer filaments, *Journal of Physics: Conference Series*, v. 2498, 2023.

(CHEN, 1995)

Chen, Y. Q. Novel techniques for image texture classification. PhD thesis, University of Southampton, Department of Electronics and Computer Science, 1995.

(DANCE *et al.*, 2014)

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

(DEWERD; KISSICK, 2014)

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

(DUDA, HART, STORK, 2012)

DUDA, R. O.; HART, P. E.; STORK, D. G. Pattern classification. John Wiley & Sons, 2012.

(EBERL *et al.*, 2006)

EBERL, M. M. *et al.* BI-RADS Classification for Management of Abnormal Mammograms. *The Journal of the American Board of Family Medicine*, vol. 9, p. 161-164, 2006.

(FANDOS-MORERA *et al.*, 1988)

FANDOS-MORERA, A. *et al.* Breast tumors: composition of microcalcifications. *Radiology*, v. 169, n. 2, p. 325–327, nov. 1988.

(FCC, 2025)

FCC. O que é TPU e por que o elastômero termoplástico é o material do futuro? Disponível em: <<https://www.fcc.com.br/publicacoes/o-que-e-tpu>>.

(FLORES *et al.*, 2022)

FLORES, Mabel Bustos *et al.* Breast phantom made of acrylic slabs for tests in mammography DR, *Applied Radiation and Isotopes*, Volume 188, 2022, 110389, ISSN 0969-8043, <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2022.110389>.

(GAMMEX, 2021)

GAMMEX-RMI. ACR Mammographic Accreditation Phantom – Product Specifications. Middleton: Gammex, 2021.

(GAWALI, 2021)

GAWALI, S. Skewness and Kurtosis |Shape of data: Skewness and Kurtosis. Disponível em: <<https://www.analyticsvidhya.com/blog/2021/05/shape-of-data-skewness-and-kurtosis/>>.

(GONZALEZ, WOODS, 2010)

GONZALEZ, R. C.; WOODS R. E. Processamento digital de imagens. 3ª Ed. Pearson Prentice Hall, São Paulo, 2010.

(HARALICK, SHANMUGAM, DINSTEIN, 1973)

HARALICK, R. M.; SHANMUGAM, K.; DINSTEIN, I. H. Textural features for image classification. *Systems, Man and Cybernetics.*, n. 6, p. 610-621, 1973.

(HARALICK, 1979)

HARALICK, R. M. Statistical and structural approaches to texture. *Proceedings of the IEEE*, v. 67, n. 5, p. 786-804, 1979.

(HAUS, YAFFE, 2000)

HAUS, A. G.; YAFFE, M. J. Screen-film and digital mammography: image quality and radiation dose considerations. *Radiologic Clinics of North America*, v. 38, n. 4, p. 871-898, 2000.

(HONG *et al.*, 2005)

HONG, Andrea S. *et al.* BI-RADS for sonography: positive and negative predictive values of sonographic features. *American Journal of Roentgenology*, v. 184, n. 4, p. 1260-1265, 2005.

(HUBER, DUTRA, 1998)

HUBER, R.; DUTRA, L. V. Feature selection for ERS-1/2 InSAR classification: high dimensionality case. In: *Geoscience and Remote Sensing Symposium Proceedings*, 1998. IGARSS'98. 1998 IEEE International. IEEE, 1998. p. 1605-1607.

(IAEA, 2011)

IAEA. IAEA Human Health Series No. 17: Quality Assurance Programme for Digital Mammography Vienna: International Atomic Energy Agency, 2011.

(ICRU48, 1992)

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>.

(INCA, 2002)

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (Brasil). Falando sobre câncer de mama. Rio de Janeiro: Instituto Nacional do Câncer/ Ministério da Saúde, 2002.

(INCA, 2007)

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (Brasil). Mamografia: da prática ao controle. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. – Rio de Janeiro: INCA, 2007

(INCA, 2018)

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (Brasil). Atualização em mamografia para técnicos em radiologia / Instituto Nacional do Câncer José Alencar Gomes da Silva. – Rio de Janeiro: INCA, 2018.

(INCA, 2022a)

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (Brasil). Estimativa 2023: incidência do Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA, 2022a. Disponível em: <https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/cancer/numeros/estimativa>.

(INCA, 2022b)

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (Brasil). Parâmetros técnicos para detecção precoce do câncer de mama. Rio de Janeiro: INCA, 2022b. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/publicacoes/livros/parametros-tecnicos-para-deteccao-precoce-do-cancer-de-mama>.

(INSTITUTO BRASILEIRO DO PVC, s.d.)

INSTITUTO BRASILEIRO DO PVC. O que é PVC – Instituto Brasileiro do PVC. Disponível em: <<https://pvc.org.br/o-que-e-pvc/>>.

(JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2017)

JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. Histologia básica. 13ª edição. Rio de Janeiro - RJ: Guanabara Koogan, 2017.

(KARELLAS; GIGER, 2004)

KARELLAS, A.; GIGER, M. L. Advances in Breast Imaging: Physics, Technology, and Clinical Applications: Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics. Radiological Society of North America, 2004.

(KATO *et al.*, 1995)

KATO, I. *et al.* A nested case-control study of mammographic patterns, breast volume, and breast cancer (New York City, NY, United States). Cancer Causes & Control, v. 6, n. 5, p. 431-438, 1995.

(KOPANS, 2008)

KOPANS, D. B. Diagnóstico por imagem da mama. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.

(LARRY *et al.*, 2020)

LARRY, P. *et al.* Medicina Interna de Harrison. 20. ed. Porto Alegre: AMGH, 2020. 2v.

(LE GAL *et al.*, 1984)

Le Gal M, Chavanne G, Pellier D. Valeur diagnostique des microcalcifications groupées découvertes par mammographies. Bull Cancer. 1984;71(1):5764

(MARQUES FILHO, VIEIRA NETO, 1999)

MARQUES FILHO, Ogê; VIEIRA NETO, H. Processamento digital de imagens. Brasport, 1999.

(MATHEUS, 2015)

MATHEUS, B. R. N. Sistema JAVA para gerenciamento de esquema CADx em mamografia. [s.l.] Tese (Doutorado). Escola de Engenharia de São Carlos/USP, 2015.

(MATHEUS; SCHIABEL, 2013)

MATHEUS, B.; NETO, J.; SCHIABEL, H. Clustered microcalcification detection scheme for mammographic images. Proceedings of the International Conference on Image Processing, Computer Vision, and Pattern Recognition (IPCV). The Steering Committee of The World Congress in Computer Science, Computer Engineering and Applied Computing (WorldComp), 2013.

(MATHWORKS, 2017)

MATHWORKS. Matlab© Skewness. 2017. Disponível em: <https://www.mathworks.com/help/stats/skewness.html>

(MENECELLI; PACHECO; SCHIABEL, 2017).

MENECELLI, R. C.; PACHECO, A. L. V.; SCHIABEL, H. Automatic breast tissue density estimation scheme in digital mammography images. (M. A. Kupinski, R. M. Nishikawa, Eds.) Proc. of SPIE Medical Imaging. 10 mar. 2017.

(NISHIKAWA, 1998)

NISHIKAWA, R. M. Mammographic Databases. Breast Disease, v. 10, n. 3–4, p. 137–150, 1 ago. 1998.

(NISHIKAWA, 2010)

NISHIKAWA, R. M. Computer-aided Detection and Diagnosis. In: Digital Mammography. Medical Radiology. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2010. p. 85–106.

(NOVO, 2017)

NOVO, Ramalho Ramos Martins. Análises físico-química e atioxidante da cera de abelha bruta (*Apis mellifera*) encontrada na região do Maciço de Baturité. 2017. 43 f. Monografia (Graduação). Curso de Ciências da Natureza e Matemática, Instituto de Ciências Exatas e da Natureza, Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira, Redenção, 2017.

(NUCLEMED, 2006)

NUCLEMED. Rachel - Anthropomorphic Breast Phantom > Mammography Phantoms > Nucledmed. Disponível em: <<https://www.nuclemed.be/product.php?cat=136&prod=454>>.

(OKUNO; YOSHIMURA, 2016)

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

(ORIA *et al.*, 2025).

ORIA, Martina *et al.*, Image-based reconstruction of anthropomorphic breast phantoms for synthetic mammogram generation, Computers in Biology and Medicine, Volume 198, Part A, 2025, 111121, ISSN 0010-4825, <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2025.111121>.

(PANDYA, MACY, 1995)

PANDYA, A.; MACY, R. Neural Networks for pattern recognition using C++: IEEE Press and CRC Press 1995.

(PINHEIRO, 2024)

PINHEIRO, M. S. D. Análise de materiais e desenvolvimento de objeto simulador mamográfico. Dissertação de mestrado - Faculdade de Engenharia Elétrica, Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Uberlândia, 2024. Disponível em: <https://repositorio.ufu.br/handle/123456789/44838>.

(POLIDENTAL, 2014)

POLIDENTAL. Ficha de informações de segurança de produtos químicos (FISPQ). *Cera Utilidade Wilson Polidental*. São Paulo: Polidental, 2014. Disponível em: <https://cdn.dentalcremer.com.br/conteudos/Ficha%20de%20Seguran%C3%A7a%20FISPQ%20Cera%20Utilidade%20Wilson%20Polidental.pdf>

(PRATT, 1991)

PRATT, W. K. Digital Image Processing. Publisher John Wiley & Sons, 1991.

(PROPEQ, 2021)

PROPEQ. Venha conhecer os tipos de parafina e suas aplicações - Propeq Soluções. Disponível em: <<https://propeq.com/tipos-de-parafina/>>.

(RUBIN, 1989)

RUBIN, R. H. The effect of density variations on elemental abundance ratios in gaseous nebulae. The Astrophysical Journal Supplement Series, v. 69, p. 897-910, 1989.

(SAFTLAS *et al.*, 1991)

SAFTLAS, A. F. *et al.* Mammographic densities and risk of breast cancer. Cancer, v. 67, n. 11, p. 2833-2838, 1991.

(SARNO *et al.*, 2023)

SARNO, A.; VALERO, C.; TUCCIARIELLO, R. M.; DUKOV, N.; COSTA, P. R.; TOMAL, A., “Physical and digital phantoms for 2D and 3D x-ray breast imaging: Review on the state-of-the-art and future prospects”. *Radiation Physics and Chemistry*, Volume 204, 2023, ISSN 0969-806X, <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2022.110715>.

(SCHIABEL, 2014)

SCHIABEL, H. Esquemas CAD: uma análise dos seus aspectos e aplicações como ferramenta de auxílio ao diagnóstico em mamografia. In: *Tecnologias, Técnicas e Tendências em Engenharia Biomédica*. 1. ed. Bauru, SP: Canal 6 Editora, 2014.

(SCHIABEL; MENECELLI, 2013)

SCHIABEL, H.; MENECELLI, R. C. Characterization Of Secondary Signals Of Breast Cancer To Compose A Module From A Cadx Scheme. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. 14 jun. 2013.

(SICKLES *et al.*, 2013)

SICKLES, E. A. *et al.* ACR BI-RADS® Mammography. In: *ACR BI-RADS® Atlas, Breast Imaging Reporting and Data System*. Reston, VA, American College of Radiology, 2013.

(SILVA, 2012)

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.

(SOLVEN, s.d.)

SOLVEN. Parafina para Produção de Emulsão de Parafina: O Que Sua Indústria Precisa Saber - Solven Solventes e Químicos. Disponível em: <<https://solven.com.br/mercado/parafina-para-producao-de-emulsao-de-parafina-o-que-sua-industria-precisa-saber/>>.

(SOUSA, 2017)

SOUSA, M. A. Z. Desenvolvimento de um objeto simulador de mama: investigações da percepção visual da imagem e do desempenho de esquemas CADx. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2017.

(SOUSA; SIQUEIRA; SCHIABEL, 2015)

SOUSA, M. A. Z.; SIQUEIRA, P. N.; SCHIABEL, H. Evaluation of a simulation procedure designed to recognize shape and contour of suspicious masses in mammography. (C. R. Mello-Thoms, M. A. Kupinski, Eds.) *Proceedings of SPIE, Medical Imaging 2010: Physics of Medical Imaging* SPIE Medical Imaging: Physics of Medical Imaging. Orlando: 17 mar. 2015.

(SOUTO, 2013)

SOUTO, D. Ebah. Equipamento de mamografia, 2013. Disponível em: <<http://www.ebah.com.br/content/ABAAAAVoEAH/equipamento-mamografia>>.

(STANTON, 1978)

Stanton L, Villafana T, Day JL, *et al.* A breast phantom method for evaluating mammography technique. *In* *Invest* 1978;13(4):291–297.

(STEMBERG, 2010)

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

(SUN NUCLEAR, 2022)

SUN NUCLEAR. Mammo 156™ Phantom. Sun Nuclear (Mirion Technologies, Inc.), 2022. Disponível em: https://www.sunnuclear.com/uploads/documents/datasheets/Diagnostic/Mammo-156-Phantom_110222.pdf

(TAPLIN *et al.*, 2002)

TAPLIN, S. H. *et al.* Concordance of Breast Imaging Reporting and Data System Assessments and Management Recommendations in Screening Mammography 1. *Radiology*, v. 222, n. 2, p. 529-535, 2002.

(TAUHATA *et al.*, 2003)

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

(TECH COMPOSITES, 2023)

TECH COMPOSITES. Fibra de Vidro: vantagens e principais aplicações na indústria - Tech Composites. Disponível em: <<https://techcomposites.com.br/2023/10/09/o-que-e-a-fibra-de-vidro-suas-propriedades-e-aplicacoes-2/>>.

(TORNOS *et al.*, 1990)

TORNOS, C. *et al.* Calcium Oxalate Crystals in Breast Biopsies The Missing Microcalcifications. *The American journal of surgical pathology*, v. 14, n. 10, p. 961–968, 1990.

(TORRENT *et al.*, 2010)

TORRENT, A. *et al.* A supervised micro-calcification detection approach in digitised mammograms. 2010 IEEE International Conference on Image Processing. IEEE, set. 2010

(ULTIMAKER, s.d)

ULTIMAKER. Materials. Disponível em: <<https://ultimaker.com/material/>>.

(VARALLO *et al.*, 2022)

VARALLO, Antonio *et al.* Fabrication of 3D printed patient-derived anthropomorphic breast phantoms for mammography and digital breast tomosynthesis: Imaging assessment with clinical X-ray spectra, *Physica Medica*, Volume 98, 2022, Pages 88-97, ISSN 1120-1797, <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.04.006>.

(VARGHESE *et al.*, 2012)

VARGHESE, J. S. *et al.* Mammographic breast density and breast cancer: evidence of a shared genetic basis. *Cancer research*, v. 72, n. 6, p. 1478-1484, 2012.

(VIÉGAS, s.d.)

VIÉGAS, Célia Maria Pais. Anatomia topográfica x planos de tratamento. In: SEMINÁRIO DE RADIOTERAPIA, Instituto Nacional de Câncer. [S. l.]: INCA, [200–?].

(WHITMAN, HAYGOOD, 2012)

WHITMAN, G. J.; HAYGOOD, T. M. *Digital Mammography: A Practical Approach*. Cambridge University Press, 2012.

(WOLBARST, 1993)

WOLBARST, A. B. *Physics of radiology*. McGraw-Hill/Appleton & Lange, 1993.